

ÉCOLE DOCTORALE
MATHEMATIQUES, INFORMATIQUE, PHYSIQUE THEORIQUE ET INGENIERIE DES
SYSTEMES

LABORATOIRE PRISME

THÈSE présentée par :
Raphaël DESTREZ

soutenue le : **13/12/2013**

pour obtenir le grade de : **Docteur en Sciences et Technologies Industrielles**

Discipline : **Automatique et traitement du signal**

Recalage automatique de modèles 3D
d'arcades dentaires à partir de
photographies

THÈSE dirigée par :

Sylvie TREUILLET
Yves LUCAS

Maître de Conférences, HDR, Université d'Orléans
Maître de Conférences, HDR, Université d'Orléans

RAPPORTEURS :

Christophe DOIGNON
Yvon VOISIN

Professeur, Télécom Physique Strasbourg
Professeur, Université de Bourgogne

JURY:

Pierre VIEYRES
Christophe DOIGNON
Yvon VOISIN
Benjamin ALBOUY
Yves LUCAS
Arnaud MARCHADIER
Sylvie TREUILLET

Professeur, Université d'Orléans, Président du jury
Professeur, Télécom Physique Strasbourg
Professeur, Université de Bourgogne
Maître de Conférences, Université d'Auvergne
Maître de Conférences, HDR, Université d'Orléans
Ingénieur R&D, DENTSPLY GAC
Maître de Conférences, HDR, Université d'Orléans

Remerciements

En premier lieu, je tiens à adresser ma gratitude aux personnes qui m'ont fait l'honneur de leur présence à ce jury de thèse :

Monsieur Christophe DOIGNON, Professeur à Télécom Physique Strasbourg, et Monsieur Yvon VOISIN, Professeur de l'Université de Bourgogne, qui ont acceptés de porter de l'intérêt à mon travail et d'en être les rapporteurs.

Pierre VIEYRES, Professeur de l'Université d'Orléans qui l'a présidé.

Benjamin ALBOUY-KISSI, Maître de Conférence de l'Université d'Auvergne, qui m'a conseillé, m'a apporté son expertise sur de nombreux points et sa sympathie.

J'adresse un profond remerciement à Madame Sylvie TREUILLET et Monsieur Yves LUCAS, Maîtres de conférences de l'Université d'Orléans, pour avoir dirigés et encadrés cette thèse. Je les remercie tout particulièrement pour leurs conseils, leur soutien devant les difficultés, leur disponibilité mais aussi leur bonne humeur et sympathie durant ces trois années.

Je suis reconnaissant envers la société XtremViz et plus particulièrement envers Sylvain Ordureau pour sa vision, son expérience et pour m'avoir donné l'opportunité de travailler pendant trois ans sur cette thèse ; mais aussi à l'ensemble de mes collègues avec une pensée particulière pour Chloé Vaniet pour sa présence et son professionnalisme.

Ancien collègue industriel et universitaire, je tiens adresser mes plus profonds remerciements à Arnaud MARCHADIER, pour sa présence dans ce jury mais surtout pour m'avoir encourager dans la voie de la thèse, pour son expérience, ses conseils, sa motivation et sa passion.

Mes remerciements s'adressent aussi à Polytech'Orléans et au Laboratoire PRISME qui m'ont ouverts leurs portes et accueillis durant cette thèse. Toute ma sympathie va à l'ensemble de leurs membres et principalement ceux des équipes du pôle Image et Vision et du pôle Signal du site Galilée pour leur convivialité. Plus particulièrement, je remercie Wael Elloumi, Kamal Boudjelaba, Meryem Jabloun, Thien Luu, Sonia Akkoul, Dalal Ait Allal, Ahmed Derbel.

Je remercie également mes amis pour leur soutien et les moments de détente partagés. Enfin, j'adresse ma profonde gratitude à ma famille et mes proches pour leur soutien et encouragements durant toutes mes années d'études et plus particulièrement pendant ces trois dernières années. Surtout, je remercie infiniment ma compagne Amaly pour sa présence, son immense soutien et ses encouragements durant les deux dernières années quelles que soit les épreuves traversées.

Table des matières

Introduction	1
1 Contexte de l'orthodontie	7
1.1 L'orthodontie	7
1.2 Méthodes de visualisation courantes pour le diagnostic	12
1.2.1 Modèles Dentaires	13
1.2.2 Photographies	13
1.2.3 Imagerie par rayons X	15
1.2.3.1 La radiographie et mise en place de la céphalométrie	15
1.2.3.2 CT-Scan et scanner CBCT	17
1.3 Avènement du numérique	18
1.3.1 Applications courantes basées sur l'utilisation des modèles dentaires	18
1.3.1.1 Numérisation des modèles dentaires en plâtre	18
1.3.1.2 Applications numériques de planification et de traitements du marché basées sur les empreintes dentaires	20
1.3.2 Autres outils de visualisation 3D et utilisations	20
1.3.2.1 Stéréophotogrammétrie	20
1.3.2.2 Autres méthodes optiques	22
1.3.2.3 Applications de ces techniques d'acquisitions visuelles à la digitalisation de modèles dentaires	23
1.3.2.4 Solutions du marché pour la reconstruction directe des ar- cades dentaires	24
1.3.2.5 Fusion de méthodes	24
1.3.2.6 Autres applications	26
1.3.3 Conclusion sur l'apport du numérique et de la 3D en orthodontie . .	27
1.4 Mise en occlusion des arcades dentaires numériques	29
2 Stratégie de recalage visuel 2D/3D	33
2.1 Etat de l'art sur le recalage visuel	34
2.1.1 Modèle géométrique de projection	34
2.1.2 Méthodes d'estimation de la matrice de projection et de recalage 3D à partir d'images	38
2.1.2.1 Sans connaissance de K	38
2.1.2.2 Avec connaissance de K	39
2.1.2.3 Bilan	40

2.2	Stratégie de recalage visuel	41
2.2.1	Méthode d'estimation de la matrice de projection	42
2.2.1.1	Estimation de P_i avec connaissance de la focale	42
2.2.1.2	Estimation de P_i sans connaissance de K	43
2.2.2	Méthode de recalage de la mandibule	43
2.3	Etude de faisabilité	45
2.3.1	Jeux de données	45
2.3.2	Validation du calcul de la matrice de projection P_i	47
2.3.2.1	Vues virtuelles	48
2.3.2.2	Images réelles	50
2.3.3	Validation du recalage de la mandibule	50
2.3.3.1	Vues virtuelles	51
2.3.3.2	Images réelles	55
2.3.4	Conclusion sur l'étude de faisabilité	56
2.4	Conclusion	57
3	Détection automatique de points singuliers 2D/3D	59
3.1	Définitions des points singuliers	59
3.2	Extraction des points 2D	61
3.2.1	Points "Interstices" et "Milieux"	62
3.2.1.1	Extraction du collet	62
3.2.1.2	Extraction des points	65
3.2.2	Points "Occlusaux"	66
3.2.2.1	Extraction des contours de détection	66
3.2.2.2	Extraction des points "Occlusaux"	68
3.2.3	Bilan sur l'extraction des points singuliers 2D	70
3.3	Extraction des points singuliers 3D	70
3.3.1	Notions de courbures	71
3.3.2	Détection des points singuliers	72
3.3.2.1	Sélection des zones de recherche	74
3.3.2.2	Extraction des points "Occlusaux" et "Interstices" à partir des zones de recherche	76
3.3.2.3	Extraction des points "Milieux"	78
3.3.3	Bilan sur l'extraction des points singuliers 3D	80
3.4	La mise en correspondance	80
3.4.1	Appariement de points homologues entre les images	80
3.4.1.1	Méthode d'identification automatique	81
3.4.1.2	Cas particuliers et limitations	83
3.4.1.3	Bilan	84
3.4.2	Appariement de points homologues 2D/3D	85
3.5	Conclusion	87

4	Optimisation de la position des points 2D et 3D	89
4.1	Algorithme d'optimisation de la position des points	89
4.1.1	Principe	89
4.1.2	Optimisation de la position des points 3D	92
4.1.3	Optimisation de la position des points 2D	93
4.1.4	Optimisation de la position des points 2D et 3D	94
4.2	Surfaces de déplacement 2D	94
4.2.1	Contours "collets"	95
4.2.2	Contours de la surface d'occlusion	95
	4.2.2.1 Détection guidée du contour	96
	4.2.2.2 Conclusion sur la détermination des contours de la surface d'occlusion	105
4.3	Surfaces 3D	106
4.3.1	UV Mapping	106
4.3.2	Correspondance entre la carte UV et le maillage 3D	108
4.4	Conclusion	109
5	Evaluation des performances	111
5.1	Données et références	111
5.1.1	Photos "en bouche"	111
5.1.2	Modèles dentaires	112
5.1.3	Positionnement de référence	113
5.2	Evaluation de la qualité des points d'intérêt	114
5.2.1	Appréciation de la position des points 2D	114
5.2.2	Appréciation de la position des points 3D	117
5.2.3	Bilan de l'évaluation de la détection automatique	120
5.3	Evaluation de l'optimisation des points 2D/3D	121
5.3.1	Appréciation de l'optimisation de la position des points 2D	121
5.3.2	Appréciation de l'optimisation de la position des points 3D	124
5.3.3	Bilan sur l'optimisation des points 2D et 3D	126
5.4	Evaluation de l'estimation des matrices de projection et du recalage des mo- dèles dentaires	127
5.4.1	Résultats obtenus sans optimisation pour 2 ou 3 vues	128
5.4.2	Comparaison des méthodes d'optimisation pour un triplet d'images .	130
5.4.3	Influence de l'initialisation sur le recalage	133
5.5	Conclusion	133
	Conclusions et perspectives	137
A	Base de données	141
A.1	Données pour la chaine de traitement complète de recalage	142
A.1.1	Données pour l'étude de faisabilité	142
A.1.2	Données pour les tests sur la chaine quasi-complète	143
A.2	Echantillon de données additionnelles	146

B	Tests pour l'obtention du collet	149
B.1	Extraction initiale du collet par des méthodes de segmentation	150
B.2	Optimisation du contour “collet” par des méthodes de contours actifs	155
B.2.1	Méthodes de contours actifs	155
B.2.1.1	Algorithme de Chan et Vese	156
B.2.1.2	Algorithme Narrow Band de J. Mille	156
B.2.2	Données et protocoles	157
B.2.3	Mesure utilisée 158	
B.2.4	Résultats	158
B.2.5	Conclusion	160
C	Extraction du contour occlusal	161
C.1	Compléments sur le processus d'extraction guidée du contour occlusal	161
C.1.1	Détermination des poids P_i et P_e	163
C.1.2	Complément sur la mise à jour des points E' et I'	164
C.2	Extraction finale de contours occlusaux	165

Introduction

L'orthodontie est une spécialité dentaire dédiée à la correction des mauvaises positions des mâchoires et des dents afin d'optimiser l'engrènement dentaire (occlusion) dans un but esthétique ou fonctionnel. Comme dans toutes les spécialités médicales, l'orthodontiste a besoin d'outils d'aide au diagnostic et de suivi de soin. Ces outils peuvent être très variés : modèles dentaires en plâtre, photographies de la mâchoire du patient, radiographies panoramiques, acquisition des arcades par tomographie à rayons X, scanner intra-oral, etc... Si certains de ces modes de visualisation ne sont pas encore répandus dans tous les cabinets d'orthodontie, les modèles en plâtre ou moulages d'études réalisés à partir des empreintes des mâchoires du patient, restent une méthode de visualisation de routine dans le traitement orthodontique.

Pour respecter les lois et législations, les modèles en plâtre doivent être conservés 10 ans. Ceci pose des contraintes logistiques et de stockage. De plus, cette forme de stockage "solide" n'écarte pas le risque de casse du modèle dentaire.

Afin de rendre les pratiques médicales plus précises, moins invasives et plus efficaces, la numérisation des données et l'analyse d'images est aujourd'hui en plein essor dans le domaine de l'orthodontie. Ceci permet de gérer et de partager ces données plus facilement (photos, images radiologiques, modèles en plâtre...) et de faciliter la communication auprès des patients. Dans l'optique de régler les problèmes liés au stockage, l'orthodontie a recours à la numérisation des plâtres pour les utiliser dans des logiciels et pour simplifier la conservation (contrainte de stockage faible (15 Mo), plus de problèmes liés à la casse). De plus, toutes ces données peuvent être utilisées dans des logiciels facilitant le diagnostic et la planification de traitement. La solution ModelViewer (figure 1), proposée par le laboratoire d'orthodontie Ortho-Concept¹ et mise en place par la société XtremViz² ; ou encore les solutions proposées par OrthoCad ou Emodels comportent ce genre d'outils. Ce type d'application peut aussi permettre, par exemple, de simuler la pose d'un arc et les déplacements des dents par rapport à ce dernier.

1. <http://www.ortho-concept.com>

2. www.usefulprogress.com

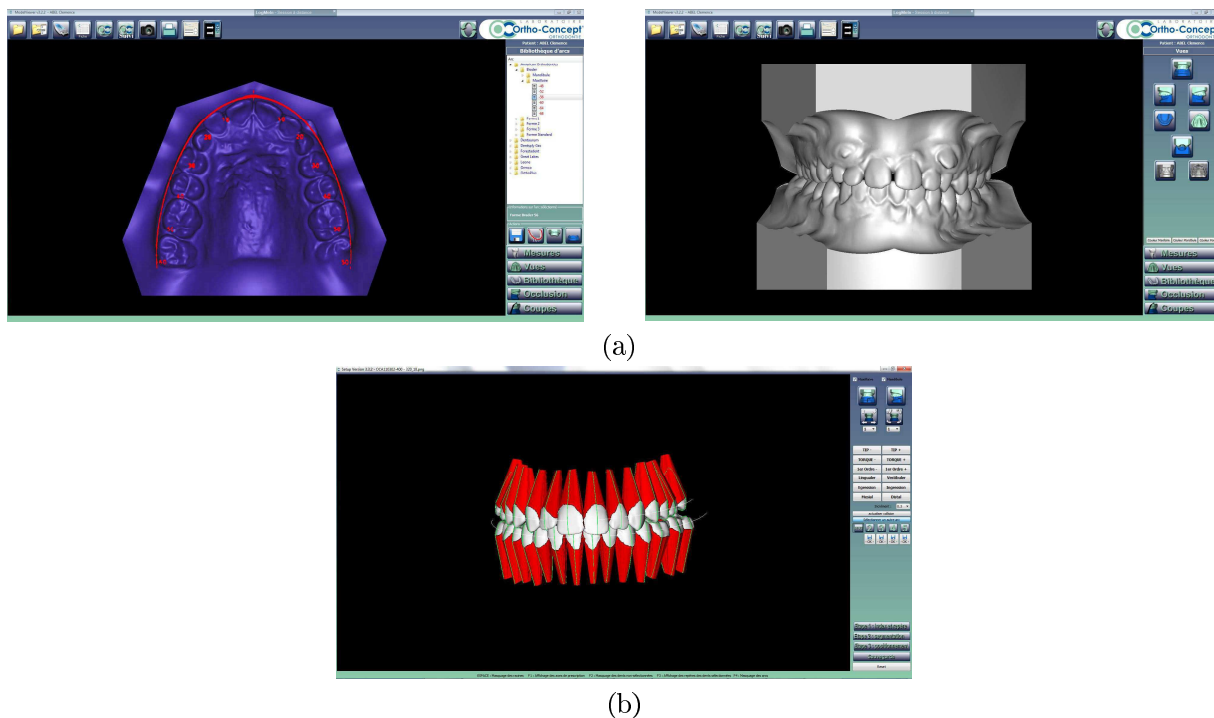


FIGURE 1: Images issues de ModelViewer (a) et d'un logiciel de planification (b)

Problématique

En partenariat avec le laboratoire Ortho-Concept, la société XtremViz a mis en place un service de numérisation des empreintes dentaires. Les plâtres des mâchoires sont numérisés séparément grâce à un scanner CT (Computed Tomography) : un rack contient un ensemble de 16 compartiments séparés par environ 15 cm de mousse dans lesquels sont entreposés les modèles en plâtre. A partir des coupes du scanner (fichiers DICOM), un modèle numérique surfacique tridimensionnel de chaque arcade dentaire est créé puis restitué à l'orthodontiste via internet sous forme d'un fichier informatique. Cette phase de modélisation est réalisée de façon interactive en portant une attention particulière à l'ajustement de l'occlusion des deux arcades dentaires et à l'esthétisme global du modèle numérique final. Le spécialiste peut utiliser les arcades numériques dans un logiciel de diagnostic. Actuellement, le processus de mise en occlusion des modèles reste très majoritairement manuel et aidé par l'observation des photos "en bouche", ce qui rend cette étape minutieuse, coûteuse en temps (4 à 5 minutes pour chaque modèle pour 200 à 350 cas par semaine) et dépendante de l'utilisateur.

Dans le cadre d'une collaboration entre la société XtremViz et le laboratoire PRISME établie par une bourse de thèse CIFRE, ces travaux ont pour objectif de développer une chaîne de traitement automatique permettant d'automatiser cette étape de mise en occlusion des modèles dentaires tout en tentant d'obtenir le résultat le plus proche possible de la réalité. Nous devons donc proposer une approche robuste, simple d'utilisation et montrer sa faisabilité. Si l'utilisateur peut avoir un rôle de superviseur, il ne doit que très rarement interagir avec le processus.

La société XtremViz

Basée à la faculté de médecine Paris Descartes, c'est une très petite entreprise possédant le statut de Jeune Entreprise Innovante et composée de cinq employés. Ses principales activités sont le développement d'applications de rendus, de visualisation ou d'utilitaires spécifiques liés à l'imagerie ainsi que des services de numérisation et d'impression 3D, dans de nombreux domaines d'applications : médical, mécanique, artistique. Elle a une forte proximité avec le secteur de la recherche universitaire (faculté de médecine Paris Descartes, ENST de Paris, laboratoire PRISME,...), du milieu médical (hôpitaux, médecins, radiologues, orthodontistes,...) et des nouvelles technologies (Nvidia, 3D Systems,...).

Le laboratoire PRISME

Il est constitué de deux pôles de recherche : F2ME (Fluides, Mécanique, Matériaux et Energétique) et IRAuS (Images, Robotiques, Automatique et Signal). Plus précisément, l'axe Image et Vision du pôle IRAuS, au sein duquel cette thèse a été effectuée, participe depuis plusieurs années à de nombreux projets qui lui ont permis de travailler sur différents champs de recherche comme la segmentation, la modélisation et la caractérisation d'une part, la vision géométrique et l'analyse de scènes d'autre part. Le domaine médical, l'aide aux personnes et le suivi gestuel et de personnes sont quelques thématiques applicatives les plus couramment étudiées. Un nouvel axe d'étude, le domaine de l'orthodontie, est abordé avec ce sujet de thèse CIFRE.

Approche choisie

Pour permettre une diffusion très large de ce nouvel outil, notre cahier des charges a écarté les systèmes trop coûteux ou lourds à mettre en place. Cette contrainte nous pousse donc à négliger les approches utilisant les rayonnements X. Ceci a l'avantage de limiter l'exposition des patients à ces rayons.

Une volonté des partenaires est aussi de s'inscrire dans la continuité de la routine la plus répandue chez les orthodontistes et de limiter au maximum l'ajout de contraintes dans leurs outils de diagnostic.

Pour mettre en place un positionnement automatique des arcades, nous avons donc choisi d'utiliser les photos "en bouche" qui sont employées en routine par les spécialistes. Le recalage visuel consiste à mettre en correspondance les modèles 3D et leurs projections dans les images afin de déduire leur positionnement relatif. C'est un problème classique en vision par ordinateur mais qui, dans notre application, présente plusieurs difficultés.

Les principales difficultés rencontrées sont liées à la nature des données. Le manque de texture et l'aspect redondant des motifs dentaires sur les photos "en bouches" rendent difficile la mise en correspondance entre les images et fait échouer les approches classiques ; par conséquent une reconstruction dense des arcades correctement positionnées s'avère difficile.

C'est pourquoi, nous avons choisi d'effectuer ce guidage par le biais de projections de points 3D sur les images en minimisant les erreurs de reprojection avec leurs homologues 2D. Nous avons ensuite établi une stratégie d'estimation de la matrice de projection liant les points 3D à leurs correspondants sur les photos et de recalage visuel des arcades dentaires aidé des images "en bouche". Cette approche a été validée par une étude de faisabilité sur des données synthétiques et réelles où les points ont été sélectionnés manuellement. En effectuant des tests avec ajout de bruit, nous avons pu constater son impact sur le recalage final.

Les étapes de sélection et de mise en correspondance des points sont complexifiées par la nature hétérogène des données traitées (photos couleurs et modèles 3D surfaciques) et la variabilité dans la qualité des prises de vues. Nous avons mis en place un processus de détection permettant d'extraire les mêmes points d'intérêt sur les images et les modèles dentaires : à partir de zones de recherche spécifiques préalablement extraites et communes aux deux types de données, des points homologues sont sélectionnés. Des méthodes de segmentation utilisant les informations sur la couleur, pour les photos, ou sur la courbure, la position des points et l'orientation des normales, pour les modèles 3D, ont été développées. De même, ces approches ont tiré parti du contexte de l'orthodontie en faisant coopérer différentes familles de points caractéristiques d'une dent dans la détection. Des stratégies de mises en correspondance ont été abordées, principalement entre les images.

Afin d'améliorer la qualité des points détectés, nous avons ensuite proposé une approche d'optimisation de la position des points 2D et/ou 3D pouvant se déplacer sur un contour ou une surface spécifique. Dans le cas 2D, une approche d'extraction guidée de contours est proposée en faisant coopérer les différents points caractéristiques mis en jeu ainsi que les contours de Canny.

L'ensemble de ces traitements a été testé sur cinq cas réels issus d'un cabinet d'orthodontie. Certaines étapes restent à finaliser et à améliorer, notamment la mise en correspondance, cependant les résultats obtenus sont encourageants.

Le plan du manuscrit est le suivant :

- Le chapitre 1 introduit le domaine de l'orthodontie, les outils de visualisation utilisés et met en avant l'apport du numérique et de la modélisation 3D dans le domaine de l'orthodontie. Un parallèle avec notre problématique est effectué avec la présentation de certaines approches récemment développées mais n'utilisant pas les photos "en bouche" pour guider le recalage.
- Le chapitre 2 présente les principes de base mis en jeu selon l'état de l'art en vision par ordinateur comme l'estimation de pose et le recalage 2D/3D. Notre stratégie y est décrite et illustrée par une étude de faisabilité.
- Le chapitre 3 s'attaque au problème de détections automatiques de points homologues sur les images et les arcades numériques. Les méthodes développées pour les détections 2D puis 3D, sont expliquées et illustrées par des résultats. Ensuite, la problématique de mise en correspondance est abordée dans le cas d'une mise en relation entre deux images et une discussion sur la mise en correspondance entre les points des images et

ceux des modèles dentaires surfaciques.

- Le chapitre 4 présente une étape d’optimisation supplémentaire dont le but est d’améliorer la qualité des positions 2D et/ou 3D obtenues lors de l’étape de détection automatique et ainsi le recalage final. Cette section présente, notamment, une méthode originale utilisant les connaissances a priori de notre application pour détecter un contour sur lequel pourront se déplacer les points 2D.
- Le chapitre 5 livre des résultats de recalage obtenus par la chaîne de traitement intégrale proposée et des évaluations des étapes intermédiaires du processus.

Enfin, la conclusion résume les différentes contributions de ce travail et s’ouvre sur des propositions d’améliorations et des perspectives.

Chapitre 1

Contexte de l'orthodontie

Le premier chapitre de ce manuscrit permet d'exposer le contexte du projet en présentant, tout d'abord, le domaine de l'orthodontie et ses enjeux, puis d'une discussion sur les méthodes de visualisation et de diagnostic ainsi que sur les solutions numériques utilisées dans ce domaine. Ce premier tour d'horizon se clôture par une présentation de quelques méthodes récentes traitant une problématique très proche de la nôtre.

1.1 L'orthodontie

L'orthodontie est une spécialité dentaire dédiée à la correction des mauvaises positions des mâchoires et des dents afin d'optimiser l'engrènement dentaire (occlusion). Les mâchoires sont constituées de deux arcades : le maxillaire qui est l'arcade supérieure et la mandibule, l'inférieure (figure 1.1). Une dentition complète est composée de 32 dents soit 16 dents par arcades. La nomenclature dentaire présentée dans la figure 1.2, est celle utilisée en orthodontie. Chaque arcade est composée :

- d'incisives : 4 (numérotées *1 et *2) soit deux incisives centrales et deux latérales
- de canines : 2 (numérotées *3)
- de prémolaires : 4 (numérotées *4 et *5)
- de molaires : 4 à 6 selon la présence ou non des dents de sagesse (numérotées *6 , *7 et *8)

Les incisives servent à sectionner la nourriture, les canines à déchiqueter, les prémolaires et molaires à mastiquer et broyer.

Les différentes faces de l'arcade dans la mâchoire sont désignées de la manière suivante :

- occlusale : face de mastication en premier contact avec les aliments et utilisée pour mordre
- vestibulaire (ou labiale) : surface externe en contact avec les joues et l'extérieur
- palatine et linguale : faces tournées vers l'intérieur de la bouche, respectivement pour le maxillaire et la mandibule
- mésiale et distale : faces inter-dentaires respectivement tournées vers l'avant ou vers l'arrière.

On appelle cuspides les portions en pointe ou en relief de la face occlusale des dents pour les prémolaires et molaires. Les sillons sont, à l'inverse, les parties en creux des dents.

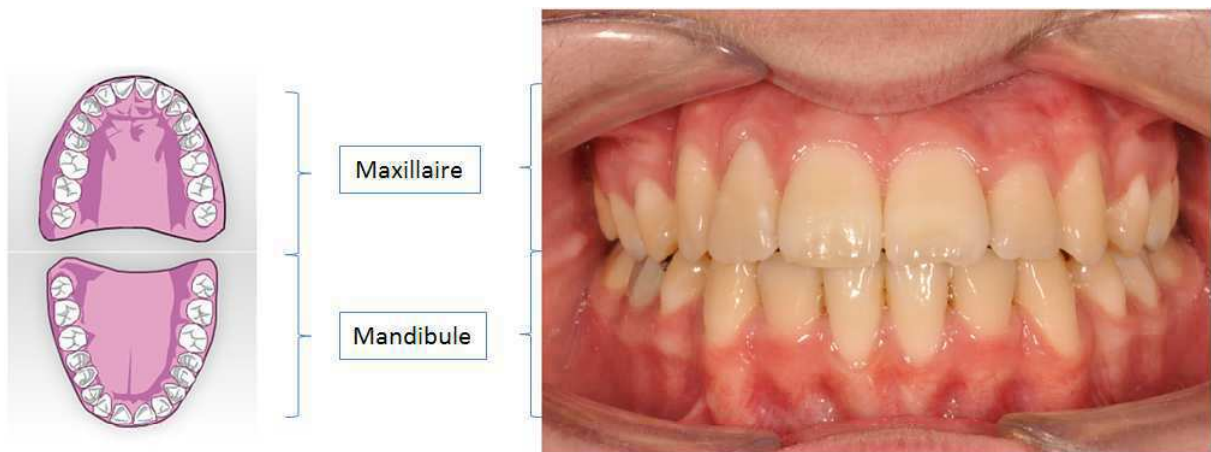


FIGURE 1.1: Définition des arcades dentaires : maxillaire (arcade supérieure) et mandibule (arcade inférieure)

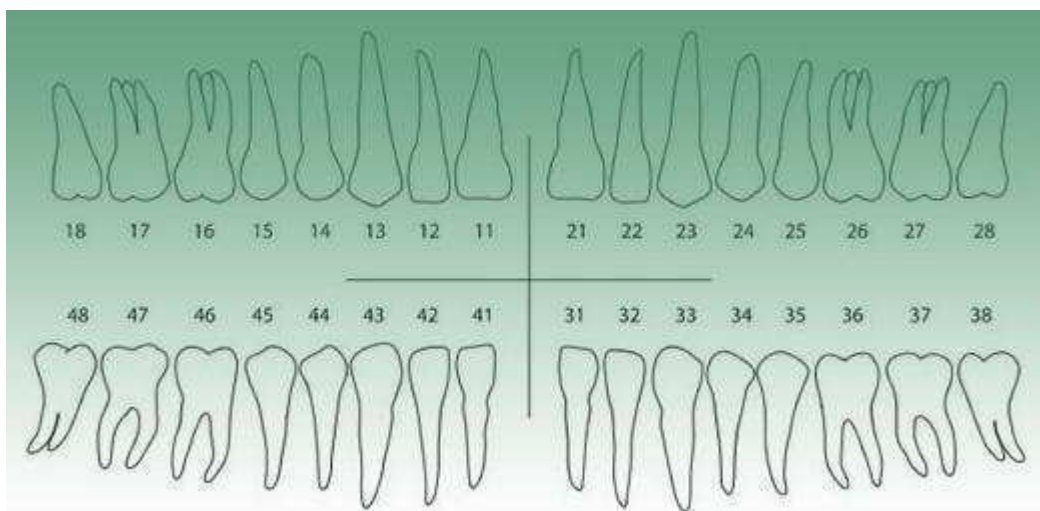


FIGURE 1.2: Nomenclature dentaire

L'occlusion :

Elle traduit l'engrènement des dents, c'est-à-dire la manière avec laquelle les dents de l'arcade supérieure s'emboîtent avec celles de l'arcade inférieure en position fermée. Dans un cas normal, les dents du maxillaire chevauchent celles de la mandibule de manière légèrement avancée (classe 1 de la figure 1.3). Plus spécifiquement, pour un couple de molaires donnée, la cuspide avant du maxillaire est en correspondance avec le sillon de la mandibule. Une autre appellation "maximum intercuspitation" rappelle qu'il doit y avoir un maximum de contacts entre les cuspides des deux arcades.

Une caractéristique importante pour définir une occlusion, effectuer une planification de traitement et la contrôler est l'étude du plan d'occlusion. D'après Lautrou, il est caractérisé comme étant le "champ d'affrontement des deux arcades dentaires antagonistes en articulation dento-dentaire". Pour le déterminer, on peut utiliser le système neuro-musculaire, les ATM (articulations temporo-mandibulaires), les arcades dentaires : rapports intra-arcades (étude d'arc ou de courbes Spee et Wilson) et inter-arcades qui mettent en avant l'aspect engrènement de l'occlusion¹.

La courbe de Spee peut se définir comme la courbure naturelle antéro-postérieure de la pointe des dents (figure 1.4²).

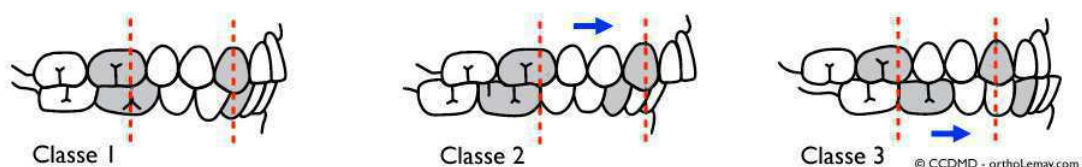


FIGURE 1.3: Type de malocclusions définies par Angle [Angle,1900]

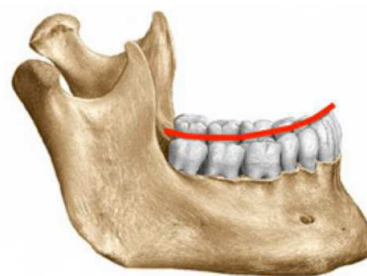


FIGURE 1.4: Définition de la courbe de Spee

1. <http://magdi.belguedj.free.fr/Cours/LDdIO.htm>

2. <http://www.orthodontisteenligne.com/dentition-2/normale/>

A la définition d'engrènement, Andrews [Andrews, 1972] ajoutent cinq autres caractéristiques pour définir une bonne occlusion :

- le tip des dents (angulation mesio-distal de la racine ((a) de la figure 1.5)) doit être tel que les racines soient inclinées du côté distal ;
- le torque des dents (angulation labio-lingual de la racine ((b) de la figure 1.5)) doit être tel que les racines des incisives ont une inclinaison positive pour le maxillaire et très légèrement négative pour la mandibule alors que quelle que soit l'arcade, les canines, prémolaires et molaires ont une inclinaison négative ;
- il n'y a pas de rotation possible ;
- il n'y a pas d'espace, les dents sont serrées entre elles ;
- le plan d'occlusion doit être plat ou avec une courbe de Spee quasi-plate.

Cette position idéale doit ainsi permettre un équilibre fonctionnel (mastication, articulaire, phonétique) et esthétique de la dentition.

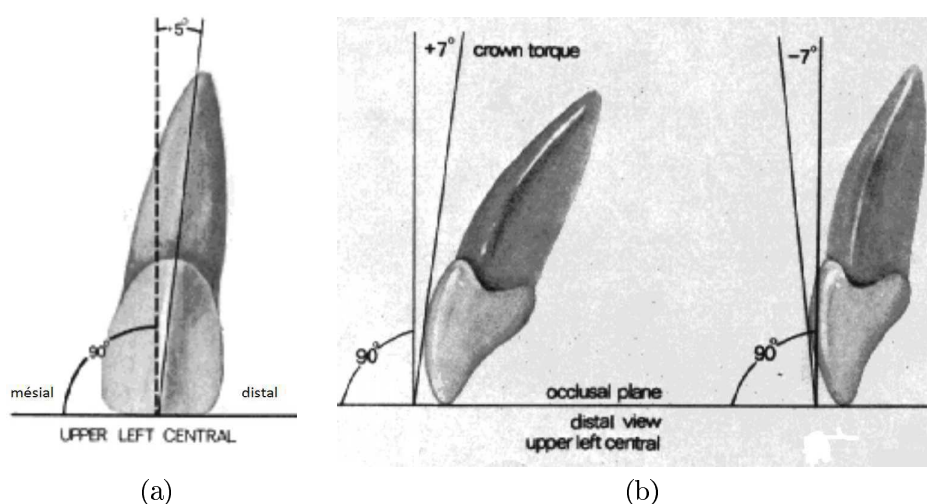


FIGURE 1.5: Définition du tip (a) et du torque (b) (figures issues de [Andrews, 1972])

La malocclusion :

En cas de malocclusion, les conséquences peuvent avoir un impact sur ces deux aspects mais aussi sur le développement des arcades dentaires et la respiration ou encore engendrer une usure prématurée des dents. En effet, de petites malpositions peuvent altérer la régulation de la fonction neuromusculaire ce qui peut faire apparaître des phénomènes de crispation.

Les causes de malocclusions sont principalement héréditaires mais peuvent aussi être dues à des facteurs environnementaux : de mauvaises habitudes comme le suçage prolongé du pouce, une mauvaise position de la langue, une respiration buccale, une perte prématurée de dents (maladies de gencive ou d'os, caries, accident) ou un déplacement de celles-ci (traumatisme) voire d'autres symptômes comme les maux de tête.

La première classification des malocclusions a été définie en 1898 par Angle [Angle,1900]. Pour lui, selon le sens antéro-postérieur, les occlusions entre le maxillaire et la mandibule peuvent être séparées en trois classes (figure 1.3³) :

- la classe I qui correspond à un positionnement normal.
- la classe II où la molaire supérieure est avancée par rapport à ce positionnement de référence ainsi que l'ensemble du maxillaire. Dans ce cas, deux situations peuvent se présenter : soit les dents antérieures du maxillaire sont excessivement avancées comparés à celles de la mandibule (Division 1) soit les incisives du maxillaire sont inclinées vers l'intérieur (Division 2).
- la classe III où se présente le cas inverse : les dents du maxillaire sont en position reculée par rapport au positionnement de référence.

Cette classification reste aujourd'hui encore utilisée même si elle ne prend pas en compte les défauts latéraux et verticaux. Depuis, d'autres classifications ont été établies, comme celle de Ballard qui propose une classification des bases osseuses pour compléter celle de Angle. La considération et l'observation des tissus mous sont aussi un aspect important dans l'étude orthodontique.

Autres problèmes :

Les orthodontistes peuvent être confrontés à d'autres problématiques comme :

- les anomalies dentaires qui peuvent être de plusieurs ordres : altérations de structures externes ou internes, variation du nombre, d'éruption ou du placement d'une ou plusieurs dents, comme l'agénésie qui correspond à l'absence d'une ou plusieurs dents.
- les dysharmonies qui s'apparentent à une disproportion entre les dents d'une arcade et la taille de celle-ci (dento-maxillaires) ou entre les dents des deux arcades (dento-dentaires).

Solutions :

Les traitements, qui s'effectuent aujourd'hui, soit par chirurgie soit par le biais d'appareils dentaires, ont pour objectif l'optimisation de l'occlusion et le développement des bases osseuses, dans un but fonctionnel et esthétique. S'il agit sur les bases osseuses, on parlera d'orthopédie dento-faciale, pratiquée uniquement pour les enfants en croissance. En revanche, s'il y a action uniquement sur les dents, il s'agira d'orthodontie, pratiquée quel que soit l'âge du patient. Dans le cas où une intervention chirurgicale est nécessaire, on parle alors de chirurgie orthognatique.

Les appareillages peuvent être fixes (systèmes de bagues externes ou internes) ou amovibles (monobloc, appareil de Herbst par exemple pour l'orthopédie ou d'autres appareils

3. <http://www.orthodontisteenligne.com>

comme les gouttières ou aligneurs pour des modifications moins importantes) (figure 1.6, images respectivement issues de⁴, ⁵ et ⁶). Il existent aussi des appareillages de contention assurant le maintien de la position des dents après le traitement.

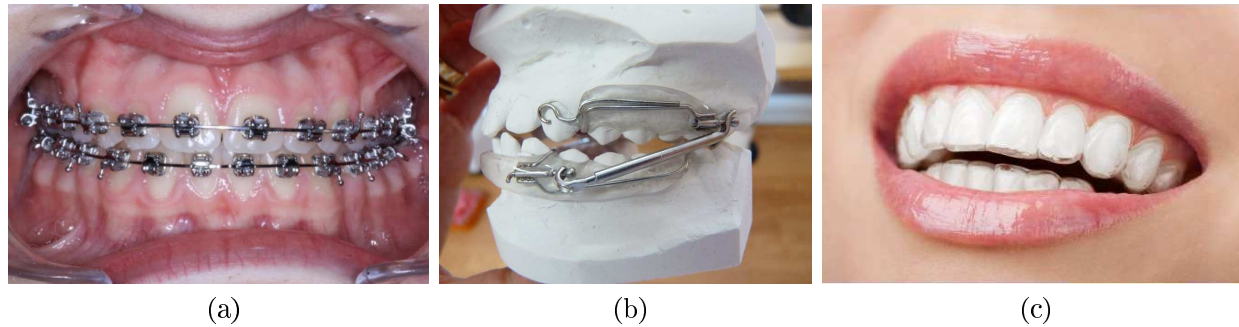


FIGURE 1.6: Exemples d'appareillages : appareil fixe “multi-attaches” (a), appareil amovible propulseur de Herbst (b) et aligneurs (c)

1.2 Méthodes de visualisation courantes pour le diagnostic

Pour mener à bien toutes ces opérations, l'orthodontiste doit pouvoir visualiser, diagnostiquer et planifier les tâches à exécuter. Pour cela, il a besoin d'obtenir différentes informations sur l'architecture maxillo-faciale du patient. Elles passent souvent par une modélisation de la face ou des dents et donc par un système de visualisation souvent associé à l'imagerie :

1. modèles dentaires en plâtre
2. photographies
3. radiographies
4. reconstruction 3D

Nombre d'informations utiles peuvent être extraites de ces modélisations :

- taille et forme des dents et des arcades
- position et orientation des dents et des arcades
- angulations et dimensions caractéristiques de la mâchoire
- informations non visibles (racines, dents, ...) et les tissus mous

Nous allons décrire, dans cette section, les méthodes de visualisation couramment rencontrées en orthodontie.

4. <http://www.straubweiss-orthodontie.fr/appareil-multibague-ou-multiattache>

5. <http://www.orthostyl.fr/appareils.php?type=ceto>

6. <http://orthodontie-adulte.fr/appareil-dentaire-adulte/invisalign>



FIGURE 1.7: Modèle dentaire en plâtre

1.2.1 Modèles Dentaires

La première classification des malocclusions mise en place par Angle [Angle,1900] repose sur l'observation de moulages dentaires en plâtre d'un millier de patients. Aujourd'hui encore, les modèles en plâtre (figure 1.7) correspondent aux empreintes dentaires d'un patient et sont obtenus à partir d'un moulage en résine (mordu) de la mâchoire d'un patient. Le modèle obtenu est donc une représentation très fidèle de celle-ci. Cette méthode reste aujourd'hui encore très utilisée.

1.2.2 Photographies

Un des modes de visualisation le plus simple et commun est certainement la photographie. Initialement analogique, son utilisation s'est beaucoup développée il y a quelques années avec l'arrivée des appareils numériques. Les photos permettent d'effectuer régulièrement un état des lieux du traitement et de juger de son évolution. Elles font parties des techniques d'acquisitions sans contact.

Les prises de vues concernent à la fois des vues externes principalement au niveau du visage pour caractériser les tissus mous mais aussi des vues intra-orales pour obtenir des informations plus spécifiques sur la dentition du patient. Des renseignements sur les tissus mous peuvent être pertinents dans le cadre d'une étude orthodontique, le positionnement des mâchoires ayant un impact externe sur le visage. Ainsi des photos de la face et/ou des dessins associés permettent d'obtenir des informations sur les dents mais aussi sur les tissus mous [Hajeer, 2004 (1)].

La principale problématique de ces prises de vues est de les standardiser pour comparer les différents clichés surtout dans le cadre d'une analyse pré/postopératoire [Ettorre, 2006]. L'arrivée des appareils photos numériques a permis de faciliter la reproductibilité des prises de vues et cela à moindre coût [Schaaf, 2009]. La fixation approximative de la position et de l'orientation de l'appareil photo par rapport à celles du patient facilite la standardisation des photos. Ceci assure une certaine reproductibilité et permet la comparaison entre les différents clichés. Ainsi, le spécialiste utilise des références comme la ligne horizontale de



FIGURE 1.8: Référence pour les photographies : la ligne de Francfort

Francfort (figure 1.8⁷) pour ce positionnement. Malgré ces efforts de standardisation, que ce soit au niveau de la qualité de l'appareil utilisé et du positionnement, les prises de vues étant faites à main levée dans des conditions différentes, des écarts notables d'un cabinet à un autre ou d'une séquence de clichés à une autre peuvent exister.

Les trois principales vues externes sont la vue de face, la vue oblique à 45° et la vue de profil à 90°. On peut néanmoins faire des prises de vues standardisées supplémentaires : une vue de face avec les yeux fermés, une vue de face avec le sourire pour observer les différences avec un visage relâché, une vue de face avec un écarteur de lèvre ce qui permet d'observer la relation entre le plan occlusal et la ligne inter-pupillaire, et d'autres vues obliques, vues du dessous et de dessus.

Une autre source d'information réside bien évidemment dans les photographies de la bouche (ou "en bouche") qui permettent une observation directe de l'organisation des dents dans la mâchoire. Pour cela, on utilise des écarteurs simples ou doubles. Le patient est placé à une distance située entre 50 et 60 cm de l'objectif. Ainsi, on peut visualiser les dents pour une vue de face, de gauche et de droite mais aussi avoir une observation intra-orale des deux arcades et des palais. Dans ces derniers cas, on utilise des miroirs dont le placement correct permet des prises de vues symétriques.

Les figures 1.9 et 1.10 illustrent ces configurations de prises de vues ([Ettorre, 2006]).

7. ma-rhinoplastie.com

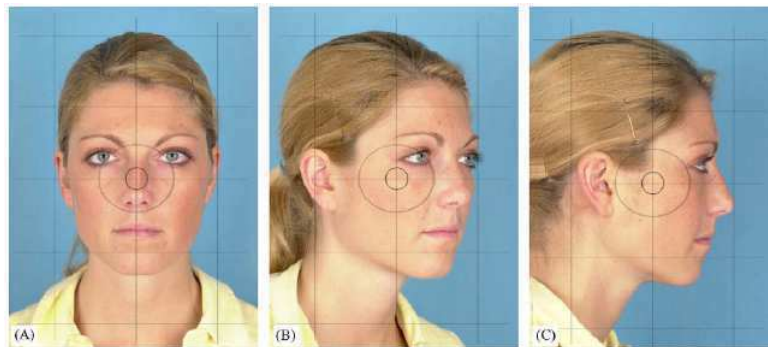


FIGURE 1.9: Photographies externes



FIGURE 1.10: Photographies des arcades dentaires

Mah [Mah, 2003] utilise même la vidéo pour l'analyse des arcades dentaires.

1.2.3 Imagerie par rayons X

1.2.3.1 La radiographie et mise en place de la céphalométrie

Les rayons X, forme de rayonnements électromagnétiques ionisants à haute fréquence issus de transitions électroniques découverts en 1895 par le physicien allemand Wilhelm Röntgen, sont souvent utilisés en médecine car ils permettent l'observation interne du corps. L'intensité de l'image correspond à l'absorption des rayons X par les matériaux traversés et donc traduit leur densité. Les dents étant constituées d'émail, l'élément le plus dense du corps humain, il est assez simple de les extraire du reste de la mâchoire. Il est donc tout naturel d'appliquer cette technique au domaine de l'orthodontie.

Une des applications les plus communes est la fusion de plusieurs clichés de manière à obtenir une représentation panoramique de la mâchoire (image (a) de la figure 1.11⁸).

8. <http://www.chu-tours.fr/traumatisme-de-la-face.html>

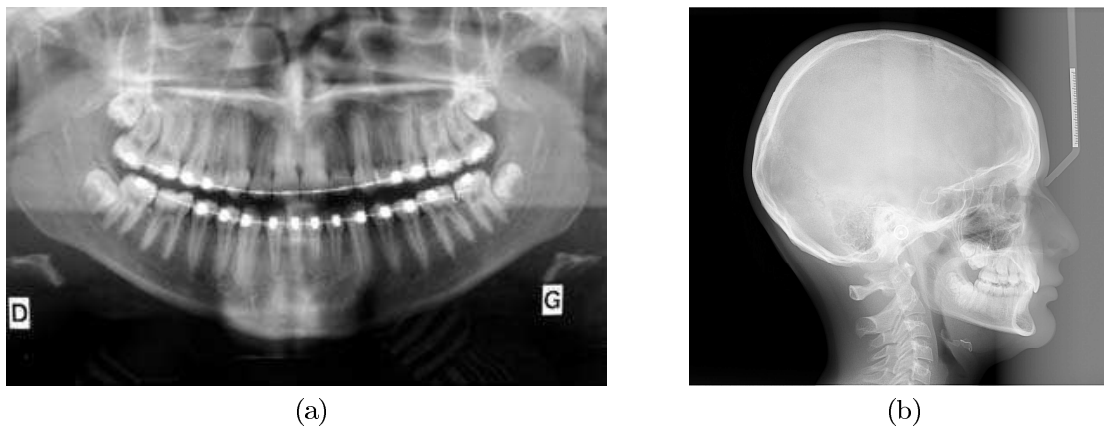


FIGURE 1.11: Radiographies : panoramique de la mâchoire (a) et profil (b)

Une des principales et des plus anciennes techniques de mesures découlant de ce procédé est la céphalométrie. Elle se définit comme étant l'étude des dimensions du crâne et de la face sur des photos, in vivo et sur des radiographies (image (b) de la figure 1.11⁹). Elle permet une étude linéaire, angulaire et positionnelle, par rapport aux différentes proportions que l'on peut retrouver sur les mâchoires. A partir de là, un diagnostic peut être obtenu. Comme nous l'avons vu, la forme de la mâchoire ainsi que la position des dents induit la forme du visage. Une étude du visage combinée à une radiographie de la mâchoire est donc légitime. Cette technique, initiée en 1931 par Broadbent [Broadbent, 1931], est apparue en 1950 en France. Un dispositif calibré à partir d'un crâne dans lequel on place des morceaux de plomb à des points caractéristiques permet la mesure de dimensions caractéristiques du crâne d'un individu. Un enregistrement sur cassette est fait pour plusieurs faces et permet une visualisation de différents plans caractéristiques. C'est un des premiers systèmes de visualisation qui permet des mesures précises avec une certaine reproductibilité ainsi qu'un enregistrement des données. De nos jours, ce sont environ 14 points et 8 plans de références (figure 1.12) [Gola, 2005] qui permettent d'effectuer certaines analyses (Downs [Downs, 1948, et 1956], angle SNA, Hellegren, Tweed, Schudy, Ballard ou encore Ricketts pour une étude esthétique [Ricketts, 1979]). Malgré tout, certaines imprécisions apparaissent au moment de la projection 3D sur le plan 2D dues à la distorsion ainsi qu'au grossissement. Aussi, le placement des points d'intérêts peut être imprécis et induire des erreurs. Au cours des années, l'utilisation des rayons X pour effectuer des scans de plans de la mâchoire s'est banalisée avec une accessibilité du matériel ainsi qu'une amélioration de la qualité des images.

9. [http ://www.uniodf.org/formationsp.htm](http://www.uniodf.org/formationsp.htm)

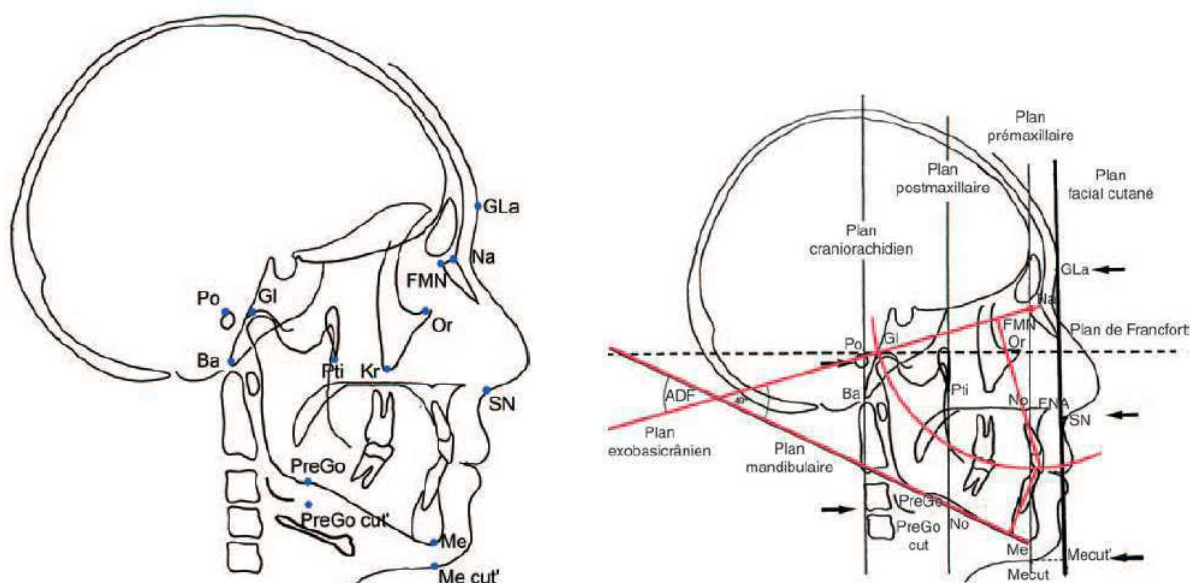


FIGURE 1.12: Points (gauche) et plans (droite) de références pour les études céphalométriques [Gola, 2005]

1.2.3.2 CT-Scan et scanner Cone Beam Computed Tomography (CBCT)

Ces techniques mettant à profit les rayons X, le scanner à rayons X ou CT-scan (Computed Tomography scanner), peuvent être utilisées dans le milieu de l'orthodontie. Elles consistent à associer plusieurs coupes qui, par projection à l'aide de la transformée de Radon, permettent l'acquisition volumétrique de l'objet et ainsi d'obtenir des reconstructions 3D, panoramiques ou planaires. Elle a été mise au point en 1972 par un ingénieur britannique, Godfrey Newbold Hounsfield travaillant dans un laboratoire financé par EMI, d'après les travaux publiés quelques années auparavant par un physicien américain, Allan MacLeod Cormack. Tout comme nous l'avons vu précédemment, les rayons X permettent une bonne visualisation de la dentition. Cette technique peut donc être un outil efficace pour l'orthodontiste mais elle reste très peu développée car l'appareillage demeure extrêmement coûteux, difficile à mettre en place pour une utilisation routinière. De plus, comme toutes les techniques utilisant les rayons X, elle est invasive et va à l'encontre des objectifs actuels visant à la limitation des expositions des patients à ce type de rayonnement.

Récemment, en particulier dans le domaine dentaire, un nouveau type de scanner à rayon X a fait son apparition : le CBCT, « cone beam » CT (figure 1.13¹⁰). Contrairement à son homologue préalablement décrit qui utilise un faisceau fin pour acquérir plusieurs coupes, le CBCT utilise un faisceau conique qui permet de réduire considérablement le nombre de coupes nécessaires à l'acquisition d'une surface donnée. La dose de rayons X à laquelle est exposé le patient est donc nettement plus faible que pour les appareillages utilisant les rayonnements X décrits jusqu'alors (4 à 6 fois inférieure [Roberts, 2009, Loubele, 2009]). Selon les paramètres, les performances peuvent être équivalentes. La résolution des coupes est de

10. <http://www.idblog.ch/musculo/qu-est-ce-que-le-cone-beam>

0.3 à 0.08 mm¹¹. Cet équipement est aussi moins sujet aux artéfacts dus au métal que le scanner conventionnel. De même, l'acquisition étant plus courte (20-30 secondes) les artéfacts dus aux mouvements sont moins importants. Moins coûteuse et encombrante que le CT-scan classique, cette technique est bien adaptée à l'acquisition de la mâchoire [Chung,2009] et tend à se répandre de plus en plus. Néanmoins, comparé au scanner conventionnel, celui-ci possède un rapport signal/bruit et une résolution en densité plus faible ce qui ne permet pas l'observation correcte des tissus mous.



FIGURE 1.13: Exemple de CBCT : le Newton 5G

1.3 Avènement du numérique

Depuis plusieurs années, l'apport informatique dans le domaine de l'orthodontie est indéniable que ce soit pour la recherche [Savara, 1972] ou pour de la pratique. Dans la suite du chapitre, nous aborderons des approches plus complexes utilisant le support numérique et les traitements associés. Dans un premier temps, cette section présente des solutions numériques traitant notamment des modèles initialement en plâtre ou de mordus dentaires qui tendent à se démocratiser. Puis, elle présente d'autres approches numériques faisant intervenir d'autres techniques d'imagerie.

1.3.1 Applications courantes basées sur l'utilisation des modèles dentaires

1.3.1.1 Numérisation des modèles dentaires en plâtre

Encore très largement répandus dans les cabinets d'orthodonties, les modèles dentaires peuvent, après une numérisation préalable, être exploités par des logiciels d'aide au diagnostic et de planification des soins.

11. <http://www.idblog.ch/musculo/qu-est-ce-que-le-cone-beam/>

CT-Scan

Si l'utilisation des scanners médicaux conventionnels peut être limitée par la dose de rayons X fournie au patient, cette limitation n'est plus un problème lorsqu'il s'agit de numériser des modèles dentaires en plâtre. Avec une bonne résolution et un temps d'acquisition assez court, elle peut s'avérer très intéressante mais son prix freine grandement son utilisation routinière. Malgré tout, certaines études utilisent cette technique [Rangel, 2008]. De plus, une logistique suffisante pour exploiter cette technique de numérisation des modèles dentaires peut permettre d'utiliser cette approche de manière plus courante comme c'est le cas pour notre application.

Scanner Laser 3D

Contrairement à des techniques utilisant les rayons X, la numérisation par scanner laser est très peu invasive. Son principe est basé sur l'émission d'un rayonnement de lumière puis la détection de sa réflexion afin de sonder un objet. Plusieurs stratégies de mesures sont envisageables pour estimer la distance :

- **Temps de vol** : le scanner émet un faisceau laser et estime le temps que met la lumière à revenir sur lui ;
- **Triangulation** : le scanner émet un faisceau laser alors qu'un ou plusieurs capteurs d'images situent le point. En fonction de sa localisation et en connaissant la configuration géométrique de l'émetteur laser et du capteur d'image, on peut en déduire la distance à laquelle se situe le point.

Cette technique peut être utilisée pour une numérisation du visage afin d'étudier les tissus mous.

Les défauts de cette technique sont les suivants :

- Pour de grandes surfaces, le temps d'acquisition peut être assez long et dans le cas d'un scan du visage, les mouvements du patient peuvent induire des erreurs et être à l'origine de distorsions.
- Pour une numérisation du visage, des précautions sont alors nécessaires pour éviter que le laser atteigne les yeux, surtout chez les jeunes enfants [Asquith, 2007].

On peut utiliser cette technologie pour numériser les modèles dentaires en plâtre [Sohmura, 2004, Alcañiz, 1998] pour un coût modéré. Des dispositifs précis existent comme dans la gamme proposée par 3shape¹² (D500, D700, D710, D800, D810) avec une précision allant de 15 à 20 μm pour un temps d'acquisition acceptable (25 à 160 secondes) ou encore le système VIVID 910 de KonicaMinolta¹³ (résolution de 0.008 à 0.10 mm selon l'axe considéré).

12. <http://www.3shapedental.com>

13. <http://sensing.konicaminolta.asia/products/vivid-910-3d-laser-scanner/>

3shape propose aussi le D900 qui utilise des LED bleues et offre des performances identiques tout en permettant de capturer les textures de l'objet scanné.

1.3.1.2 Applications numériques de planification et de traitements du marché basées sur les empreintes dentaires

Invisalign

La solution Invisalign¹⁴ est un bon exemple de coopération entre les prises d'empreintes classiques, leur traitement numérique et la mise en place d'un traitement pour le patient. A partir d'empreintes dentaires, une reconstruction 3D des arcades est obtenue. Une application permet de modifier la position des dents pour les amener dans une position idéale. Par la suite, ce cheminement est décomposé en plusieurs positionnements intermédiaires. A partir de chacun d'entre eux, un aligneur invisible sera créé et positionné successivement sur les arcades du patient durant une période donnée. Chaque aligneur permet de modifier la position des dents petit à petit (au maximum 0.25 mm ou 3°) pour les amener dans leur position finale envisagée. Bien qu'efficace, cette solution ne s'applique pas aux traitements trop lourds et reste coûteuse.

Insignia

La solution Insignia d'Ormco¹⁵ permet le déplacement des dents à partir de modèles surfaciques et le positionnement des bagues (brackets) pour la planification du traitement ; les arcs sont ensuite créés sur mesure et permettent ainsi de réduire le temps de traitement (37%).

1.3.2 Autres outils de visualisation 3D et utilisations

Nous allons ici présenter d'autres méthodes d'acquisition de données, couramment utilisées ou plus expérimentales. Certaines d'entre elles s'illustreront par l'utilisation d'une complémentarité entre plusieurs méthodes.

1.3.2.1 Stéréophotogrammétrie

L'utilisation de photos permet d'obtenir des informations sur les dents ainsi que sur le visage et donc sur les tissus mous. Mais des photos classiques, sans traitement particulier, ne permettent pas d'obtenir de manière précise des informations sur des dimensions 3D du visage. Dans cette optique, la stéréoscopie, permettant une reconstruction 3D d'un objet à partir de plusieurs vues, a été appliquée à l'orthodontie. Mannsbach est le premier, en 1922, à utiliser la stéréophotogrammétrie pour mesurer des modèles en plâtre. Par la suite, Zeller

14. <http://www.invisalign.fr>

15. <http://www.ormco.com/products/insignia-custom>

l'utilisera pour contourer le visage. Ce n'est qu'en 1951 que Berghagen l'introduit pour l'observation intra-orale en orthodontie. Berkowitz [Berkowitz, 2009] introduit lui aussi une des premières applications de cette technique à l'orthodontie avec l'étude de cas de palais fendus, ou syndrome de Pierre Robin, au travers d'un modèle dentaire. Ici, son défi est d'appliquer cette technique à de petits objets. Il utilise un système « stereoplotting » qui lui permet d'effectuer un calibrage efficace et de mettre en place un système d'acquisition des modèles dentaires, d'une précision de 0.3 mm, où leur distance est constante entre les différentes prises de vue.

Un des défauts de cette technique est de ne capturer qu'une partie des dents, de la mâchoire et des tissus mous. Pendant des décennies, cette technique se basait sur la prise de vue d'images recalées par tracing et la connaissance des positions des caméras et de l'objet. Par triangulation, il était possible d'extraire des informations sur la troisième dimension de l'objet. C'est avec l'arrivée du numérique que la stéréophotogrammétrie a pris la forme qu'on lui connaît aujourd'hui, à savoir la récupération directe de données sur les images et la reconstruction automatique d'un modèle 3D.

En 1998, Ayoub [Ayoub, 1998] met au point une nouvelle technique de stéréophotogrammétrie qui comprend deux stations de caméras, chacune comprenant une paire de caméras accompagnées d'un système d'illumination intégrale, le Clinical 3D (C3D). L'utilisation de ces deux stations a pour but de représenter au mieux la complexité du visage humain. Le système s'avère peu coûteux par rapport à d'autres systèmes d'acquisition similaires mais aussi plus rapide : l'acquisition et la reconstruction s'effectuent en moins de 5 minutes sur un ordinateur classique. En prenant en compte le sub-pixel, cette technique permet d'avoir une précision de l'ordre du demi-millimètre. Pour chaque station, à partir des images des caméras, on obtient des cartes de disparités et de confiance permettant la création d'un modèle 2.5D de la portion du visage photographiée. La création du modèle 3D final se fait par la fusion des deux modèles créés.

Quelques années plus tard, Hajeer [Hajeer, 2002] (figure 1.14) utilise ce système pour observer sa reproductibilité à partir du positionnement de marqueurs (landmarks) sur différentes reconstructions et la compare à d'autres techniques. On note que certains points sont parfois difficiles à repérer par manque de lumière mais globalement le système semble efficace (écart-type inférieur à 0.5 mm autour des positions de référence). En 2005, une nouvelle étude montre que l'approche est aussi efficace pour des mesures volumétriques [Hajeer, 2005] utiles pour observer les changements sur les tissus mous après opération.

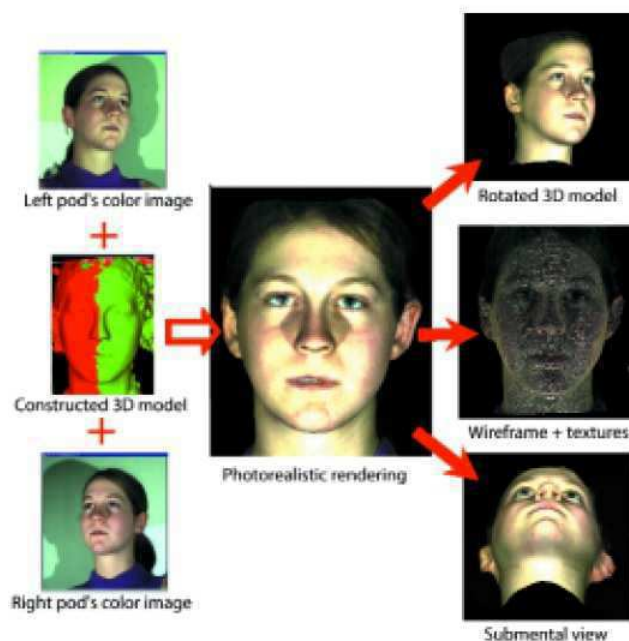


FIGURE 1.14: Stéréoscopie utilisée par Hajeer [Hajeer, 2002]

1.3.2.2 Autres méthodes optiques

Nous présentons ici d'autres approches de reconstruction 3D utilisant la photographie et les propriétés de la lumière. Ces techniques peuvent être utilisées pour une reconstruction 3D du visage, de modèles dentaires mais aussi directement des dents. Dans ce cas, on utilise généralement une sonde intra-orale, associant des sources lumineuses et de capteurs. Par analyse des images et après calibrage extrinsèque, une reconstruction 3D est possible. Ces techniques ont l'avantage, pour un système de reconstruction 3D médical, d'être non-invasives et non-destructives.

Projection de franges et Topographie de Moiré

La méthode consiste à projeter un réseau de franges sur un plan de référence ainsi que sur la surface à analyser (peau, dents,...). Les franges sont déformées proportionnellement au relief de l'objet et la lumière réfléchie est comparée à celle de la surface de référence. L'évaluation de la déformation des franges permet d'avoir accès à la topographie de l'objet. On utilise souvent le phénomène de Moiré qui correspond à la superposition de deux réseaux engendrant une interférence entre eux-ci. L'étude de l'écart entre les franges, c'est-à-dire le déphasage, permet de déterminer la forme de l'objet étudié.

SFS : Shape from Shading (SFS)[Zhang, 1999]

Cette technique a été introduite au début des années 1970 par Horn [Horn, 1970]. Elle exploite le fait que l'intensité de la lumière réfléchie par un objet dépend de la forme et de la matière de l'objet. Le plâtre peut être considéré comme un matériau lambertien sur lequel la

réflexion peut être considérée comme diffuse. Ainsi, chaque niveau de gris correspond à une direction de la source de lumière et de la normale à la surface. Par l'étude de la normale à la surface ou encore du gradient de celle-ci, on peut déduire la forme de l'objet. Outre les zones non-visibles, il est impossible d'extraire des informations des zones non éclairées. Il est donc préférable d'effectuer plusieurs prises de vues qui seront ensuite recalées.

Ainsi, Ahmed et Yamany [Ahmed, 1997, Yamany, 2000] utilisent cette approche pour numériser des arcades via une sonde intra-orale. Yamany couple l'acquisition par SFS avec la mesure en profondeur pour la reconstruction des arcades dentaires via une sonde intra-orale. Cette combinaison leur permet de lever certaines ambiguïtés sur la discontinuité des surfaces visibles et d'estimer les informations métriques.

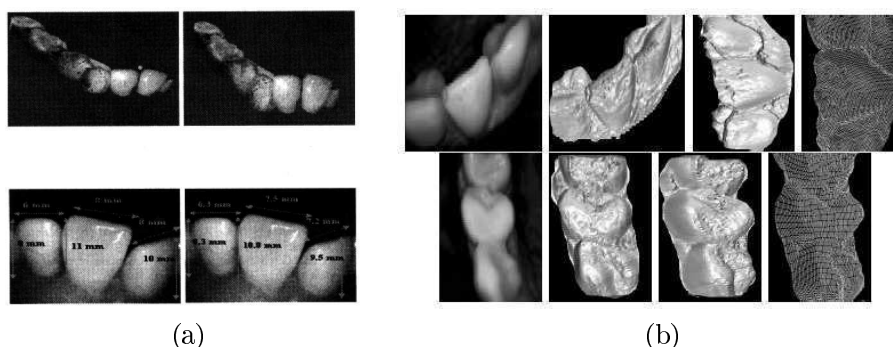


FIGURE 1.15: Résultats de reconstructions dentaires obtenues par Ahmed (a) et Yamany (b)

Scanner Laser

Les techniques de scanner laser présentées dans la section 1.3.1.1 peuvent être aussi bien utilisées pour obtenir un rendu 3D du visage du patient [Sohmura, 2004].

1.3.2.3 Applications de ces techniques d'acquisitions visuelles à la digitalisation de modèles dentaires

On peut utiliser ces techniques d'acquisition visuelle telles que la projection de franges ou le SFS pour la digitalisation de modèle en plâtre. Ces techniques ont une résolution plus faibles mais peuvent être simple à mettre en place. Elles sont, a priori, moins encombrantes, moins coûteuses et donc plus adaptées à une utilisation régulière qu'un CT-scan. Wang [Wang, 2007] utilise le SFS pour numériser un modèle en plâtre et plus particulièrement la méthode de minimisation de Lee et Kuo [Lee, 1993]. A partir de plusieurs vues recalées par la méthode TPS (Thin Plate Splines) introduite par Bookstein en 1989 [Bookstein, 1989], il reconstruit une représentation 3D. Pour pallier les erreurs dues à l'inhomogénéité de la lumière, il met en place une source aux rayons parallèles : "LED packed matrix". La technique bien qu'efficace accuse une erreur moyenne de 1 mm.

1.3.2.4 Solutions du marché pour la reconstruction directe des arcades dentaires

Comme nous l'avons vu, la numérisation des arcades dentaires peut se faire directement grâce à une sonde intra-orale. De part sa simplicité d'utilisation, cet outil se développe de plus en plus sur le marché. Il est issu de la combinaison d'un capteur photographique et d'une ou plusieurs sources lumineuses (laser, lumière bleue, rouge, longueurs d'ondes spécifiques, motif...). Ces systèmes utilisent des approches mettant à profit les propriétés de la lumière comme, par exemple, celles décrites en section 1.3.2.2 : effet de Moiré (3D Progress¹⁶, Intrascan¹⁷), interférences de franges, triangulation active (CEREC¹⁸), microscopie confocale (3D Progress, Intrascan, iOC scanner¹⁹, TRIOS²⁰, CEREC), stéréophotogrammétrie active (DENSYS 3D²¹, stéréoscopie avec lumière structurée (a-Tron 3D²²),... .

1.3.2.5 Fusion de méthodes

Comme nous l'avons vu, trois aspects sont importants lorsqu'il s'agit de diagnostic et de planification de traitement : la dentition, le squelette maxillo-facial et les tissus mous. Quelles que soient les méthodes présentées précédemment, aucune ne semble pouvoir prendre en compte ces trois aspects. C'est pourquoi la fusion de méthodes est une manière d'y parvenir [Plooi, 2011]. Nous allons décrire certaines techniques de fusion de méthodes.

Fusion Stéréo/modèle 3D obtenu à partir d'un scanner CT

Ici, l'idée principale est de fusionner une reconstruction stéréoscopique de photos du visage avec un modèle 3D de la mâchoire issu d'une digitalisation de modèle dentaire par exemple.

En 2008, Rangel [Rangel, 2008] utilise la fusion de ces deux techniques (figure 1.16). Le rendu stéréoscopique est obtenu à l'aide d'un ensemble de caméras et d'un programme adapté : 3dMface system. L'ensemble de capture est composé de six caméras : deux blocs de trois caméras comportant une caméra couleur et deux noir et blanc. Au final, il fusionne trois objets : le rendu stéréoscopique du visage avec les dents visibles, un rendu identique mais avec la bouche fermée de manière à avoir une image du visage relâchée (tissus mous relâchés) et un modèle dentaire 3D scanné par un CT-scan. Après obtention des trois rendus, il les recalcule par paires : le rendu stéréoscopique avec dents visibles et le moulage 3D puis les trois rendus stéréoscopiques.

16. <http://www.3d-progress.com>

17. <http://www.zfx-dental.com>

18. <http://www.sirona.com/en/products/digital-dentistry/new-products>

19. <http://cadent.cnpg.com/video/flatfiles/1217/>

20. <http://www.3shapedental.com/restoration/dental-clinic/trios-scanner/>

21. <http://densys3d.com/>

22. <http://www.a-tron3d.com/en/technology.html>

Le recalage s'effectue ainsi :

- positionnement initial des surfaces à partir de quatre points homologues
- sélection des régions d'intérêts
- recalage par une version modifiée de l'algorithme de recalage ICP
- même méthode de recalage pour recaler les deux rendus stéréoscopiques avec le front comme zone de référence.

Les erreurs de recalage sont entre autre dues aux zones de réflexions sur les gencives et les dents.

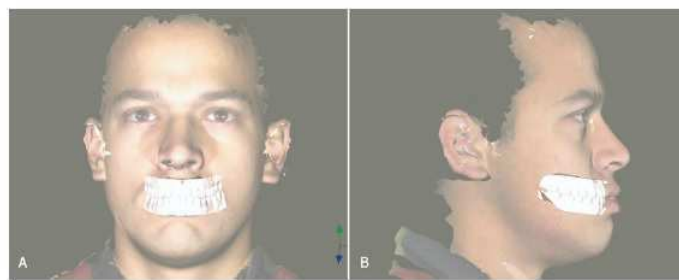


FIGURE 1.16: Résultats obtenus par Rangel

Fusion Laser/Laser

Une approche similaire de fusion de données a été entreprise quelques années plus tôt par Sohmura [Sohmura, 2004], en 2004. Il se propose de fusionner les données d'un modèle dentaire scanné par un système laser avec une reconstruction 3D obtenu à partir d'une numérisation laser du visage. Le recalage entre les deux objets est effectué à l'aide d'une plaque « repère » commune aux deux numérisations.

Fusion Stéréo/scanner-CT

Une autre famille de méthodes proposent la fusion d'une reconstruction stéréographique (pour les modèles dentaires ou une reconstruction du patient) et de données issues d'un scanner-CT. Dans le cas d'une reconstruction 3D du visage, la fusion des données permet de tirer partie de la complémentarité de ces deux techniques : la première permet une bonne observation des tissus mous voire de l'occlusion alors que la seconde permet une visualisation précise de l'organisation des dents dans la bouche. Schendel [Schendel, 2009], Khambay [Khambay, 2002], Ayoub [Ayoub, 2007] tirent profits de cette complémentarité dans leur travaux.

Noguchi [Noguchi, 2007] utilise plus simplement les radiographies classiques. Il propose l'étude de l'évolution des arcades et des tissus pré et post-opératoires par recalage de modèles en plâtre mis en occlusion grâce à des radiographies de face et de profil.

1.3.2.6 Autres applications

La segmentation

Un des principaux aspects de la planification des traitements est le déplacement indépendant des dents et l'étude de leurs interactions. Pour cela, une étape de segmentation devient nécessaire. Comme cela a été vu précédemment, il existe plusieurs systèmes d'acquisition et cette étape de segmentation peut s'effectuer à partir de chacun d'entre eux. Par exemple, Yamany segmente les dents à partir de la reconstruction obtenue via son système de caméra intra-orales [Yamany, 1998]. La segmentation est effectuée par une analyse des densités de probabilité sur l'orientation des normales des triangles constituant la reconstruction qui laisse apparaître les interstices entre les dents ou encore la limite entre les dents et la gencive (figure 1.17).

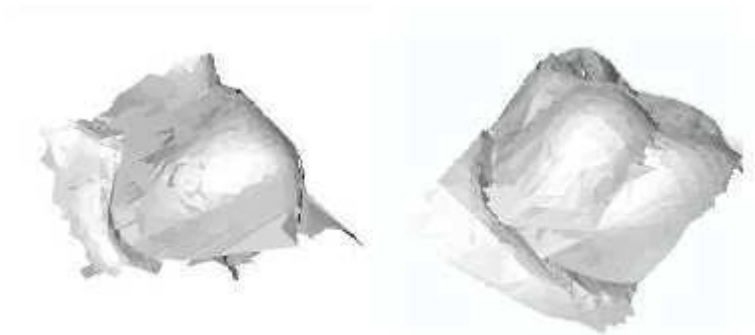


FIGURE 1.17: Segmentation possible des dents par la méthode de Yamany [Yamany, 1998]

Une autre approche de segmentation est proposée par Kondo [Kondo, 2004]. A partir d'un modèle dentaire, la segmentation peut être effectuée à partir d'une acquisition laser. Après digitalisation de modèles et recalage en utilisant les plans occlusaux définis par une saisie manuelle, un arc de l'arcade est détecté en utilisant une prise de vue du dessus. L'étude du relief des dents le long de cet arc et d'une vue panoramique permet de détecter les creux et bosses de la dentition. Cette caractérisation des interstices permet alors la définition de plans séparant chaque dent (figure 1.18) .

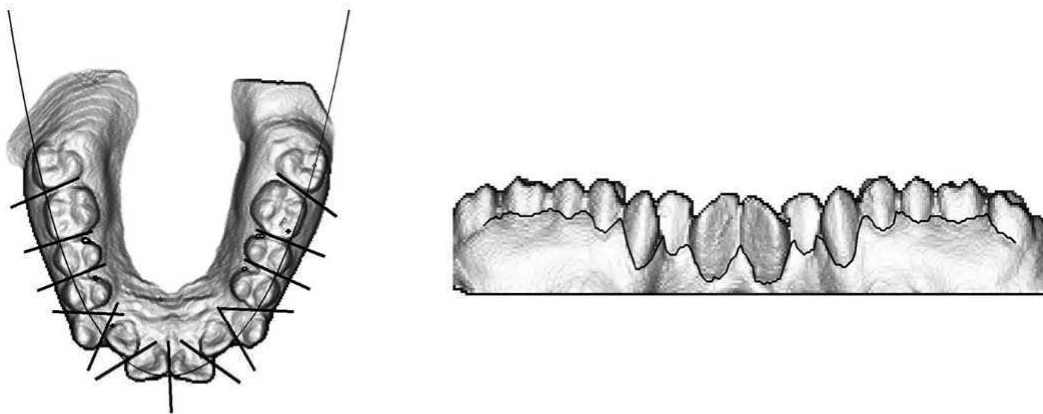


FIGURE 1.18: Séparation des dents par l'approche de Kondo [Kondo, 2004]

Etude sur les racines

D'autres applications complémentaires peuvent être effectuées dans l'étude des dents dans des optiques de visualisation et de planification. Une d'entre elles est l'étude de la forme des racines. En effet, elles font partie intégrante de la dent et ne sont donc pas à négliger lors d'une étude complète. De plus, les forces des ligaments parodontaux qui maintiennent les dents en position sont exercées sur elles. Une mauvaise inclinaison des dents peut engendrer leur chute prématurée. Après acquisition au scanner-CT, Danielytė [Danielytė, 2008] tente d'établir les principales caractéristiques biomécaniques des canines (centre de rotation/résistance) pour anticiper le travail à venir. Ceci se fait par l'étude des propriétés des ligaments parodontaux et de la forme de la racine.

Retrouver la forme des racines est important puisqu'un moulage dentaire ne donne aucune information sur les racines. Buchaillard [Buchaillard, 2007] tente de résoudre ce problème en établissant un modèle statistique de dent à partir de plusieurs spécimens. Elle recale les couronnes obtenues avec celles du modèle puis la forme moyenne statistique est déformée de manière à minimiser aux moindres carrés la différence entre la référence du modèle extrait et la forme moyenne. A partir d'une couronne, on peut donc estimer une forme de racine correspondante.

1.3.3 Conclusion sur l'apport du numérique et de la 3D en orthodontie

L'orthodontie, comme toutes les spécialités de la médecine, a profité du développement des techniques d'imagerie numérique, motivée par deux aspects :

Nouvelles informations

Le premier est d'obtenir des informations supplémentaires ou sous une autre forme. Ce sont principalement des dimensions ou points caractéristiques que le spécialiste utilise pour

caractériser la mâchoire du patient. Cela peut être des caractéristiques propres à chaque dent [Asquith, 2007] : diamètre mésio-distal, hauteur de la couronne, points d'intérêts... ; ou bien liées à un ensemble de dents : distance inter-canine, distance inter-molaire, longueur de l'arcade, etc... Leur connaissance permet d'obtenir une bonne visualisation de la mâchoire du patient, de diagnostiquer et de planifier les interventions à venir [Alcañiz, 1998], ou plus simplement d'effectuer un suivi. Si la plupart de ces mesures existaient déjà auparavant sous d'autres formes, les supports numériques et 3D permettent de standardiser ces mesures et de les simplifier. Cette aide peut s'appliquer dans le cas classique de la pose d'un appareil [Hajeer, 2004 (1), Hajeer, 2004 (2)] ou dans le cas d'une intervention chirurgicale avec par exemple, une visualisation pré et post-opératoire [Verstreken, 1998].

Comme nous l'avons vu, l'orthodontie a un impact externe sur le visage. La reconstruction 3D du visage peut donc permettre d'obtenir de nouvelles informations sur les dents mais aussi sur les tissus mous [Hajeer, 2004 (1), Hajeer, 2004 (2), Schaaf, 2009, Terajima, 2009]. Ces dernières peuvent être intéressantes à exploiter toujours dans un but de suivi.

Nouveaux services

Le second apport du numérique en orthodontie correspond aux nouveautés que peut apporter ce type d'imagerie. La numérisation permet de faciliter les échanges, le stockage et la communication entre différents spécialistes ainsi qu'avec le patient. Les modèles dentaires sont un bon exemple de l'apport de la numérisation 3D qui sous leur forme digitale deviennent des objets faciles à stocker (environ 15 Mo pour deux arcades), à manipuler tout en permettant des gains financiers et logistiques. Comme nous l'avons vu, par le biais de logiciels ou de services dédiés, ce nouveau mode de visualisation permet de faciliter la planification et de mettre en place un traitement adapté au patient, comme pour les solutions proposées par Invisalign ou Insignia.

Outre une application directe de l'imagerie lors d'un traitement médical, le rendu 3D apporte de nombreuses informations sur les dents comme la détermination de formes d'arcs s'appareillant au mieux à une forme de mâchoire humaine idéale [Camporesi, 2006]. On peut aussi utiliser ces informations dans d'autres domaines comme des études phénotypiques [Smith, 2009].

Si tous les cabinets d'orthodontie ne sont pas encore familiers avec les outils numériques et 3D, leurs apports sur de nombreux plans sont indéniables et ils tendent à se répandre de plus en plus. La démocratisation du CBCT et des outils comme les sondes intra-orales poussent le marché de l'orthodontie vers le numérique et les solutions associées qui permettent une amélioration du diagnostic et du suivi ainsi qu'une personnalisation des traitements.

1.4 Mise en occlusion des arcades dentaires numériques

Dans ce chapitre, nous avons pu constater la variété des outils de visualisation et leur utilité dans le traitement orthodontique. Que ce soit par l'apport du numérique et plus spécifiquement de la 3D, ces modes de visualisation amènent de nouvelles perspectives aux spécialistes en terme de diagnostic, de suivi ou de mise en place de traitements adaptés. C'est dans cette optique que s'inscrit la démarche de XtremViz et d'Ortho-Concept de proposer un outil simple et à moindre coût permettant de simplifier le travail des clients tout en leur apportant de nouvelles fonctionnalités.

L'objectif applicatif visé par ces travaux concerne l'automatisation de la mise en occlusion de modèles dentaires numériques. L'essor de l'utilisation d'arcades digitales a été le déclencheur de travaux récents sur cette problématique. Nous présentons ici des travaux se focalisant sur le seul traitement des arcades numériques sans considération d'une référence extérieure lourde ou invasive contrairement à certaines approches présentées en section 1.3.2.5. Très souvent, ils utilisent fortement le contexte de l'orthodontie pour établir une stratégie par le biais de points de référence utilisés en orthodontie ou font une hypothèse sur la forme du socle du moulage dentaire. Un autre point crucial est l'utilisation des collisions comme contrainte dans le recalage. Si intuitivement, l'absence totale de collision semble la première exigence logique pour la mise en occlusion, il n'en demeure pas moins que dans le cas d'un recalage direct par l'estimation des six paramètres d'une transformation rigide, imposer cette contrainte trop fortement empêchera le processus de converger vers la bonne solution. En réalité, ce n'est pas la collision qu'il faut interdire, car dans leur position parfaite, les arcades sont biens en contact, mais leur pénétration. Nous allons voir comment ce problème est abordé.

Hiew [Hiew, 2006] propose une approche en deux phases (figure 1.19). Dans un premier temps, il aligne les deux arcades dentaires selon un plan en utilisant les normales des principaux plans des socles, initialement présents sur les modèles en plâtre, détectés par l'algorithme K-means ; puis les alignent entre elles, toujours en utilisant les similarités des socles et leurs plans caractéristiques. Les modèles sont alors alignés selon la même orientation et placés l'un en-dessous de l'autre. La phase finale consiste à estimer la translation verticale pour "déposer" le maxillaire sur la mandibule. Pour cela, l'auteur projette les points selon le plan sur lequel repose la mandibule pour les deux arcades et créer une carte de distance basée sur la hauteur entre ces points et le plan de projection. Par soustraction des distances, il obtient une image traduisant la différence de profondeur entre les deux arcades. Cette différence est initialement positive. Le maxillaire est translaté verticalement jusqu'à ce qu'apparaissent les premières différences nulles considérées comme points de contacts. Bien que simple et apparemment efficace, cette méthode fait une forte hypothèse sur la nature des socles utilisés lors de la numérisation. Initialement dans notre contexte, aucune hypothèse de ce type ne peut être faite due à la variété des socles ou bien souvent à leur absence.

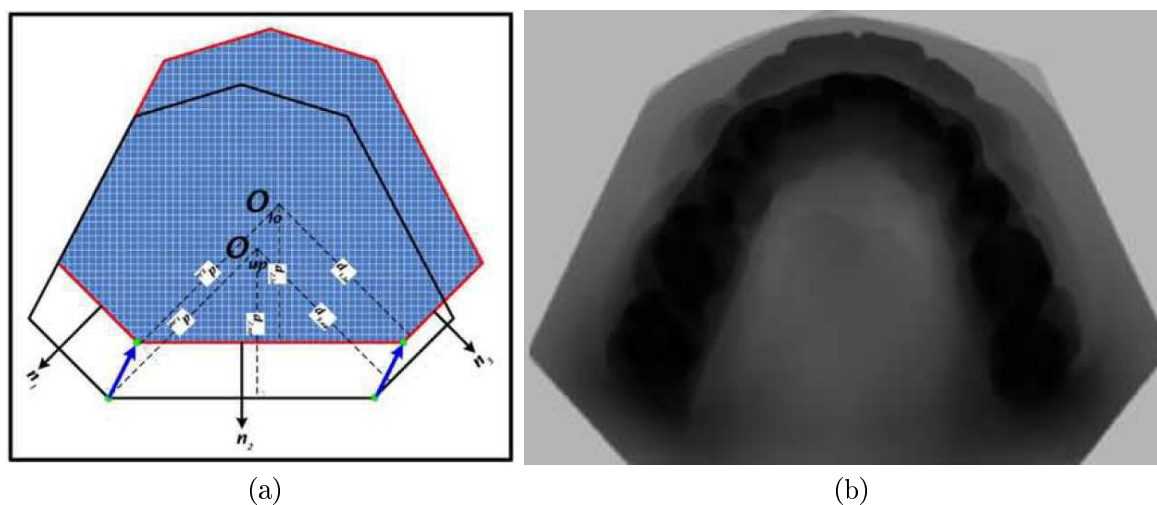


FIGURE 1.19: Mise en occlusion par la méthode de Hiew : (a) alignement des modèles par l'utilisation des plans des socles ; (b) translation de l'arcade jusqu'à l'apparition de différences nulles sur la profondeur des points entre les deux arcades

Une piste intéressante pour la mise en occlusion est de tirer parti du contexte et d'extraire plusieurs points ou zones caractéristiques à chaque dent sur les modèles 3D. Sans aller jusqu'à la mise en occlusion, Kumar [Kumar, 2012] met en place un système de détection automatique de plusieurs invariants dentaires : cuspides, sillons, crêtes, bords des dents,... ; qui peuvent être de bons outils pour la détermination de l'arc résultant formé par l'arcade et d'un plan d'occlusion. Dans un premier temps, il utilise une version de la "méthode de partage des eaux" (watershed) adaptée à la segmentation de surface pour extraire les cuspides des dents. Il définit ensuite un arc approximatif selon lequel sont calculés des coupes de l'arcade dentaire. Par une étude de la courbure de chaque profil obtenue, il extrait les autres caractères définis par des paramètres propres à chacun. A partir de cinq points de contrôle caractéristiques, l'arc est calculé comme une fonction établie expérimentalement. Définie par trois points de contrôles, le plan occlusal peut aussi être déduit. Pour ces deux dernières étapes, l'intervention d'un opérateur est possible pour améliorer le résultat. La figure 1.20 illustre certaines étapes et résultats du processus.

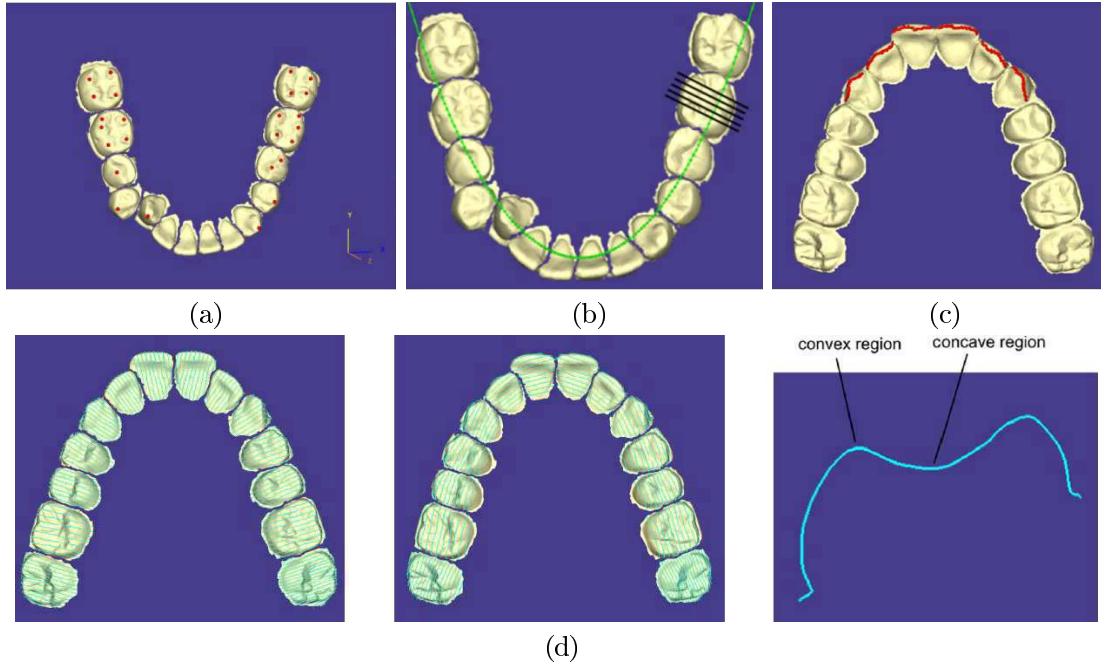


FIGURE 1.20: Détection de points et zones caractéristiques des dents : (a) détection des cuspidés ; (b) définition d'un premier arc approximatif ; (c) détection des bords des incisives ; (d) création de coupes des dents à partir de l'arc

Finalement, une des approches les plus abouties pour la mise en occlusion est celle de Xia [Xia, 2010]. Comme la technique de Hiew, elle se décompose en deux étapes : après un premier positionnement, un ajustement basé sur les collisions permet d'optimiser la mise en occlusion. Se basant sur l'approche de Kondo [Kondo, 2004] (section 1.3.2.6), il définit un arc le long de l'arcade et recherche, par un processus similaire, les cuspidés et l'extrémité des incisives. Il utilise ensuite un algorithme issu de la combinaison de la technique *softassign* [Gold, 1998] et d'une minimisation aux moindres carrés pondérés, pour effectuer la mise en correspondance entre les points des deux arcades, théoriquement en contacts, et calculer une première transformation (R, t) . Ce positionnement initial est ensuite amélioré par la minimisation de l'expression 1.1 pour $\{u_i\}_{i=0}^{M-1}$ et $\{v_j\}_{j=0}^{J-1}$ les ensembles de M et J de sommets des maillages des deux arcades. Même si les tests ont seulement été effectués sur trois jeux de données, les résultats sont de très bonne qualité par rapport au positionnement de référence obtenu par un spécialiste (tableau 1.1).

$$d_s^2(\tilde{R}, \tilde{t}) \equiv \sum_{j=0}^{J-1} \|u_{i_j} - v'_j(\tilde{R}, \tilde{t})\|^2, \quad \text{sous la condition : } (v'_j(\tilde{R}, \tilde{t}) - r_j)^T n_j > 0 \quad (1.1)$$

avec u_{i_j} le point u le plus proche de v'_j , n_j le vecteur unitaire normal du plan P_i au point $r_i = u_{i_j} - \delta u_j$, δ un coefficient de pénétration autorisé (0.1 mm ici) et $\{v'_j\}_{j=0}^{J-1}$, les positions mises à jour de $\{v_j\}_{j=0}^{J-1}$ durant le déplacement des arcades. Cette condition empêche qu'un sommet $v'_j(\tilde{R}, \tilde{t})$ ne passe de l'autre côté du plan P_i positionné en r_i de manière importante.

	Initial alignment			Final alignment (ISMDM)		
	x	y	z	x	y	z
(A', A)	-0.0938 ± 0.5873	0.4451 ± 1.2834	1.6366 ± 0.6841	-0.0661 ± 0.3828	-0.1206 ± 0.5621	0.1318 ± 0.2185
(B', B)	-0.1471 ± 0.5935	0.5708 ± 1.0660	1.6332 ± 0.5336	-0.0697 ± 0.3794	-0.1793 ± 0.4606	0.1707 ± 0.1151
(C', C)	-0.0596 ± 0.7824	0.5433 ± 0.7382	0.5394 ± 0.6998	-0.1088 ± 0.3380	-0.1449 ± 0.2059	0.1214 ± 0.2830
(O', O)	-0.0917 ± 0.4310	0.5912 ± 0.6965	1.3714 ± 0.4399	-0.0735 ± 0.2926	-0.1481 ± 0.1829	0.1464 ± 0.1026

(a)

	Initial alignment	Final alignment
$\hat{\omega}_x$	-2.3016 ± 2.0818	-0.0850 ± 0.7459
$\hat{\omega}_y$	0.0102 ± 0.4752	-0.0624 ± 0.2322
$\hat{\omega}_z$	-0.1507 ± 2.2328	0.0717 ± 1.1453

(b)

Tableau 1.1: Résultats du recalage par la méthode Xia [Xia, 2010] par rapport à une référence sur trois cas : (a) Erreurs sur la translation pour 4 points (moyenne $\pm$ écart-type, en mm) ; (b) Erreurs sur les angles (en degrés)

Comme nous l'avons vu, les approches existantes n'utilisant pas de guidage par un moyen annexe invasif ou contraignant (CBCT, référence lors des prises de vues,...) restent peu nombreuses. Cependant, si l'approche de Hiew repose sur une hypothèse forte sur la nature des socles utilisés, celle de Xia n'en fait pas tout en obtenant de bons résultats. Si elle reprend exactement l'approche proposée par Kondo, ceci sous-entend une sélection manuelle initiale. Cependant, comme nous l'avons vu avec Kumar, une étude des courbures peut suffire à décrire automatiquement le positionnement de certains points et surfaces d'intérêts. A partir de ceux-ci, la première estimation du plan occlusal de l'algorithme de Xia pourrait ainsi être effectuée.

Notons que Hiew et Xia proposent des approches intéressantes concernant la gestion des collisions lors du recalage. Celle de Xia est notamment plus adaptée à un recalage où les six degrés de liberté doivent être estimés.

Bien qu'efficaces, ces approches utilisent la définition de "maximum intercuspation" en maximisant les contacts tout en évitant les chevauchements mais ne se réfèrent directement pas à un positionnement réel des arcades du patient entre elles. Notre objectif étant de proposer une approche ne nécessitant pas d'ajouts lourds et invasifs aux traitements routiniers de l'orthodontiste, tout en utilisant une référence de l'occlusion réelle, nous avons choisi de mettre à contribution les photos "en bouches" prises en routine par les spécialistes pour guider le recalage.

Chapitre 2

Stratégie de recalage visuel 2D/3D

Comme décrit précédemment, l'objectif de ce travail est de recaler les arcades dentaires 3D indépendantes de manière à obtenir un positionnement identique à celui observé dans la mâchoire du patient. En considérant le maxillaire comme fixe, nous devons donc estimer une transformation rigide pour déplacer convenablement la mandibule et effectuer la mise en occlusion. Pour cela, nous allons utiliser une méthode de recalage visuel, guidée par les photos "en bouche" utilisées en routine chez les orthodontistes.

Plus précisément, il s'agira de faire coïncider au mieux les projections des modèles dentaires avec leurs observations sur les images afin de calculer le recalage rigide (figure 2.1). Pour cela, nous utiliserons un ensemble de points homologues. Ainsi, à partir de mises en correspondance 2D/3D entre les images et les modèles dentaires, la mandibule sera déplacée afin de faire correspondre les projections de chaque point 3D avec leurs homologues sur les photos "en bouche".

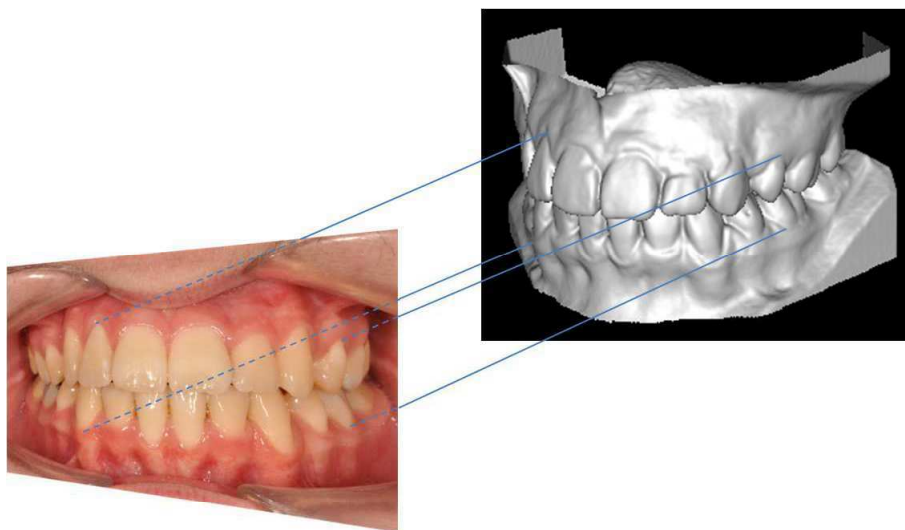


FIGURE 2.1: Recalage visuel : mise en occlusion guidée par les photos "en bouche"

Le recalage pourra être guidé par une ou plusieurs images. Dans l'étude de faisabilité présentée dans ce chapitre, le cas d'un recalage à partir de deux images sera illustré.

Dans cette partie, nous allons décrire la stratégie globale mise en œuvre pour effectuer ce recalage visuel : après un état de l'art où nous présenterons le modèle de projection géométrique utilisé, les méthodes d'estimation de la matrice de projection et de recalage 3D à partir d'images, la description de notre méthode sera étayée par une étude de faisabilité.

2.1 Etat de l'art sur le recalage visuel

2.1.1 Modèle géométrique de projection

Une photographie résulte de la projection d'une scène 3D sur un plan (capteur de l'appareil photographique). Ainsi, chaque point de l'espace 3D possède son homologue projeté sur l'image. La lentille mince convergente est une modélisation simple d'un objectif qui permet de faire converger un ensemble de rayons lumineux parallèles provenant de la scène 3D en un point sur un plan. Ce plan est appelé plan focal et sa distance à la lentille mince est la distance focale f . Tout rayon passant par le centre optique O de la lentille n'est pas dévié (figure 2.2).

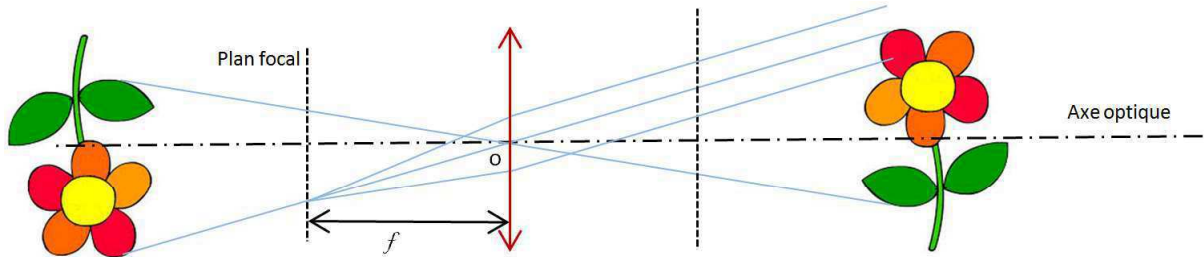


FIGURE 2.2: Formation d'une image par une lentille mince

Dans un appareil photographique, un système de mise au point permet de former l'image de l'objet considéré sur le plan focal (figure 2.3). Le capteur ou plan image est donc confondu avec le plan focal. Pour modéliser la projection géométrique de l'image, nous considérerons le modèle sténopé (ou pinhole en anglais). C'est le modèle le plus usuel pour exprimer la projection d'une image sur un plan. Ce modèle permet d'établir la relation mathématique qui associe un point 3D à son homologue 2D sur une image obtenue par une transformation perspective.

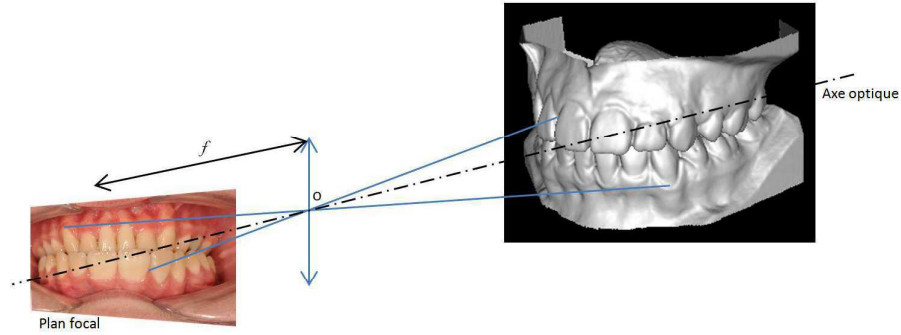


FIGURE 2.3: Modèle sténopé dans notre approche

La figure 2.4 montre une représentation géométrique du modèle sténopé.

Le repère $R(O, \vec{X}, \vec{Y}, \vec{Z})$ est le repère du capteur de la caméra. L'axe optique passe par l'origine de ce repère et coupe le plan image en p , le point principal : $p = (u_0, v_0)^T$. Pour une géométrie parfaite, avec le capteur d'image perpendiculaire à l'axe optique et bien centré, le point principal p est situé au centre de l'image. Le plan image, sur lequel s'effectue la projection, est situé à la distance focale f de l'origine.

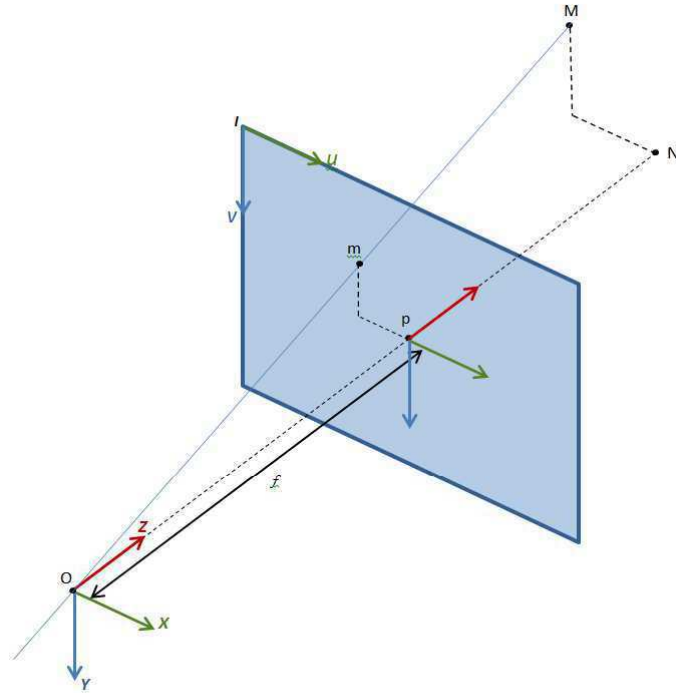


FIGURE 2.4: Représentation géométrique du modèle sténopé

Nous allons définir les relations mathématiques sous-jacentes à ce modèle. Soient les coordonnées du point 3D $M = (X, Y, Z)^T$ et son projeté sur l'image $m = (x, y, f)^T$ dans le repère $R(O, \vec{X}, \vec{Y}, \vec{Z})$.

Le point principal p étant le projeté orthogonal de m sur l'axe optique tout comme N est le projeté orthogonal de M sur ce même axe alors les droites (mp) et (MN) sont parallèles. On peut donc en déduire, d'après le théorème de Thalès, les relations suivantes :

$$\frac{X}{x} = \frac{Y}{y} = \frac{Z}{f} \quad (2.1)$$

Ceci nous permet de définir les coordonnées de la projection m dans le repère $R(O, \vec{X}, \vec{Y}, \vec{Z})$:

$$m_{(O,X,Y,Z)} = \begin{pmatrix} f \frac{X}{Z} \\ f \frac{Y}{Z} \\ f \end{pmatrix} \quad (2.2)$$

De cette expression, on en déduit les coordonnées du point m dans le repère du plan image $(I, \vec{u}, \vec{v})$:

$$m_{(I,u,v)} = \begin{pmatrix} f \frac{X}{Z} r_x + u_0 \\ f \frac{Y}{Z} r_y + v_0 \end{pmatrix} \quad (2.3)$$

avec r_x et r_y respectivement les résolutions horizontales et verticales du capteur exprimés en pixel/mm.

Par la suite, les relations décrites seront exprimées en coordonnées homogènes. Dans ce cas, on écrit un point 3D : $M = (X_h, Y_h, Z_h, W_h)^T$; X_h, Y_h et Z_h sont identiques à X, Y et Z à un facteur d'échelle non nul W_h près. De même, un point dans l'image est noté $m = (u_h, v_h, w_h)^T$ où $u_h = w_h u$ et $v_h = w_h v$. Le symbole $\propto$ traduit « égal à un facteur d'échelle non nul près ».

La relation de projection (2.3) devient :

$$m_{(I,u,v)} \propto KM \quad (2.4)$$

avec

$$K = \begin{pmatrix} fr_x & s & u_0 & 0 \\ 0 & fr_y & v_0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \quad (2.5)$$

où s se rapporte à l'inclinaison des pixels tel que $s = -fr_x \cot(\Phi)$; Φ est l'angle entre les deux axes définissant un pixel.

En posant $\alpha_x = fr_x$ et $\alpha_y = fr_y$, on peut exprimer cette matrice par cinq paramètres. K est appelée matrice des paramètres intrinsèques de l'appareil.

Si les coordonnées des points 3D sont exprimées dans un autre repère que celui lié à la caméra, un changement de repère doit être effectué vers celui de la caméra par une transformation rigide, soit une translation t suivie d'une rotation R :

La matrice $[R \mid Rt]$ est la matrice des paramètres extrinsèques du capteur. Elle correspond à l'orientation et la position du capteur d'image dans le repère de la scène où sont exprimés les coordonnées des points 3D. Elle peut être définie par six paramètres : la matrice de rotation peut être exprimée par trois angles d'Euler et la translation par trois composantes, soit six degrés de libertés.

La composée des deux transformations précédentes permet de définir une matrice de projection P de taille 3×4 :

$$P \propto K \left[\begin{array}{ccc|c} R & & & Rt \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right] \quad (2.6)$$

La projection d'un point 3D M_j dans l'image s'exprime alors par :

$$m_j \propto PM_j \quad (2.7)$$

La matrice de projection comprend 11 degrés de libertés : cinq paramètres de la matrice des paramètres intrinsèques et six paramètres extrinsèques.

La qualité des appareils photographiques actuels permet de faire les approximations suivantes : $r_x=r_y=r$, $s=0$ et fixer $x_0 = (\text{largeur image}) / 2$ et $y_0 = (\text{hauteur image}) / 2$ ce qui revient à considérer que les pixels sont carrés et que le point principal est situé au centre de l'image.

Un dernier aspect concerne les distorsions optiques. Ce sont des défauts de convergence des lentilles plus important dans le cas de faible focale. Pour prendre en compte ses défauts, on peut ajouter une correction radiale au modèle considéré. Les coordonnées alors corrigées $(\hat{x}, \hat{y})$ sont définies par les expressions suivantes :

$$\hat{x} = xL(r) \quad (2.8)$$

$$\hat{y} = yL(r) \quad (2.9)$$

avec (x, y) les coordonnées idéales du point, sans distorsions, exprimées par rapport au centre des distorsions que l'on considère couramment comme confondu avec le point principal ; $r^2 = x^2 + y^2$. On définit la fonction $L(r)$ telle que : $L(r) = 1 + \kappa_1 r^2 + \kappa_2 r^4 + \kappa_3 r^6$.

2.1.2 Méthodes d'estimation de la matrice de projection et de recalage 3D à partir d'images

Pour notre application de recalage 3D à partir de photos "en bouche", la problématique de vision à laquelle nous sommes confrontés est double : nous devons à la fois estimer les positionnements de prises de vues par rapport aux modèles 3D et inversement. Dans tous les cas, cela consiste à positionner et orienter deux objets l'un par rapport à l'autre : une caméra et un objet 3D. Plusieurs grandes problématiques de la vision par ordinateur traitent ces problèmes d'estimation de pose : calibrage, localisation, reconnaissances et/ou suivis d'objets 3D, réalité augmentée... . Notons que tout comme le spectre des problématiques, celui des applications et des données à disposition est large. Ces méthodes se distinguent principalement par la nature des primitives appariées (points, droites, cercles,...) ou encore la méthode de résolution (analytique, itérative,...). Cette section présente les différentes approches existantes utilisant des points pour traiter ce problème.

2.1.2.1 Sans connaissance de K

Sans connaissance des paramètres intrinsèques de la caméra, la matrice de projection a 11 inconnues à un facteur d'échelle près. Autant d'équations sont donc nécessaires pour estimer ces paramètres, ce qui correspond à un minimum de six points dont on connaît les positions 3D et leurs projections. L'algorithme DLT propose la résolution du système 2.10 permettant de déterminer les éléments P_{ij} de la matrice de projection .

$$\begin{aligned} \frac{P_{11}X_i + P_{12}Y_i + P_{13}Z_i + P_{14}}{P_{31}X_i + P_{32}Y_i + P_{33}Z_i + P_{34}} &= u_i \\ \frac{P_{21}X_i + P_{22}Y_i + P_{23}Z_i + P_{24}}{P_{31}X_i + P_{32}Y_i + P_{33}Z_i + P_{34}} &= v_i \end{aligned} \quad (2.10)$$

Dans le cas où le problème est sur-contraint, la solution de cette équation est trouvée par une minimisation de l'erreur de reprojection [Hartley, 2004]. On peut alors utiliser une minimisation par les moindres carrés ou une autre méthode d'optimisation comme l'algorithme

de Levenberg-Marquardt [Marquardt, 1963] qui doit être initialisé par une solution proche du minimum global afin d'éviter de converger vers un minimum local.

Cette approche de résolution directe reste néanmoins très sensible au bruit.

2.1.2.2 Avec connaissance de K

Considérons maintenant le cas où les paramètres intrinsèques de la caméra sont connus. Ils peuvent être déterminés par calibrage de l'appareil photographique ([Tsai, 1987],[Bouguet, 2006]). Ce problème de détermination de la matrice de projection avec connaissance de K est aussi connu sous l'appellation de problème "PnP (perspective-n-point) [Fischler, 1981]. Dans ce cas, un minimum de trois correspondances 2D/3D est nécessaire pour estimer les paramètres de la matrice de projection.

Ce problème peut être résolu soit par une approche analytique ([Haraud, 1989],[Ameller, 2002]) soit itérative ([DeMenthon, 1995], [Oberkampff, 1996] [Araujo, 1996]). De même, plusieurs sortes de primitives peuvent être appariées : des points, des droites ou encore des cercles. Un des principaux verrous tient à la coplanarité ou non entre les primitives traitées. En effet, certains algorithmes voient leur efficacité varier ou même échouer en fonction de la coplanarité des primitives traitées. Ceci est souvent vérifiable lorsque certaines approches font des hypothèses fortes sur cet aspect pour créer leur modèle.

D'autres approches utilisent des primitives un peu plus complexes comme des coniques, des courbes algébriques ou des points et leur tangente associée [Fabbri, 2012]. Dans cette dernière méthode, Fabbri crée une primitive à partir de chaque point à mettre en correspondance combiné à la tangente à la courbe du contour associée en ce point. Il utilise ainsi la géométrie du premier ordre. Outre l'efficacité de l'approche, celle-ci permet d'estimer la pose de la caméra avec un minimum de points, inférieur à celui nécessaire habituellement ; soit deux points dans le cas d'une caméra calibrée au lieu de trois habituellement.

Les primitives que nous utilisons étant des points, nous nous intéresserons ici plus particulièrement aux méthodes les utilisant pour traiter ce problème.

Cette problématique d'estimation de la matrice de projection est un sujet traité depuis de nombreuses années dans le milieu de la vision. Par exemple, en 1989, Yuan propose une méthode [Yuan, 1989] permettant de trouver une solution indépendante de la configuration des points même si de meilleurs résultats sont obtenus dans le cas de points non coplanaires.

Ameller [Ameller, 2002] présente quatre méthodes de résolution basée sur l'algèbre linéaire permettant d'estimer la pose à partir de 3 points (quatre solutions sont alors possibles) ou de 4 points (solution unique). Ces approches ne présentent pas de dégénérescence dans le cas de points coplanaires.

Les approches analytiques tentent de résoudre le problème grâce à un nombre d'appariements très réduit mais ceci rend souvent ces approches très sensibles au bruit. Dans notre

cas, la forme des objets traités étant complexes et issus de modalités différentes, les données traitées seront donc certainement sujettes au bruit. C’est pourquoi, nous nous intéresserons plus particulièrement aux approches itératives.

En 1995, Dementhon présente une méthode itérative nommée POSIT [DeMenthon, 1995] déterminant la projection perspective par approximations orthographiques successives. L’approximation présente l’intérêt de linéariser le problème à résoudre. Cette méthode s’avère efficace pour estimer la pose de la l’appareil photo de manière simple et rapide sans estimation de pose initiale. Néanmoins, ces résultats se détériorent très fortement dans le cas de points coplanaires.

Pour palier cette limitation, une version adaptée au cas de points coplanaires a été mise en place [Oberkampf, 1996]. Cette méthode permet de trouver deux solutions à chaque itérations. Une mesure de l’erreur de reprojection permet de sélectionner la meilleure estimation de pose.

David propose une amélioration de l’algorithme POSIT : SoftPosit [David, 2004]. En plus de l’estimation de pose, celui-ci effectue à chaque itération la mise en correspondance entre les points 2D de l’image et ceux de l’objet. Pour cette tâche, les auteurs utilisent l’algorithme *softassign* [Gold, 1998].

Petersen [Petersen, 2008] compare quatre méthodes d’estimation de pose : DLT, POSIT classique [DeMenthon, 1995], POSIT adaptée au cas de points coplanaire [Oberkampf, 1996] et CPC (CamPoseCalib) [Araujo, 1996]. Ce dernier algorithme est une nouvelle formulation de l’algorithme de Lowe pour l’estimation de pose [Lowe, 1991]. A l’issue de cette étude, on peut constater que les meilleurs résultats, surtout face au bruit, sont obtenus pour l’algorithme CPC. L’algorithme POSIT classique obtient tout de même de bons résultats excepté dans les cas de points coplanaires. Dans ce cas, sa version adaptée au cas coplanaire est plus précise. DLT obtient de moins bons résultats. Cependant, on peut noter que l’algorithme CPC est particulièrement adapté au cas où la pose initiale n’est pas trop éloignée de la pose idéale; dans le cas contraire POSIT s’avère plus efficace.

2.1.2.3 Bilan

Comme nous l’avons mentionné en début de section, la problématique de pose de la caméra ou d’un objet 3D se distingue par une grande diversité d’applications et d’approches. Néanmoins, la plupart des approches plus complexes sont très bien adaptées à certaines problématiques spécifiques : traitement d’objets simples, utilisation de droites, de textures, une pose initiale de bonne facture déjà disponible, etc... Dans notre cas de recalage de modèles surfaciques à partir de photo “en bouche”, ces approches ne semblent pas toujours possibles. En effet, le modèle 3D est non-texturé, sa forme est complexe et ne possède pas de ligne droite ou courbe régulière, les motifs possèdent une certaine périodicité et la nature des données à mettre en correspondance (images couleurs et modèles surfaciques) reste très éloignée. C’est pourquoi, nous avons choisi de baser notre approche sur des primitives simples, à savoir des

points. En effet, les méthodes classiques d'extraction de contours ne semblent pas être en mesure d'extraire des primitives similaires entre les modèles dentaires et les images correspondantes (chapitre 3).

Enfin, même si la pose des photos “en bouches” est standardisée, celle-ci se fait à main levée et peut légèrement varier d'un cabinet à un autre. Notre objectif étant d'être capable de s'adapter à un maximum de jeux de données possibles, nous ferons l'hypothèse que nous ne connaissons pas la pose initiale.

2.2 Stratégie de recalage visuel

Cette section présente notre méthode de recalage visuel des arcades dentaires à partir des photos “en bouches”.

Comme énoncé précédemment, nous avons choisi de baser notre approche sur l'utilisation de points qui lieront les modèles dentaires aux images par le biais de matrices de projection. Pour cela, il est nécessaire d'estimer la pose de la caméra par rapport au maxillaire, considéré comme fixe et référence pour notre recalage. Une fois la relation établie, il est possible de guider la mise en occlusion de la mandibule grâce aux images.

La stratégie de recalage 2D/3D se décompose en quatre étapes selon le diagramme de la figure 2.5. Dans un premier temps, un ensemble de points singuliers homologues sont détectés sur les photos “en bouches” et sur les modèles 3D. Lors de l'étape suivante, on effectue un ensemble de mises en correspondance 2D/3D : un point 3D est associé à ses projections 2D dans les images. A partir de ces correspondances, une matrice de projection P_i est calculée pour chaque image i . La mandibule peut alors être recalée en tentant de faire coïncider les points 3D M_j projetés par la matrice P_i avec leurs homologues sur les images.

Comme nous avons choisi de considérer le maxillaire comme référence, la matrice de projection utilisée lors du recalage est calculée à partir des points du maxillaire uniquement. Nous avons effectué ce choix car un plus grand nombre de points sont détectés sur le maxillaire par rapport à la mandibule et ils sont aussi plus répartis sur l'image.

Dans cette section, nous décrirons les deux dernières étapes du processus ; les deux premières seront discutées dans la suite du manuscrit et seront remplacées par une sélection manuelle pour l'étude de faisabilité présentée en fin de chapitre.

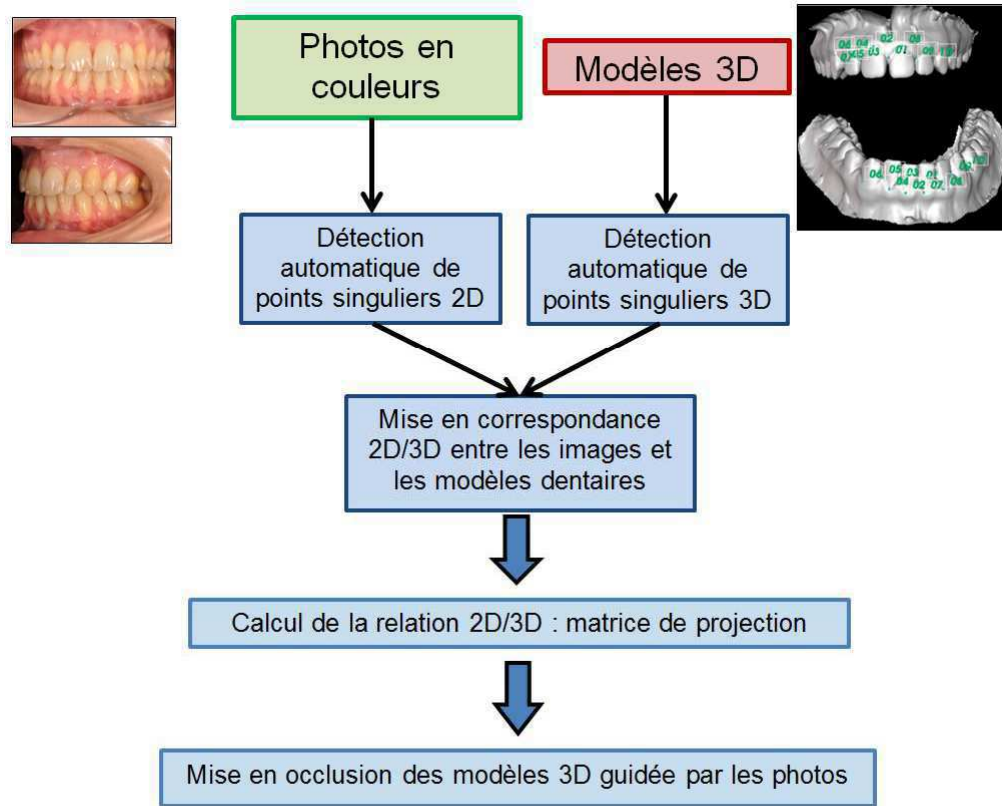


FIGURE 2.5: Diagramme de la stratégie de recalage 2D/3D

2.2.1 Méthode d'estimation de la matrice de projection

Pour estimer la matrice de projection d'une image à partir d'un ensemble de correspondances 2D/3D, deux cas de figures peuvent se présenter selon que les paramètres intrinsèques sont connus ou non.

2.2.1.1 Estimation de P_i avec connaissance de la focale

Il est possible de déterminer simplement la matrice des paramètres intrinsèques en faisant les approximations courantes suivantes : $r_x = r_y = r$, $s = 0$ et en fixant u_0 et v_0 tel que : $u_0 = (\text{largeur image}) / 2$ et $v_0 = (\text{hauteur image}) / 2$ comme explicité dans la section 2.1.1. Il ne reste alors plus que la distance focale d'indéterminée qui dépend du modèle de l'appareil photographique et du niveau de zoom lors de la prise de vue. Nous pouvons avoir accès à une valeur de la focale dans le fichier original de la photo par le biais des informations EXIF stockées par les appareils actuels. Pour les mêmes raisons de recherche de souplesse d'utilisation, nous ne considérons pas les distorsions dans notre modèle de projection. Ces hypothèses simplificatrices permettent néanmoins d'atteindre une précision de l'ordre du millimètre [Albouy, 2006].

Seule la matrice des paramètres extrinsèques $[R_i \mid R_i t_i]$ correspondant à la pose de la caméra (position et orientation) doit être ici estimée. Ceci revient à déterminer six paramètres : trois angles définissant l'orientation R_i et trois composantes de translation du vecteur t_i . Dans la suite de notre travail, nous utiliserons les angles de Tait-Bryan qui est une convention x-y-z des angles d'Euler.

L'estimation de ces paramètres se fait en deux étapes : une première estimation est effectuée avec l'algorithme POSIT de DeMenthon [DeMenthon, 1995] à partir des correspondances établies. Puis, de cette initialisation, les 6 paramètres sont optimisés par l'algorithme de Levenberg-Marquardt [Marquardt, 1963] en minimisant, l'erreur quadratique de reprojection se_i pour n_i points :

$$se_i = \sum_{j=1}^{n_i} \left[(u_{ij} - \tilde{u}_{ij})^2 + (v_{ij} - \tilde{v}_{ij})^2 \right] \quad (2.11)$$

où (u_{ij}, v_{ij}) sont les coordonnées du point 2D de référence j et $(\tilde{u}_{ij}, \tilde{v}_{ij})$ sont les coordonnées de la reprojection par P_i du point 3D correspondant au point 2D d'indice j sur l'image i .

Dans les cas étudiés, au moins dix correspondances 2D/3D seront utilisées pour estimer chaque matrice de projection. Chaque correspondance permettant d'obtenir deux équations, le problème d'estimation est donc sur-contraint.

2.2.1.2 Estimation de P_i sans connaissance de K

Si l'appareil photographique n'a pas pu être calibré, les éléments de la matrice K restent indéterminés. Dans ce cas, c'est la matrice de projection P_i dans sa globalité qui est à estimer, soit 11 degrés de liberté. Comme pour le cas avec connaissance de K , l'estimation a lieu en deux étapes. Une première estimation se fait par minimisation au sens des moindres carrés du système d'équations issues de l'ensemble des correspondances 2D/3D considéré en fixant le dernier élément de la matrice de projection à 1. Ensuite, les 11 paramètres de la matrice P_i sont optimisés par l'algorithme de Levenberg-Marquardt en minimisant se_i (équation 2.11).

Une fois encore, au vu du nombre n de correspondances utilisées par rapport au nombre d'inconnues, le problème d'optimisation est sur-contraint ($2n > 11$).

2.2.2 Méthode de recalage de la mandibule

Comme décrit précédemment, il a été choisi de déplacer la mandibule et de laisser le maxillaire fixe, comme référence, pour mettre en occlusion les arcades. Le repère de référence est lié au maxillaire : l'origine correspond à la position du premier point caractéristique sélectionné pour le maxillaire, l'axe Y orienté vers le haut et l'axe Z parallèle aux deux rangées de molaires (figure 2.6).

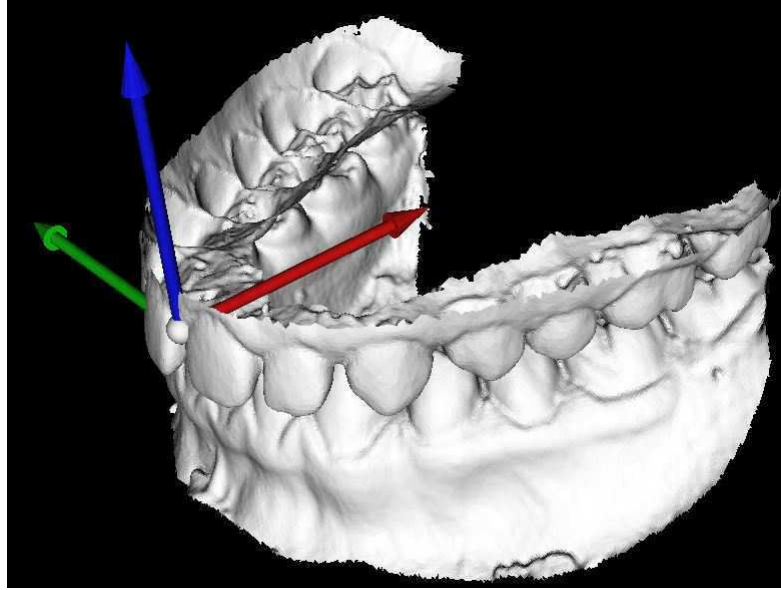


FIGURE 2.6: Repère de référence du recalage

La mise en occlusion des deux arcades dentaires consiste à estimer une transformation rigide T pour déplacer l'arcade inférieure et la positionner dans la configuration conforme à celle existant dans la mâchoire du patient.

La transformation rigide T est calculée de manière à ce que les projections des points 3D de la mandibule coïncident avec les points détectés dans les images :

$$m_{i,mand} \propto P_i T M_{mand} \quad (2.12)$$

où M_{mand} est un point 3D de la mandibule et $m_{i,mand}$ est sa projection sur la photographie i . Le repère de référence étant celui associé au maxillaire, la matrice de projection P_i utilisée est celle calculée à partir des correspondances 2D/3D du maxillaire. La transformation T est définie par six degrés de liberté : trois angles de Tait-Bryan et trois translations. Elle s'effectue selon le centre de gravité de la mandibule et est calculée par minimisation de l'erreur quadratique de reprojection se_i (équation 2.11), en utilisant l'algorithme de minimisation de Levenberg-Marquardt.

Lors de la numérisation, les modèles en plâtre sont positionnés dans des racks, l'un au-dessus de l'autre dans une orientation proche de celle de l'occlusion. Le vecteur translation de la transformation T peut donc être initialisée par une translation selon l'axe Y d'une valeur approchant l'épaisseur de la mousse séparant chaque modèle (15 mm) .

L'indétermination des deux ensembles d'angles de Tait-Bryan obtenus peut être levée en considérant que les angles seront assez proches de la position initiale. En effet, les arcades étant placées dans des racks en mousse leurs positions et orientations respectives ne sont pas

totalement aléatoires. Des contraintes sur l’amplitude maximale des transformations sur les angles et les translations peuvent donc être appliquées : 25° pour les angles, 30mm pour les translations selon les axes X et Z, et 100 mm selon l’axe Y.

2.3 Etude de faisabilité

La chaîne de traitement étant longue et les sources d’imprécisions pouvant être nombreuses, une étude de faisabilité est nécessaire pour valider le squelette de l’approche choisie. Elle permet de tester et valider les deux étapes préalablement décrites au cœur même du processus de traitement : l’estimation de la matrice de projection et le recalage 3D à partir des photos “en bouche”.

La sélection des points homologues et leur mise en correspondance se font ici manuellement. Les positions des points sélectionnées sur le modèle 3D et sur les images étant alors jugée comme proches de leurs positions parfaites, aucune étape d’optimisation de la position des points n’est effectuée.

Pour chaque configuration, les deux méthodes décrites précédemment seront testées selon si nous avons une connaissance a priori ou non des valeurs de la matrice K . Pour cette étude, la valeur de la focale est obtenue par calibrage de l’appareil photo numérique par la toolbox Matlab de Bouguet [Bouguet, 2006].

Dans cette étude, nous identifierons l’approche nécessitant la connaissance préalable de la focale comme étant la méthode WiK (With K) et la second comme la méthode WoK (Without K).

2.3.1 Jeux de données

Un jeu de données composé de deux photos “en bouche” et des deux arcades 3D surfaciques correspondantes du patient a été utilisé pour cette étude de faisabilité. Les images réelles ont été obtenues à partir d’un appareil photo numérique de 8 mégapixels (Canon EOS 350D) muni d’un objectif macro de 60 mm et d’un flash annulaire. Afin de faciliter les traitements, elles ont été ré-échantillonnées à une résolution de 1300×867 .

Les modèles dentaires numériques ont été obtenus à partir d’un scanner médical à rayon X (scanner Siemens SOMATOM Definition Flash) dans les conditions présentées dans la section 1.4. Cependant, il est difficile d’évaluer avec exactitude la résolution finale des modèles surfaciques obtenus : une étape de seuillage en densité est nécessaire pour extraire la surface des moulages dentaires, or malgré la forte différence de densité entre le plâtre et l’air, un gradient demeure au voisinage de la surface à extraire. Le choix du bon seuil d’extraction est donc difficile à trouver sans un calibrage lourd qui n’a pu être effectué. De plus, la chaîne de traitement d’extraction comprend plusieurs étapes utilisant des méthodes de traitement comme le marching cube et la décimation. La précision du modèle obtenu au final reste donc

difficile à évaluer objectivement. Une des seules solutions permettant d'évaluer les écarts entre le modèle en plâtre original et son homologue numérique est d'effectuer une étude empirique qui vise à comparer plusieurs mesures spécifiques entre ces deux supports. Quelques études de reproductibilité de ces mesures ont été effectuées sur plusieurs cas afin d'évaluer la précision des modèles dentaires comme Watanabe [Watanabe, 2009] qui utilise une chaîne de traitements très proche de celle utilisée pour notre problématique. En moyenne, les dimensions mesurées par les spécialistes sont plus petites sur les modèles numérisés, via un logiciel dédié, que les dimensions réelles pour une erreur moyenne de 0.18 ± 0.06 mm avec un maximum de 0.39 mm pour des distances allant de 3.20 à 45 mm. On peut donc supposer que notre système est d'une précision assez proche. Le processus de numérisation et d'obtention du modèle 3D utilisé dans notre étude de faisabilité est le même que celui utilisé en routine avec le partenaire du cabinet d'orthodontie.

En plus des photos réelles, un jeu d'images virtuelles a été créé par capture d'écran du rendu des modèles 3D sous VTK¹. Plusieurs points de vue peuvent ainsi être simulés, en maîtrisant parfaitement les caractéristiques de prise de vue (focale, angle de vue, etc...). Ainsi, nous disposons d'un ensemble d'images sans distorsion mais ayant des caractéristiques similaires aux photos réelles. Ce cas peut être considéré comme "parfait" car outre l'obtention d'images sans défaut et où tous les paramètres ont pu être contrôlés, les positions des points sont "exactes" puisqu'elles sont générées par un modèle géométrique parfaitement connu. En effet, les projections de ces points dans les vues virtuelles sont directement accessibles par les coordonnées écran du modèle projectif simulé par VTK. Ces données "parfaites" nous permettent de contrôler le niveau de bruit sur les coordonnées des points. Nous pouvons ainsi évaluer la dégradation des performances avec l'ajout d'un bruit uniforme à chaque composante des points 2D et l'intérêt de combiner plusieurs vues lors du recalage. Les données utilisées dans ces deux cas sont présentées dans la figure 2.7.

Dans le cas des images virtuelles, une configuration de sélection manuelle des points est aussi effectuée afin de comparer l'impact des imprécisions de sélection manuelle sur les résultats.

Bien évidemment, pour les cas d'images réelles, seule la configuration d'une sélection manuelle est possible.

Pour les configurations manuelles, cinq séries de sélections manuelles ont été faites afin de dégager une tendance. Pour ces cas, les résultats alors présentés dans la suite de cette partie correspondent à une moyenne des différents résultats obtenus pour chaque série.

La bibliothèque de vision OpenCV est utilisée pour l'implémentation des fonctions de minimisation au sens des moindres carrés ou encore de l'algorithme POSIT [DeMenthon, 1995] et l'implémentation "levmar" de Lourakis [Lourakis, 2004] pour l'algorithme de Levenberg-Marquardt [Marquardt, 1963].

1. <http://www.vtk.org/>

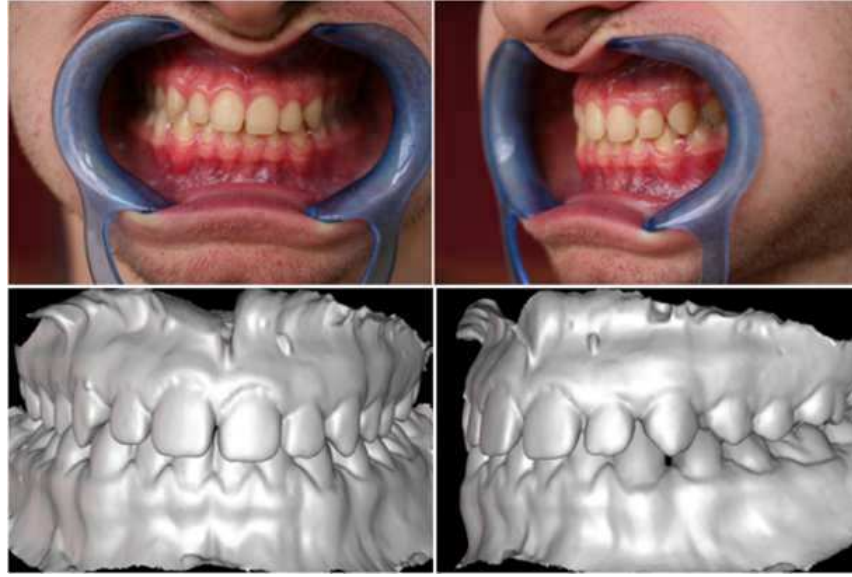


FIGURE 2.7: Images de tests (1300×867) : vues de face (gauche) et de côté (droite); image réelles (haut) et virtuelles (bas)

2.3.2 Validation du calcul de la matrice de projection P_i

L'estimation de la matrice de projection P_i est au cœur de notre algorithme. Le but ici est de valider et d'évaluer sa précision. Pour cela, on se basera sur le critère de convergence utilisé c'est-à-dire l'erreur quadratique de reprojection. Pour la mesurer et la comparer lors des tests, nous calculons la racine carrée l'erreur quadratique moyenne de reprojection $rmse_i$:

$$rmse_i = \sqrt{\frac{1}{n_i} \sum_{j=1}^{n_i} [(u_{ij} - \tilde{u}_{ij})^2 + (v_{ij} - \tilde{v}_{ij})^2]} \quad (2.13)$$

Outre la racine carrée de l'erreur quadratique moyenne (que l'on notera ensuite RMSE) obtenue pour le maxillaire, c'est-à-dire pour les points ayant servi à calculer la matrice de projection, nous observerons cette même erreur pour les points de la mandibule. Pour cela, il faut que les modèles dentaires soient dans la même position que sur les images correspondantes. C'est pourquoi, ces tests sont effectués sur des mâchoires mises en occlusion selon leur positionnement de référence.

Les deux estimations de la matrice de projection sont évaluées sur les données virtuelles et sur les images réelles. Ces tests sont conduits pour deux vues différentes : une vue de face et une vue de 3/4 qui correspond à une des vues les plus latérales que l'on puisse obtenir. Ces orientations sont proches de celles utilisées en routine dans les cabinets d'orthodontie (figure 2.7) .

2.3.2.1 Vues virtuelles

Pour chaque image, le jeu de données parfait est composé de dix points singuliers pour le maxillaire et de dix autres pour la mandibule.

Afin d'évaluer le comportement de nos méthodes d'estimation, nous ajoutons à ces coordonnées parfaites un bruit uniforme à chaque composante des coordonnées des points 2D.

Pour chaque niveau de bruit testé, 100 réalisations différentes sont moyennées. Afin d'évaluer le niveau d'erreur introduit par un opérateur, nous avons également relevé les erreurs dans le cas où les projections dans l'image sont sélectionnées manuellement au lieu d'être déduites automatiquement. Les tableaux 2.1 et 2.2 présentent les RMSE moyennes et maximales constatées après l'étape d'estimation de la matrice de projection P_i calculée avec les points de l'arcade supérieure, pour les points du maxillaire et de la mandibule et pour les deux approches WiK et WoK.

Bruit (pixels)	Vue de face			
	RMSE maxillaire	Erreur Max. maxillaire	RMSE mandibule	Erreur Max. mandibule
2	1.37±0.19	2.17	1.92±0.31	3.06
4	2.73±0.39	4.34	3.83±0.61	6.12
Manuelle	3.48±1.53	5.81	5.66±2.96	10.7
	Vue de 3/4			
	RMSE maxillaire	Erreur Max. maxillaire	RMSE mandibule	Erreur Max. mandibule
2	1.36±0.18	2.18	1.98±0.32	3.17
4	2.72±0.35	4.37	3.96±0.63	6.34
Manuelle	4.00±1.93	7.50	6.35±2.86	10.3

Tableau 2.1: RMSE de reprojection (en pixels) pour la méthode WiK pour les deux points de vue virtuels.

Bruit (pixels)	Vue de face			
	RMSE maxillaire	Erreur Max. maxillaire	RMSE mandibule	Erreur Max. mandibule
2	1.08±0.22	1.81	5.22±2.16	8.45
4	2.16±0.44	3.61	10.45±4.36	16.94
Manuelle	2.90±1.36	5.20	14.8±4.90	22.1
	Vue de 3/4			
	RMSE maxillaire	Erreur Max. maxillaire	RMSE mandibule	Erreur Max. mandibule
2	1.09±0.20	1.92	3.69±1.30	6.04
4	2.18±0.39	3.84	7.37±2.62	12.09
Manuelle	3.00±1.57	6.14	12.9±6.00	21.6

Tableau 2.2: RMSE de reprojection (en pixels) pour la méthode WoK pour les deux points de vue virtuels.

La première observation générale est que l'erreur relevée pour la mandibule est toujours supérieure à celle du maxillaire. Ceci s'explique par le fait que seules les correspondances 2D/3D du maxillaire sont utilisées pour estimer la matrice de projection. De plus, ces points ne sont pas situés dans la même zone de l'image que ceux de la mandibule. L'estimation de la matrice de projection avec les points du maxillaire rend donc moins compte de points présents dans une zone différente de l'image.

Comme on pouvait s’y attendre, les erreurs augmentent linéairement avec le niveau de bruit (figure 2.8). La différenciation des erreurs de reprojection pour les points du maxillaire et pour ceux de la mandibule permet d’évaluer les deux méthodes d’estimation de la matrice de projection. En effet, pour le maxillaire, les erreurs de reprojection sont du même ordre de grandeur quelle que soit la méthode alors que les erreurs obtenues pour la mandibule sont significativement plus importantes pour la méthode WoK.

La même remarque peut être faite entre ces méthodes pour la sélection manuelle avec, par exemple, une RMSE pour la mandibule pour le point de vue de face de 14.8 pixels (soit 0.64 mm) pour la méthode WoK alors qu’elle n’est que de 5.66 pixels pour la méthode WiK.

Pour les données parfaites bruitées, les écarts types restent faibles et proportionnels à la RMSE excepté pour les erreurs de reprojections des points de la mandibule pour la méthode WoK dont les écarts types sont presque équivalents à la moitié de la moyenne. Cette dernière propriété est aussi partagée dans le cas de sélections manuelles quelle que soit la méthode.

Globalement, la méthode WiK est donc supérieure malgré le fait que les erreurs soient légèrement plus faibles sur le maxillaire pour la méthode WoK (figure 2.8).

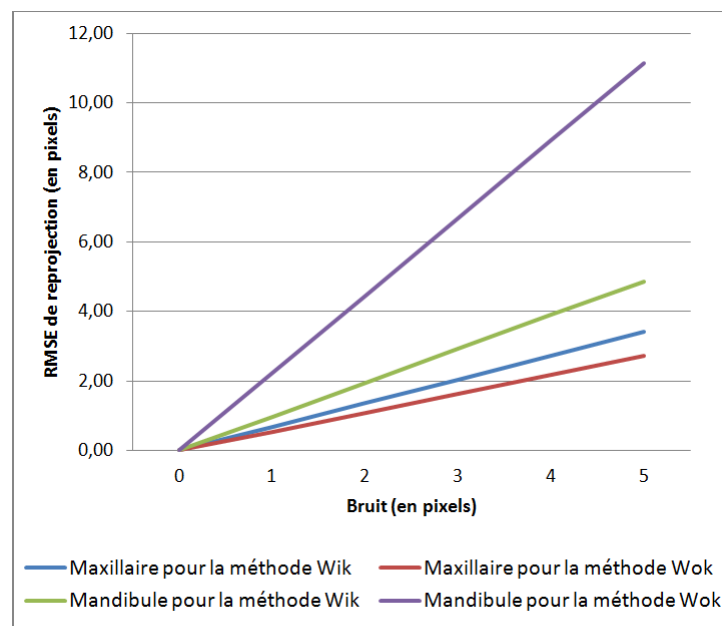


FIGURE 2.8: RMSE de reprojection après estimation de la matrice projection du maxillaire pour chacune des arcades et pour les deux méthodes testées

2.3.2.2 Images réelles

Afin de valider notre approche sur un cas réel, les mêmes séries de tests sont effectuées pour les images réelles de la figure 2.7. Les résultats obtenus après sélections manuelles pour les deux méthodes d'estimations de la matrice P_i sont présentées dans le tableau 2.3. De la même manière que pour le cas virtuel et pour les mêmes raisons, on peut constater que les erreurs de reprojection pour les points de la mandibule sont plus importantes que celles du maxillaire. Au vu des erreurs de reprojection sur la mandibule, on peut dire qu'une fois encore la méthode WiK semble supérieure à la méthode WoK. Enfin, à paramètres identiques, on peut constater que les erreurs sont globalement plus importantes ici en comparaison du cas de sélections manuelles sur les données virtuelles. Ceci peut s'expliquer par une incertitude plus grande lors de la sélection manuelle des correspondances dans le cas réel que dans le cas virtuel. En effet, dans le cas virtuel, l'image possède les mêmes caractéristiques graphiques que le modèle 3D (ombres, relief,...) ce qui facilite la sélection de bonnes correspondances, ce qui n'est pas le cas pour une image réelle qui possède d'autres types d'information visuelles (couleurs, textures, éclairage différent,...).

Méthode	Vue de face			
	RMSE maxillaire	Erreur Max. maxillaire	RMSE mandibule	Erreur Max. mandibule
WiK	5.24±2.72	9.57	8.38±2.90	13.6
WoK	3.77±1.29	5.93	36.6±11.1	53.5
	Vue de 3/4			
	RMSE maxillaire	Erreur Max. maxillaire	RMSE mandibule	Erreur Max. mandibule
WiK	5.44±2.68	10.6	7.70±3.08	12.2
WoK	4.54±2.19	8.70	16.8±4.50	24.0

Tableau 2.3: RMSE de reprojection (en pixels) pour les méthodes WiK et WoK sur les deux images réelles.

2.3.3 Validation du recalage de la mandibule

Une fois la matrice de projection du maxillaire P_i estimée, la mandibule peut être recalée pour être mise en occlusion. Pour cette étape, la position de référence pour le recalage est un positionnement obtenu par un technicien du laboratoire Ortho-Concept pour ces modèles. Après une sélection manuelle de points de contact entre les deux arcades puis un premier recalage, les arcades sont déplacées manuellement, le tout guidé par les photos “en bouche” correspondantes par simple appréciation de l'utilisateur.

Afin de comparer au mieux les résultats, les modèles 3D des arcades sont positionnés dans la même configuration initiale 2.9. Elle correspond à la configuration d'origine du cas réel, tel que les modèles étaient positionnés dans le rack en mousse durant la numérisation. Ce positionnement est obtenu en appliquant à la mandibule une transformation rigide par rapport à sa configuration de référence. Cette transformation est définie par la rotation R_{init} , par le biais des angles de Tait-Bryan α , β et γ et par la translation t_{init} :

$$\begin{aligned} R_{init}(\alpha, \beta, \gamma) : \alpha &= -15^\circ, \beta = -6^\circ, \gamma = 6^\circ \\ t_{init}(X, Y, Z) : X &= -5mm, Y = -24mm, Z = -11mm \end{aligned} \quad (2.14)$$

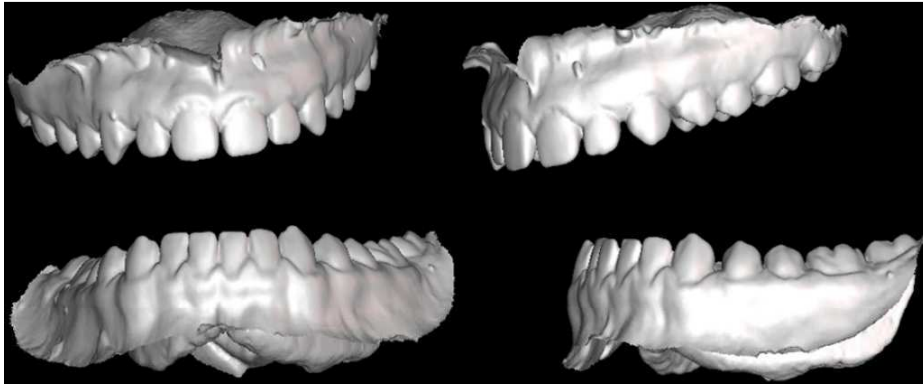


FIGURE 2.9: Positionnement initial des arcades dentaires

La qualité du recalage final est évaluée par rapport aux écarts sur les six paramètres de la transformation rigide (trois angles de Tait-Bryan et trois translations) par rapport au positionnement de référence, fourni par l'expert orthodontiste.

Dans les résultats présentés ci-dessous, les données sont identiques à celles considérées pour la validation de la matrice de projection à la différence du positionnement initial de la mandibule.

2.3.3.1 Vues virtuelles

Comme pour l'étude de la matrice de projection, un bruit uniforme est ajouté sur les données parfaites pour évaluer la robustesse de l'algorithme, les erreurs sont moyennées sur 100 réalisations aléatoires et une série de cinq tests avec une sélection manuelle a été réalisée. Deux stratégies de recalage sont étudiées ici : on utilise soit les deux points de vue séparément soit simultanément.

Erreurs de reprojection

Les résultats de reprojection obtenus à la fin du recalage sont reportés dans les tableaux 2.4 et 2.5, en appliquant respectivement la méthode WiK ou WoK pour le calcul de la matrice de projection, et en considérant une ou deux vues. Ils ne garantissent pas un recalage de qualité mais témoignent de la convergence de la minimisation utilisée. L'erreur de reprojection ne reflète pas la qualité de la matrice de reprojection ; cette dernière ne peut être que réellement évaluée qu'après l'étape de recalage.

Bruit (pixels)	Vue de face		Vue de 3/4	
	RMSE sur la mandibule	Erreur Max. mandibule	RMSE sur la mandibule	Erreur Max. mandibule
2	1.35±0.18	2.20	1.35±0.18	2.11
4	2.7±0.36	4.41	2.69±0.36	4.23
Manuelle	3.24±1.70	6.41	3.80±1.92	7.22
Recalage à l'aide des 2 vues simultanément				
2	1.62±0.25	2.55	1.67±0.19	2.67
4	3.23±0.51	5.12	3.34±0.37	5.35
Manuelle	4.27±2.12	8.01	5.13±2.28	9.29

Tableau 2.4: RMSE de reprojection (en pixels) après recalage pour la méthode WiK sur données virtuelles

Bruit (pixels)	Vue de face		Vue de 3/4	
	RMSE sur la mandibule	Erreur Max. mandibule	RMSE sur la mandibule	Erreur Max. mandibule
2	1.82±0.51	3.02	1.59±0.30	2.59
4	3.63±1.00	6.04	3.18±0.59	5.16
Manuelle	4.50±2.05	8.37	4.65±2.08	8.07
Recalage à l'aide des 2 vues simultanément				
2	3.12±1.01	5.20	3.00±1.19	5.21
4	6.23±2.04	10.38	6.01±2.32	10.38
Manuelle	8.03±4.06	14.68	9.39±4.14	15.29

Tableau 2.5: RMSE de reprojection (en pixels) après recalage pour la méthode WoK sur données virtuelles

Tout d'abord, on peut constater que, dans le cas "parfait", les erreurs de reprojection sont moins élevées que dans les tableaux 2.1 et 2.2. Par exemple, dans le cas d'une sélection manuelle, avec la méthode WiK n'utilisant qu'une seule image, les erreurs de reprojection moyennes sont de 3.24 pixels pour l'image de face et de 3.80 pixels pour l'image de 3/4 alors qu'elles sont étaient respectivement égales à 5.66 et 6.35 pixels dans le positionnement de référence. De même, pour la méthode WoK, après-recalage, ces mêmes erreurs de recalage sont égales à 4.50 et 4.65 pixels alors qu'elles étaient de 14.8 et 12.9 pixels lors de l'étude sur l'estimation de la matrice de projection. Ceci peut s'expliquer par l'imperfection du positionnement de référence utilisé lors de l'étude de la validation de l'estimation de la matrice de la projection. L'algorithme minimisant les erreurs de reprojection de la mandibule en fonction des images peut donc aboutir à un résultat différent de la pose de référence.

On remarque aussi que les erreurs de reprojection sont un peu plus élevées si on utilise les deux vues simultanément pour le recalage que si on utilise seulement une vue. Ceci s'explique par le fait que dans le premier cas, l'optimisation est un compromis entre deux jeux de points des deux images. Cette différence est encore plus marquée pour la méthode WoK.

Erreur de positionnement

La RMSE n'est pas notre critère de qualité. La performance du recalage observée est l'écart entre le positionnement obtenu pour la mandibule et celui de référence fourni par l'expert orthodontiste. Ceci se fait par le biais des six paramètres de la transformation rigide présente entre ces deux poses.

Seuls les meilleurs résultats, c'est-à-dire obtenus pour un recalage utilisant les deux vues simultanément, seront présentés dans les figures 2.10 et 2.11 ainsi que dans les tableaux 2.6 et 2.7. Les droites horizontales indiquent les résultats de la sélection manuelle (SM).

Globalement, on peut constater une fois de plus que les meilleurs résultats sont obtenus pour la méthode WiK. Tout comme dans les études précédentes, le cas "parfait" obtient des erreurs nulles et qui augmentent linéairement en fonction du bruit en restant à un niveau assez bas même pour un bruit de 5 pixels.

Plus spécifiquement, nous allons tout d'abord observer la position du centre de gravité. L'estimation de la position selon l'axe Z est la plus difficile à estimer. Ceci s'explique par le fait que cette direction correspond à la profondeur sur l'image de face et la photo de 3/4 n'est pas assez latérale pour lever cette indétermination avec précision. La translation selon l'axe Y est la plus précise car elle correspond à la direction verticale de l'image quelles que soient les positions et orientations choisies pour l'appareil photo. En cas de sélection manuelle, cette tendance n'est pas respectée si la focale est connue (WiK) mais les erreurs restent faibles (erreur maximale : 0.17 mm) alors que pour la seconde méthode elle sera respectée mais les erreurs sont plus importantes avec un maximum de 0.38 mm selon l'axe Z.

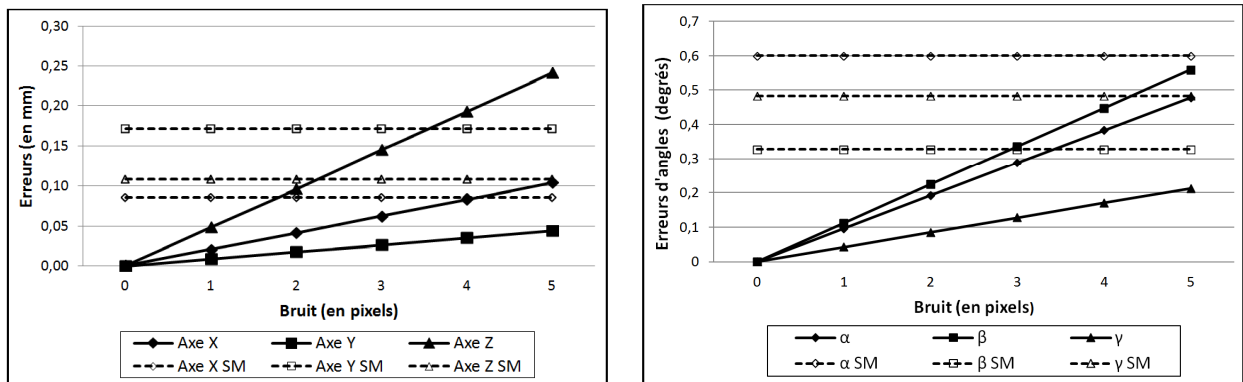


FIGURE 2.10: Erreurs sur le centre de gravité (gauche) et sur les angles (droite) sur les données virtuelles (méthode WiK) en fonction du bruit ajouté

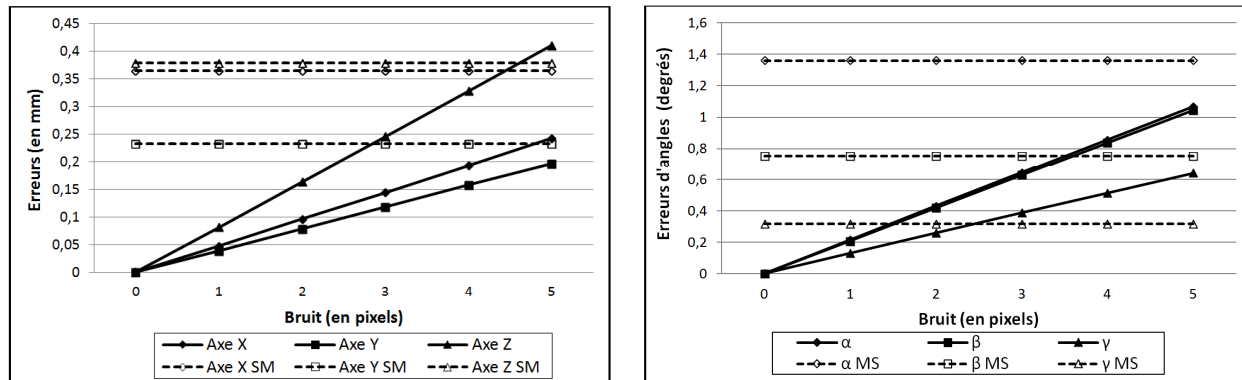


FIGURE 2.11: Erreurs sur le centre de gravité (gauche) et sur les angles (droite) sur les données virtuelles (méthode WoK) en fonction du bruit ajouté

Concernant les erreurs selon les angles, β et α semblent être les plus difficiles à estimer quelque soit la méthode. Tout comme pour la translation, le cas manuel de la méthode WiK ne respecte pas cette tendance car ici, c'est l'angle β qui obtient les meilleurs résultats. La meilleure précision est obtenue pour la méthode WiK avec des erreurs inférieures au degrés sur tous les angles.

Bruit (en pixels)	Recalage à l'aide d'une seule vue							
	Vue de face				Vue de $\frac{3}{4}$			
	X	Y	Z	3D	X	Y	Z	3D
2	0.05±0.04	0.04±0.03	0.33±0.24	0.34±0.25	0.27±0.19	0.04±0.03	0.35±0.25	0.44±0.32
4	0.11±0.08	0.08±0.05	0.66±0.48	0.67±0.49	0.54±0.38	0.08±0.06	0.69±0.50	0.88±0.63
Sélection manuelle	0.45±0.32	0.40±0.34	1.78±1.54	1.88±1.61	1.79±1.05	0.41±0.29	1.69±0.74	2.50±1.32
Bruit (en pixels)	Recalage à l'aide les 2 vues simultanément							
	Vue de face				Vue de $\frac{3}{4}$			
	α	β	γ	3D	α	β	γ	3D
	α MS	β MS	γ MS		α MS	β MS	γ MS	
2	0.04±0.03	0.02±0.01	0.10±0.07	0.11±0.08				
4	0.08±0.06	0.03±0.03	0.19±0.14	0.21±0.02				
Sélection manuelle	0.09±0.08	0.17±0.15	0.11±0.09	0.22±0.19				

Bruit (en pixels)	Recalage à l'aide d'une seule vue					
	Vue de face			Vue de $\frac{3}{4}$		
	α	β	γ	α	β	γ
2	0.30±0.24	0.30±0.24	0.12±0.08	0.36±0.23	0.32±0.24	0.20±0.13
4	0.60±0.48	0.59±0.48	0.24±0.17	0.73±0.47	0.63±0.49	0.40±0.26
Sélection manuelle	0.89±0.65	1.23±0.08	0.44±0.47	0.93±0.53	0.87±0.39	0.45±0.43
Bruit (en pixels)	Recalage à l'aide les 2 vues simultanément					
	Vue de face			Vue de $\frac{3}{4}$		
	α	β	γ	α	β	γ
	α MS	β MS	γ MS	α MS	β MS	γ MS
2	0.19±0.14	0.22±0.15	0.08±0.06			
4	0.38±0.27	0.45±0.30	0.17±0.12			
Sélection manuelle	0.60±0.38	0.33±0.17	0.48±0.34			

Tableau 2.6: Erreurs 3D sur le centre de gravité (en mm) (en haut) et sur les angles (en degrés) (en bas) après recalage en utilisant la méthode WiK

Bruit (en pixels)	Recalage à l'aide d'une seule vue							
	Vue de face				Vue de ¾			
	X	Y	Z	3D	X	Y	Z	3D
2	0.11±0.09	0.14±0.11	1.31 ±1.12	1.74±1.13	0.68±0.47	0.09±0.06	0.84±0.56	1.08±0.73
4	0.32±0.70	0.34±0.47	3.21±4.22	3.24±2.22	1.54±1.45	0.18±0.17	1.90±1.70	2.45±2.24
Sélection manuelle	0.63±0.50	0.52±0.34	2.11±1.40	2.26±1.52	1.69±1.15	0.55±0.39	2.47±1.41	3.04±1.86
Recalage à l'aide les 2 vues simultanément								
2	0.10±0.07	0.08±0.06	0.16±0.12	0.20±0.15				
4	0.19±0.13	0.16±0.13	0.33±0.23	0.41±0.29				
Sélection manuelle	0.37±0.28	0.23±0.09	0.38±0.36	0.58±0.46				

Bruit (en pixels)	Recalage à l'aide d'une seule vue					
	Vue de face			Vue de ¾		
	α	β	γ	α	β	γ
2	0.58±0.41	0.53±0.39	0.28±0.19	0.54±0.42	0.39±0.29	0.37±0.25
4	1.16±0.82	1.06±0.79	0.55±0.39	1.08±0.85	0.78±0.60	0.75±0.50
Sélection manuelle	0.63±0.50	1.23±0.08	0.44±0.47	1.46±1.11	0.62±0.42	0.74±0.69
Recalage à l'aide les 2 vues simultanément						
2	0.43±0.31	0.42±0.32	0.26±0.17			
4	0.86±0.62	0.84±0.63	0.51±0.034			
Sélection manuelle	1.36±0.96	0.75±0.41	0.32±0.36			

Tableau 2.7: Erreurs 3D sur le centre de gravité (en mm) (en haut) et sur les angles (en degrés) (en bas) après recalage en utilisant la méthode WoK

2.3.3.2 Images réelles

La même expérimentation est conduite en utilisant cette fois-ci les images réelles pour guider le recalage des modèles 3D des arcades entre elles.

Le tableau 2.8 présente les erreurs sur le centre de gravité et sur les angles alors que la figure 2.12 illustre la mise en occlusion des arcades par les deux approches proposées. Les résultats présentés ont été obtenus pour des recalages effectués par l'utilisation simultanée de deux vues.

Comme pour les tests avec utilisation des données virtuelles, les écarts entre la position de référence et celle obtenue après recalage sont plus faibles si on utilise la méthode WiK plutôt que l'autre méthode. Les erreurs ne sont pas très élevées mais le sont certainement encore trop dans un cas de traitement réel (figure 2.12 et tableau 2.8) ; un réajustement même faible sera nécessaire pour limiter les collisions entre les deux arcades. Les tests de recalage effectués grâce à une seule vue conduisent parfois à des résultats aberrants. Dans ces cas là, le recalage n'est pas réaliste et certaines erreurs peuvent être très grandes (jusqu'à 73 mm pour la méthode WoK).

	X	Y	Z	3D
WiK	0.27±0.21	0.56±0.22	0.14±0.16	0.68±0.2
WoK	0.94±0.46	1.27±0.63	0.58±0.42	1.81±0.5
	α	β	γ	
WiK	1.26±0.86	0.95±0.743	0.27±0.20	
WoK	1.20±1.00	3.74±0.77	1.77±1.07	

Tableau 2.8: Erreurs 3D sur le centre de gravité (en mm) (en haut) et sur les angles (en degrés) (en bas) après recalage dans un cas réel en utilisant les méthodes WiK et WoK

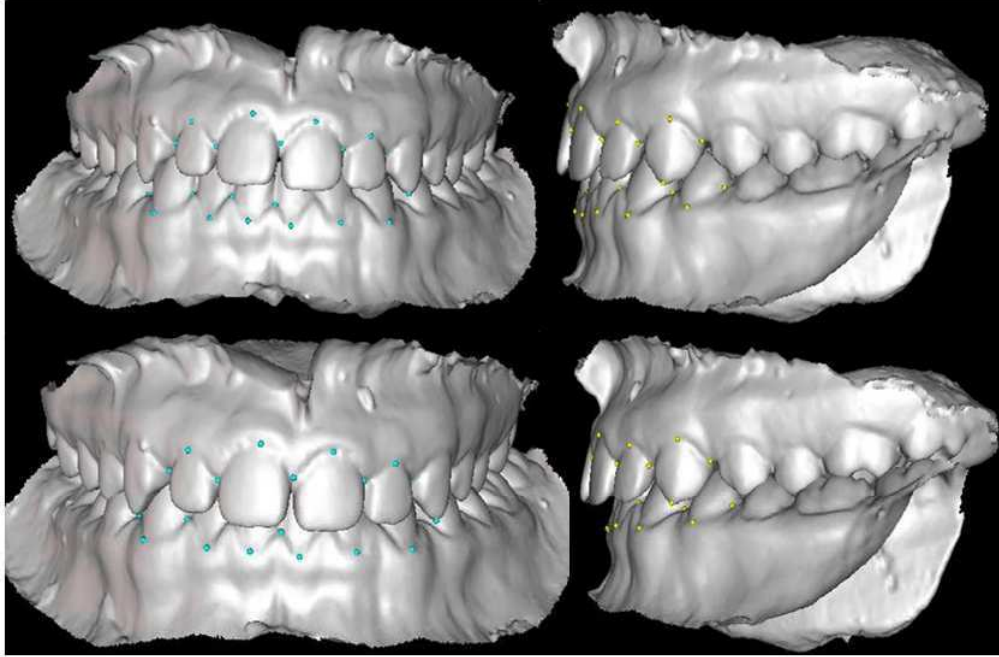


FIGURE 2.12: Arcades mises en occlusion dans un cas réel avec la méthode WiK (en haut) et avec la méthode WoK (en bas)

En combinant, les deux points de vue, le recalage est clairement amélioré et généralement les aberrations disparaissent. En moyenne, l'erreur sur le centre de gravité est inférieure à 0.8 mm et l'erreur de rotation ne dépasse pas 1.2° pour la méthode WiK alors qu'on obtient, respectivement, 2 mm et 4° d'erreurs maximales pour la méthode WoK.

Les tests répétés sur les images réelles montrent que le recalage est très sensible à la bonne sélection des points 2D et 3D même si les mêmes points sont sélectionnés minutieusement. Aussi, les recalages de moins bonne qualité pour deux vues simultanément sont obtenues lorsque l'un des deux recalages correspondant pour une seule vue obtient de très mauvais résultats. Dans ce cas, l'utilisation de la deuxième vue n'est pas suffisante pour les compenser.

2.3.4 Conclusion sur l'étude de faisabilité

Notre approche de recalage ou mise en occlusion guidée par les images a été validée par cette étude de faisabilité notamment grâce à des tests sur des images virtuelles. L'ajout de bruit sur les points 2D a permis d'observer l'impact sur l'estimation de la matrice de projection ainsi que sur la qualité du recalage avec une augmentation proportionnelle des erreurs. Les tests avec saisies manuelles ont montré une importante dépendance aux imprécisions de sélection tout spécialement lors des tests sur les images réelles. Ceci montre donc la difficulté, même pour un utilisateur de définir et sélectionner intuitivement un même point sur plusieurs données de natures différentes. Il est à noter que le modèle utilisé ne prend pas en compte les distorsions ce qui explique aussi certainement des résultats un peu moins bon dans le cas d'un traitement à partir des images réelles.

Aussi, très logiquement, nous avons pu observer l'apport important de la connaissance de la focale sur la qualité du processus mis en œuvre. Nous conserverons donc cette approche pour la suite de notre travail.

Les résultats obtenus dans le cas virtuel restent inférieurs aux erreurs maximales tolérées même dans le cas d'une saisie manuelle lorsque la focale est connue. Dans le cas réel et pour la même méthode, les erreurs sont néanmoins plus importantes, mais restent inférieures aux erreurs maximales tolérées pour celles concernant le positionnement du centre de gravité et légèrement supérieures à celle tolérées pour l'angle α . Les résultats sont donc encourageants.

Même si l'étude a été effectuée sur les données d'un seul patient, elle nous permet tout de même de conclure à la viabilité de la stratégie envisagée, d'appréhender les mécanismes mis en jeu et de faire apparaître certaines limitations comme la dépendance à la précision des points sélectionnés. Un autre point d'amélioration important est apparu lors de ce travail : considérer les collisions entre les modèles dentaires lors du processus de recalage.

2.4 Conclusion

Après avoir présenté les bases théoriques des procédés mis en œuvre dans notre travail, nous avons détaillé dans ce chapitre, notre méthode de recalage visuel pour mettre en occlusion les arcades dentaires. La coopération avec les photos "en bouche" est forte puisque ce sont elles qui renseignent directement la position réelle de la mandibule par rapport au maxillaire.

Nous avons présenté la base de la chaîne de traitement utilisée pour le recalage : à partir de points singuliers homologues détectés sur les modèles surfaciques et les images, une mise en correspondance 2D/3D est effectuée. De celle-ci, une estimation de la matrice de projection avec ou sans connaissance des paramètres intrinsèques de la caméra est faite à partir des points du maxillaire. C'est cette matrice qui est ensuite utilisée pour projeter les points de la mandibule dont les erreurs de reprojection avec leurs homologues 2D sont minimisées lors du recalage.

Une étude de faisabilité [Destrez,2011] nous a permis de valider cette approche sur des images virtuelles. De même, une première estimation de la précision du recalage sur un cas réel a été effectuée. Cette étude nous a permis de conforter l'idée que de meilleurs résultats sont obtenus lorsque nous avons connaissance des paramètres intrinsèques de la caméra. Ce travail a aussi mis en avant certaines limitations comme une forte dépendance de l'algorithme à la précision des points sélectionnés.

Jusqu'ici, la sélection des points et leurs mises en correspondance étaient manuelles. Pour terminer la chaîne de traitement, nous devons automatiser la détection de ces points singuliers sur les différents types de données utilisées et leur mise en correspondance. Le prochain chapitre décrira la technique adoptée pour ce premier problème et une ébauche de solution sur le second.

Chapitre 3

Détection automatique de points singuliers 2D/3D

Dans l'étude de faisabilité du chapitre précédent, une étape critique de l'algorithme restée manuelle est la sélection des points 2D et 3D ainsi que leur mise en correspondance. Cette étape est d'autant plus délicate que les descripteurs de données sont de natures différentes : texture couleur pour les images ; données surfaciques et courbures pour les modèles 3D. L'impact des imprécisions de sélection sur le recalage est important. Ce chapitre présente les méthodes développées pour automatiser les étapes de détection et de mise en correspondance.

Tout d'abord, nous décrirons l'approche adoptée, en définissant en particulier les points singuliers recherchés pour les deux sortes de données. Puis les sections 3.2 et 3.3 aborderont respectivement la détection des points dans les images couleur et sur les maillages 3D. Finalement, nous aborderons le problème de mise en correspondance que ce soit entre les images ou avec le modèle surfacique.

3.1 Définitions des points singuliers

L'annexe A présente les bases de données pour nos études et tests. On peut y constater la grande variété des cas rencontrés : si la plupart d'entre eux sont "normaux", des cas plus spécifiques peuvent exister (présence de bagues, absence de certaines dents, formes d'arcades atypiques).

Notre stratégie s'appuie sur l'extraction de points singuliers pour mettre en correspondance les différentes données (images et modèles surfaciques). La principale difficulté quant à l'extraction des mêmes points singuliers sur les images et sur les modèles est la nature hétérogène des données : d'un côté, des images où l'information caractérisant le voisinage d'un point est une texture couleur, et de l'autre, les modèles dentaires où elle est représentée par le relief (figure 3.1). Les stratégies de détection seront donc différentes selon le type de données, néanmoins, elles devront tendre à extraire certaines zones identiques et spécifiques susceptibles d'accueillir les points candidats à la mise en correspondance.

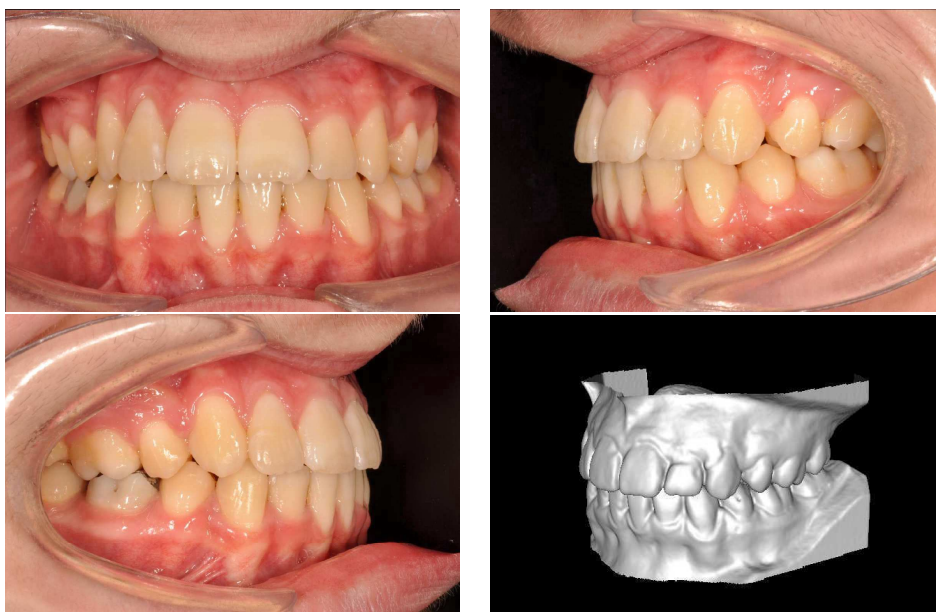


FIGURE 3.1: Exemples de données : images couleurs texturées et modèles surfaciques associés

Quelques méthodes d'extraction de points d'intérêt avec ou sans mise en correspondance ont été testées sur les images comme le détecteur de Harris et Stephens couleurs [Harris,1988, Montesinos, 1998], SIFT [Lowe 1999], ASift [Yu, 2011]. Malheureusement, les dents étant peu texturées et présentant un motif très redondant, très peu de points singuliers sont extraits et en cas de mises en correspondances, celles-ci sont souvent fausses. De plus, les points détectés n'ont pas de positionnement spécifique, ce qui rendrait plus complexe, la mise en correspondance avec les modèles 3D. De même, pour ces derniers, des méthodes d'extractions de points singuliers existent comme décrit dans [Mian, 2010] ou contenu dans la bibliothèque PCL¹ [Rusu, 2011] avec notamment des implémentations 3D d'algorithmes de détection d'invariants 2D comme SIFT, Harris et Stephen ou d'autres descripteurs basés sur la courbure, la position des points et les normales. Néanmoins, ces méthodes sont utilisées principalement pour la reconnaissance d'objets 3D et leur position ne répond que rarement à des caractéristiques communes avec les images.

C'est pourquoi, nous avons mis en place des chaînes de traitements spécifiques à notre application pour détecter les mêmes points singuliers sur ces deux sortes de données. Pour cela, nous avons choisi deux zones de recherche que l'on peut identifier intuitivement sur les images et les modèles surfaciques. Elles correspondent aux contours des dents : le collet, ligne de séparation entre les dents et les gencives ; et à l'extrémité des dents. Cette dernière n'étant pas visible pour la mandibule sur les photos, on se limitera au collet pour cette arcade. Sur les images, ces espaces de recherche correspondent à des contours alors que pour les modèles 3D, elles sont représentées par des ensembles de triangles. La figure 3.2 illustre ces zones pour les images et les modèles numériques.

1. <http://pointclouds.org/>

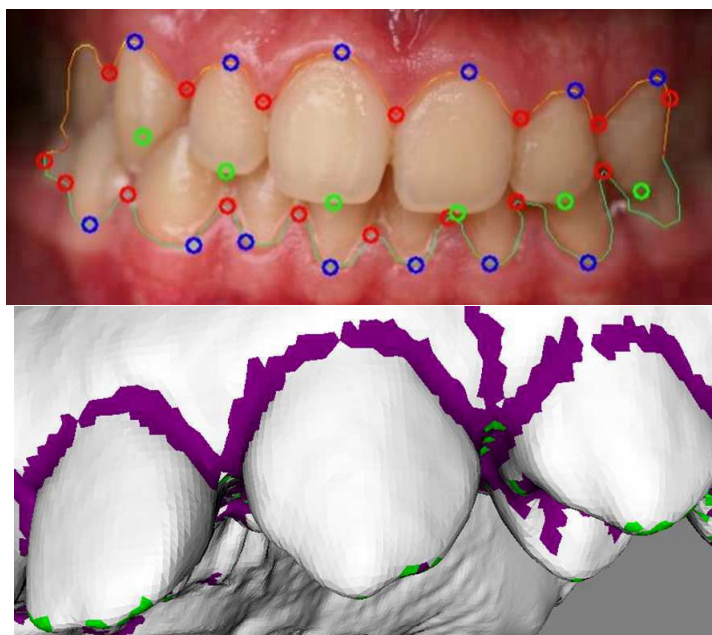


FIGURE 3.2: Zones d'extraction pour les photos (haut) et pour les modèles 3D (bas)

A partir des zones d'extractions, trois types de points spécifiques sont recherchés. Les deux premiers sont localisés dans la zone du collet : les points interstitiels qui séparent chaque dent et les points situés au maximum (ou minimum selon l'arcade) de la portion de collet encadrée par deux interstices. Ces deux points singuliers seront respectivement appelés par la suite les points “Interstices” et les points “Milieux”. Le troisième type est le point “Occlusal” placé au milieu de la surface occlusale, à l'extrémité de chaque dent. La figure 3.3 illustre les trois différents types de points singuliers pour une photo “en bouche” de profil et leurs homologues sur le modèle surfacique.

En outre, séparer les points singuliers en trois familles nous permettra aussi de simplifier la mise en correspondance ainsi que d'autres étapes d'optimisation, discutées au prochain chapitre.

3.2 Extraction des points 2D

La détection des points singuliers dans les images couleur se fait en deux étapes : on détecte un contour puis on positionne les points singuliers sur ce contour. Les points “Interstices” et “Milieux” sont positionnés sur le collet (courbe séparatrice entre les dents et les gencives). Les points “Occlusaux” sont plus délicats à détecter et feront l'objet de la section 3.2.2.

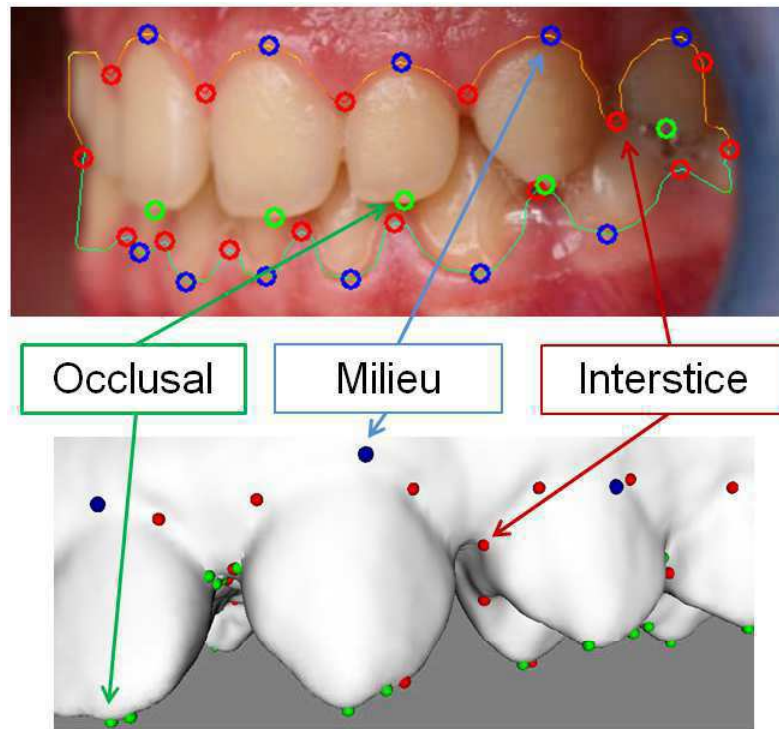


FIGURE 3.3: Inters singuliers sur les images (haut) et les modèles numériques (bas) : points “Occlusaux” (vert), “Milieux” (bleu) et “Interstices” (rouge)

3.2.1 Points “Interstices” et “Milieux”

3.2.1.1 Extraction du collet

Afin d’extraire le collet, une première approche consiste à tester des méthodes existantes de segmentation pour trouver la courbe séparatrice entre les dents et les gencives en s’appuyant sur la couleur différente de ces deux zones. Plusieurs approches ont été testées : seuillage d’histogramme, RHS (Recursive Histogram Splitting) [Ohlander, 1978], CSC (Color Structure code) [Priese, 1993], Mean-shift [Comaniciu, 2002], ou encore MSER [Matas, 2002] ou encore par contour actifs [Chan, 2000, Chan, 2001, Mille, 2009]. L’annexe B présente quelques résultats obtenus. Ces tests préliminaires ont été réalisés sur une base d’images assez large et en considérant plusieurs espaces colorimétriques : RGB, HSV, $L^*a^*b^*$ et des espaces hybrides. Ils ont montré que, pour la plupart des méthodes, le réglage des paramètres s’avère délicat, et qu’au final, bien que simple, l’approche par seuillage d’histogramme s’avère la meilleure stratégie pour obtenir un masque des dents (figure 3.4). Le meilleur résultat est obtenu par un seuillage de la composante H (teinte) de l’espace HSV.

Il a également été envisagé d’améliorer l’extraction du collet obtenu à partir de cette segmentation initiale en appliquant des méthodes de contours actifs type Chan et Vese [Chan, 2000] ou Mille [Mille, 2009] (annexe B). Ces tentatives ont débouché sur des résultats assez inégaux selon les images, avec notamment quelques résultats intéressants avec l’approche de Mille en bande étroite, mais globalement l’amélioration apportée au contour n’est pas significative.

La figure 3.4 montre un exemple d'histogramme du canal H obtenue à partir d'une photo "en bouche". Comme on peut constater, la zone très rouge des gencives se distingue du reste par un grand creux. Dans le cas où il existe plusieurs groupements de valeurs non-nulles, le seuil sera placé au niveau du grand creux du groupement le plus à gauche dans l'histogramme.

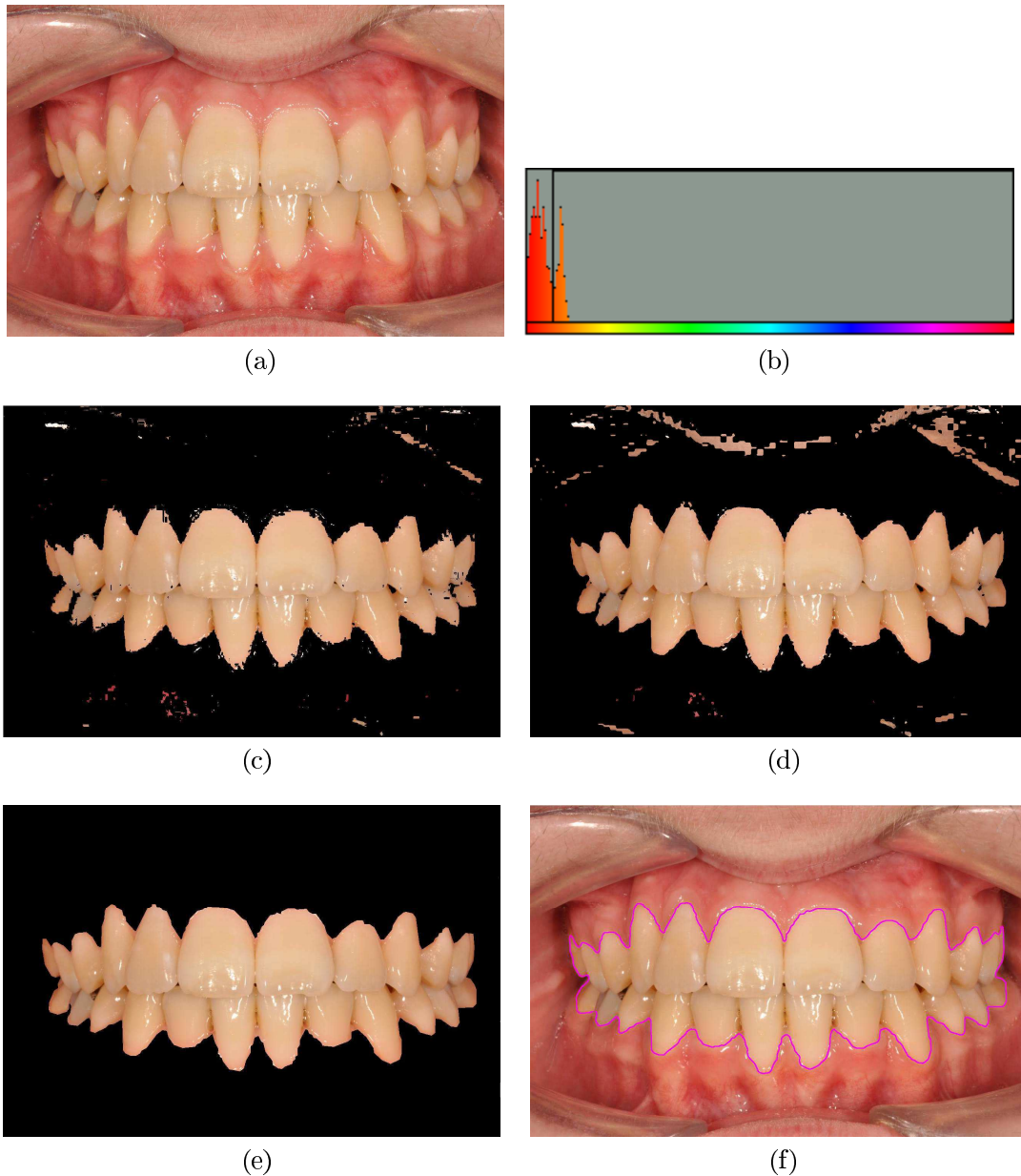


FIGURE 3.4: Exemple du contour dentaires sur les images "en bouche" : (a) image initial en RGB ; (b) seuillage d'histogramme sur le canal H ; (c) seuillage manuel par ImageJ ; (d) seuillage automatique par la méthode l'algorithme d'Otsu ; (e) image désirée après le seuillage d'histogramme sur le canal de la teinte ; (f) contour final désiré

Pour automatiser la recherche de ce seuil t sur l'histogramme, nous avons utilisé la méthode de Otsu [Otsu,1979] sur l'histogramme. Cette méthode va diviser l'histogramme en deux classes. Sa stratégie consiste à trouver le seuil minimisant la variance intra-classe pondérée :

$$\sigma_W^2(t) = W_g(t) \sigma_g^2(t) + W_d(t) \sigma_d^2(t) \quad (3.1)$$

où $W_g(t)$ et $W_d(t)$ sont les probabilités d'appartenir à la gencive (g) ou aux dents (d), $\sigma_g^2(t)$ et $\sigma_d^2(t)$ sont les variances associées.

Une opération équivalente et plus rapide consiste à maximiser la variance inter-classe :

$$\sigma_B^2(t) = W_g(t) W_d(t) [\mu_g(t) - \mu_d(t)]^2 \quad (3.2)$$

où μ_g et μ_d sont les moyennes de deux classes considérées.

Dans notre cas, nous avons choisi d'utiliser la maximisation de la variance inter-classe (équation 3.2) pour effectuer ce seuillage.

L'image (d) de la figure 3.4 présente le résultat d'un seuillage automatique sur l'image (a) de cette même figure. Le résultat est alors très proche de celui obtenu par seuillage manuelle ((e) de la figure 3.4) .

Après une extraction de la grande zone centrale contenant les dents, on applique un filtrage par morphologie mathématique afin d'obtenir un contour plus propre et lisse, exploitable pour la recherche des points singuliers comme présenté dans l'image (f) de la figure 3.4.

3.2.1.2 Extraction des points

Le contour du collet ainsi détecté se présente comme une succession d'arches dont les points "Interstices" et "Milieux" sont les points de rebroussement et les sommets (figure 3.5). La recherche débute par la sélection des points de rebroussement (points "Interstices") en appliquant l'algorithme 3.1.

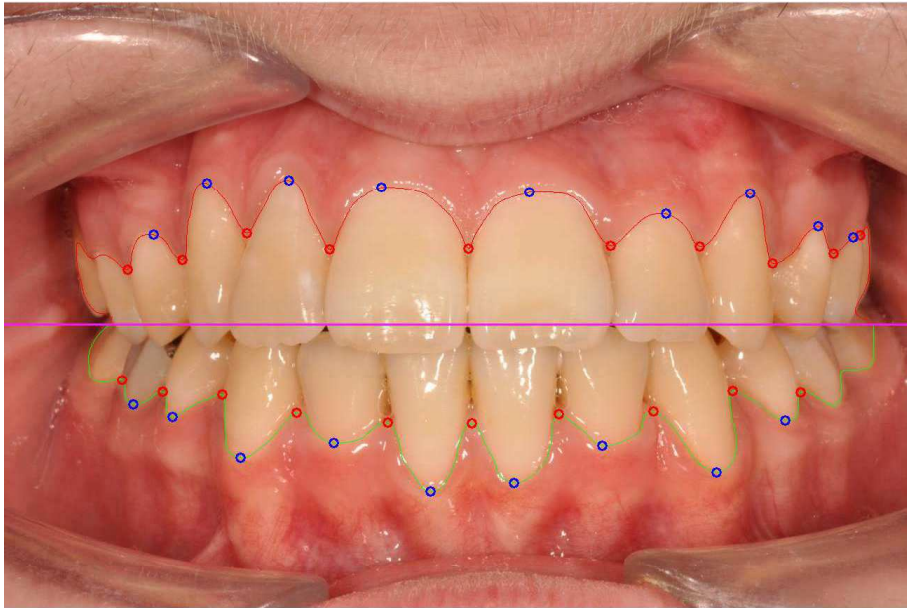


FIGURE 3.5: Courbe "collet" et détection des points "Interstices" (rouge) et "Milieux" (bleu)

Une approximation polygonale du contour du collet permet de simplifier leur représentation et de faciliter la recherche des points singuliers (figure 3.6). L'algorithme parcourt le contour polygonal et retient les extrémités qui sont les points de rebroussement.



FIGURE 3.6: Approximation polygonale du contour "collet"

Algorithme 3.1 Recherche des points “Interstices”

1. On différencie le contour de délimitation dent/gencive du maxillaire du contour inférieur de la mandibule. Cette séparation est établie en calculant la moyenne quadratique des ordonnées des extrémités des segments.
2. On parcourt les extrémités n des segments du contour polygonal.
3. L’extrémité n est retenue comme point de rebroussement si les deux extrémités voisines ont des coordonnées inférieures pour le maxillaire (respectivement supérieures pour la mandibule).

Une fois l’ensemble des points “Interstices” détectés, les points “Milieux” sont désignés comme étant les points de plus petite ordonnée pour le maxillaire (respectivement de plus grande ordonnée pour la mandibule) parmi les points de fortes courbures situés au voisinage du sommet de l’arche reliant les deux points “Interstices”. La figure 3.5 présente la sélection automatique de ces points à partir du contour “collet”.

3.2.2 Points “Occlusaux”**3.2.2.1 Extraction des contours de détection**

Si les contours du collet suffisent à détecter les points “Interstices” et “Milieux”, d’autres contours doivent être extraits pour déduire la position des points “Occlusaux”. Nous utilisons la détection de Canny [Canny, 1986] pour mettre en évidence ces contours. Cet algorithme effectue un seuillage par hystérésis à partir de deux paramètres de réglage. Le choix des seuils de Canny doit permettre de garder suffisamment de contours pour trouver les points “Occlusaux” sans pour autant en garder trop, ce qui pourrait gêner la détection de ces points.

Le premier paramètre p_1 a été fixé à 40 pixels alors que la valeur du second p_2 est déterminée itérativement par l’algorithme 3.2.

Pour ce faire, on observe une bande d’intérêt centrée autour des contours occlusaux des dents du maxillaire. Cette bande, de la largeur de l’image, est limitée en ordonnée par les deux bornes suivantes : $Y_{max} = \mu_{qy} + \sigma_y$ et $Y_{min} = \mu_{qy} - 1.3 \times \sigma_y$; avec μ_{qy} la moyenne quadratique des ordonnées du masque obtenue à l’issue de la phase de détection du contour “collet” (image (e) de la figure 3.4) et σ_y l’écart-type des ordonnées de ces mêmes points.

Algorithme 3.2 Détermination du second seuil de Canny p_2

1. Pour une image donnée, on applique le détecteur de Canny avec $p_1 = 40$ et $p_2 = 80$.
2. On calcule le nombre moyen de points de contour présents dans une bande centrée (figure 3.7).
3. Si plus de 8% des pixels de cette fenêtre sont blancs, on considère que le seuil p_2 n’est pas assez élevé. On l’incrémente alors de 10.
4. On répète l’opération jusqu’à ce que 8% des pixels de la fenêtre soient blancs.

L'incrémentation de la valeur du seuil p_2 dans l'étape 3 de l'algorithme 3.2 permet d'assurer la convergence sur l'ensemble des cas réels testés. La figure 3.7 présente les contours extraits par le seuillage de Canny sur la photo "en bouche" présentée en figure 3.4 ainsi que la fenêtre d'estimation du seuil p_2 .

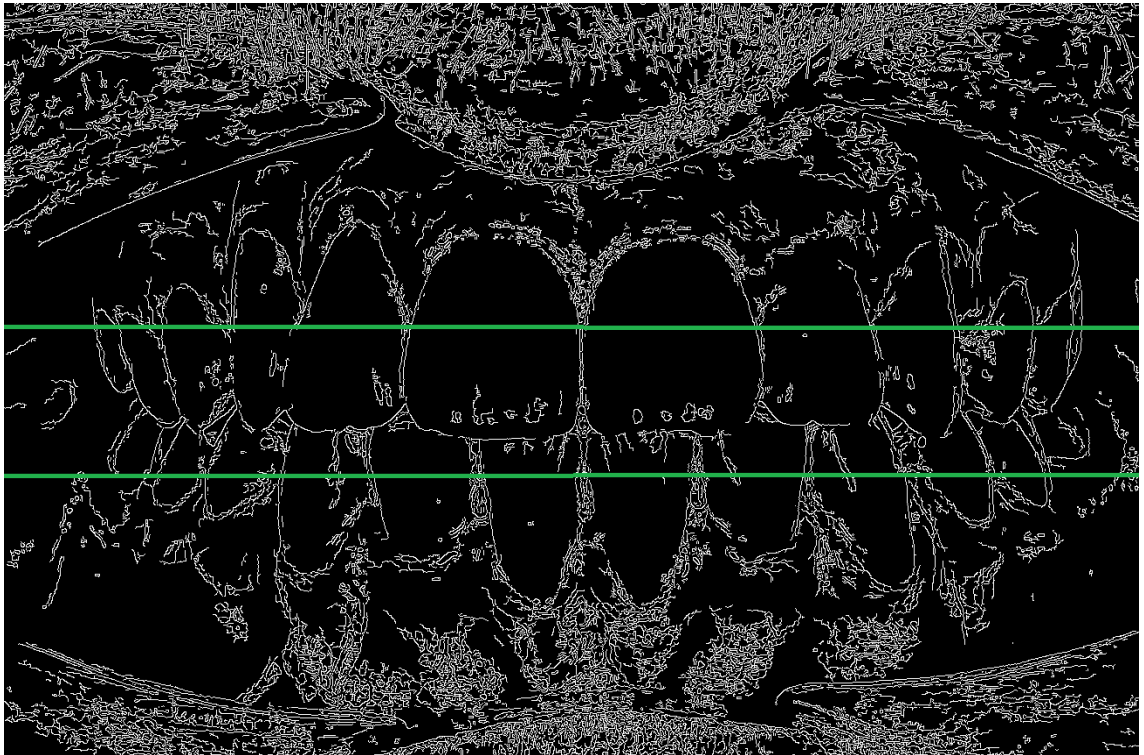


FIGURE 3.7: Exemple d'extraction de contours par Canny et sa fenêtre de détection

Suppression des contours parasites

Les photos "en bouches" utilisées pour le recalage ont des propriétés de prise de vue différentes selon les orthodontistes. L'exposition peut avoir un impact fort sur notre algorithme d'extraction car la qualité de certains contours peut être dégradée et des zones de surexposition et de réflexion spéculaire sur les dents peuvent apparaître. Les contours de ces zones seront alors détectés par les algorithmes de détection de contours et gêneront le bon déroulement des processus appliqués sur les images dont la détection des points "Occlusaux".

Pour cela, un filtrage est effectué à partir d'un seuillage sur le canal S de l'image. Ce canal décrit la pureté d'une couleur, une zone "brûlée" où le blanc est trop présent par rapport à la couleur aura donc une saturation faible. L'algorithme 3.3 présente le procédé pour s'affranchir de ces zones sans trop dégrader les contours obtenus (figure 3.8) .

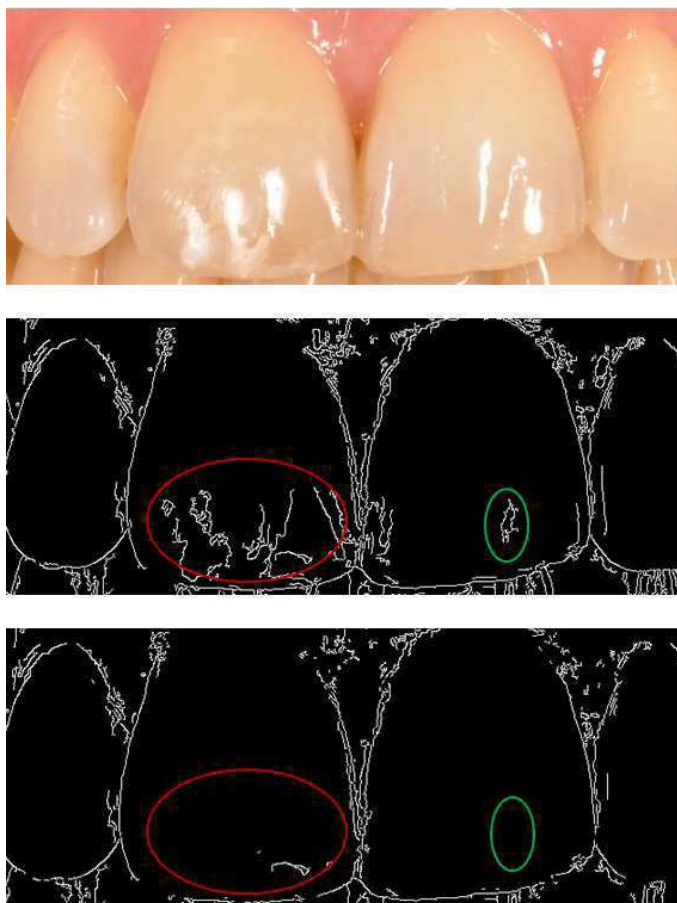


FIGURE 3.8: Exemple de suppression de zones de surexposition : image originale (haut), contours obtenus par Canny (milieu), contours filtrés (bas)

Algorithme 3.3 Suppression des contours parasites liés aux zones de surexposition

1. Créer un masque par seuillage sur le canal S de l'espace HSV ne gardant que les pixels dont la saturation est supérieure à un seuil s_{sat} .
 2. Appliquer ce masque sur les contours de Canny.
 3. Supprimer les petits contours résiduels de taille inférieur à $t_{sat} = 2$ pixels.
-

Empiriquement, le seuil s_{sat} bouge peu d'une image à l'autre. On choisit : $90 < s_{sat} < 110$ avec s_{sat} dépendant de la forme de l'histogramme du canal S (étalement, début, moyenne, premier pic).

3.2.2.2 Extraction des points "Occlusaux"

Pour simplifier la détection des points "Occlusaux", les contours de Canny sont modifiés par de petites opérations de morphologies mathématiques (fermeture : dilation + érosion) afin de boucher certains espaces possibles entre plusieurs contours.

L'extraction des points "Occlusaux" s'appuie sur des connaissances "a priori", les autres types de points trouvés précédemment et les contours de Canny décrits.

L'algorithme 3.4 et la figure 3.9 présente la stratégie mise en œuvre pour détecter le point "Occlusal" associé à chaque dent.

Algorithme 3.4 Détection du point "Occlusal"

1. Calcul du barycentre B du triangle défini par les singuliers de la dent préalablement détectés : deux points "Interstices" $I1$ et $I2$ et un point "Milieu" M .
 2. Calcul du point Oc' ; projection orthogonale de B sur la ligne de séparation maxillaire/mandibule (moyenne quadratique des pixels constituant le masque ; la ligne rose horizontale sur les figures 3.5 et 3.9).
 3. A partir du point Oc' , nous cherchons la présence de point de contour dans une fenêtre de taille 3×4 glissante verticalement vers le bas jusqu'à ce qu'elle contienne suffisamment de pixels du contours. Si elle descend trop, le processus de recherche recommence avec une largeur de fenêtre plus importante.
 4. Le point du contour le plus proche du centre de la fenêtre est désigné comme étant le point "Occlusal" Oc recherché.
-

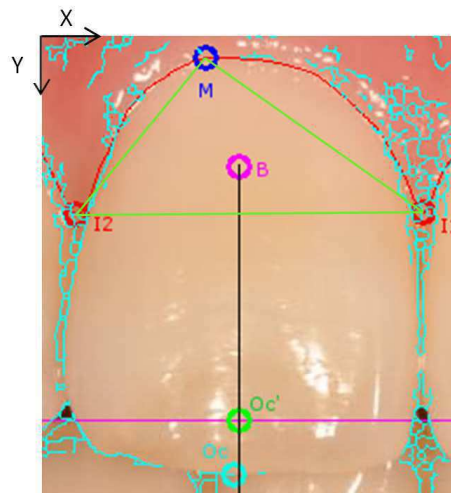


FIGURE 3.9: Détection du point "Occlusal" pour une dent

La figure 3.10 présente un résultat de détection des points "singuliers" et plus particulièrement "Occlusaux" sur l'ensemble de l'arcade.

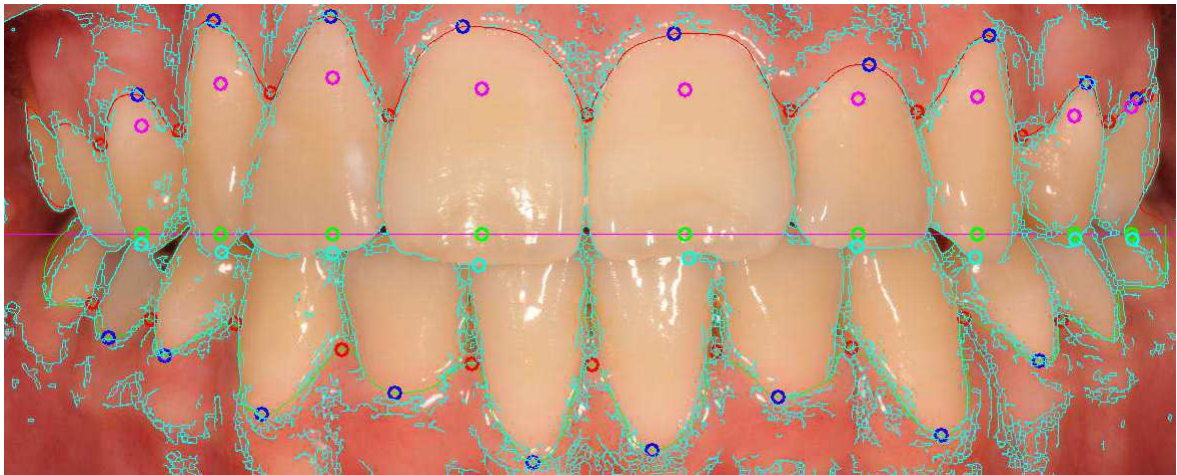


FIGURE 3.10: Détection des points “Occlusaux” sur l’ensemble du maxillaire (cercles bleus clairs) à partir des points “Interstices” (cercles rouges) et “Milieux” (cercles bleus foncés)

3.2.3 Bilan sur l’extraction des points singuliers 2D

Les outils standards d’extraction de points singuliers sur les images couleurs n’étant pas adaptés à notre application, il a été nécessaire de développer des algorithmes spécifiques. Trois types de points singuliers ont été définis : points “Interstices” et “Milieux” situés sur le collet, contour séparant dents et gencive, et points “Occlusaux” sur l’extrémité des dents (seulement visibles sur le maxillaire). Les points “Interstices” et “Milieux” sont assez simples à détecter alors que les points “Occlusaux” sont beaucoup plus délicats à extraire. Il a fallu notamment s’affranchir des zones de surexposition et s’appuyer sur la connaissance des autres points pour guider la détection des points “Occlusaux”. Globalement, la détection automatique des points singuliers est efficace comme le montre l’évaluation présentée dans la section 5.2.

3.3 Extraction des points singuliers 3D

Parallèlement aux points singuliers sur les images, leurs homologues doivent eux aussi être détectés automatiquement sur les modèles 3D. Ce sont principalement les propriétés de courbure du voisinage des points qui seront mises à contribution mais aussi l’orientation de la normale et leur position. Dans son travail, Kumar montre bien que l’étude de la courbure est un outil puissant permettant d’extraire des points ou surfaces de la zone d’occlusion, à l’extrémité des dents [Kumar, 2012].

3.3.1 Notions de courbures

Définition

La courbure en un point donné d'une courbe est une mesure quantitative qui traduit la vitesse de changement de direction de celle-ci.

La courbure k correspond à l'ampleur du changement de direction de T , la tangente de la courbe au point P (image (a) de la figure 3.11) :

$$k = \left\| \frac{d\vec{T}}{dS} \right\| \quad (3.3)$$

où $\vec{T}$ est le vecteur unitaire de la tangente à l'arc et S est la longueur d'arc.

La courbure signée K d'une courbe plane paramétrée $(x(t), y(t))$ est définie par :

$$K(t) = \frac{x'y'' - y'x''}{(x'^2 + y'^2)^{\frac{3}{2}}} \quad (3.4)$$

$K(t) = 0$ correspond à une surface plane.

Courbures principales

Un plan tournant autour du vecteur normal génère plusieurs courbes C_t qui peuvent chacune être associée à une courbure K_{C_t} . Les courbures minimum et maximum sont appelées courbures principales K_{min} et K_{max} (image (b) de la figure (issue de²)).

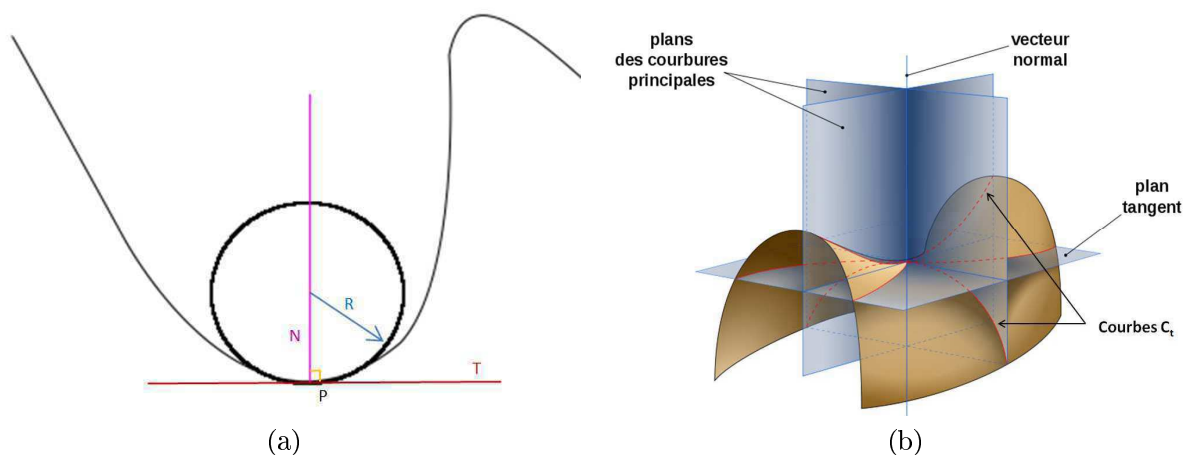


FIGURE 3.11: Illustrations pour la définition de la courbure (a) et courbure principale (a)

2. <http://fr.wikipedia.org/wiki/Courbure>

Courbure de Gauss

La courbure de Gauss est définie comme étant le produit des courbures principales [Barré, 1994] :

$$K_{Gauss} = K_{min} * K_{max} \quad (3.5)$$

Elle a les propriétés suivantes :

- si $K_{Gauss} > 0$ alors la surface voisine du point considéré est localement strictement convexe
- si $K_{Gauss} < 0$ alors tout plan tangent traverse la surface voisine
- si $K_{Gauss} = 0$ alors la surface voisine est plane

Courbure moyenne

La courbure moyenne est la somme des courbures principales :

$$H = K_{min} + K_{max} \quad (3.6)$$

La mesure des courbures est effectuée par la bibliothèque VTK.

3.3.2 Détection des points singuliers

Afin de limiter l'espace de recherche et de diminuer le temps de calcul, seuls les triangles appartenant à une zone réduite sur les dents sont automatiquement sélectionnés.

L'extraction des points singuliers se décompose en deux étapes : dans un premier temps, nous ciblons des zones de recherche pour chaque famille de points, puis, nous localisons le point singulier dans cette zone. Deux critères sont utilisés pour cibler des zones de recherche spécifiques à chaque famille de points singuliers :

- des seuillages sur un ou plusieurs types de courbure. Ce critère variera pour chaque type de points recherché.
- un critère sur la visibilité qui vérifie que les points sont bien en face externe, donc visibles sur les prises de vues photographiques.

En jouant sur la complémentarité des courbures, il est possible de cibler des zones de recherche spécifiques à chaque type de points (figure 3.12) :

- un seuillage sur la courbure minimale K_{min} permet d'extraire le collet des dents.
- en ne sélectionnant que les cellules ayant une grande courbure gaussienne K_{Max} , on peut extraire la surface occlusale de l'arcade.

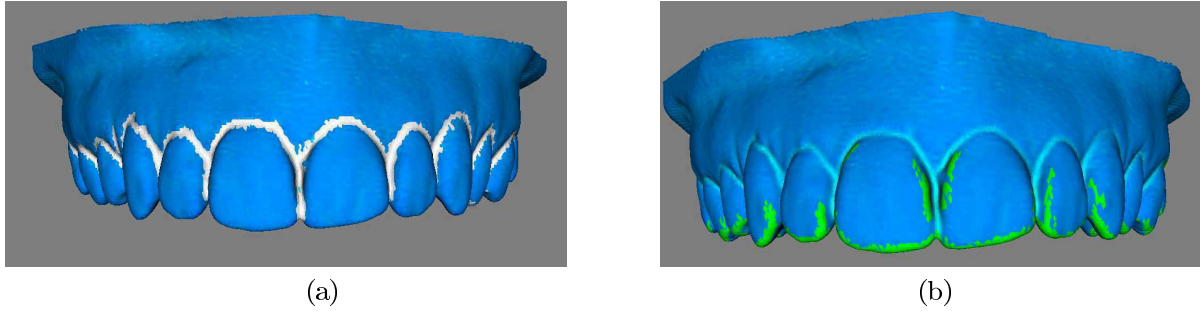


FIGURE 3.12: Extraction du collet (surface blanche) (a) et des surfaces occlusales (surface verte) (b) sur les modèles 3D par seuillage sur la courbure minimale K_{min} (a) et la courbure gaussienne K_{Gauss} (b)

Le critère de visibilité vérifie que la normale en P de la cellule, $\vec{N}_p$, a bien une direction proche de $\vec{N}$, vecteur reliant le centre de gravité de l'arcade à P (figure 3.13). Nous nous assurons ainsi que l'angle α_{diffN} entre $\vec{N}_p$ et $\vec{N}$ selon n'excède pas 100° et donc que la cellule n'est pas orientée à l'opposé de la face externe de l'arcade. Ce critère sur l'orientation des normales est commun aux trois types de points lors de la sélection des zones de recherche.

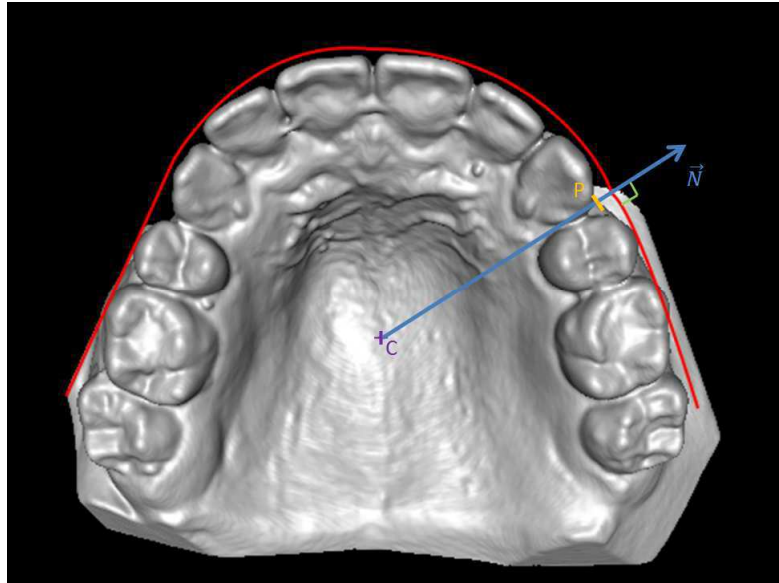


FIGURE 3.13: Critère de visibilité externe sur l'orientation des normales

L'algorithme 3.14 présente le processus de détection des points singuliers sur les modèles 3D. La suite de la section détaille les étapes de celui-ci.

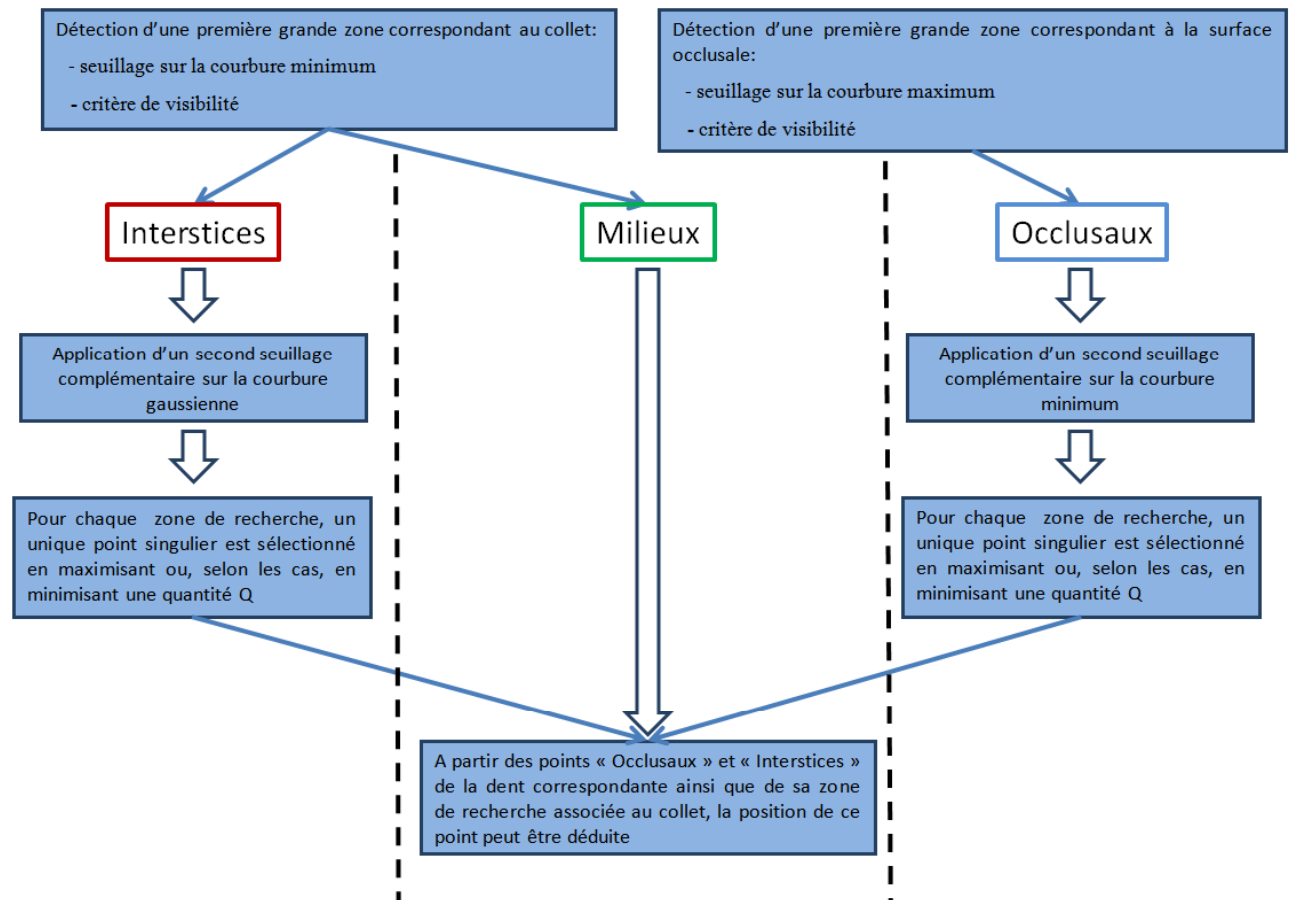


FIGURE 3.14: Détection des points singuliers sur les modèles 3D

3.3.2.1 Sélection des zones de recherche

Pour les points “Milieux”, la zone de recherche correspond au collet extrait par seuillage sur la courbure minimum K_{min} présenté ci-dessus (a) de la figure 3.12.

Pour les points “Interstices”, la zone de recherche du collet est affinée par un second seuillage complémentaire sur la courbure de Gauss K_{Gauss} (figure 3.15).

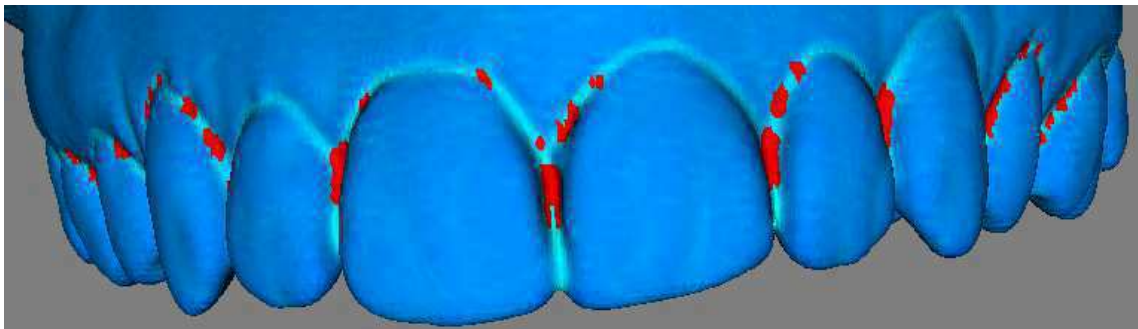


FIGURE 3.15: Exemple d'extraction des zones de recherche pour les points “Interstices”

Pour les points “Occlusaux”, les zones de recherche correspondant au collet et aux surfaces occlusales (figure 3.12) sont combinées pour isoler la zone occlusale de chaque dent (3.16).

Ici, la surface occlusale extraite lors du premier seuillage ne permet pas de séparer chaque dent. En effet, pour certaines dents, une jointure persiste avec une de leur voisine, représentée par le cercle orange sur cette figure. Un seuillage opposé à celui obtenu pour extraire le collet présenté dans l'image centrale de la figure 3.16 permet de s'affranchir de ce recouvrement et d'obtenir une zone distincte de recherche pour chaque dent. Ainsi, en cherchant un unique point singulier par zone, nous sommes certains d'en trouver un sur chaque dent.

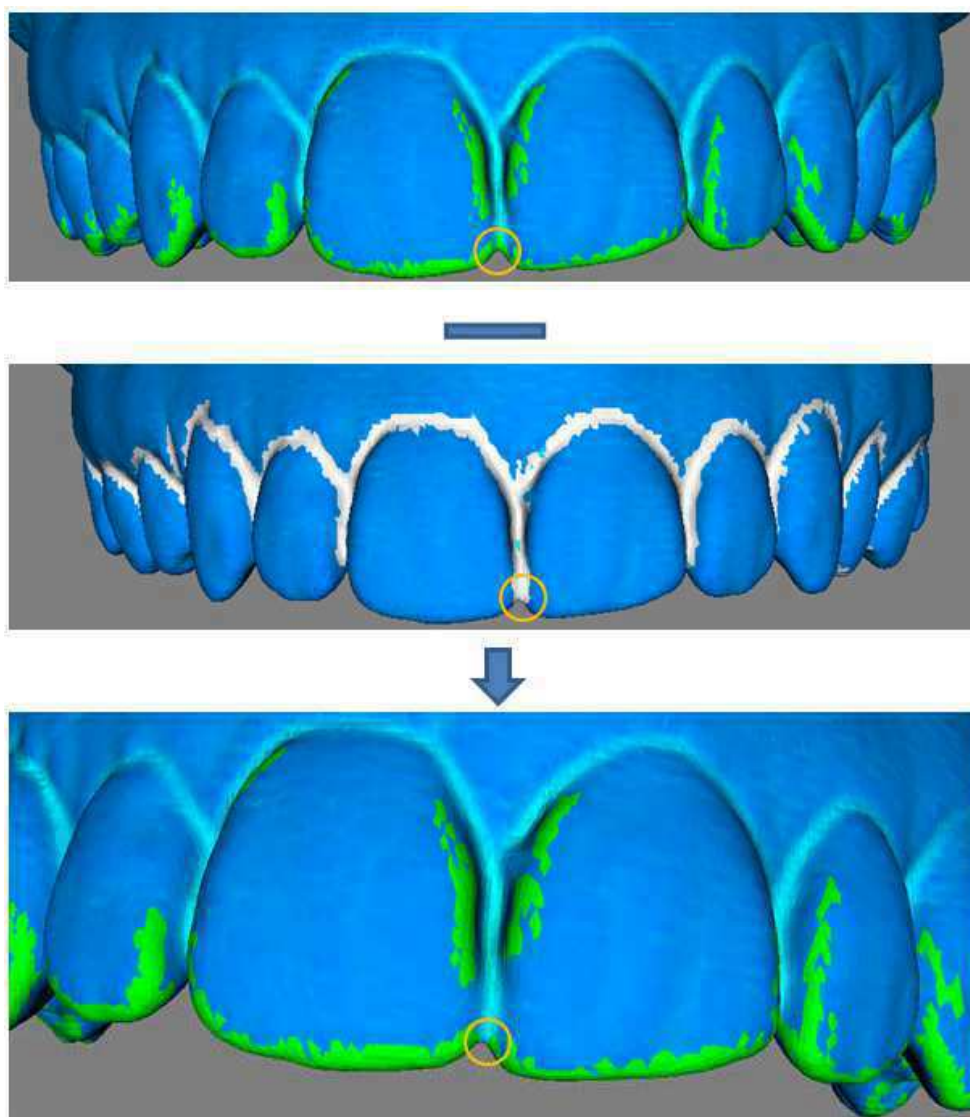


FIGURE 3.16: Exemple de complémentarité de seuillages pour l'extraction des zones de recherche des points “Occlusaux”

3.3.2.2 Extraction des points “Occlusaux” et “Interstices” à partir des zones de recherche

Pour chaque zone de recherche, nous allons ensuite rechercher un unique point qui maximise ou, selon le cas, minimise une quantité Q définie telle que :

$$Q = Y_p + T_a \quad (3.7)$$

avec Y_p la seconde coordonnée du point 3D testé, T_a défini par l'équation :

$$T_a = ((\alpha_{max} - \alpha_{diffN})/\alpha_{max}) * W_a * (MaxY - MinY) \quad (3.8)$$

avec α_{diffN} l'angle utilisé pour le critère de visibilité, α_{max} , l'angle limite de visibilité du point (soit 100°), W_a est un poids associé à ce terme et égal à 0.5; enfin $MaxY$ et $MinY$ sont respectivement les valeurs maximales et minimales de Y_p pour l'ensemble de la zone de recherche. Nous utilisons ces termes afin de normaliser T_a par rapport à Y_p .

Spécifiquement, nous cherchons à maximiser Q si nous cherchons les points “Interstices” sur le maxillaire ou les points “Occlusaux” sur la mandibule. Inversement, pour les points “Occlusaux” sur le maxillaire ou les points “Interstices” sur la mandibule, nous choisissons le point qui minimise Q .

Dans le cas où Q doit être minimisé, le signe de T_a est négatif.

La figure 3.17 présente un résultat de sélection automatique de points “Occlusaux” et “Interstices”. Cette figure illustre bien la caractéristique par rapport aux Q et T_a du point sélectionné : par exemple, les points “Occlusaux” sélectionnés sont bien situés à l'extrémité de la zone de recherche correspondante tout en restant visible d'un point de vue extérieur aux dents.

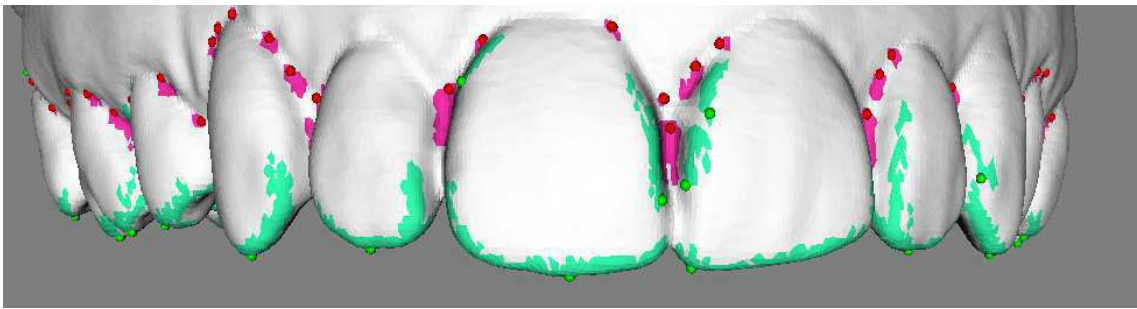


FIGURE 3.17: Exemple de sélection automatique de points “Occlusaux” (verts) et “Interstices” (rouges) candidats pour la mise en correspondance

Cas particulier des molaires :

Les molaires ont plusieurs bosses (ou cuspides) et dans certains cas, la zone de recherche n'est pas différenciée entre un pic placé sur la face externe (face vestibulaire) d'un pic placé à l'intérieur de l'arcade (face palatine ou linguale selon l'arcade). Cette ambiguïté pose alors problème dans la recherche du bon point "Occlusal" de la dent. Pour sélectionner le bon point sur la cuspide externe, un terme peut être ajouté à Q tel que :

$$Q = Y_p + T_a + T_d \quad (3.9)$$

avec

$$T_d = Dist - DistMin \quad (3.10)$$

où $Dist$ est la distance euclidienne entre le point testé et le centre de l'arcade; $DistMin$ est le minimum de cette même distance pour l'ensemble des points de la zone de recherche.

Ainsi, les cuspides situées à l'extérieur de l'arcade auront une quantité T_d assurément plus grande que les autres. Tout comme le terme T_a , le signe du terme T_d variera selon la recherche d'un point maximisant ou minimisant la quantité Q ce qui permettra de trancher entre plusieurs points situés à l'extrémité de plusieurs cuspides d'une même dent.

Un exemple où ce critère permet la sélection de la bonne cuspide est présenté dans la figure 3.18.

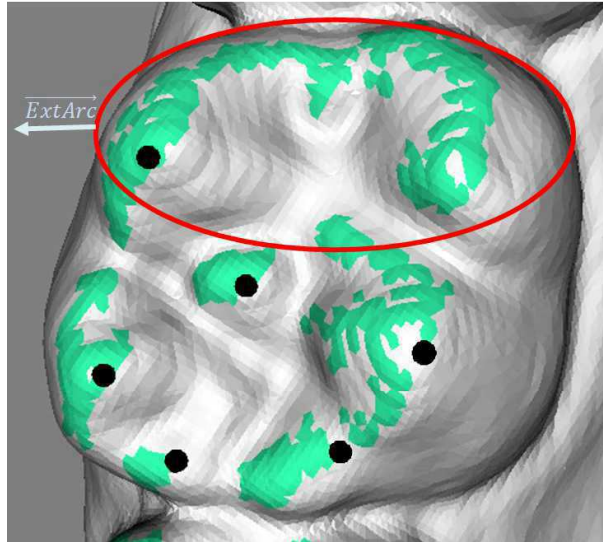


FIGURE 3.18: Exemple de surface de détection composé de deux cuspides faisant apparaître une ambiguïté (surface verte claire en supérieure) : le critère proposé permet de sélectionner la cuspide située sur la face externe de l'arcade (sphère noire)

3.3.2.3 Extraction des points “Milieu”

Le troisième type de points, les points “Milieu”, sont sélectionnés à partir des points “Occlusaux” et “Interstices” ainsi que de la zone de recherche “collet”. L’algorithme 3.5 ainsi les figures 3.19 et 3.20 présentent le procédé d’obtention du point “Milieu” d’une dent. La figure 3.21 montre un exemple de sélection plusieurs points “Milieu” sur une arcade.

Algorithme 3.5 Détection des points “Milieu”

1. A partir des deux points “Interstices” et du point “Occlusal” de la dent, un parallélogramme $I1OcI2Oc'$ est formé tel que le montre la figure 3.19.
 2. Selon l’axe $Oc\vec{Oc'}$, deux points B_1 et B_2 sont calculés de part et d’autre de l’arche du collet (correspondants respectivement à 12/20 et 18/20 de la distance $\|Oc\vec{Oc'}\|$)
 3. Les deux points B_1 et B_2 sont alors projetés sur le modèle 3D pour obtenir les points B_{1proj} et B_{2proj} .
 4. On détermine le point B'_2 qui est le point de la zone de recherche (en rose sur la figure 3.20) le plus proche du point B_{2proj} .
 5. Un algorithme du plus court chemin est alors appliqué sur le maillage de l’arcade dentaire entre les points B'_2 et B_{1proj} (figure 3.20).
 6. Itérativement, le point B_{1proj} est glissé le long du chemin jusqu’à “rencontrer” la zone de recherche “collet”(rose) ; le point alors trouvé sera désigné comme étant le point B'_1 .
 7. Le point central du chemin entre les points B'_1 et B'_2 est alors désigné comme le point “Milieu” de la dent (figure 3.20).
-

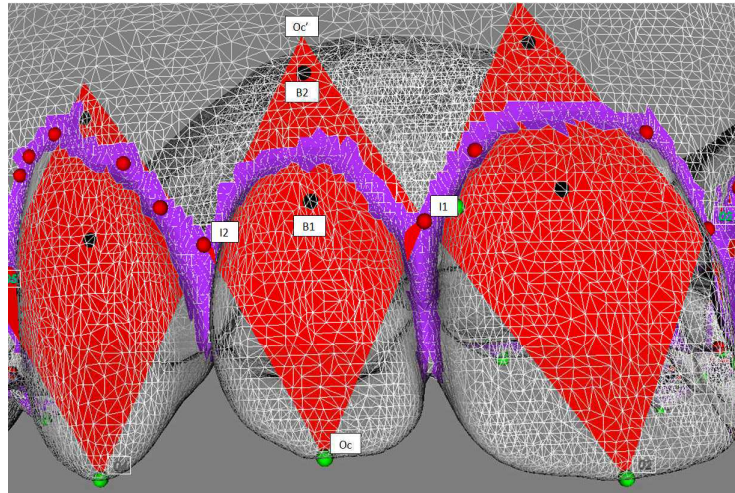


FIGURE 3.19: Etapes 1 et 2 de sélection des points “Milieu”

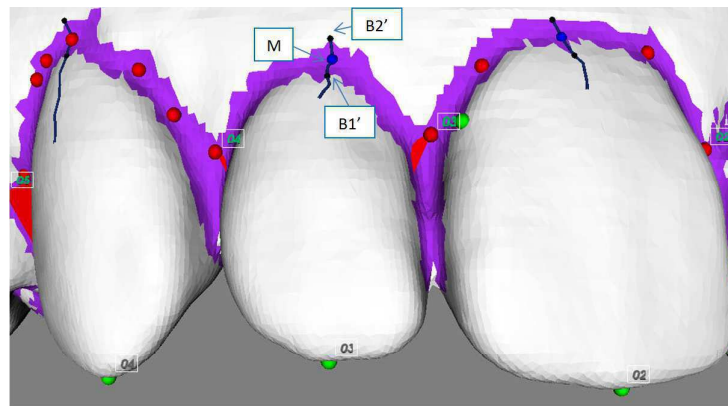


FIGURE 3.20: Etapes finales (3 à 7) de la sélection du point “Milieu”

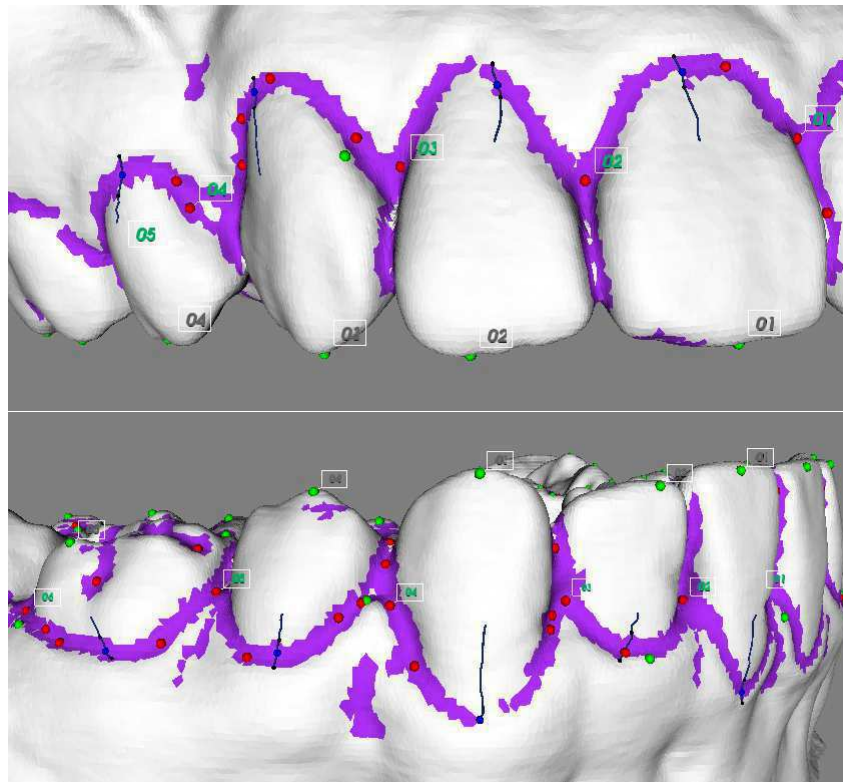


FIGURE 3.21: Exemple de sélection de points “Milieux” sur les modèles dentaires

3.3.3 Bilan sur l'extraction des points singuliers 3D

Nous avons présenté une méthode d'extraction de points d'intérêt sur les modèles 3D comme candidats à la mise en correspondance avec ceux détectés dans les images “en bouche”. Nous avons tiré partie des propriétés de courbures et de l'orientation des normales pour extraire une zone de recherche spécifique à chaque type de points comme décrit en début de chapitre. La complémentarité des propriétés de courbure permet notamment d'affiner la détermination de ces zones.

Comme dans le cas 2D, les méthodes d'extraction de points singuliers développées s'appuient sur les connaissances a priori de la scène par coopération des propriétés des positions, orientations des normales des triangles associés au point considéré et, dans le cas des points “Milieux”, de la position des autres points singuliers.

L'efficacité de l'approche est évaluée dans la section 5.2.

3.4 La mise en correspondance

L'extraction de points singuliers à la fois sur les images et les modèles 3D procure une liste de “candidats” pour la mise en correspondance. Dans le cas de l'extraction des points 3D, les points extraits sont nombreux. Pour les images, les points extraits sont moins nombreux et il n'y a que très rarement des points indésirables.

La mise en correspondance associe un maximum de paires de points homologues entre les photos “en bouche” et les modèles 3D.

Lors de l'étude de faisabilité, cette mise en correspondance était sous-jacente à leur sélection ; en effet, l'ordonnancement des sélections faisait office de mise en correspondance. Ici, cette étape doit être automatisée.

Dans la mesure où plusieurs images seront utilisées pour le recalage, deux problèmes de mise en correspondance se présentent : une mise en correspondance entre les différentes images et une mise en correspondance entre les images et les modèles 3D.

3.4.1 Appariement de points homologues entre les images

Une méthode automatique d'identification des dents a été développée sur les différentes vues couleurs à partir du masque des dents obtenu selon l'approche de segmentation décrite en section 3.2.1.1.

Pour les images, la combinatoire permettant la mise en correspondance est simple ; en effet, les points à mettre en correspondance sont séparés en trois grandes familles et très peu de points indésirables sont détectés. L'ordonnancement des dents peut-être utilisé comme une contrainte forte pour arriver à une identification de chaque dent sur les différentes vues (face et profil).

Nous utiliserons sur la plupart des illustrations, la nomenclature dentaire officielle afin de normaliser l'identification (figure 1.2). Les dents peuvent alors être regroupées en quatre quadrants :

- quadrant haut-gauche (dents numérotées de 11 à 18)
- quadrant haut-droit (dents numérotées de 21 à 28)
- quadrant bas-droit (dents numérotées de 31 à 38)
- quadrant bas-gauche (dents numérotées de 41 à 48)

La figure 3.22 montre un étiquetage de la première incisive du quadrant considéré sur les deux images dont les points sont à mettre en correspondance.



FIGURE 3.22: Première observation de mise en correspondance

Ainsi, l'identification d'une première dent homologue sur chaque image suffit pour qu'ensuite découle l'identification des suivantes.

3.4.1.1 Méthode d'identification automatique

Afin d'identifier la première dent à mettre en correspondance sur la vue de face, la symétrie des arcades dentaires est utilisée (figure 3.23) .

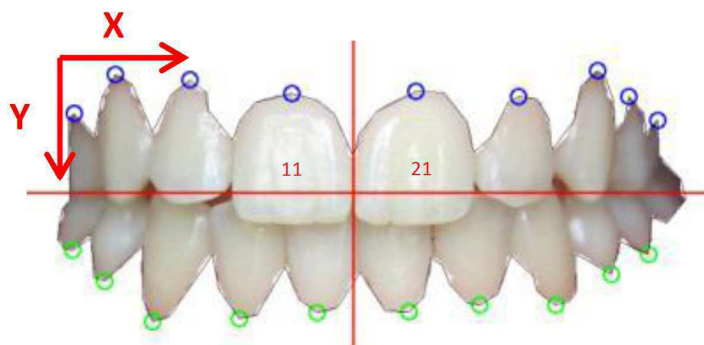


FIGURE 3.23: Symétrie des arcades dentaires

Pour définir les axes de symétrie et partager l'arcade de la vue de face en quatre quadrants, la moyenne des abscisses des points du masque est utilisée. La position de l'axe vertical est ensuite réajustée comme ayant la même abscisse que le point "Interstice" le plus proche correspondant à la délimitation entre les dents 11 et 21.

Le premier point de mise en correspondance est alors désigné comme le premier point “Milieu” sur la gauche ou sur la droite par rapport à l’axe vertical selon la deuxième image à mettre en correspondance. La même stratégie est utilisée sur les deux arcades.

Pour la vue de profil, dans la plupart des cas, en partant de la droite, la première dent visible est la dent 21 ou la dent 11 pour la prise de vue opposée.

Nous plaçons alors l’axe vertical sur le deuxième point “Milieu” du maxillaire, rencontré en venant de la droite (ou de la gauche pour l’autre prise de vue). Ce point est désigné comme étant le premier point à mettre en correspondance. Pour la mandibule, le premier point de mise en correspondance est alors le premier point “Milieu” à la gauche (ou à la droite selon la prise de vue) de l’axe verticale.

La figure 3.24 illustre cette détection.

Une fois le premier point de mise en correspondance sélectionné, on attribue à chaque point “Milieu” successif de l’arcade son homologue de l’autre image.

Du fait de l’alternance points “Interstices”- points “Milieux” sur l’arcade, une fois les points “Milieux” mis en correspondance, celles des points “Interstices” se fait très logiquement.

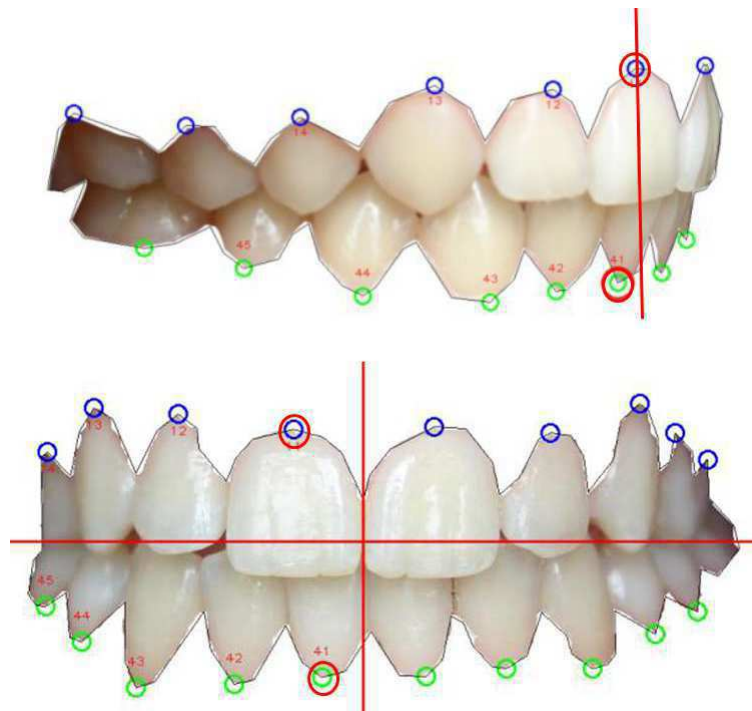


FIGURE 3.24: Détermination des premiers points mis en correspondance (cercle rouge)

3.4.1.2 Cas particuliers et limitations

Prise de vue désaxée :

Si les prises de vues des cabinets d'orthodontie respectent souvent le même protocole, de légères variations d'angles sont possibles. Une des conséquences est que d'autres dents des autres quadrants peuvent être visibles pour une vue de profil. Par conséquent, la première dent détectée pour la mise en correspondance n'est pas forcément la bonne.

Notre application propose un appariement automatique en permettant à l'utilisateur de modifier, le cas échéant, la première dent mise en correspondance si l'initialisation n'est pas bonne.

Dents manquantes :

Pour certaines dentitions, des dents peuvent manquer. Des problèmes de sélection peuvent alors apparaître. Dans le seul cas où l'on peut noter l'absence d'une dent dans notre base d'images, celle-ci manque sur une extrémité de l'arcade. Le nombre de dents nécessaires à la suite du processus est donc déjà atteint par les dents préalablement identifiées. Ce cas n'a pas posé de problème dans la chaîne de recalage complète (figure 3.25).

Néanmoins, certains cas pourraient présenter une dent manquante à un emplacement plus gênant, plus au centre de l'arcade dentaire. C'est pourquoi une condition a été ajoutée sur la méthode d'identification des dents pour palier à cette situation. On utilise la variance sur les ordonnées des points du contours. Après analyse, on constate que le sommet des dents est toujours supérieur (ou inférieur selon le quadrant) à la moyenne des ordonnées du masque $\pm \frac{\text{variance}}{2}$ (figure 3.26). Si le point "Milieu" détecté ne respecte pas cette condition, cela signifie qu'une dent est manquante.



FIGURE 3.25: Exemple de dentition avec une dent manquante

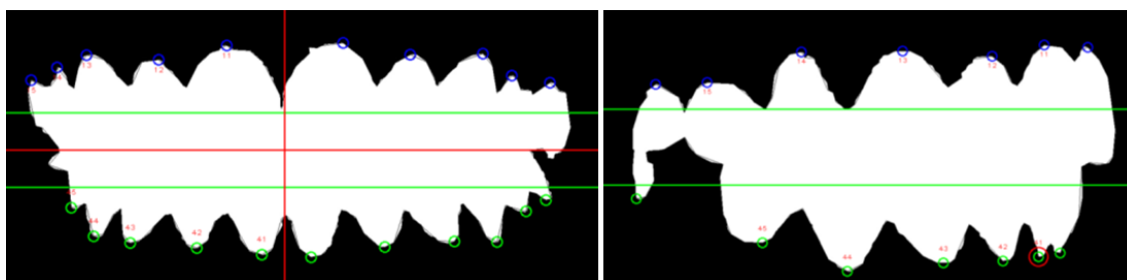


FIGURE 3.26: Utilisation du masque “collet” pour détecter l’absence de dent

Mauvaise segmentation du contour :

Si la segmentation automatique apporte dans l’ensemble de bons résultats, des défauts de segmentations peuvent apparaître dans de rares cas. Le contour de la figure 3.27 engendre de fausses ou mauvaises détections. Là encore, l’utilisateur peut avoir un rôle de superviseur en sélectionnant manuellement un point sur le contour parmi ceux proposés ou non.

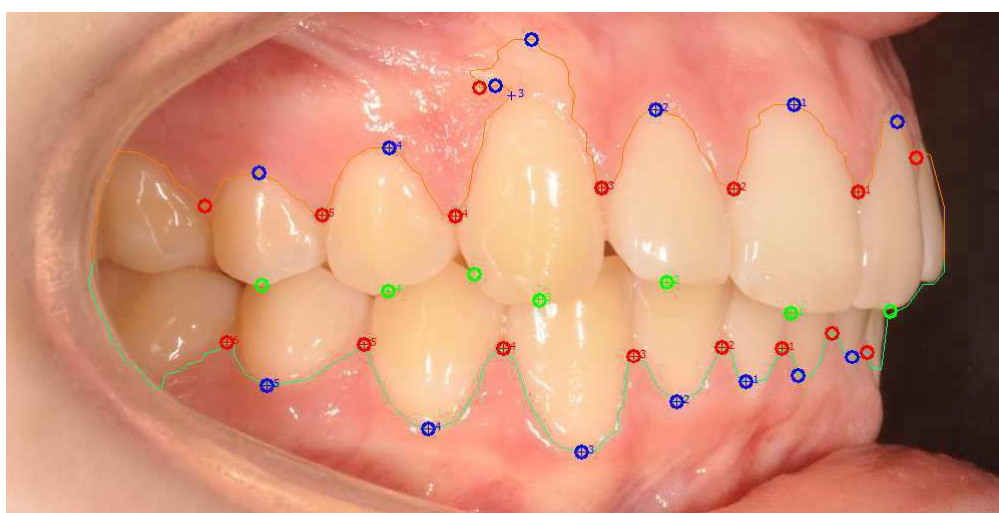


FIGURE 3.27: Segmentation défailante engendrant de mauvaises détections

3.4.1.3 Bilan

Afin d’évaluer la méthode d’identification automatique, neuf cas de la base de données illustrés en Annexe A, ont été traités. La tableau 3.1 présente les résultats. Pour chaque cas et chaque vue, le résultat de l’identification automatique est comparée à la référence manuelle.

Un seul cas est confronté à un problème de détermination du premier point à mettre en correspondance. Les mauvais résultats des cas 8 et 9 s’expliquent par leur complexité : ce sont respectivement un cas avec bagues et le cas complexe présenté respectivement en figures A.14 et A.15 de l’annexe A. Il est à noter que le procédé de segmentation des dents (ou détection du contour “collet”) a été amélioré depuis cette étude. Ainsi, pour le cas 4, seule la vue de droite (figure 3.27) possède un véritable défaut de segmentation.

CAS	vue quadrant	ANALYSE MANUELLE						ANALYSE AUTOMATIQUE						ANALYSE AUTOMATIQUE APRES CORRECTION UTILISATEUR						désaxage de la prise de vue	cause	piste de résolution
		GAUCHE		FACE		DROITE		GAUCHE		FACE		DROITE		GAUCHE		FACE		DROITE				
		G	D	G	D	G	D	G	D	G	D	G	D	G	D	G	D	G	D			
CAS 1	supérieur	5	2	6	6	3	6	6	1	6	7	1	7	5	2	6	7	3	5	oui	1	A
	inférieur	6	3	7	7	3	7	6	1	6	7	0	7	6	3	6	7	3	6			
								0%	0%	0%	0%	0%	0%	100%	100%	100%	75%	100%	100%			
CAS 2	supérieur	6	2	6	6	1	5	6	1	6	5	1	5									
	inférieur	6	3	6	6	3	5	6	2	6	5	1	5									
								100%	100%	100%	100%	100%	100%									
CAS 3	supérieur	6	2	6	7	2	7	6	1	6	7	1	7									
	inférieur	7	2	7	7	3	7	6	2	7	6	1	6									
								100%	100%	100%	100%	100%	100%									
CAS 4	supérieur	6	2	7	7	2	6	9	1	6	6	1	8							oui	2	B
	inférieur	7	2	7	7	3	6	10	0	5	6	0	10									
								50%	50%	75%	100%	50%	50%									
CAS 5	supérieur	6	1	6	7	1	6	5	1	5	5	1	5								2	C
	inférieur	6	1	6	7	2	6	5	1	5	6	0	6									
								100%	100%	100%	100%	100%	100%									
CAS 6	supérieur	6	1	4	5			6	1	4	5											
	inférieur	6	2	5	6			6	2	5	5											
								100%	100%	100%	100%											
CAS 7	supérieur	6	1	5	6			5	1	5	5											
	inférieur	7	1	6	7			5	1	5	5											
								100%	100%	100%	100%											
CAS 8	supérieur			4	4					4	5										3	D
	inférieur			5	6					5	6											
										100%	50%											
CAS 9	supérieur			3	5	2	6			2	3	1	6							4	E	E
	inférieur			6	6	2	6			4	3	2	4									
										50%	0%	0%	50%									
	identification mauvaise	0% méthode ne fonctionnant pas sur ce cas																				
	identification mauvaise due à la segmentation	50% méthode fonctionnant sur les dents inférieures ou supérieures																				
	identification correcte	75% méthode fonctionnant sur un quadrant et en partie sur l'autre quadrant																				
		100% méthode fonctionnant sur les dents inférieures et supérieures																				
1 Pic détecté comme une dent à cause de la segmentation A amélioration de la segmentation, suppression manuelle du point en trop 2 dû à la segmentation B amélioration de la segmentation, suppression manuelle des points en trop, recalage manuel 3 dû aux bagues C amélioration de la segmentation, ajustement du coefficient de l'approximation polynomiale 4 dentition trop déformée D suppression manuelle du point en trop E placement manuel																						

Contrairement au cas des images, les modèles dentaires possèdent plus de points résiduels à la suite de l'étape de détection décrite en section 3.3. Ces “faux” candidats pourraient gêner la mise en correspondance, en particulier pour les molaires (figure 3.28), une sélection des points de la face externe de l'arcade pourrait certainement diminuer les ambiguïtés.

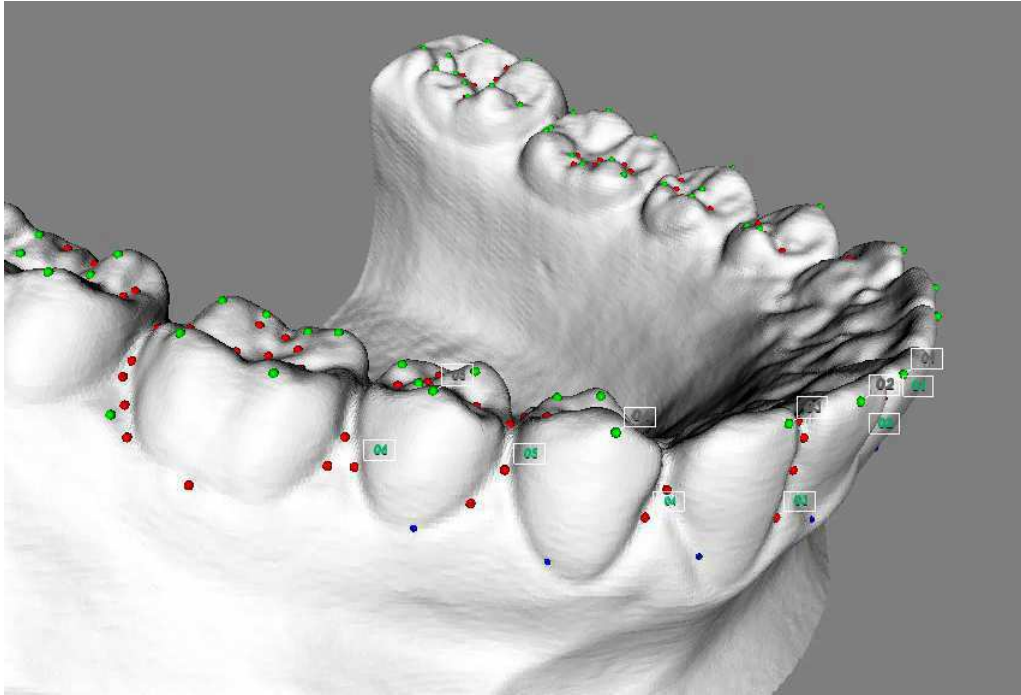


FIGURE 3.28: Exemples de “faux” candidats à la mise en correspondance, en particulier pour les molaires

Si on considère les correspondances effectuées préalablement entre les points des images, deux approches peuvent nous aider à guider une mise en correspondance pour un point donné :

1. considérer une triangulation des points 2D et les mettre en correspondance avec le point 3D le plus proche
2. projeter le point 3D sur les images et le mettre en correspondance avec le point 2D le plus proche

On peut alors imaginer un processus de mise en correspondance, prenant en compte les contraintes d'ordonnancement et de catégorisation de nos points, qui, à partir d'une initialisation de correspondances, teste différentes combinaisons pour finalement garder celle minimisant une certaine quantité, comme l'erreur quadratique de reprojection.

Une solution plus récente, rapide et en lien direct avec la stratégie déjà utilisée, consiste à utiliser l'algorithme SoftPOSIT [David, 2004] qui combine l'approche *softassign* [Gold, 1998] pour la mise en correspondance 2D/3D et l'algorithme d'estimation de pose POSIT [DeMenthon, 1995] déjà présent dans le procédé actuel, dans une seule et même boucle.

3.5 Conclusion

Ce chapitre présente une approche automatique de détection de points singuliers homologues sur les images et les modèles surfaciques. L'hétérogénéité de la nature des données (couleurs et courbures) ainsi que la variété des cas présentés nous a contraint à adopter une stratégie spécifique à notre application. Nous avons ainsi défini trois familles de points différents, "Interstices", "Milieux" et "Occlusaux" ainsi que plusieurs espaces de recherche pour ces points pouvant être extraits sur les différents types de données : le collet et l'extrémité occlusale des dents.

Pour cibler les zones d'intérêts, nous avons donc utilisé des méthodes de traitements d'images couleurs ou d'étude de la courbure pour les modèles 3D.

Sur les images couleur, la détection des points singuliers s'appuie sur la variation du contour du collet ou du contour occlusal.

Sur les points 3D, on exploite les normales, les courbures et la position.

Pour détecter les trois types de points, les tests effectués montrent une efficacité et une robustesse satisfaisantes de ces algorithmes aux différentes données. Les résultats seront présentés au chapitre 5.

Une fois ces ensembles de points détectés, ils doivent être mis en correspondance entre les images mais aussi avec les modèles 3D. Cette étape peut être automatisée en exploitant des contraintes d'ordonnement fortes pour simplifier grandement la combinatoire.

Dans l'état actuel, la chaîne complète de recalage n'intègre pas encore l'étape de mise en correspondance automatique.

Malgré l'efficacité de la détection automatique des points développée, leur position reste bruitée, ce qui peut nuire à l'estimation de la matrice de projection ou à la précision du recalage. C'est pourquoi, le chapitre suivant présente une étape supplémentaire visant à optimiser les positions 2D et/ou 3D des points singuliers.

Chapitre 4

Optimisation de la position des points 2D et 3D

L'étude de faisabilité présentée dans le chapitre 2 a validé l'efficacité de la méthode dans un cas parfait et montré une forte influence de la précision de la position des points homologues sur les résultats de recalage. Dans le cas où les points ont été détectés automatiquement sur les images et les modèles 3D surfaciques, leurs positions sont plus bruitées que celles obtenues par une sélection manuelle. C'est pourquoi une étape supplémentaire d'optimisation de la position des points 2D et/ou 3D semble indispensable pour améliorer leur adéquation, que ce soit pour les points du maxillaire ou de la mandibule. Le but est donc ici de rapprocher un point 2D d'une position analogue sur l'image à celle de son homologue 3D sur le maillage ou vice-versa. L'objectif supplémentaire est aussi d'estimer une matrice de projection utilisée par la suite lors du recalage, de meilleure qualité, et de permettre que la mesure de l'erreur de reprojection utilisée soit plus pertinente. Le recalage qui en résulte devrait alors, lui aussi, être amélioré.

Nous allons tout d'abord décrire notre stratégie et l'algorithme utilisé pour remplir ces objectifs. Pour optimiser la position des points 2D et 3D, il est nécessaire de définir un ensemble de chemins ou surfaces de déplacement où les points pourront naviguer jusqu'à l'obtention de la meilleure solution. Nous présenterons donc ensuite nos définitions de ces trajets/surfaces de recherche pour les images et les modèles 3D ainsi que leur détermination.

4.1 Algorithme d'optimisation de la position des points

4.1.1 Principe

La stratégie utilisée est la même que celle mise en place jusqu'alors : la matrice de projection P_i et les erreurs de reprojection des points 3D projetés seront au cœur de notre algorithme. L'algorithme sera donc similaire à celui employé pour l'estimation de la matrice de projection P_i , à la différence que conjointement à l'optimisation des paramètres de cette matrice, les positions des points 2D et/ou 3D seront modifiées afin de minimiser l'erreur de reprojection se_i .

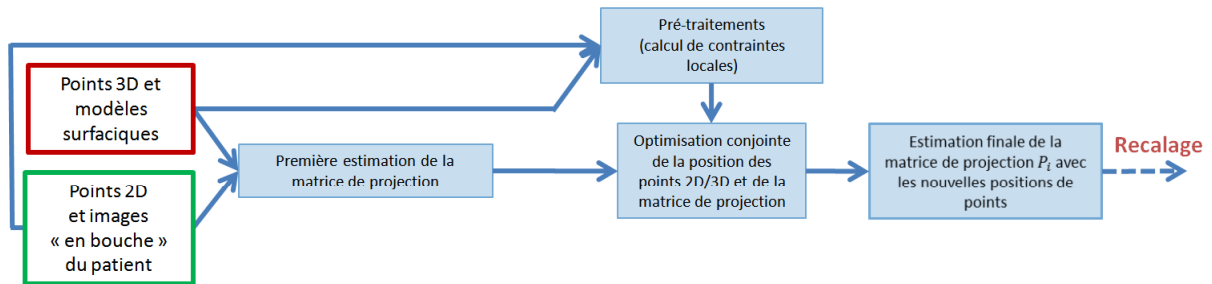
Un des points importants à considérer dans un problème d'optimisation est le nombre de degrés de libertés : il est nécessaire d'avoir autant ou plus d'équations que de paramètres à estimer. Evidemment, plus le nombre d'équations sera important par rapport au nombre de paramètres, plus l'estimation sera contrainte et la précision de notre optimisation sera améliorée. Dans notre application, ce point est d'autant plus délicat que les nombres d'images disponibles et de points singuliers visibles sur les images sont limités.

Si nous considérons notre modèle de caméra calibrée, nous devons estimer six degrés de libertés pour la position de chaque caméra (trois pour la translation et trois pour la rotation). Considérant n paires de points homologues 2D/3D observés dans M images, les degrés de libertés ou nombre d'inconnues associées sont de $3n$ pour les positions 3D des points sur les modèles surfaciques, et de $2Mn$ pour les positions 2D des points sur les images. D'un autre côté, une correspondance entre un point 3D et sa projection 2D dans l'image se traduit par deux équations. Donc le nombre d'équations disponibles pour M images est :

$$NbEq = 2 \times M \times n \quad (4.1)$$

L'optimisation combinée de la matrice de projection avec la position des points est réalisée en quatre étapes (algorithme 4.1). Tout d'abord, une estimation initiale de la matrice de projection P_i est effectuée en utilisant l'algorithme POSIT de DeMenthon, suivi d'une étape d'optimisation par l'algorithme de Levenberg-Marquardt. De cette initialisation, une optimisation combinée est faite en appliquant les contraintes locales qui seront présentées dans la suite de ce chapitre, pour optimiser conjointement la position des points et la matrice de projection P_i . Finalement, à partir des nouvelles positions des points, une estimation finale de la matrice de projection P_i est effectuée.

Algorithme 4.1 Optimisation simultanée de la matrice de projection P_i et de la position des points 2D et/ou 3D



Cette étape de déplacement des points peut tout aussi bien permettre d'améliorer la position des points du maxillaire (et donc l'estimation de la matrice de projection utilisée lors du recalage) que ceux de la mandibule. La chaîne de traitement complète obtenue avec l'ajout de cette étape déplacement des points pour les deux arcades est présentée dans la figure 4.1.

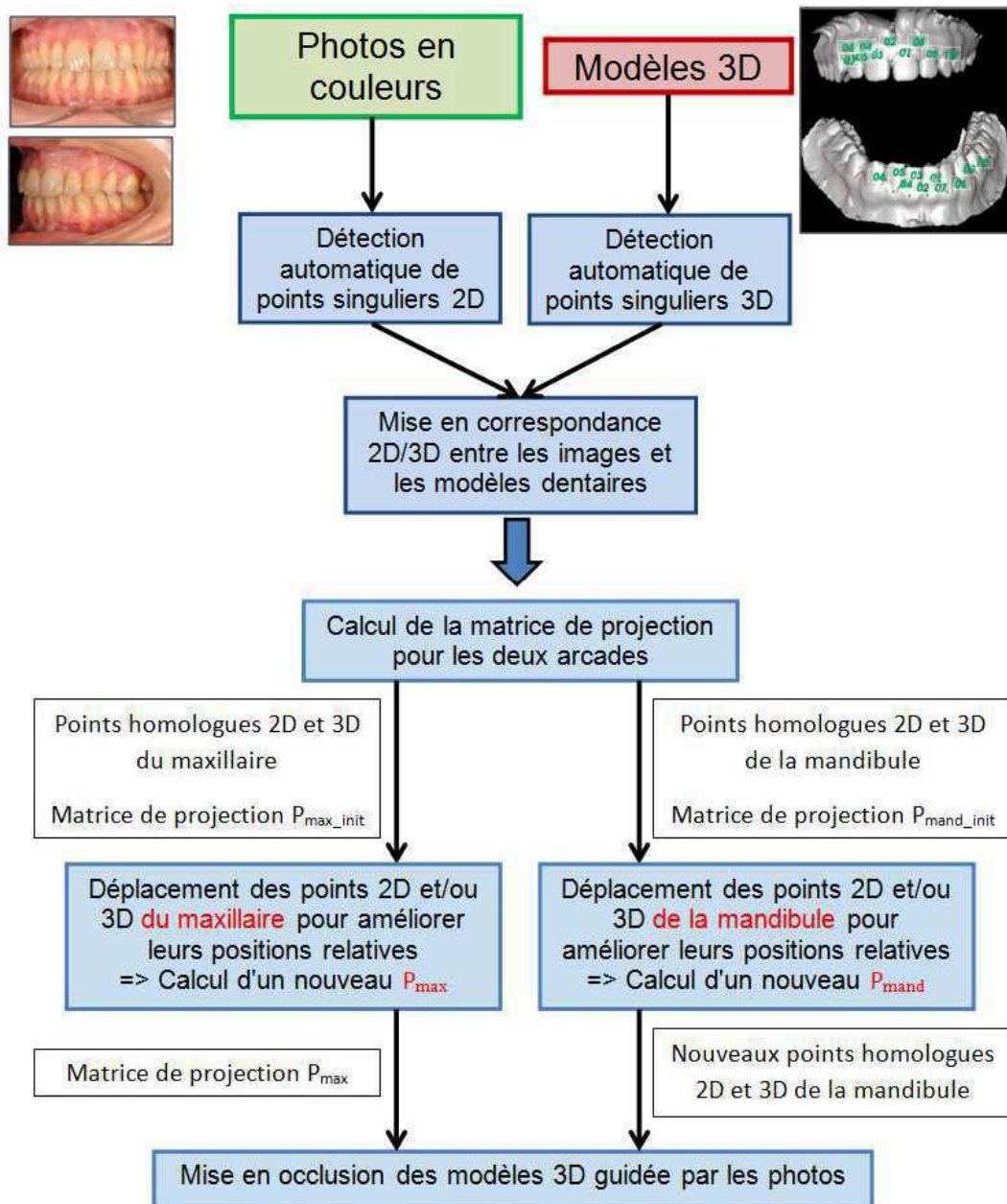


FIGURE 4.1: Chaîne de traitement complète comprenant une étape supplémentaire d'optimisation des points pour les deux arcades

Les sous-sections suivantes décrivent plusieurs approches concernant l'optimisation de la matrice de projection et de la position des points singuliers : optimisation de la position des points 3D uniquement, des points 2D seulement et une optimisation itérative des points 2D et 3D. Pour respecter les contraintes liées au respect du nombre d'équations vis-à-vis du nombre de paramètres ou plus simplement pour améliorer les résultats de notre algorithme, nous nous attacherons tout particulièrement à limiter le nombre de degrés de liberté dans les différentes approches. L'approche présentée fonctionnant de manière identique quelle que soit l'arcade, aucune distinction ne sera faite dans la suite de ce chapitre.

4.1.2 Optimisation de la position des points 3D

Pour résoudre ce problème d'optimisation en déplaçant les points 3D, le nombre d'équations doit être égal ou supérieur au nombre de paramètres. De la relation (4.1), on peut en déduire l'inégalité suivante :

$$2 * M * n \geq 6M + 3n \quad (4.2)$$

Dans le cas d'une paire d'images ($M = 2$), la formule 4.2 entraîne qu'un minimum de $n = 12$ points est suffisant. Néanmoins, il est recommandé d'augmenter n ou de diminuer le nombre de degrés de liberté pour améliorer la qualité de l'optimisation. De plus, par soucis de cohérence, il est nécessaire d'imposer des contraintes pour garder les points 3D sur le maillage du modèle dentaire durant l'optimisation de leur position. C'est pourquoi, lors d'une étape de pré-traitement permettant le calcul de contraintes locales, une paramétrisation surfacique du maillage 3D sera calculée afin de réduire le nombre de paramètres et ainsi décrire chaque point 3D par deux composantes U et V . Cette étape sera décrite ultérieurement.

L'inégalité 4.2 devient alors :

$$2 * M * n \geq 6M + 2n \quad (4.3)$$

Pour l'optimisation conjointe de la matrice de projection et de la position des points 3D, nous utilisons un algorithme classique d'ajustement de faisceaux (Sparse Bundle Adjustment - SBA) [Lourakis, 2009] où nous minimisons l'erreur quadratique de reprojection se_i (équation 2.11) entre la projection des points 3D par la matrice de projection P_i et leur correspondants dans les images 2D. Lors de cette étape, les points peuvent bouger librement sur la surface de paramétrisation.

4.1.3 Optimisation de la position des points 2D

D'après les hypothèses posées en introduction de la section 4.1, pour résoudre ce problème d'optimisation, le nombre d'équations doit être supérieur ou égal au nombre de paramètres donc :

$$2 * M * n \geq 6M + 2n * M \quad (4.4)$$

De façon triviale, cette inégalité est impossible à respecter. Nous avons donc choisi de contraindre le déplacement des points 2D, quel que soit leur type, sur un contour pour ainsi désigner la position des points par seulement une coordonnée curviligne et réduire ainsi le nombre de degrés de liberté. L'équation 4.4 devient alors :

$$2 * M * n \geq 6M + n * M \quad (4.5)$$

Dans le cas d'une paire d'images ($M = 2$), cette inégalité peut être respectée pour $n \geq 6$.

Comme pour l'algorithme précédent, l'optimisation est faite en minimisant les erreurs quadratiques de reprojection se_i . Dans ce cas, nous utilisons l'algorithme de Levenberg-Marquardt pour estimer la matrice de projection P_i tout en déplaçant chaque point 2D le long du contour respectif auquel il appartient. La courbe discrète est interpolée comme une courbe continue afin de permettre une précision sub-pixelique.

Remarque : Couramment, dans l'algorithme de Levenberg-Marquardt, les erreurs sont calculées entre des mesures, ici nos points 2D sélectionnés préalablement, et les valeurs calculées à partir de la fonction définie par les paramètres à optimiser, ici les points 3D projetés. Ces mesures et valeurs sont respectivement désignées par m_{ijk} et $\tilde{m}_{ijk}$ dans la formule 4.6.

$$se_i = \sum_{j=1}^{n_i} \left[(u_{ij} - \tilde{u}_{ij})^2 + (v_{ij} - \tilde{v}_{ij})^2 \right] \quad (4.6)$$

Ici, les points de référence se déplaçant durant le processus, ces deux quantités ont été respectivement remplacées par : m'_{ijk} et $\tilde{m}'_{ijk}$ tel que :

$$m'_{ijk} = 0 \quad \text{et} \quad \tilde{m}'_{ijk} = m_{ijk} - \tilde{m}_{ijk} \quad (4.7)$$

4.1.4 Optimisation de la position des points 2D et 3D

Des relations 4.1, 4.3 et 4.5, l'inégalité suivante doit être respectée pour optimiser simultanément les positions 2D et 3D des points :

$$2M * n \geq (6 + n) * M + 2n \quad (4.8)$$

Pour respecter cette condition, nous devons disposer de 3 images et 18 points homologues au minimum. Cet objectif semble difficile à atteindre étant donné que seulement 3 images couvrant l'ensemble de l'arcade sont disponibles dans notre application et l'extraction de 18 points d'intérêt appariés semble difficile avec si peu de dents communes et visibles sur ces 3 images. C'est pourquoi, nous proposons une optimisation séquentielle et itérative : en mixant les deux méthodes préalablement présentées, nous optimiserons les positions 2D et 3D alternativement jusqu'à atteindre une certaine convergence des erreurs de reprojection.

Dans [Destrez, 2013], nous avons observé, pour le cas traité, que l'optimisation des coordonnées 2D semble mieux améliorer la qualité du résultat final que l'optimisation des positions 3D. C'est pourquoi, dans ce processus itératif, l'algorithme effectue d'abord une optimisation des points de l'image, puis sur le maillage dentaire. Le processus est stoppé lorsque la différence entre l'erreur quadratique de reprojection se_i , à l'issue de l'optimisation des positions 3D de l'itération correspondante, et son homologue calculé lors de l'itération précédente est inférieure à 10^{-3} pixel.

4.2 Surfaces de déplacement 2D

Afin de limiter les degrés de libertés lors de l'optimisation des positions des points, le déplacement de ces derniers est contraint sur des contours.

Ces contours de déplacements pour l'optimisation de la position des points doivent répondre à plusieurs critères :

- correspondre au mieux à une zone de recherche intuitive et pertinente : ni trop grande ni trop restrictive
- contenir la position du point qui serait sélectionné intuitivement par un utilisateur
- être définis par un minimum de paramètres afin de faciliter l'optimisation.

Selon ce cahier des charges, il a été choisi, pour les images 2D, d'utiliser des courbes C correspondant à un contour. Chaque point de la courbe $C(t)$ peut être défini par un seul paramètre. Lors de l'algorithme d'optimisation, le point pourra alors naviguer de proche en proche sur la courbe par la seule modification de ce seul paramètre.

4.2.1 Contours “collets”

Lors de l'étape de détection automatique, le contour du “collet” des dents a été utilisé pour trouver les points “Interstices” et “Milieux”. C'est ce même contour qui sera utilisé pour l'optimisation de ces types de points 2D sur l'image.

4.2.2 Contours de la surface d'occlusion

Les points “Occlusaux” sont détectés à partir des surfaces d'occlusion à l'extrémité des dents. N'étant pas visibles pour la mandibule, cette détection est seulement nécessaire pour le maxillaire. Pour l'optimisation de leur position, les points doivent donc pouvoir se déplacer selon un contour complet et continu de la surface d'occlusion comme défini dans la figure figure 4.2. Malheureusement, les contours de Canny utilisés lors de la détection des points “Occlusaux” sont loin de couvrir correctement le contour extérieur des dents et ainsi permettre aux points de se déplacer pour s'approcher au mieux de la position optimale (figure 4.3) : les contours des dents ne sont pas uniques (présence d'embranchements) et des discontinuités ne permettent pas de pouvoir parcourir librement la surface extérieure des dents.

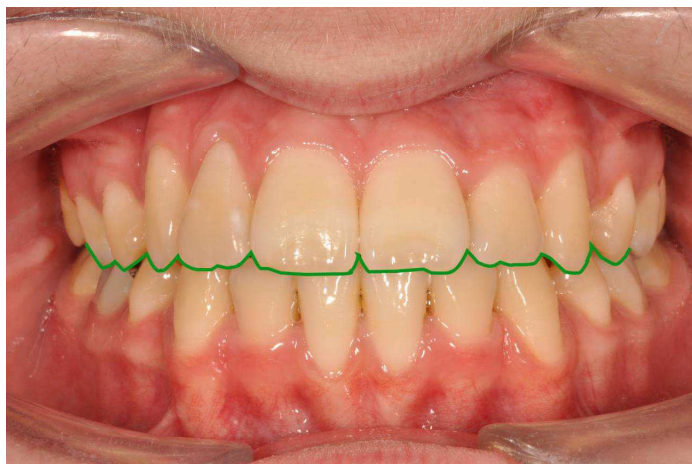


FIGURE 4.2: Contour de la surface occlusale.

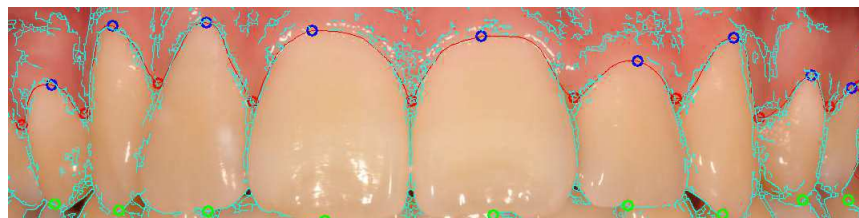


FIGURE 4.3: Détection des points 2D et contours de Canny sur une photo “en bouche”

Le but est donc ici d’obtenir un contour qui permettra de déplacer au mieux les points “Occlusaux” pour optimiser leur position. Cet algorithme devra remplir plusieurs objectifs :

- obtenir un contour le plus proche possible de celui qui correspond intuitivement à la surface d’occlusion, à l’extrémité des dents du maxillaire
- créer des “ponts” pour combler les discontinuités des contours de Canny
- obtenir un chemin unique, un contour sans embranchement (séparation ou jointure).

4.2.2.1 Détection guidée du contour

Plusieurs méthodes de détection de contours ont été testées pour extraire les contours occlusaux : filtres simples comme Roberts, Sobel et Prewitt, filtrage Laplacien, différence de gaussiennes [Marr, 1980], détecteur de Canny [Canny, 1986], contours actifs implicites [Mille, 2009] ou explicites [Chan, 2000]. Malheureusement, aucune de ces méthodes automatiques standard de détection de contours ne semblent arriver à détecter suffisamment robustement les contours occlusaux. Pour obtenir des contours satisfaisant les exigences fixées, une méthode de détection de contours guidée spécifique et utilisant le contexte de notre application, a été mise en place.

a) Principe

Basée sur la connaissance a priori des points d’intérêt caractérisant une dent, la stratégie adoptée ici consiste à faire coopérer le point “Occlusal”, les contours de Canny, les points “Interstices” d’une dent donnée et les points “Occlusaux” de ces voisines.

Plus concrètement, nous nous servons principalement de deux courbes d’influence pour déterminer une courbe directrice résultante ou courbe de guidage (figure 4.4) :

- la direction et l’orientation de la première, “InterOcclusale” , correspond au vecteur entre le point “Occlusal” de la dent considérée et celui de la dent adjacente (rose).
- la seconde, “ExtremInterstice”, correspond à une moitié de la spline reliant successivement pour une dent le premier point “Interstice”, le point “Occlusal” considéré et le deuxième point “Interstice” (jaune). Le calcul de la spline prend aussi en compte les tangentes en ces points : initialement, elles sont purement verticales pour les points “Interstices” et purement horizontale pour le point “Occlusal”.

A partir de ces deux courbes, une courbe de guidage (en bleue) pourra être déterminée. Le point E' , initialement positionné à l’extrémité de la dent, au point “Occlusal” automatiquement détecté (point E sur la figure 4.4), et le point I' , initialement confondu avec le point “Interstice” I , sont alors déplacés le long des contours de Canny en respectant la direction de la courbe de guidage. Globalement, elle donne un grand poids à la courbe “InterOcclusal”

(rose) près du point E' de la dent considérée et donne plus de poids à la courbe “ExtremInterstice” (jaune) au voisinage du point I' .

Le contour continu obtenu par les positions successives des points E' et I' correspond au contour de déplacement désiré d’un point “Occlusal” pour une dent. Il sera désigné dans la suite du manuscrit comme étant la courbe “Extrême”.

L’algorithme présenté dans cette section détermine successivement un contour de déplacement pour chaque côté de la dent (contour de la partie droite de la dent dans la figure 4.4). Pour l’autre moitié, le procédé est identique mais on considère l’autre point “Interstice” de la dent correspondante et le point “Occlusal” de l’autre dent voisine pour obtenir les deux courbes d’influence associées. Les deux courbes “Extrêmes” sont alors fusionnées pour obtenir une seule et unique courbe de déplacement couvrant l’extrémité de la dent.

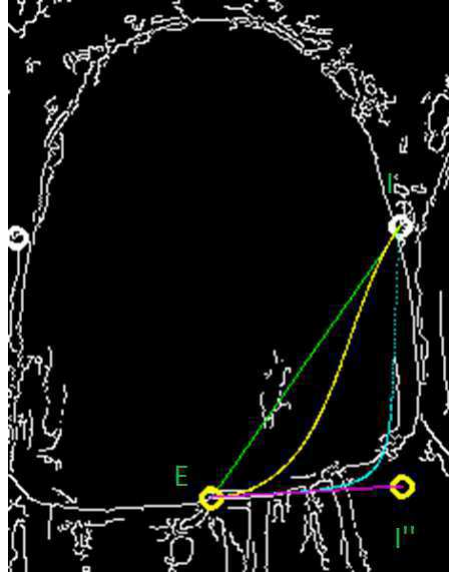


FIGURE 4.4: Courbe de guidage (bleue) résultant des courbes d’influences : “InterOcclusale” (violet) et “ExtremInterstice”(jaune)

Initialement, nous disposons d’un groupement de quatre points singuliers pour chaque dent du maxillaire : un point “Milieu”, deux points “Interstices” et un point “Occlusal”.

Pour un côté de dent donné, nous considérons initialement le point “Occlusal” E de la dent et le point interstice de droite I . A chaque itération, les points E et I placés aux extrémités de la courbe de guidage se déplacent alternativement en suivant la trajectoire de celle-ci : les points mis à jour sont respectivement nommés E' et I' . La courbe de guidage est alors ré-évaluée en fonction de la position (relative et absolue) de ces points. Initialement, le vecteur “InterOcclusal” est obtenu à partir de deux points : le E' et le projeté I'' du point I sur la droite entre les deux points “Occlusaux” successifs considérés. Durant le processus, le point I'' subira une transformation en fonction de celle entre l’ancien point E' et le nouveau.

La figure 4.1 présente l'intégralité de la chaîne d'extraction guidée du contour occlusal final, pour l'intégralité des n dents considérés.

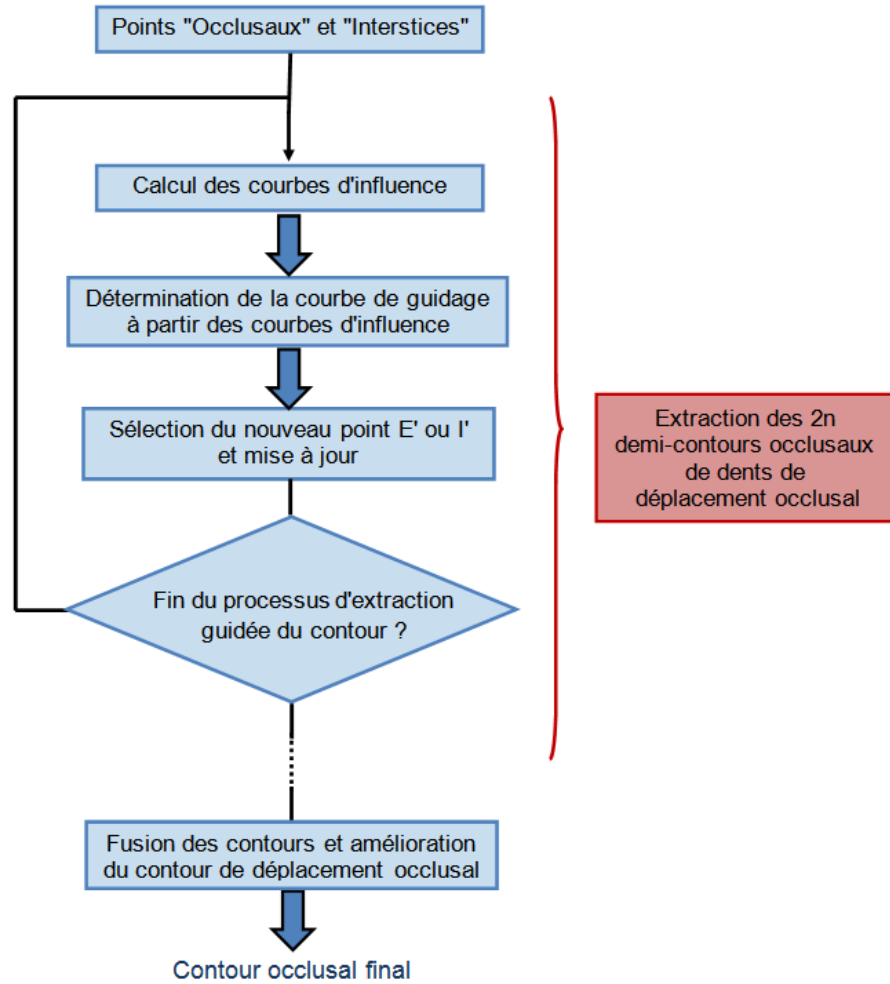


FIGURE 4.5: Processus complet d'extraction guidée du contour occlusal pour les n dents considérés

b) Détermination de la courbe de guidage à partir des courbes InterOcclusal et ExtremInterstices

Chaque point de la courbe de guidage est obtenu par la conjugaison pondérée des courbes d'influence "InterOcclusal" et "ExtremInterstices", qui sont décrites comme deux courbes paramétriques, respectivement, $IO(s)$ et $EI(s)$. Chaque point de la courbe de guidage, $G(s)$, est donc défini par la relation suivante :

$$\begin{bmatrix} G_x(s) \\ G_y(s) \end{bmatrix} = F \left[\begin{bmatrix} EI_x(s) \\ EI_y(s) \end{bmatrix}, \begin{bmatrix} IO_x(s) \\ IO_y(s) \end{bmatrix} \right] \quad (4.9)$$

La fonction F correspond à la somme pondérée des deux points :

$$F : \begin{cases} Comp_x = P_e \times Comp_{ex} + P_i \times Comp_{ix} \\ Comp_y = P_e \times Comp_{ey} + P_i \times Comp_{iy} \end{cases} \quad (4.10)$$

avec $Comp = G(s)$, $Comp_e = EI(s)$ et $Comp_i = IO(s)$; P_i et P_e sont les pondérations correspondantes aux coordonnées “InterOcclusales” et “ExtremInterstices” dont la somme ne peut être supérieure à 1. Le détail du calcul des pondérations P_i et P_e est exposé en section C.1.1 de l’annexe C.

c) Détermination du nouveau point d’avancement et mise à jour du nouveau point E' ou I'

La recherche des nouveaux points E' et I' en fonction de la courbe de guidage se fait alternativement.

Une fois la courbe de guidage calculée, les nouveaux points E' et I' sont recherchés dans un voisinage proche (initialement une fenêtre de 5 pixels) de l’extrémité de la courbe de guidage parmi les pixels appartenant au contour de Canny.

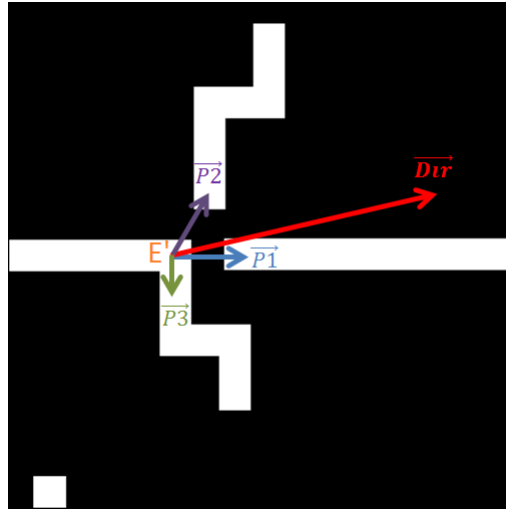


FIGURE 4.6: Exemple de choix du nouveau point d’avancement

Pour chaque pixel du contour, on calcule le vecteur déplacement entre le point en cours (E' ou I') et le point candidat. En comparant l’angle entre ce vecteur et celui formé par les premiers points de la courbe de guidage, appelé $\vec{Dir}$, le point candidat dont le vecteur de déplacement minimise cet angle (figure 4.6) est choisi.

De plus, le point n'est accepté que si l'angle est situé sous un certain seuil S_a dépendant, entre autres, de la taille de la fenêtre de recherche :

$$S_a = S_i - \frac{(sizeWindow - 5)}{3} \quad (4.11)$$

Initialement, S_i est fixé 70° . Mais lorsque les points E' et I' sont proches, ce seuil décroît proportionnellement en fonction de la différence entre abscisses.

Si aucun point candidat ne répond aux critères minimaux, la fenêtre de recherche est alors agrandie et le processus est répété jusqu'à ce qu'un point réponde aux exigences fixées.

Dans tous les cas, S_a ne peut être inférieur à 25° .

La figure 4.6 illustre une configuration où plusieurs points blancs sont candidats : P1, P2 et P3. Le point le plus proche est P3 mais l'angle formé entre son vecteur et le vecteur directeur est supérieur à 90° . En revanche, le point P1 est certes séparé par un espace vide mais l'angle formé entre son vecteur et le vecteur directeur est le plus faible et inférieur à S_a . C'est donc ce point qui sera choisi.

Une fois le nouveau point choisi, on l'ajoute au contour final "Extrême" et on remplace E' ou I' par ce nouveau point. La mise à jour de la tangente en ce point doit aussi être effectuée pour recalculer la courbe "ExtremInterstice" lors de la prochaine itération, mais elle s'avère plus délicate car elle doit :

1. garder une norme proportionnelle à la distance entre les points E' et I'
2. être un minimum robuste aux changements de direction brusques, surtout au début du processus
3. rendre au mieux compte de la direction à emprunter dans la suite de l'algorithme.

Le détail de cette mise à jour est discuté en section C.1.2 de l'annexe C.

d) Principales limitations du processus itératif de détection guidée de contour

Outres les nombreuses pondérations mises en avant dans les paragraphes précédents, d'autres règles mineures sont appliquées pour limiter les déplacements incohérents ou non souhaitables comme par exemple pour rendre impossible :

- un rebroussement de chemin en abscisse trop grand pour le nouveau E' ou I' .
- un éloignement trop grand de sa position d'origine pour le point I'' du vecteur “ Inter-Extrem”, remis à jour à chaque itération.

La figure 4.7 illustre l'évolution des courbes d'influences et de guidage durant l'extraction du contour par l'algorithme présenté précédemment. Comme on peut le constater, l'algorithme permet bien d'obtenir un seul et unique contour à partir de ceux obtenus par Canny et de combler les discontinuités présentes sur le contour occlusal.

Malgré tout, certaines limitations subsistent puisque l'algorithme peut parfois (figure 4.8) :

- Sélectionner un mauvais pixel candidat.
- “Couper” un contour correct .
- Dans le cas de contours avec embranchement, privilégier le suivi d'un mauvais contour.

De plus, l'algorithme part du postulat que les dents sont plutôt symétriques et que le point “Occlusal” initial est placé sur le contour externe vers le milieu de la dent. La plupart des problèmes sont dus à un mauvais positionnement initial du point “Occlusal” ou, dans le cas de dents latérales, du fait que leurs contours latéraux peuvent être très proches et asymétriques.

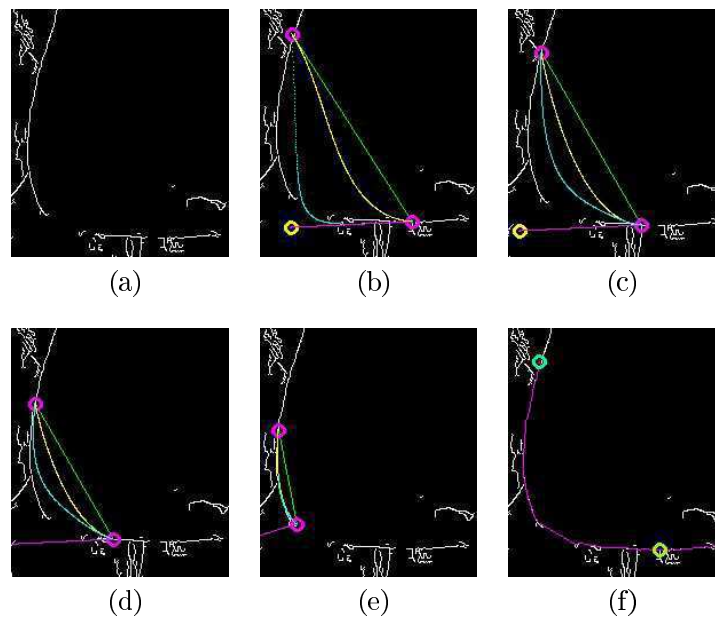


FIGURE 4.7: Exemple de déplacement des points E' et I' et de l'évolution des courbes d'influences (rose et jaune) et de guidage (bleue) pour les images (b) à (e). L'image (f) présente le contour final "Extrême" obtenu à la fin du processus (contour final rose)

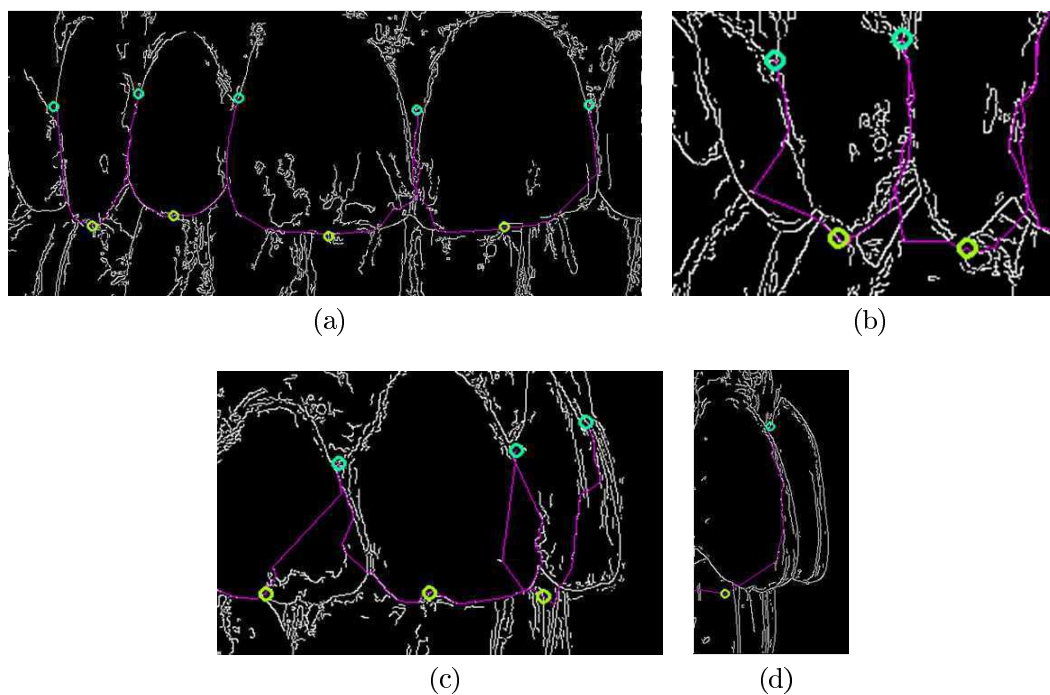


FIGURE 4.8: Exemples de limitations de la détection guidée de contours; (a) et (c) : exemples de mauvais suivis des contours de Canny ("coupure" de bons contours); (b), (c) et (d) : exemples de l'impact de mauvaises sélections du point "Occlusal" ou de sélections de contour sur des dents latérales

e) Extraction du contour unique de la surface d'occlusion

Pour s'affranchir des mauvais contours détectés ou encore de sauts ou coupures dans le suivi d'un contour, un ensemble de contours est créé, constitué de tous les contours obtenus grâce à l'algorithme de guidage ainsi que de tous les contours de Canny traversés lors de notre algorithme. Ainsi, parmi cet ensemble de contours, les points "Occlusaux" ont de fortes chances de pouvoir se déplacer librement le long de la surface d'occlusion de la dent (image centrale de la figure 4.9). Néanmoins, cette représentation ne nous affranchit pas du problème de conserver un chemin unique.

Etant donné que le point se déplacera principalement sur la partie extrême de la dent et non sur la zone située entre cette extrémité et le point "Interstice", on peut en déduire que la portion occlusale du contour est la portion utile.

Dans la plupart des cas, cette portion utile correspond au chemin le plus court entre deux points "Occlusaux" successifs. C'est pourquoi, il a été choisi d'appliquer un algorithme de recherche "du plus court chemin" (ou pathfinding), comme l'algorithme A* [Hart,1968] ou celui de Dijkstra [Dijkstra, 1971], pour trouver le chemin le plus court entre deux points "Occlusaux" successifs et obtenir un chemin unique suivant au mieux l'extrémité de la dent. Pour sa simplicité, sa rapidité et son efficacité, l'algorithme A* a été choisi. Celui-ci peut s'avérer plus lent ou moins efficace dans le cas de labyrinthes trop complexes, mais ce n'est pas notre cas ici.

Comme souhaité, l'algorithme A* cherche le plus court chemin parmi un ensemble de noeuds reliant le point d'origine au point d'arrivée. Par un processus de gestion de listes et de recherche dans les noeuds contigus, l'algorithme sélectionne le chemin de plus faible coût considéré comme le chemin optimal. Dans le cadre de cette recherche, il assigne à chaque point étudié un coût qui est la somme du coût du noeud précédent et de celui nécessaire à cet ancêtre pour atteindre le nouveau point. Ainsi, à partir d'un point donné, il choisira parmi les noeuds voisins ou dans ceux déjà étudiés celui qui minimise son coût heuristique. Généralement, le coût heuristique est défini comme la somme de la distance à vol d'oiseau entre le point étudié et le point d'arrivée sommé au coût intrinsèque du point.

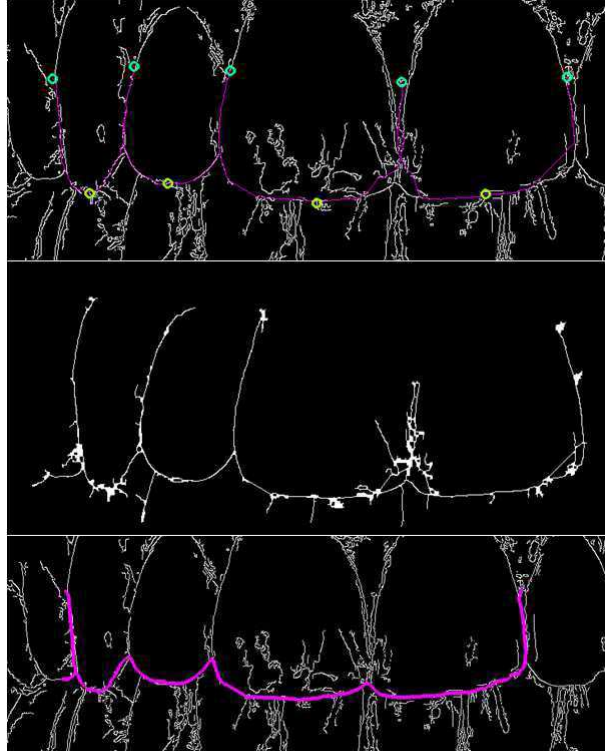


FIGURE 4.9: Amélioration d'un contour par l'algorithme A*

Néanmoins, même si cette stratégie solutionne de nombreux problèmes comme le montre la figure 4.9, les résultats peuvent ne pas être améliorés voire, détériorés dans quelques rares cas (figure 4.10). Heureusement ce dernier cas est plutôt rare.

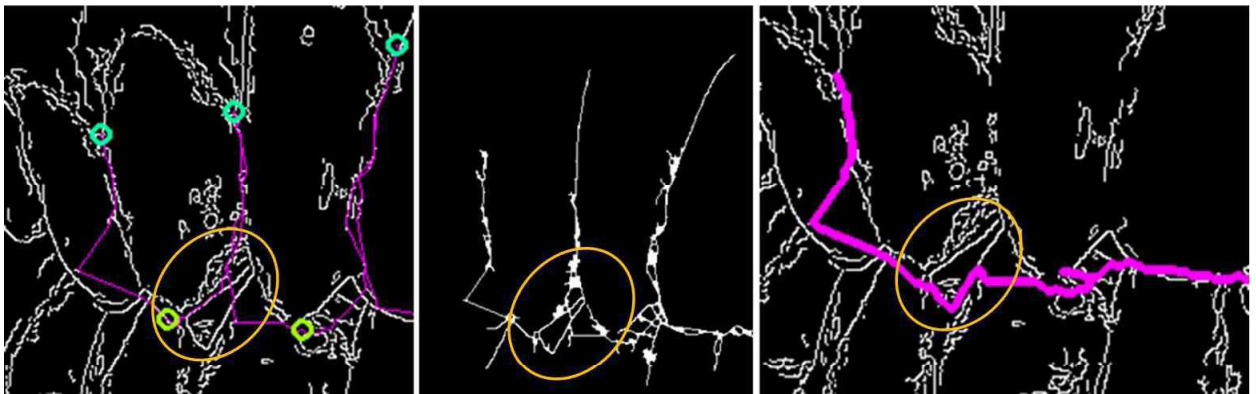


FIGURE 4.10: Illustration d'un cas de détérioration du résultat par l'algorithme du plus court chemin

4.2.2.2 Conclusion sur la détermination des contours de la surface d'occlusion

Afin d'obtenir une courbe de déplacement pour les points "Occlusaux", une méthode empirique d'extraction de contours a été mise en place, guidée par deux courbes d'influence. Pour cela, on utilise la structure de la dentition et plus particulièrement les autres points caractéristiques de la dent, pour définir ces deux courbes d'influence. Si de forts postulats nous permettent d'obtenir des résultats satisfaisants, cette approche possède quelques limitations et imprécisions. C'est pourquoi une étape supplémentaire a été ajoutée utilisant un algorithme "du plus court chemin" afin d'extraire le contour extrême des dents qui peut être considéré comme le contour utile pour l'optimisation des points "Occlusaux". La figure 4.11 présente un exemple d'extraction de contours par la méthode présentée sur les trois images disponibles pour un patient. La figure 4.12 illustre quelques exemples de défauts dans la détection du contour. La section C.2 de l'annexe C présente l'intégralité des détections guidées de contours pour les cinq cas traités lors de notre étude de la chaîne complète.



FIGURE 4.11: Exemples d'extractions satisfaisantes du contour d'occlusion (Cas 1)

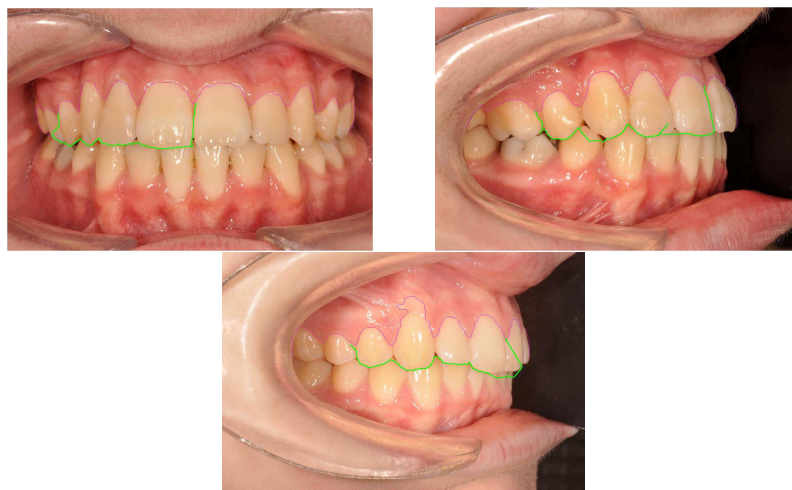


FIGURE 4.12: Exemples de limitations dans la détection du contour guidé

4.3 Surfaces 3D

Les surfaces de déplacement pour les points 3D doivent répondre aux mêmes critères exposés pour le déplacement des points 2D. Une autre contrainte forte peut être ajoutée : les points 3D doivent uniquement se déplacer sur la surface 3D du modèle dentaire considéré.

4.3.1 UV Mapping

Nous avons donc choisi d'utiliser cette contrainte de déplacement comme base de notre stratégie de définition de la surface de recherche pour l'optimisation des points 3D. De plus, au lieu de déplacer le point dans un espace à trois dimensions, celui-ci est contraint de se déplacer dans un espace planaire correspondant à la surface du modèle dentaire. Par conséquent, le nombre de paramètres définissant le déplacement du point lors de l'optimisation passe de trois à deux degrés de liberté. Plus exactement, on effectue une paramétrisation d'une portion du maillage considéré, qui permet d'exprimer chaque coordonnée 3D par deux composantes U et V . Celle-ci est classiquement utilisée pour le plaquage de texture, le morphing ou le remaillage de surfaces 3D. Le fait que le point puisse se déplacer librement sur la surface sans être contraint par les triangles (déplacement non limité aux sommets et aux arêtes des triangles) est un autre avantage de cette représentation. Cette paramétrisation planaire du maillage est obtenue par l'algorithme ABF [Sheffer, 2001]. Généralement, la plupart des méthodes dont le but est de résoudre ce problème d'aplatissement de surface plaquent les nœuds du maillage 3D sur un plan. Ici, ce même problème est considéré comme un problème d'optimisation contraint seulement en terme d'angles et non de la position des points du maillage. Après avoir appliqué un facteur d'échelle en fonction de la courbure des nœuds, l'algorithme construit une surface planaire en minimisant la déformation relative par rapport aux angles sur le plan. Contrairement à de nombreuses méthodes, celle-ci n'a pas besoin de prédéfinir la forme de la surface UV . De plus, il n'y a pas de contraintes sur celle-ci et la méthode s'applique sur un très grand nombre de maillages 3D.

Afin de diminuer les temps de calcul mais surtout de contraindre le déplacement du point sur la surface et ainsi éviter une position trop aberrante, la carte UV dans laquelle le point peut se déplacer est obtenue à partir d'un sous-ensemble du maillage. Celui-ci peut correspondre aux $K^{ièmes}$ voisins successifs du point 3D à optimiser (image (a) de la figure 4.13) ou bien à celui utilisée lors de la détection de points 3D (section 3.3.2.1) comme visible sur l'image (b) de la figure 4.13. Durant l'optimisation, les points 3D se déplacent alors à l'intérieur de cette zone de recherche, un sous-ensemble du maillage sélectionné. Dans le chapitre suivant présentant des résultats de recalage avec optimisation des points 3D, ces deux définitions de zones de déplacement seront testées.

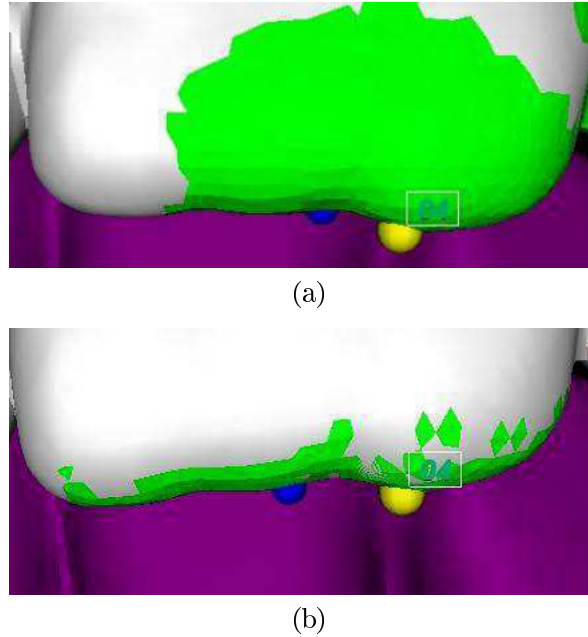


FIGURE 4.13: Exemples de portion de maillage (verte) considérée pour le déplacement du point 3D à optimiser (jaune) : (a) zone de déplacement constituée des $K^{\text{ièmes}}$ voisins successifs pour $K=12$; (b) zone de déplacement correspondant à celle utilisée lors de la détection de points 3D. La sphère bleue correspond à la position finale du point après optimisation

La figure 4.14 présente la paramétrisation d'une portion de maillage par l'algorithme ABF [Sheffer, 2001] qui est utilisé. Elle montre la correspondance entre ces deux espaces : identification d'arêtes homologues entre le maillage et la représentation plane. Cette illustration a été obtenue à partir du logiciel Roadkill¹ dont nous avons repris l'implémentation.

Remarque :

Dans le cas où l'on considère une portion composée des $K^{\text{ièmes}}$ voisins successifs du point 3D à optimiser pour une optimisation des positions 3D uniquement, on choisira $K=12$. Cette valeur importante permet d'éviter de trop contraindre le déplacement du point 3D. En revanche, pour une optimisation itérative des positions 2D et 3D, si on considère toujours ce type de sous-ensemble, il n'est pas nécessaire de choisir une valeur trop importante. En effet, durant la première optimisation, si deux points homologues, 2D et 3D, ne sont pas initialement proches, l'optimisation des points 2D devrait permettre de combler une grande partie de cet écart et le point ne devrait pas avoir à parcourir une grande distance sur le maillage. C'est pourquoi dans ce cas, K est fixé à 5.

1. <http://www.pullin-shapes.co.uk/page8.htm>

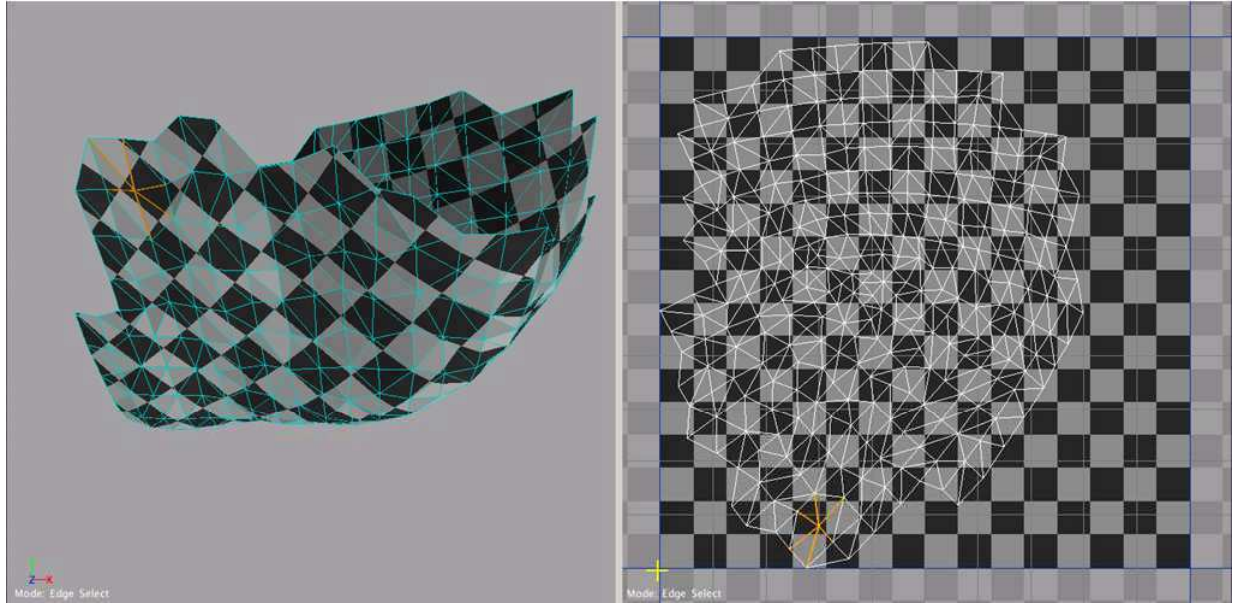


FIGURE 4.14: Correspondances entre les arêtes du maillage 3D et leurs homologues planaires (arêtes oranges)

4.3.2 Correspondance entre la carte UV et le maillage 3D

La représentation paramétrique d'un maillage 3D permet d'établir une correspondance entre chaque point du maillage et ses paramètres $[U, V]$. Elle permet aussi aux points de se déplacer librement sur le plan $[U, V]$ sans contraintes. Pour retrouver la coordonnée 3D sub-triangulaire à partir des paramètres U et V d'un point G à n'importe quel instant de l'optimisation, nous déterminons dans un premier temps à l'intérieur de quel triangle se situe ce point (figure 4.15) puis nous définissons ses coordonnées barycentriques dans ce triangle. A partir de ces informations, il est alors possible de retrouver les coordonnées de son homologue 3D.

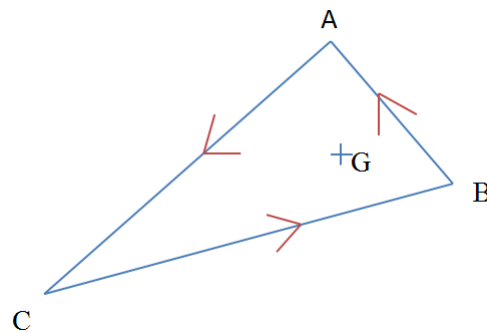


FIGURE 4.15: Test d'appartenance d'un point G au triangle ABC : on vérifie qu'en parcourant les arêtes du triangle dans un même sens, le point G est toujours situé du même côté de la droite correspondante au segment considéré

4.4 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté une méthode dont l’objectif est d’améliorer les positionnements 2D et/ou 3D des points singuliers homologues afin de corriger les imprécisions de l’étape de détection automatique. La méthode repose toujours sur l’estimation de la matrice de projection et la minimisation des erreurs de reprojection. Comme pour la chaîne de traitement présentée dans le chapitre 2, des algorithmes d’optimisation ont été utilisés dans notre méthode : l’algorithme de Levenberg-Marquardt pour l’optimisation des points 2D et l’ajustement de faisceaux pour les points 3D. Ainsi, après une première estimation des matrices de projection, on effectue la séquence d’optimisation des points 2D et/ou 3D. A partir des nouvelles positions des points singuliers, une estimation finale de la matrice de projection est enfin effectuée.

Le faible nombre d’images et de points disponibles ainsi que le respect des contraintes du nombre d’équations par rapport au nombre de degrés de liberté ont fortement contraint notre définition de la méthode. Pour respecter ces conditions en fonction des données disponibles ou tout simplement améliorer les résultats de l’optimisation, des contraintes ont été ajoutées lors de pré-traitements afin de diminuer le nombre de degrés de liberté des points 2D et 3D.

Dans le cas des points 2D, des contours sont utilisés pour contraindre le déplacement des points. Pour les points “Interstices” et “Milieux”, le contour “collet” dont la méthode d’extraction a été présentée dans le chapitre 3 est utilisé. La tâche est plus ardue pour définir le contour de navigation pour les points “Occlusaux” car aucune des méthodes standards testées ne réussit à extraire ce contour avec une qualité suffisante. C’est pourquoi, nous avons mis en place une méthode d’extraction guidée de contour à partir de deux courbes d’influences et des contours de Canny. Les courbes d’influences sont notamment obtenues en utilisant les différents points caractéristiques des dents extraits précédemment. Finalement, un algorithme de recherche “plus court chemin” permet de garantir l’unicité du contour obtenu, d’améliorer sa qualité et de ne garder qu’un seul contour pour l’ensemble des points “Occlusaux”.

Pour les points 3D, la diminution du nombre de degrés de liberté passe par la paramétrisation des surfaces 3D sur lesquels doivent se déplacer les points, implémentée avec l’algorithme ABF. Afin de contraindre encore le déplacement des points et accélérer ce traitement, les points ne pourront se déplacer que dans un certain voisinage.

Une grande partie de la méthode d’optimisation de la position des points a fait l’objet d’une communication en 2013 [Destrez, 2013]. On y montre l’apport dans la qualité du recalage de cette optimisation sur un cas. Le chapitre suivant présente des résultats pour toutes les méthodes d’optimisation décrites dans ce chapitre sur cinq cas.

Chapitre 5

Evaluation des performances

La chaîne globale de mise en occlusion des modèles dentaires décrite dans les chapitres précédents comprend cinq étapes :

- détection des points 2D et 3D
- mise en correspondance 2D/3D
- estimation de la matrice de projection
- éventuelle optimisation des points 2D et/ou 3D
- recalage aboutissant à la mise en occlusion des arcades.

Elle peut être considérée comme quasi-automatique, seule l'étape de mise en correspondance n'a pas encore été intégrée.

Ce chapitre présente l'évaluation des performances des traitements proposés. Il commence par une présentation des données utilisées. Puis, la qualité des étapes de détection automatique des points et d'optimisation de leur position sera appréciée ; et enfin, le processus de recalage mis en place évalué dans sa globalité.

5.1 Données et références

Cinq cas réels obtenus durant des examens de routine par un spécialiste seront considérés pour cette étude.

Chaque jeu de données se compose de trois photos des arcades dentaires (face, 3/4 gauche, 3/4 droit) et de deux modèles en plâtre. Ils nous ont été fournis par l'orthodontiste William Haussmann.

5.1.1 Photos “en bouche”

Les photos associées aux cinq cas traités sont présentées en section A.1.2. Elles sont issues d'un Nikon D90 muni d'un objectif 60 mm avec une résolution de 3 mégapixels dans des conditions de prises de vues de routine médicale. Les images ont été ré-échantillonnées à une résolution de 1300×867 pixels afin de faciliter les traitements.



FIGURE 5.1: Exemple de photos “en bouche” utilisées pour cette étude (cas 2)

5.1.2 Modèles dentaires

Les modèles associés ont été obtenus par prises d’empreintes dentaires et moulage en plâtre, comme cela est couramment pratiqué. Les modèles en plâtre ont ensuite été numérisés via un scanner médical Siemens SOMATOM Definition Flash. Une série de post-traitements permet d’obtenir les modèles sous leur forme numérique finale : un seuillage binaire sur le volume reconstruit, suivi d’une extraction de la surface par l’algorithme “marching cube” et finalement une légère décimation pour alléger le poids des fichiers et simplifier les traitements.

Comme nous l’avons vu dans la section 2.3.1, il est difficile d’évaluer le poids final des modèles dentaires reconstruits. Le tableau 5.1 présente, à titre indicatif, le poids des arcades dentaires (en Ko) associé au nombre de triangles et à la surface du maillage. Une estimation du nombre de triangles par mm^2 fait apparaître que les modèles sont constitués d’environ 28.70 triangles/ mm^2 en moyenne.

Arcade	Taille (en Ko)	Nombre de triangles	Surface du maillage (mm ²)	Nombre de triangles/mm ²
Maxillaire 1	7 878	175 642	6093	28.83
Mandibule 1	8 929	198 967	6823	29.16
Maxillaire 2	9 303	206 231	7058	29.22
Mandibule 2	9 579	211 984	7543	28.10
Maxillaire 3	7 956	175 466	5916	29.66
Mandibule 3	8 346	184 090	6441	28.58
Maxillaire 4	7 907	174 406	6040	28.88
Mandibule 4	8 146	179 592	6382	28.14
Maxillaire 5	9 227	203 163	7203	28.21
Mandibule 5	8 947	197 323	6988	28.24

Tableau 5.1: Résolution des modèles dentaires numériques

5.1.3 Positionnement de référence

Afin d'évaluer la qualité du recalage obtenu en fin de chaîne, il est nécessaire de disposer d'une référence ou vérité terrain. Cependant, une référence de positionnement reste très délicate. En effet, même si on recherche naturellement le positionnement des arcades le plus stable pour la mise en occlusion, avec un maximum de contacts, on remarque que cette configuration n'est pas toujours identique à celle des photos "en bouche". En effet, le patient peut modifier légèrement la mise en occlusion par des contractions musculaires lors de l'acquisition de ces mesures ou au contraire, le recalage sur modèles en plâtre ne tiendra pas compte du fonctionnement global du système musculo-articulaire que constitue la mâchoire du patient.

Les principales références utilisées dans les travaux publiées sont la numérisation des deux arcades en plâtre positionnées par un spécialiste, le recalage des modèles via des mesures de positionnement, des empreintes de mordure, une reconstruction des mâchoires par un CBCT ou plus simplement, un recalage manuel des modèles numériques par un opérateur. Quelle que soit la méthode, une marge d'erreur existe sur la position de référence.

Pour constituer notre référence, les deux modèles en plâtre ont préalablement été ajustés en occlusion en adéquation avec les trois photos "en bouche". Puis, l'ensemble des deux arcades ainsi ajusté a été numérisé pour obtenir un positionnement de référence. Finalement, grâce au logiciel Geomagic¹, les modèles scannés indépendamment ont été ajustés automatiquement au positionnement de référence.

Même si notre référence n'est pas parfaite elle reste assez fidèle à la réalité, à quelques imprécisions près liées à la numérisation et à l'extraction des surfaces.

1. <http://www.geomagic.com/fr/>

5.2 Evaluation de la qualité des points d'intérêt

Cette section présente une évaluation de la détection automatique des points d'intérêts 2D et 3D. L'estimation de la matrice de projection et le processus de recalage étant basés sur ces points, la qualité de ces deux processus dépendra directement de celle de la détection des points. Cette détection est effectuée automatiquement par les algorithmes présentés dans le chapitre 3. Il n'existe pas de référence pour le positionnement des points. Comparer numériquement la position des points détectés automatiquement avec celle obtenue par cliquage manuel, par une simple mesure de distance euclidienne par exemple, aurait peu de sens au vu de l'imprécision de cette dernière. Nous avons donc préféré réaliser une évaluation plus globale prenant en compte plusieurs critères d'appréciation de "bonne" qualité du point selon sa catégorie et au regard des étapes ultérieures de traitement.

5.2.1 Appréciation de la position des points 2D

L'appréciation de la qualité d'un point se fera selon deux critères par rapport à un positionnement intuitif de référence dépendant du type de point :

- est-ce que le point détecté automatiquement est éloigné ou non d'une bonne position ?
- est-ce qu'il appartient à un contour de qualité ? Par exemple, pour les points "Occlusaux", leur positionnement ne doit pas, dans la mesure du possible, entâcher la qualité du contour occlusal obtenu dans l'étape suivante d'extraction par guidage. Plus généralement, le contour de déplacement (collet ou extrémités des dents) doit être localement proche du contour idéal.

Dans le cas du deuxième critère, il est important d'anticiper l'étape d'optimisation de la position des points. En effet, si le point n'a pas un positionnement idéal, il reste néanmoins important qu'il puisse se déplacer sur une zone de recherche lui permettant de correspondre au mieux à son correspondant 3D. Ainsi, un point de qualité moyenne ne pouvant pas converger vers une meilleure position sera considéré comme moins bon qu'un point de qualité équivalente ou légèrement moins bon mais dont la courbe d'appartenance lui permettra d'optimiser au mieux sa position.

Pour cette évaluation, les positions sont classées selon cinq niveaux d'appréciation :

- **Bonne** : la position du point est équivalente à une position qui aurait pu être choisie intuitivement.
- **Satisfaisante** : la position du point est proche d'une position intuitive tout en restant dans une zone centrale du collet ou de l'extrémité des dents et elle peut être améliorée par la phase d'optimisation grâce à un contour de qualité satisfaisante.
- **Passable** : la position du point reste acceptable mais est un peu trop éloignée d'une position intuitive et/ou est supportée par un contour de moins bonne qualité.
- **Défaut contour** : ce cas correspond à un défaut de contour que ce soit dans la phase de détection pour la future phase d'optimisation.
- **Absent** : à cause d'un manque de précision sur une petite portion du contour "collet", certains points peuvent ne pas être détectés. Ce cas se présente rarement et principalement pour les points "Interstices" latéraux. La non-détection d'un point "Interstice"

induit que le point “Milieu” correspondant n’est pas recherché alors qu’il aurait pu être trouvé facilement. Comme précédemment, c’est l’utilisateur qui, le cas échéant, sélectionne les points manquants.

La figure 5.2 présente plusieurs exemples d’imprécisions. L’image (a) présente un cas **Passable** : le point est supporté par un contour ne suivant pas suffisamment bien le collet la séparation dent-gencive. Les images (b), (c) et (d) illustrent des cas de **Défaut contour**. Deux situations principales sont envisagées : une mauvaise détection due à un contour “collet” (pour les points “Interstices” et “Milieux” ((b) figure 5.2)) ou occlusal initial de la dent par Canny pour les points “Occlusaux” ((c) figure 5.2)); ou bien, dans le cas des points “Occlusaux”, un point de qualité passable mais qui engendre une détection de contour occlusal, utilisé pour le déplacement de très mauvaise qualité, comme dans le cas de points mal centrés sur la dent ((d) figure 5.2)). Ces points seront, la plupart du temps, modifiés pour la suite du traitement par cliquage manuel. L’image (d) présente aussi une détection locale du contour “collet” qui induit une non-détection de points pour une dent latérale.

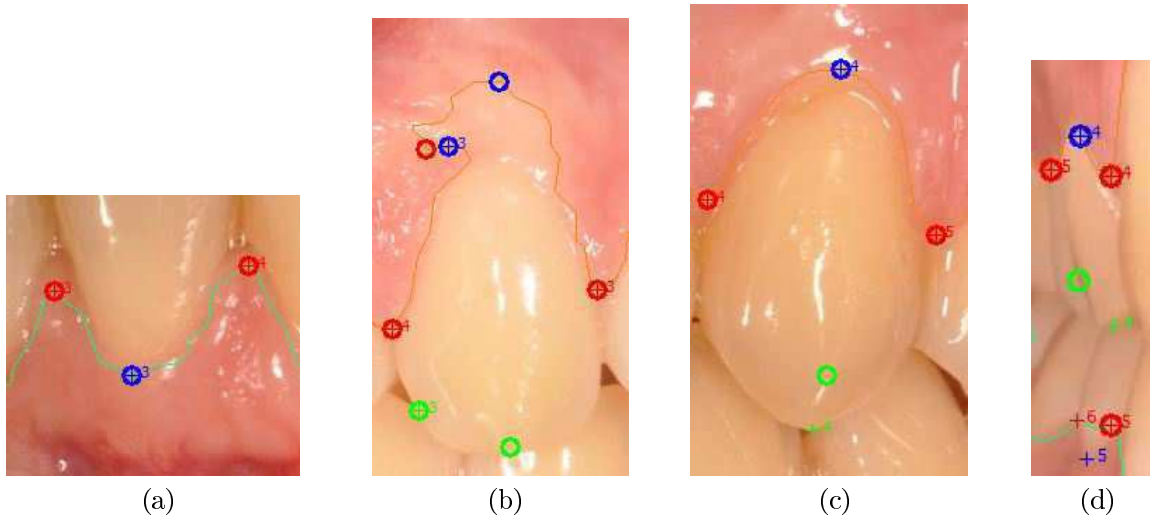


FIGURE 5.2: Exemples d’imprécisions sur la détection des points 2D : (a) Passable; (b), (c) et (d) Défaut contour

La figure 5.3 présente les pourcentages des cinq niveaux d’appréciation de la qualité des points pour chacune des trois images des cinq cas traités dans notre étude finale et le tableau 5.3 pour chacune des trois familles de points : I “Interstices” ; M, “Milieux” ; O, “Occlusaux”.

Le pourcentage attribué à chaque appréciation est calculé sur la base du nombre de points totaux sélectionnés pour chaque arcade pour une image donnée. Les nombres de points selon les cas sont données dans le tableau 5.2. Ces nombres varient de quelques unités en fonction du nombre de points communs avec les vues de profil. Pour les vues de profils, les nombres de points considérés sont respectivement : 5 points “Interstices”, 4 points “Milieux” et 4 points “Occlusaux” pour le maxillaire (soit 13 points au total) et de 6 points “Interstices”, 5 points “Milieux” et 5 points “Occlusaux” pour la mandibule (soit 16 points au total). Cependant,

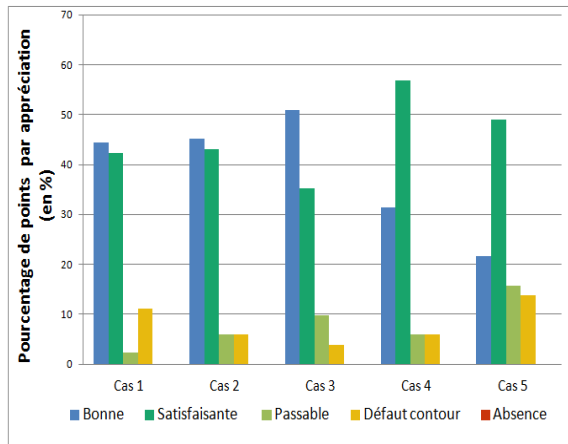
pour le cas des détections 2D de la mandibule, seuls les points “Interstices” et “Milieux” sont considérés soit 11 points au total, car les points “Occlusaux” ne sont pas visibles sur les images.

	Cas 1		Cas 2		Cas 3		Cas 4		Cas 5	
	Max	Mand	Max	Mand	Max	Mand	Max	Mand	Max	Mand
Interstices	7	9	9	10	9	10	9	11	9	10
Milieux	6	8	8	9	8	9	8	10	8	9
Occlusaux	6	8	8	9	8	9	8	10	8	9
Total	19	25	25	28	25	28	25	31	25	28

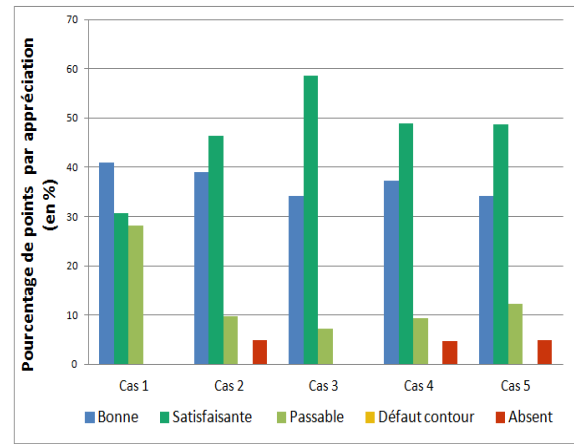
Tableau 5.2: Nombres de points par famille et pour chaque image de face des cinq cas

	Familles	Nombre de points	Bonne	Satisfaisante	Passable	Défaut contour	Absence
Max	I	93	51.6 %	35.5 %	12.9 %	0.0 %	0.0 %
	M	78	46.2 %	52.6 %	0.0 %	1.3 %	0.0 %
	O	78	15.4 %	50.0 %	1.3 %	24.4 %	0.0 %
Mand	I	110	36.4 %	42.7 %	18.2 %	0.0 %	2.7 %
	M	95	38.9 %	51.6 %	6.3 %	0.0 %	3.2 %

Tableau 5.3: Appréciation de la détection en fonction des familles de points pour le maxillaire et la mandibule



(a)



(b)

FIGURE 5.3: Appréciation de la détection des points 2D du maxillaire (a) et de la mandibule (b)

Les appréciations montrent de bons résultats concernant la détection automatique des points singuliers : en fonction des cas, au minimum 70 % (mais globalement 80 %) des détections appartiennent aux deux premières catégories de qualité. On constate que les points devant être sélectionnés manuellement pour cause de défaut sur le contour (8.1% en moyenne sur les maxillaires) ou d'absences (2.9 % sur les mandibules) sont peu nombreux. Ces absences ne sont constatées que sur la mandibule car ce contour est moins contrasté, en particulier pour les dents situées sur le côté, ce qui handicape le processus de détection automatique.

Le tableau 5.3 confirme que les points “Occlusaux” sont les plus difficiles à détecter avec précision. En effet, le pourcentage de détections défaillantes (défaut contour et absence) reste en deçà de 4% pour les points “Interstices” et “Milieux”, alors qu’un défaut contour apparaît dans presque un cas sur quatre pour les points “Occlusaux”. Ceci s’explique d’abord par la difficulté à repérer le contour occlusal et par leur processus de détermination dépendant des deux autres familles de points et l’utilisation d’une méthode de détection plus complexe sujette à une plus faible robustesse. Une grande proportion des moins bonnes détections dues à un défaut de contours correspondent à une détection ne permettant pas une extraction guidée correcte d’un contour de déplacement pour les points “Occlusaux”. La majeure partie des imprécisions pour les points “Interstices” et “Milieux” sont dues au contour “collet” qui ne suit pas scrupuleusement le contour des dents ((a) figure 5.2). Un seuil non optimal pour le seuillage d’histogramme peut en être la cause mais il est bon de noter que même visuellement, pour un utilisateur, la distinction dents-gencive n’est pas toujours bien marquée et se présente parfois comme un changement de teinte progressif. Pour les absences de détection sur la mandibule, il faut noter qu’une absence de détection d’un point “Interstice” engendre automatiquement une absence pour le point “Milieu” correspondant.

5.2.2 Appréciation de la position des points 3D

Comme dans le cas des points 2D, l’appréciation de la qualité de détection d’un point 3D s’effectuera selon deux aspects :

- est-ce que le point détecté automatiquement est éloigné ou non d’une bonne position qui aurait pu être choisie intuitivement ?
- est-ce que son positionnement reste cohérent par rapport à la catégorie à laquelle il appartient ? Par exemple, pour un point “Interstice”, est-il placé sur le creux (ou pic selon l’arcade) du collet ? si ce n’est pas le cas, il est important de considérer les espaces de déplacement potentiel dans le jugement porté.

Dans le cas où le point n’a pas un positionnement idéal, il est préférable que le point appartienne à une zone ciblée, le collet pour les points “Interstices” et “Milieux”, ou l’extrémité visible pour les points “Occlusaux” , lui permettant de se déplacer pour améliorer sa position.

L'évaluation de la position des points 3D se fait selon quatre niveaux d'appréciation :

- **Bonne** : la position du point est équivalente à une position qui aurait pu être choisie intuitivement.
- **Satisfaisante** : la position du point est proche d'une position intuitive et la zone de recherche associée, correspondante appartient à une zone de bonne qualité correspondant au collet ou à l'extrémité des dents, peut permettre de converger vers une bonne position.
- **Passable** : la position du point reste acceptable mais est un peu trop éloignée d'une position intuitive et/ou appartient à une zone de moins bonne qualité.
- **Pas sur un contour** : le point n'est pas situé dans une zone correspondant au "collet" ou à l'extrémité des dents ; le processus d'optimisation ne pourra alors pas déplacer le point vers une position adéquate.

La figure 5.4 illustre différentes appréciations pour la détection des points 3D.

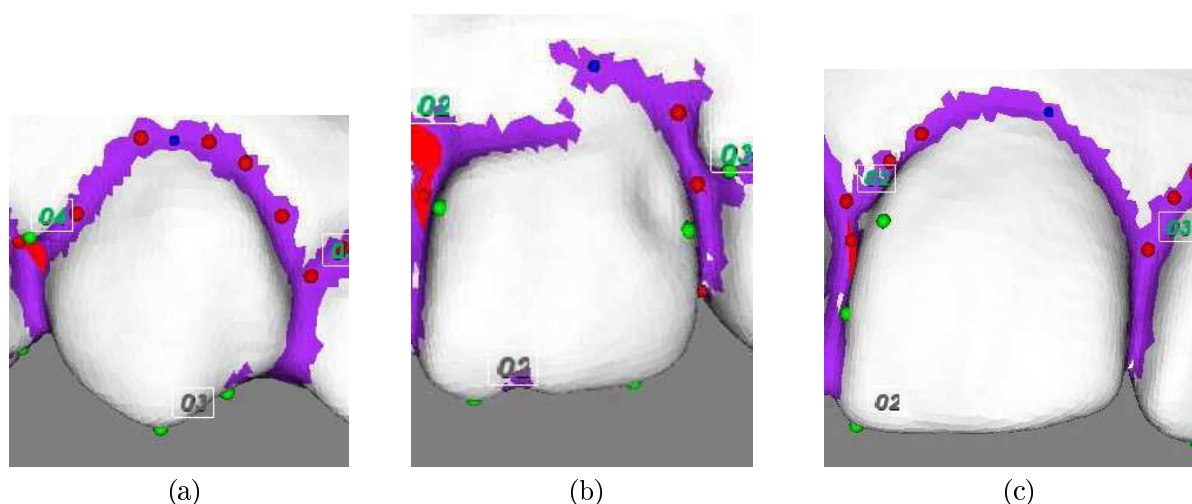


FIGURE 5.4: Exemples d'imprécisions sur la détection des points 3D numérotés (points "Interstices" en rouges, points "Occlusaux" en verts, points "Milieux" en bleus) : (a) Bonnes et satisfaisantes sélections ; (b) Mauvaise de détection de contour entraînant une détection imprécise du point "Milieu" ; (c) Exemple de point "Occlusal" engendrant un point "Milieu" légèrement excentré

La figure 5.5 et le tableau 5.4 présentent l'appréciation du positionnement des points 3D en pourcentage sur le même nombre de points homologues que ceux décrits dans le tableau 5.2. La position des points "Occlusaux" ayant un impact sur la détection des points "Milieux", nous les incluerons dans cette étude d'appréciation des points 3D de la mandibule même s'ils ne sont plus utilisés ultérieurement.

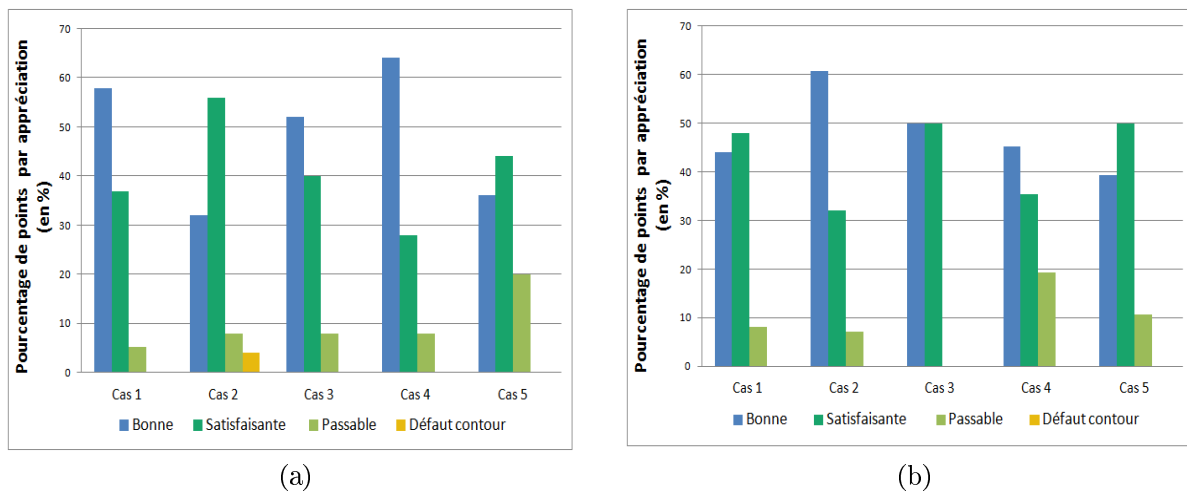


FIGURE 5.5: Appréciation de la détection des points 3D du maxillaire (a) et de la mandibule (b)

	Familles	Nombre de points	Bonne	Satisfaisante	Passable	Défaut contour
Max	I	43	51.2 %	37.2 %	11.6 %	0.0 %
	M	38	42.1 %	47.4 %	7.9 %	2.6 %
	O	38	50.0 %	39.5 %	10.5 %	0.0 %
Mand	I	50	52.0 %	42.0 %	6.0 %	0.0 %
	M	45	33.3 %	51.1 %	15.6 %	0.0 %
	O	45	57.8 %	35.6 %	6.7 %	0.0 %

Tableau 5.4: Appréciation de la détection des points 3D en fonction des familles de points pour le maxillaire et la mandibule

Les points présentés dans le tableau 5.4 représente une sélection parmi l'ensemble des candidats :

- **Points Occlusaux** : en moyenne, un seul point est présent sur l'extrémité des dents excepté pour les molaires où un point peut être détecté sur une autre cuspide (généralement en position linguale). D'autres points peuvent être détectés mais ils restent peu nombreux et sont placés sur la gencive. Dans ces deux cas, l'ambiguïté reste assez faible.
- **Points Interstices** : même si souvent un bon candidat potentiel est détecté, d'autres points peuvent être détectés, principalement sur le collet.
- **Points Milieux** : ce dernier type est déduit du contour "collet" et des positions des deux autres types de points. Aucune ambiguïté n'est possible mais avec la qualité de la détection dépend donc fortement de la position et de la mise en correspondance des autres points.

On peut constater que globalement la détection des points est de bonne qualité ; au moins 80% de points sont bons ou satisfaisants : 48.1 % de bons points et 42,0 % de points satisfaisants en moyenne sur les type de points. Un seul point n'est pas détecté sur un contour d'intérêt dû à une imprécision dans la détection du collet ((b) figure 5.4).

La qualité des points "Milieu" semble être un peu en deçà des deux autres types de points ; ceci s'explique sans doute par le fait que leur position est déduite de celles des deux autres types de points. De petites imprécisions peuvent alors engendrer de plus grosses erreurs. De plus, les dents ne sont pas toujours symétriques, l'extrémité des dents est alors décentrée ((a) figure 5.6) ; ceci implique que l'axe de recherche du point "Milieu" est alors incliné d'où une moins bonne détection.

En général, la plupart des points "Milieu" détectés sont au centre de la surface de recherche (en violet sur la figure 5.4) qui correspond au contour d'optimisation. Dans ce cas, les points homologues peuvent potentiellement mieux converger vers une bonne correspondance que lorsque ces points sont situés sur un bord de la surface de recherche ((b) et (c) figure 5.6).

La détection des zones d'intérêts (collet et extrémités des dents) semble robuste car une seule dent sur l'ensemble des cinq cas (soit 83 dents) est affectée par un problème de mauvaise détection de contour ((b) figure 5.4).

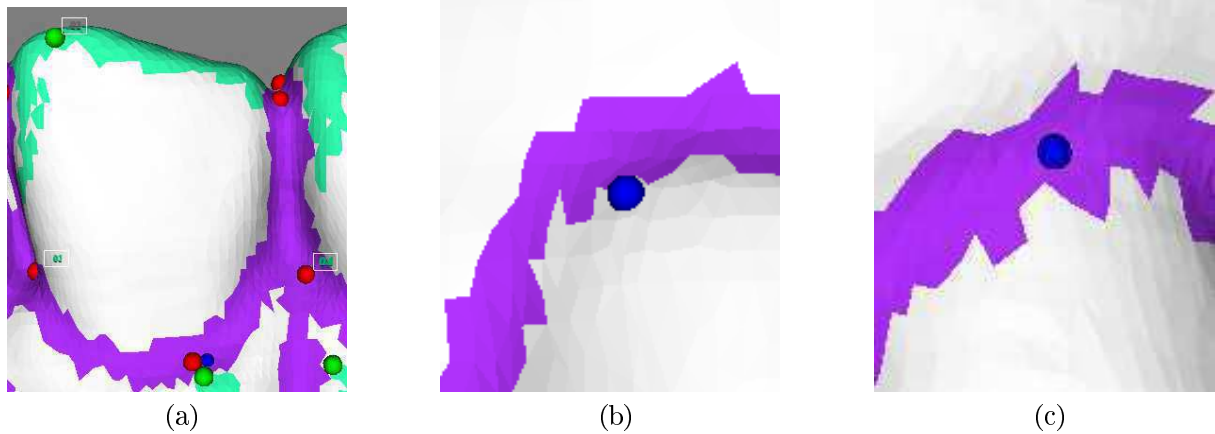


FIGURE 5.6: Illustrations des positionnement de points 3D : (a) dent asymétrique engendrant un léger décentrage du point "Milieu" ; (b) point "Milieu" détecté sur le bord d'une surface de recherche ; (c) point "Milieu" détecté au centre d'une surface de recherche

5.2.3 Bilan de l'évaluation de la détection automatique

Les positions des points détectés 2D et 3D sont dans l'ensemble assez proches de celles qui auraient pu être choisies manuellement avec un fort pourcentage de sélections jugées de "bonne" ou "satisfaisante" qualité. Les critères d'appréciation utilisés tiennent compte de la zone d'ajustement au voisinage des points au regard d'une éventuelle phase d'optimisation de la position des points.

Elle impactera directement la possible amélioration de la précision de positionnement des points homologues et donc du recalage.

Les traitements développés pour détecter les points singuliers sont globalement validés sur les cinq cas réels étudiés tant sur les images que sur les modèles 3D.

5.3 Evaluation de l'optimisation des points 2D/3D

Malgré les résultats plutôt satisfaisants obtenus par la détection automatique, il reste néanmoins intéressant d'envisager d'optimiser la position des points 2D et/ou 3D afin d'améliorer la qualité de la matrice de projection et du recalage. Le chapitre précédent a présenté une méthode préalable au recalage, basée sur la minimisation des erreurs quadratiques de reprojection permettant aux points 2D de se déplacer sur un contour associé et aux points 3D sur une portion du maillage. Il est intéressant d'observer et d'apprécier qualitativement cette phase d'optimisation en terme de cohérence du déplacement des points en fonction de la position de leur homologues 3D ou 2D. En effet, si la minimisation de l'erreur de reprojection est un critère de convergence, elle n'assure pas forcément la qualité optimale :

- il est possible de tomber dans un minimum local ;
- il est impossible d'optimiser à la fois la position des points 2D et 3D.

5.3.1 Appréciation de l'optimisation de la position des points 2D

L'évaluation de la qualité de l'optimisation des points 2D se fait en fonction des points 3D. Le but ici est de juger la cohérence des positions des deux points homologues : est-ce que les points se déplacent ou non s'ils sont plutôt correctement placés ? dans le cas d'un mauvais positionnement, est-ce que leur position s'améliore, se détériore ou reste inchangée ? Les points seront classés selon six catégories :

- **Bon point** : positionnements mutuels de bonne qualité à l'initialisation sans déplacement ou avec un très faible réajustement après optimisation.
- **Grosse amélioration** : initialement le point est assez éloigné d'une position similaire à son homologue 3D mais s'en rapproche grandement durant l'optimisation.
- **Légère amélioration** : correspond à une situation similaire au cas précédent, mais avec un déplacement moindre OU dans le cas où le point est peu éloigné d'une bonne position, il s'en rapproche ou l'atteint.
- **Moyen** : deux cas sont considérés ici : soit le point ne se déplace pas alors qu'il est dans une position imparfaite (mais rarement mauvaise), soit le point se déplace pour atteindre une position ni meilleure ni moins bonne que la précédente. Il sera alors difficile de juger de l'apport de ce déplacement sur la cohérence globale.
- **Faible détérioration** : éloignement mineur plutôt défavorable à partir d'une bonne ou moyenne position.
- **Grosse détérioration** : éloignement majeur à partir d'une bonne ou moyenne position.

Les nombres de points considérés pour le calcul des pourcentage seront de 5 points "Interstices", 4 points "Milieux" et 4 points "Occlusaux" (13 points au total) pour les maxillaires.

Pour les mandibules, seuls les points “Interstices” et “Milieux” sont considérés, soit 11 points au total car eux seuls se déplacent et sont utilisés lors des traitements.

Les graphiques de la figure 5.8 présentent les résultats de l’évaluation pour chaque paire d’images et chaque cas, soit deux par cas.

Globalement, on remarque dans ces graphiques, que pour tous les cas, les déplacements de points restent globalement cohérents car les améliorations sont nettement supérieures aux détériorations avec souvent quelques fortes améliorations.

A l’observation du tableau 5.5, on remarque que l’algorithme corrige plutôt bien les très mauvaises positions des points “Occlusaux” pour le maxillaire. En contraste, quelques points “Interstices”, initialement plutôt bien détectés peuvent être détériorés. Par observation, nous avons constaté que bien souvent ces détériorations sont dues à des déplacements du mauvais côté de l’interstice (figure 5.7). En effet, si la distance euclidienne diminue bien avec un point positionné idéalement, durant l’optimisation le point s’écarte à l’opposé de la bonne direction et s’ajuste en fonction de ce mauvais choix initial.

	Familles	Nombre de points	Bon point	Grosse amélioration	Légère amélioration	Moyen	Faible détérioration	Grosse détérioration
Max	I	100	52.0 %	4.0 %	25.0 %	1.0 %	17.0 %	1.0 %
	M	80	32.5 %	6.3 %	45.0 %	12.5 %	3.8 %	0.0 %
	O	80	32.5 %	12.5 %	32.5 %	11.3 %	11.3 %	0.0 %
Mand	I	120	44.2 %	1.7 %	30.8 %	0.8 %	22.5 %	0.0 %
	M	100	49.0 %	4.0 %	36.0 %	7.0 %	3.0 %	1.0 %

Tableau 5.5: Appréciation de la cohérence de l’évolution des points 2D après leur optimisation relativement au positionnement des points 3D selon leur type pour le maxillaire et pour la mandibule

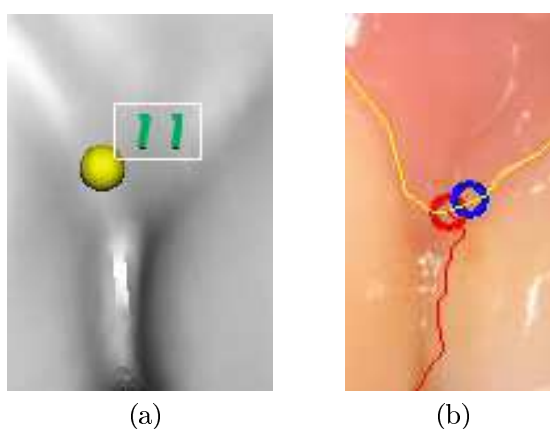
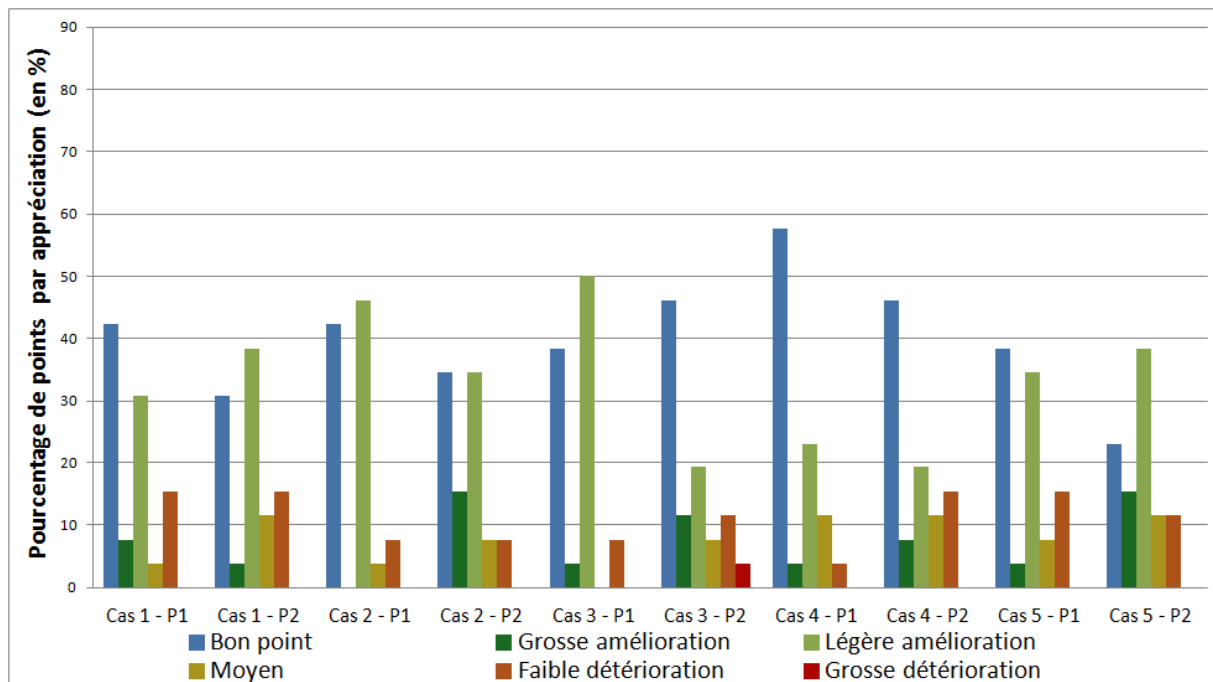
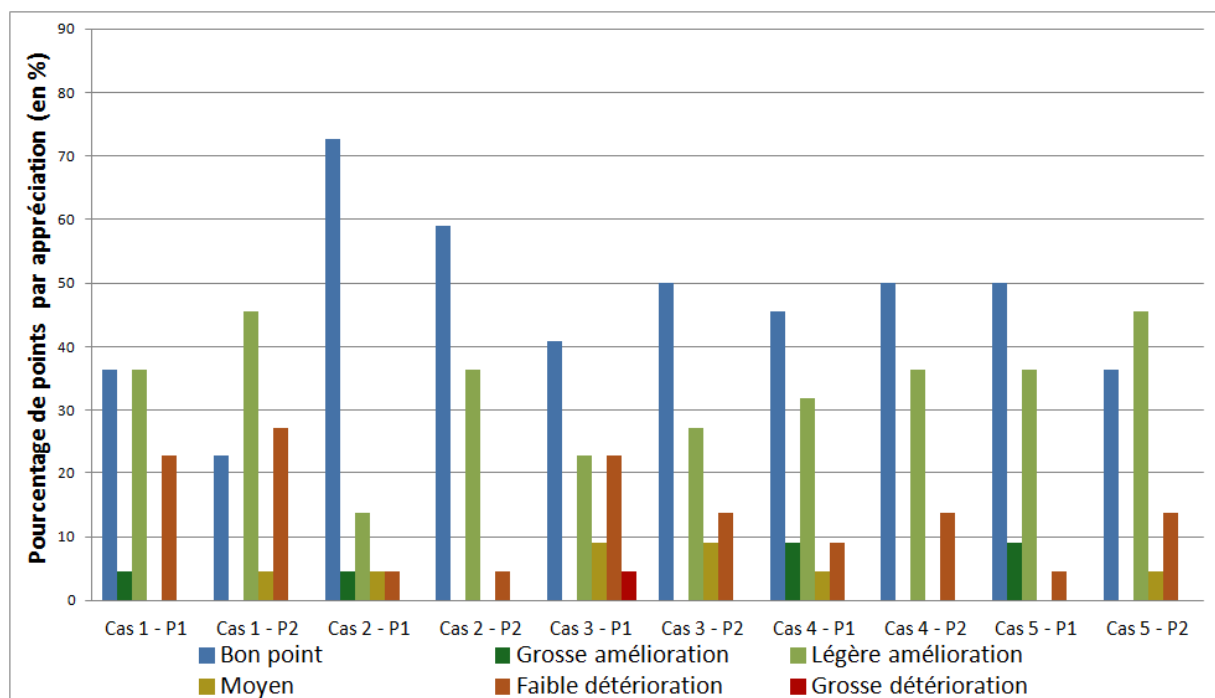


FIGURE 5.7: Exemple de détérioration d’un point “Interstice” 2D (b) en fonction d’un positionnement 3D (a) où le point 2D “part” du mauvais côté



(a)



(b)

FIGURE 5.8: Appréciation de la cohérence de l'évolution des points 2D après leur optimisation relativement au positionnement des points 3D homologues pour le maxillaire (a) et pour la mandibule (b)

5.3.2 Appréciation de l'optimisation de la position des points 3D

Un protocole identique à celui des points 2D a été appliqué à l'appréciation de l'optimisation de la position des points 3D. Les graphiques de la figure 5.9 et le tableau 5.6 correspondent à des optimisations où les points 3D peuvent se déplacer dans une portion du maillage correspondant aux $K^{ièmes}$ voisins du point d'origine.

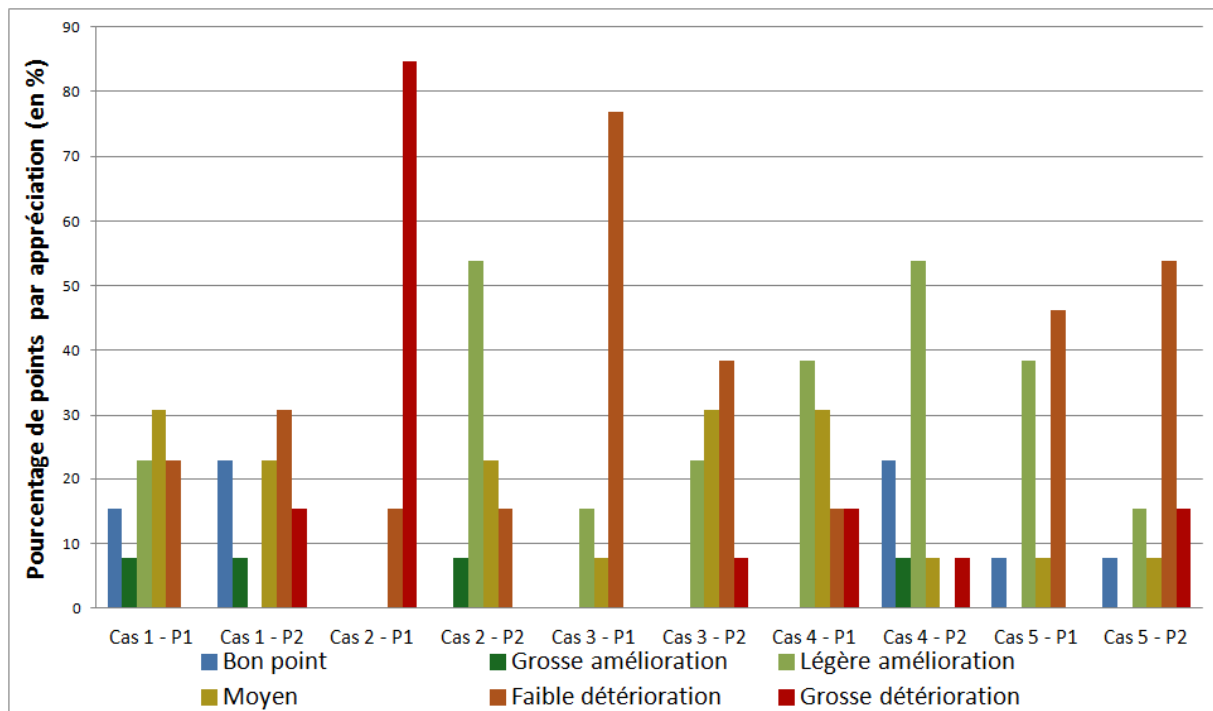
Le déplacement des points 3D se faisant selon deux directions de la surface de paramétrisation, il est plus difficile de juger de la cohérence d'un déplacement que dans le cas 2D précédent. C'est pourquoi, proportionnellement aux nombres de points totaux plus de points sont classés dans la catégorie **Moyen**. De même, les ajustements de points sont nettement moins probants. En effet, à l'exception de la paire 2 du cas 2, les détériorations sont égales ou supérieures aux améliorations. Les points se déplacent donc en minimisant les erreurs de reprojection sans véritablement améliorer la cohérence.

Le tableau 5.6 indique que les détériorations les plus importantes concernent les points "Milieux" et "Occlusaux". Dans le second cas, les situations les plus flagrantes de détériorations sont des cas où le point s'ajuste en se dirigeant vers la face légèrement interne non visible des dents. Les points "Milieux" qui se dégradent ont souvent tendance à migrer uniformément dans une même direction, sur la gencive (exemple pour la mandibule de l'image (a) de la figure 5.10).

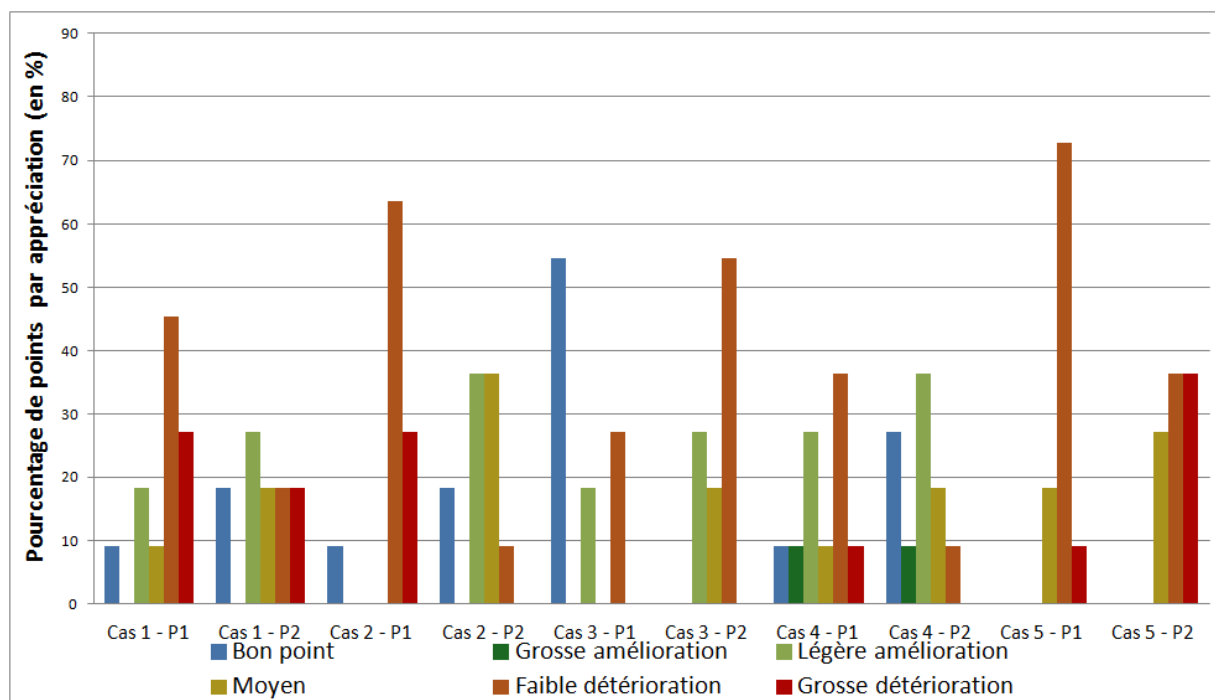
	Familles	Nombre de points	Bon point	Grosse amélioration	Légère amélioration	Moyen	Faible détérioration	Grosse détérioration
Max	I	50	14.0 %	0.0 %	36.0 %	22.0 %	18.0 %	10.0 %
	M	40	2.5 %	2.5 %	17.5 %	15.0 %	35.0 %	27.5 %
	O	40	5.0 %	7.5 %	22.5 %	12.5 %	45.0 %	7.5 %
Mand	I	54	18.5 %	0.0 %	13.0 %	22.2 %	31.5 %	14.8 %
	M	45	11.1 %	4.4 %	26.7 %	8.9 %	42.2 %	6.7 %

Tableau 5.6: Appréciation de la cohérence de l'évolution des points 3D après leur optimisation relativement au positionnement des points 2D selon leur type pour le maxillaire et pour la mandibule

Lorsque le déplacement des points est contraint à l'intérieur des zones de détection des points 3D, les erreurs de reprojection sont plus importantes mais ceci limite les déplacements aberrants ou trop incohérents (figure 5.10). Même si, potentiellement, ces contraintes peuvent empêcher les points de converger vers la solution optimale, elles semblent être un bon compromis en évitant les fortes détériorations tout en permettant de légers réajustements.

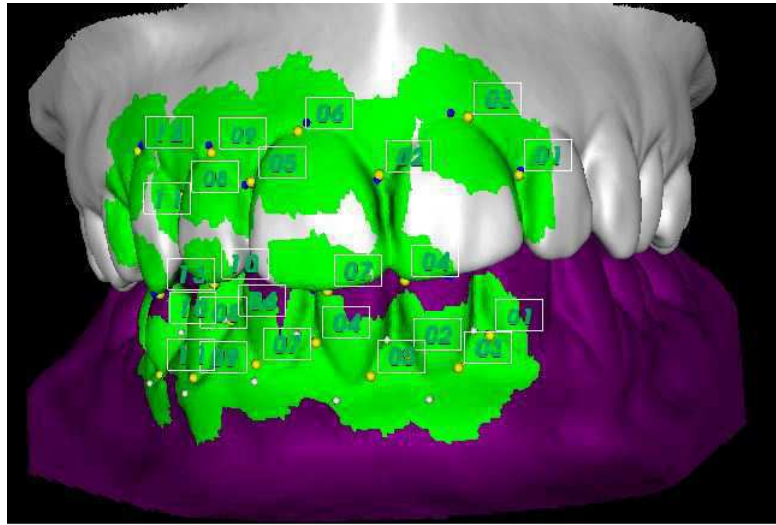


(a)

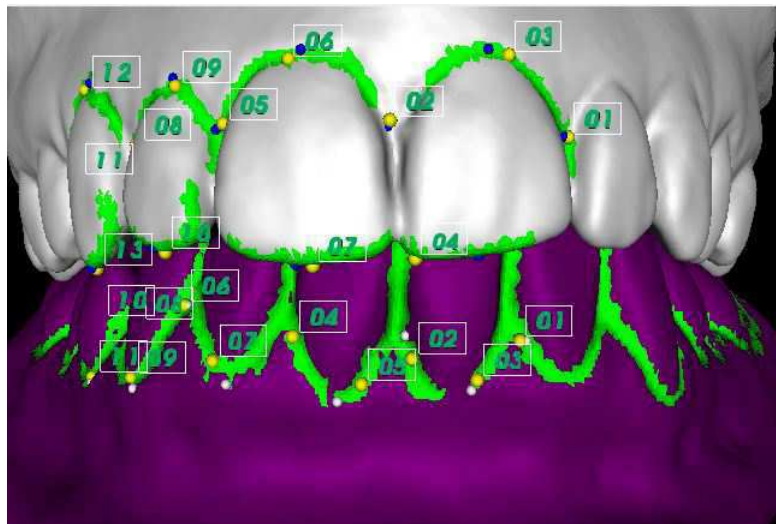


(b)

FIGURE 5.9: Appréciation de la cohérence de l'évolution des points 3D après leur optimisation relativement au positionnement des points 2D homologues pour le maxillaire (a) et pour la mandibule (b)



(a)



(b)

FIGURE 5.10: Limitations des placements aberrants par ajout de contraintes

5.3.3 Bilan sur l'optimisation des points 2D et 3D

Comme nous avons pu le voir, l'optimisation des points 2D semble améliorer le positionnement intuitif des points par rapport à leurs homologues 3D. A l'inverse, l'optimisation des points 3D dans un voisinage de la surface maillée amène plutôt de légères détériorations. Cependant, l'ajout de contraintes de déplacement dans des zones ciblées limitent ces détériorations, tout en favorisant de nombreux réajustements bénéfiques.

5.4 Evaluation de l'estimation des matrices de projection et du recalage des modèles dentaires

Cette section présente les résultats obtenus sur les cinq cas considérés pour la chaîne complète de recalage automatique (hormis l'étape de mise en correspondance). Plusieurs configurations sont évaluées concernant le nombre de vues considérées (2 ou 3), les méthodes d'optimisation des points 2D et/ou 3D, le positionnement initial des modèles dentaires.

Comme nous l'avons vu dans le chapitre 4, cinq approches configurations d'optimisation ont été implémentées :

- **2D** : optimisation des points 2D uniquement
- **3D** : optimisation des points 3D avec déplacement dans un voisinage large de la surface maillée ($K = 12$)
- **2D + 3D** : optimisation itérative des points 2D et 3D avec, pour ces derniers, déplacement dans un voisinage plus restreint ($K = 5$)
- **3D contraint** : optimisation des points 3D avec une contrainte de déplacement sur une zone ciblée (zone utilisée lors de la détection du point 3D)
- **2D + 3D contraint** : optimisation itérative des points 2D et 3D avec contrainte de déplacement sur une zone ciblée.

Plusieurs objectifs sont associés à ces tests :

- valider la chaîne de traitements sur des cas réels et avec une détection automatique des points singuliers.
- mesurer l'apport d'un recalage à partir de trois vues par rapport à un recalage à deux vues.
- comparer selon les méthodes d'optimisations envisagées.
- faire varier les conditions initiales (position initiale de la mandibule).

A l'exception de ce dernier test (section 5.4.3), le positionnement initial des modèles dentaires, avant recalage, est obtenu en appliquant une transformation rigide $T_{init}(X, Y, Z, \alpha, \beta, \gamma)$ à la pose de référence telle que $X = -5mm$, $Y = -24mm$, $Z = -11mm$ et $\alpha = -15^\circ$, $\beta = -6^\circ$, $\gamma = 6^\circ$. Cette transformation est identique à celle utilisée dans l'étude de faisabilité.

Notre objectif applicatif est d'obtenir des erreurs sur la position de la mandibule inférieures à 1 mm et des déviations angulaires inférieures à 1° selon les trois axes.

5.4.1 Résultats obtenus sans optimisation pour 2 ou 3 vues

Afin de tester l'apport d'une troisième vue, les recalages ont été effectués sans optimisation pour chacun des cinq cas étudiés selon trois combinaisons de vues. Pour chacun des cinq cas, trois processus de recalage ont été effectués selon la chaîne de traitement décrite dans cette thèse sans optimisation sur les points :

- en combinant la vue de face et la vue latérale droite (**Paire 1**)
- en combinant la vue de face et la vue latérale gauche (**Paire 2**)
- avec le **triplet** d'images disponibles.

Le tableau 5.7 indique les erreurs obtenues à l'issue des différents processus : les erreurs de translations selon le centre de gravité de la mandibule et les écarts angulaires selon les angles de Tait-Bryan. Nous avons ajouté la distance euclidienne qui résume au mieux la distance entre le centre de gravité du modèle recalé et celui du modèle de référence et l'écart angulaire maximal, représentés en figure 5.11. A titre indicatif, le nombre de collisions entre le modèle dans son positionnement de référence avec le maxillaire et ce même nombre lorsque la mandibule a été recalé par notre méthode est indiqué dans le tableau 5.7. On remarque que, dans la position de référence, le nombre de collisions n'est pas nulle. Toutefois, si une valeur de collisions nulle n'est pas toujours significative d'un important écartement une valeur trop importante de collisions traduit un chevauchement incompatible avec un positionnement réel.

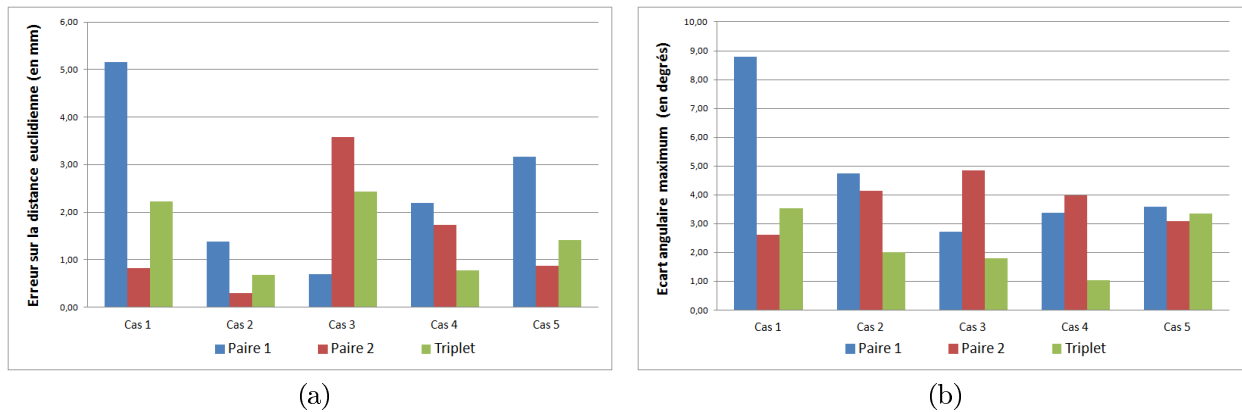


FIGURE 5.11: Comparatifs des erreurs de recalage à l'issue du processus pour les cinq cas en considérant deux ou trois vues : erreurs sur la distance du centre de gravité (en mm) et écarts angulaires maximums (en degrés)

Erreur de recalage	Tx	Ty	Tz	Distance	α	β	γ	Ecart Angulaire Maximum	Collisions
Cas 1									276
Paire 1	-0.70	-4.76	-1.85	5.16	-8.80	-2.21	-4.21	8.80	30
Paire 2	-0.45	0.67	-0.14	0.82	2.47	-2.51	-2.60	2.60	1237
Triplet	-0.17	-2.01	-0.92	2.22	-3.53	-2.17	0.16	3.53	142
Cas 2									811
Paire 1	0.87	0.87	-0.63	1.38	4.74	-1.78	2.63	4.74	1734
Paire 2	0.03	0.26	0.12	0.29	4.14	-2.01	-1.38	4.14	1209
Triplet	-0.06	-0.54	-0.40	0.68	2.01	-0.61	-0.14	2.01	137
Cas 3									603
Paire 1	0.29	-0.42	-0.46	0.69	1.05	-2.60	2.71	2.71	1005
Paire 2	0.21	-3.55	-0.32	3.57	-4.84	1.31	2.42	4.84	0
Triplet	-0.83	-2.23	0.52	2.43	-1.79	1.13	0.34	1.79	0
Cas 4									364
Paire 1	1.27	0.54	1.69	2.19	3.38	0.77	2.67	3.38	1247
Paire 2	-0.39	1.20	1.18	1.73	3.98	-2.75	-2.90	3.98	1593
Triplet	0.12	-0.74	0.18	0.77	0.84	-1.05	0.54	1.05	9
Cas 5									362
Paire 1	3.00	0.43	0.93	3.17	3.58	-2.79	0.57	3.58	0
Paire 2	0.13	-0.43	0.75	0.87	0.86	-3.09	-2.16	3.09	0
Triplet	1.31	-0.54	0.08	1.42	-0.10	-3.36	-0.92	3.36	0

Tableau 5.7: Erreurs de recalage à l'issue du recalage sans optimisation pour les cinq cas en considérant deux ou trois vues : erreurs sur le centre de gravité (en mm) et sur les angles (en degrés)

Bien que n'atteignant pas tout à fait les exigences voulues en termes de précision pour tous les cas, on peut constater que les résultats obtenus sont assez réalistes : les écarts sur la translation sont souvent inférieurs à 1.5 mm et les erreurs sur les angles entre 0.1 et 3°. Le cas 4 est une bonne illustration de cela avec une distance euclidienne de 0.77 mm et un écart angulaire maximal de 1.05 ° dans le cas du triplet d'images. Le cas 2 montre lui aussi des erreurs d'angles en moyenne assez faibles pour une erreur sur la position de 0.68 mm dans le cas du triplet.

Il peut sembler difficile de désigner quelle combinaison donne les meilleurs résultats mais le triplet d'images est en fait le plus stable et robuste. Il offre un bon compromis et généralement de bon résultats en limitant le risque d'erreurs importantes possibles sur une paire. Nous garderons donc cette approche dans la suite de notre étude.

5.4.2 Comparaison des méthodes d'optimisation pour un triplet d'images

L'ajout d'une étape d'optimisation des points traités après une première estimation de la matrice de projection vise à améliorer la phase de recalage. Les résultats présentés dans le tableau 5.8 portent sur les cinq méthodes d'optimisation testées : **2D**, **3D**, **2D + 3D**, **3D contraint**, **2D + 3D contraint**. Pour chaque cas, nous avons utilisé des triplets d'images. Ce tableau indique les erreurs sur le centre de gravité et les déviations angulaires entre le positionnement obtenu à l'issue du processus de mise en occlusion et celui de référence. Ce tableau contient aussi, à titre indicatif, le nombre de collisions entre les deux arcades. Il peut être intéressant de comparer la valeur obtenue à l'issue d'un recalage avec celle en position de référence. Un écart trop important, en particulier si le nombre de collisions est nettement supérieur à celui de référence, est significatif d'un chevauchement trop important entre les deux arcades, position physiquement non réalisable. A l'inverse, une absence de collision, ne traduit pas forcément un positionnement parfait : les arcades peuvent être alignées mais avec seulement une translation selon l'axe Y un peu trop importante. Un possible réajustement sera alors plus simple à effectuer.

Les valeurs minimales des erreurs pour chaque cas sont indiquées en gras.

Comme on peut le constater, il est difficile d'obtenir une amélioration cohérente sur les six paramètres de recalage. L'optimisation n'apporte pas toujours une amélioration significative et la méthode offrant le meilleur résultat varie selon les cas.

En effet, les erreurs obtenues à l'issue du recalage sans optimisation des points peuvent être déjà relativement faibles comme pour le cas 4. Visuellement (figure 5.13), les résultats obtenus sont globalement assez cohérents avec un positionnement réel. Les cas 2, 4 et 5 sont plutôt de bonne qualité ; les cas 1 et 3 sont un peu moins ajustés (forte angulation selon un axe donné ou écart important sur le centre de gravité). Au final, il est possible d'ajuster la mandibule avec un écart souvent inférieur à 1 mm et 2°.

Le diagramme de la figure 5.12 comptabilise pour chacune des approches d'optimisation, le nombre de fois où celle-ci obtient la meilleure précision selon les huit critères d'évaluation utilisés : les trois erreurs sur la position du centre de gravité, les trois écarts angulaires selon les angles de Tait-Bryan, la distance euclidienne et l'écart angulaire maximum. On y constate que la méthode d'optimisation **3D contrainte** par les zones de détection des points 3D obtient globalement les meilleurs résultats de recalage.

Optimisation	Tx	Tz	Ty	Distance	α	γ	β	Ecart Angulaire Maximum	Collisions
Cas 1									276
Sans optimisation	-0.17	-0.92	-2.01	2.22	-3.53	0.16	-2.17	3.53	142
2D	-0.77	-0.87	-1.69	2.06	-2.78	1.43	0.11	2.78	165
3D	0.29	-0.93	0.27	1.01	0.85	1.84	0.15	1.84	1428
2D + 3D	-0.65	-0.94	-0.85	1.43	-1.89	-0.11	0.99	1.89	377
3D Contraint	-0.36	-0.54	-1.71	1.83	-2.71	-0.29	-0.48	2.71	25
2D + 3D Contraint	-1.00	-1.32	-1.89	2.52	-3.64	0.82	0.92	3.64	251
Cas 2									811
Sans optimisation	-0.06	-0.40	-0.54	0.68	2.01	-0.14	-0.61	2.01	137
2D	-0.23	-0.57	-1.07	1.24	0.09	0.57	0.16	0.57	0
3D	-0.25	0.96	-0.40	1.07	1.00	1.01	0.82	1.01	418
2D + 3D	0.20	-0.56	-0.61	0.85	0.19	0.26	0.18	0.26	163
3D Contraint	0.03	-0.15	-0.09	0.18	2.76	0.23	1.40	2.76	763
2D + 3D Contraint	-0.10	-0.41	-2.52	2.56	2.85	2.17	0.07	2.85	0
Cas 3									603
Sans optimisation	-0.83	0.52	-2.23	2.43	-1.79	0.34	1.13	1.79	0
2D	-0.33	0.63	-2.09	2.21	-1.62	-0.21	-1.61	1.62	0
3D	1.18	0.58	-0.62	1.45	0.02	0.57	-3.10	3.10	273
2D + 3D	-0.86	0.64	-1.65	1.97	-0.61	-1.53	-2.36	2.36	0
3D Contraint	0.07	0.07	-2.23	2.23	-2.26	-0.31	-1.12	2.26	0
2D + 3D Contraint	0.53	0.32	-2.15	2.24	-2.02	-0.13	-3.49	3.49	0
Cas 4									364
Sans optimisation	0.12	0.18	-0.74	0.77	0.84	0.54	-1.05	1.05	9
2D	0.40	0.29	-0.48	0.69	0.88	-0.14	-2.15	2.15	42
3D	0.68	0.04	1.12	1.31	2.78	-1.15	-2.39	2.78	2389
2D + 3D	1.14	-0.17	0.46	1.24	1.10	-0.86	-3.47	3.47	1538
3D Contraint	-0.02	0.60	-0.43	0.74	0.82	0.04	-1.04	1.04	0
2D + 3D Contraint	0.46	0.13	-0.40	0.62	0.73	-0.18	-2.07	2.07	197
Cas 5									362
Sans optimisation	1.31	0.08	-0.54	1.42	-0.10	-0.92	-3.36	3.36	93
2D	1.85	-0.10	-0.79	2.02	-0.27	-0.74	-5.40	5.40	156
3D	0.68	1.01	2.60	2.87	6.32	0.61	-0.62	6.32	2072
2D + 3D	1.69	0.45	0.42	1.80	2.29	-2.11	-5.32	5.32	631
3D Contraint	-0.14	0.50	0.03	0.52	1.24	-1.40	-1.16	1.40	202
2D + 3D Contraint	1.68	0.22	-0.58	1.79	1.09	-1.40	-5.24	5.24	118

Tableau 5.8: Erreurs de recalage (position du centre de gravité en mm et déviation angulaire en degrés) et collisions pour les cinq cas selon les cinq méthodes d'optimisation

Le tableau 5.9 illustre l'apport global sur le recalage, sur les cinq cas considérés, de cette approche d'optimisation par rapport à un processus sans optimisation de la position des points : pour chacun des huit critères, on y présente la différence des valeurs absolues des erreurs : $\Delta Err = \|Err_{optimisation3Dcontraint}\| - \|Err_{sansoptimisation}\|$. Donc si $\Delta Err < 0$ alors l'optimisation des points 3D améliore la qualité de la mise en occlusion.

L'apport sur la position du centre de gravité est indéniable avec une amélioration moyenne de 0.40 mm sur la distance euclidienne. L'écart angulaire diminue aussi avec l'optimisation, de manière un peu moins significative, avec une différence sur l'écart angulaire maximum de 0.31°.

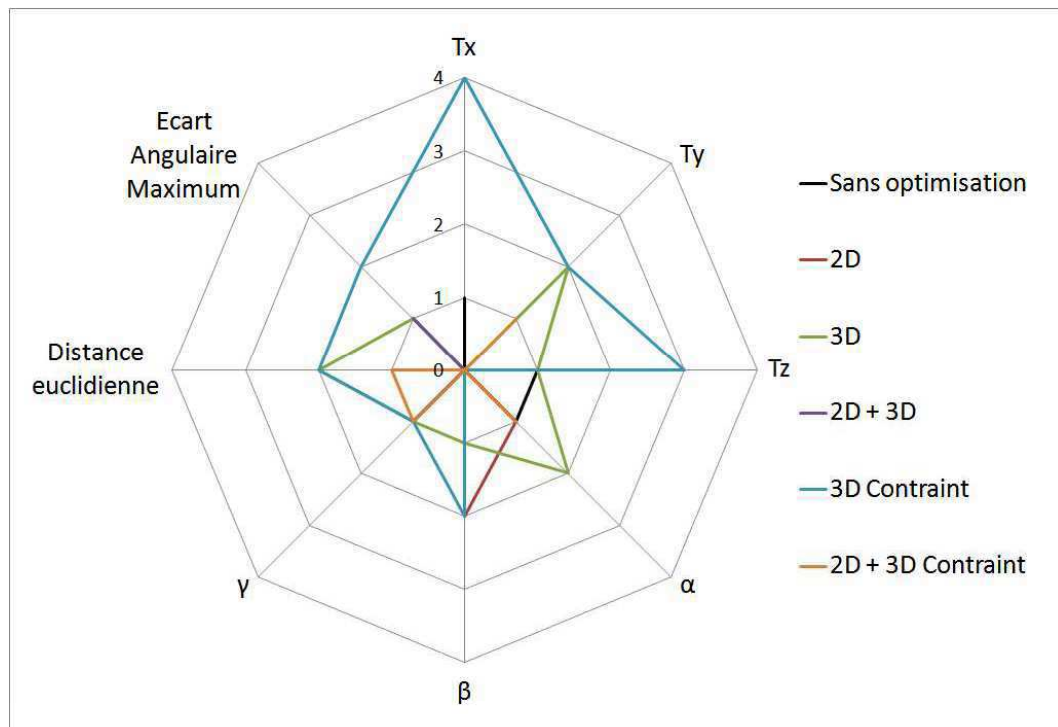


FIGURE 5.12: Nombre de fois où chaque méthode possède l'erreur la plus faible sur les cinq cas selon les critères considérés

	ΔT_x	ΔT_y	ΔT_z	$\Delta \text{Distance}$	$\Delta \alpha$	$\Delta \beta$	$\Delta \gamma$	$\Delta \text{Ecart Angulaire Maximum}$
Cas 1	0.19	-0.30	-0.39	-0.39	-0.82	0.13	-1.70	-0.82
Cas 2	-0.03	0.75	-0.45	-0.49	0.75	0.08	0.78	0.75
Cas 3	-0.76	0.47	0.00	-0.20	0.47	-0.03	-0.01	0.47
Cas 4	-0.10	-0.01	-0.31	-0.04	-0.01	-0.50	-0.01	-0.01
Cas 5	-1.17	-1.95	-0.51	-0.90	1.14	0.49	-2.20	-1.95
Moyenne	-0.37	-0.21	-0.33	-0.40	0.31	0.03	-0.63	-0.31

Tableau 5.9: Différences des erreurs obtenues sans optimisation et avec optimisation 3D contraint (en mm et en degrés). Les valeurs négatives indiquent une amélioration.

On peut conclure que si les recalages obtenus sans optimisation donnent déjà de bons résultats sur les cinq cas considérés, une optimisation de la position des points améliore légèrement la mise en occlusion; la méthode **3D contraint** apparaissant comme la plus pertinente (figure 5.13).

Ces tendances mériteraient toutefois d'être confirmées sur un plus grand nombre de cas réels.

5.4.3 Influence de l'initialisation sur le recalage

Jusqu'à présent, les tests ont été effectués pour un même positionnement initial. Nous nous proposons ici d'observer l'impact de ce positionnement initial sur le recalage final.

Ici, quatre positionnements initiaux sont comparés. A chaque fois, nous appliquons une transformation rigide $T(T_x, T_y, T_z, T_\alpha, T_\beta, T_\gamma)$ (trois translations et trois rotations) sur le positionnement initial :

- T1 : $T_x = -5mm$, $T_y = -24mm$, $T_z = -11mm$, $T_\alpha = -15^\circ$, $T_\beta = -6^\circ$, $T_\gamma = 6^\circ$ comme lors de l'étude de faisabilité et des résultats présentés dans les sections précédentes.
- T2 : $T_x = -1mm$, $T_y = -22mm$, $T_z = 9mm$, $T_\alpha = 10^\circ$, $T_\beta = 5^\circ$, $T_\gamma = 3^\circ$.
- T3 : $T_x = 2mm$, $T_y = -25mm$, $T_z = 12mm$, $T_\alpha = 5^\circ$, $T_\beta = -1^\circ$, $T_\gamma = -7^\circ$.
- T4 : $T_x = 0mm$, $T_y = 0mm$, $T_z = 0mm$, $T_\alpha = 0^\circ$, $T_\beta = 0$, $T_\gamma = 0^\circ$; cette transformation correspond donc au positionnement de référence.

Les tests ont été effectués sans optimisation.

Comme l'illustre le tableau 5.10 pour le cas 2, le positionnement initial de la mandibule par rapport au maxillaire n'a que très peu d'impact sur le résultat final du recalage. Les écart-types entre les différentes erreurs pour les quatre positionnements initiaux sont égaux ou inférieurs à 10^{-5} .

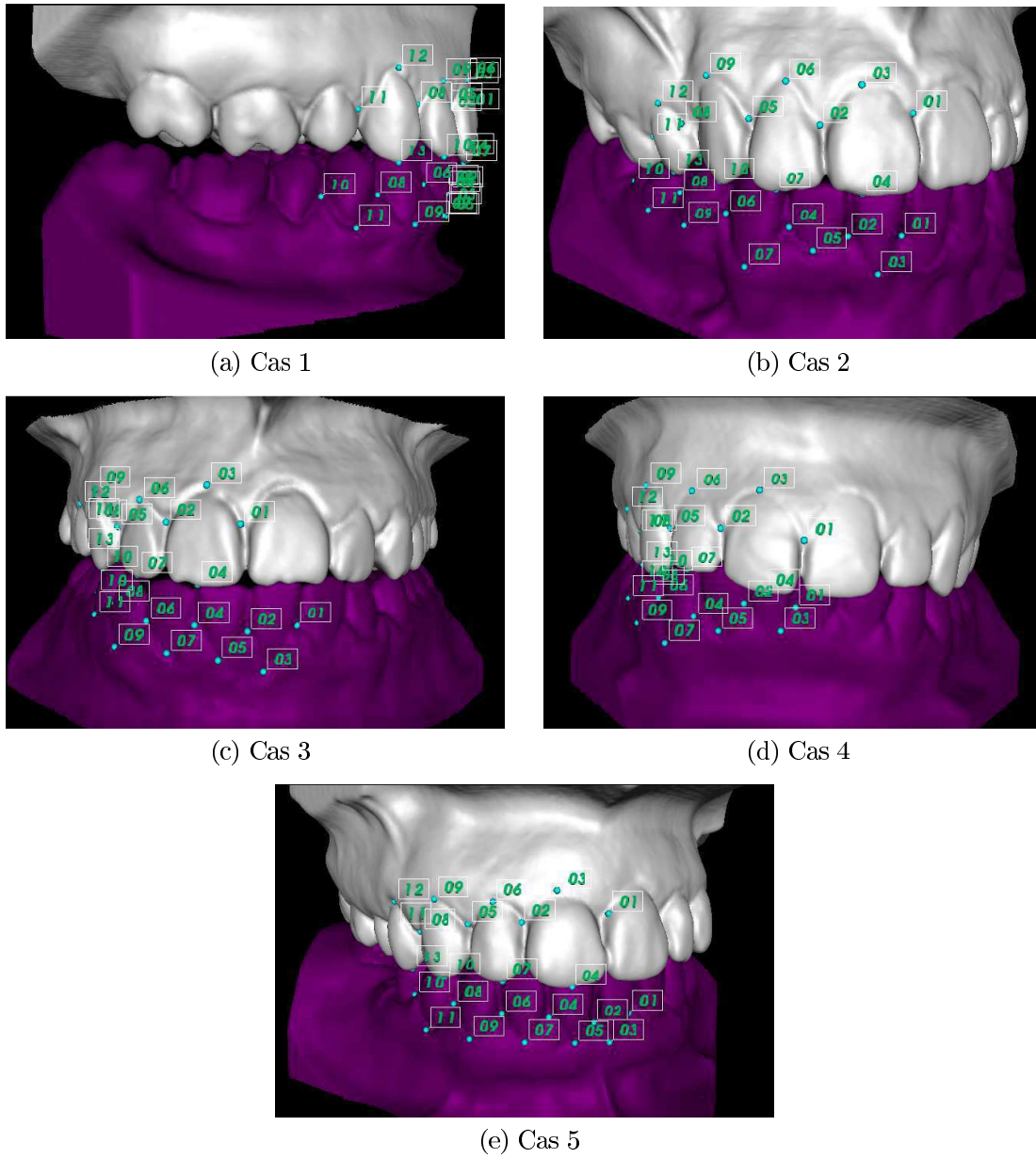
	Tx	Ty	Tz	α	β	γ
T1	-0.0635299	-0.542185	-0.400213	2.01213	-0.612317	-0.142814
T2	-0.063535	-0.542191	-0.400213	2.01211	-0.612306	-0.142819
T3	-0.0635326	-0.54219	-0.400214	2.01211	-0.612311	-0.142817
T4	-0.063532	-0.542193	-0.400214	2.01211	-0.612313	-0.142819
Ecart-Type	2.10E-06	3.40E-06	5.77E-07	1.00E-05	4.57E-06	2.36E-06

Tableau 5.10: Erreurs sur la position (en mm) et sur les angles (en degrés) après recalage sans optimisation par rapport au positionnement de référence pour le cas 2 selon quatre initialisations différentes

5.5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons pu vérifier et valider le bon fonctionnement de la chaîne de traitement.

Des appréciations sur la qualité des détections des points 2D et 3D, nous ont permis de valider nos approches d'extraction utilisant les couleurs et gradients de l'image ainsi que les informations sur la courbure, les normales et la position des points pour les modèles 3D.

FIGURE 5.13: Recalage des cinq cas avec une optimisation 3D **contraint**

Dans une seconde section, nous avons évalué la qualité des étapes d’optimisation de la position des points 2D ou 3D. L’optimisation des points 2D sur les contours définis semble a priori cohérente avec le positionnement des points 3D par la minimisation des erreurs quadratiques de reprojection. Cependant, les points 3D se déplacent parfois de manière moins cohérentes sur la surface maillée : des améliorations et de petits réajustements existent. Néanmoins certains points, en particulier les points “Milieux”, peuvent “dériver” dans une zone située sur les gencives, par exemple. Ceci justifie l’utilisation de contraintes plus fortes sur le déplacement des points 3D utilisant les zones ciblées comme surface de déplacement, pour éviter les fortes dérivations.

La dernière série de tests évalue l’approche globale en termes d’erreurs sur la mise en occlusion finale obtenues par recalage automatique vis-à-vis de la référence.

Elle a souligné l’intérêt de considérer un triplet d’images plutôt qu’une paire. Si certaines paires obtiennent parfois de meilleurs résultats, spécialement par rapport à la position du centre de gravité, l’utilisation des trois vues à disposition rend le procédé plus robuste et améliore la précision de l’estimation de l’orientation des modèles.

Ensuite, nous avons évalué l’impact des optimisations sur les points 2D et/ou 3D sur le résultat final de mise en occlusion. Si globalement, il est possible de trouver une ou plusieurs méthodes améliorant la précision des recalages obtenus sans optimisation de points, ces améliorations ne sont pas toujours significatives. D’une part, les résultats peuvent déjà s’avérer de bonne qualité sans optimisation de la position des points, comme dans le cas 4. Ceci illustre la bonne efficacité de notre méthode de détection de points homologues entre les images et les modèles dentaires. D’autre part, il est délicat de trancher sur quelle méthode d’optimisation permet d’obtenir les meilleurs résultats au regard d’un nombre limité de cas. En théorie, les différentes méthodes devraient pouvoir optimiser la position des points de manière à les rendre plus cohérentes, entre les espaces 2D et 3D. Le processus d’optimisation des points 3D incluant une contrainte de déplacement sur l’ensemble de triangles semble néanmoins offrir les meilleurs résultats globalement. En particulier, sur la position du centre de gravité, cette approche améliore la précision de la mise en occlusion par rapport au cas sans optimisation de points.

Finalement, dans une dernière étude, nous avons montré que le positionnement initial des arcades n’avait pas d’influence sur le recalage final.

Les résultats obtenus sur des données réelles valident donc l’approche de recalage visuel malgré le peu de points utilisés. Cependant, la précision de la mise en occlusion reste légèrement en-dessous de nos exigences (erreurs sur la position légèrement supérieures à 1 mm et sur les angles à 1 degré). Cependant, l’imperfection de nos positionnements de référence nous permet de relativiser certains écarts numériques qui ne se retrouvent pas visuellement de manière aussi marquée. En effet, nos vérités terrains bien que de bonne qualité possèdent elles-mêmes certaines imprécisions et une marge d’erreur reste donc présente sur l’évaluation numérique.

Conclusion et perspectives

Le projet de cette thèse est né du partenariat de l'entreprise XtremViz avec le laboratoire d'orthodontie Ortho-Concept. Les applications numériques sont en plein essor dans ce domaine médical avec, notamment, l'arrivée de solutions d'aide au diagnostic ou de planification de traitement. Ces outils permettent de manipuler des arcades dentaires virtuelles obtenues par la numérisation des modèles en plâtre encore utilisés en routine dans les cabinets. L'étape qui consiste à mettre en occlusion les deux arcades dentaires 3D comme elles se positionnent réellement sur les photos "en bouche" du patient, est actuellement manuelle ; d'où l'idée de développer une chaîne de recalage automatique des modèles dentaires numériques. Cette problématique n'est encore que très rarement traitée et les quelques travaux abordant le sujet n'utilisent pas de référence simple ou peu coûteuse pour effectuer ce recalage. Nous avons donc proposé une approche originale de recalage visuel guidé par les photos "en bouche", classiquement utilisées par les orthodontistes, pour mettre en occlusion les deux arcades dentaires.

Bilan

Nous synthétiserons ici les principaux axes de notre travail ainsi que les contributions associées.

Détection automatique de points singuliers homologues sur les images et les modèles 3D

Notre approche de mise en occlusion des modèles dentaires propose de guider ce processus grâce à l'utilisation des images de la mâchoire du patient. L'approche choisie s'appuie sur la mise en correspondance de points singuliers. Nos données étant de natures différentes, images couleur et modèles surfaciques, nous avons exploité le contexte de notre application pour choisir un ensemble de points caractéristiques détectables sur les deux arcades : les points "Interstices" et "Milieux" positionnés sur le collet des dents et les points "Occlusaux" sur la surface occlusale. Nous avons développé des algorithmes spécifiques pour extraire des zones d'intérêt associées au collet ou à la surface occlusale. Ils sont basés sur un seuillage d'histogramme et la détection de contour pour les images et sur une étude de la courbure et de la visibilité pour les modèles 3D. A partir de ces zones de recherche, les trois familles de points peuvent être extraites et associées à chaque dent des deux arcades. Malgré certaines difficultés dues aux zones de surexposition dans les images, la détection des points singuliers est globalement de bonne qualité sur les deux types de données (images et modèles) comme

le montre l'évaluation de la section 5.2. Si certaines limitations peuvent apparaître pour de rares dentitions difficiles, notre objectif étant de proposer une méthode fonctionnant sur la plupart des cas, il n'est pas à exclure une aide manuelle le cas échéant. Nous avons aussi proposé une approche simple de mise en correspondance des points homologues entre les différentes images.

Mise en place d'un processus de recalage visuel adapté à l'orthodontie

Le cœur de ce travail de thèse consiste à mettre en place la chaîne de traitement de mise en occlusion automatique des modèles à partir des correspondances 2D/3D entre les images et les arcades numériques. Après une estimation de la matrice de projection, un processus de recalage, minimisant les erreurs de reprojection entre les points 3D projetés et leurs homologues dans les images, estime une transformation rigide T , afin que la mandibule se positionne dans une configuration conforme à celle observée sur les images, vis-à-vis du maxillaire. Cette approche a été validée par une étude de faisabilité pour laquelle la sélection des points et la mise en correspondance étaient manuelles. Nous avons pu y constater l'importance de connaître les paramètres intrinsèques de l'appareil photographique, d'utiliser plusieurs vues ainsi que l'impact du bruit et des imprécisions de la détection des points sur des jeux de données virtuelles et réelles. Le recalage final est plutôt réaliste ; les erreurs, par rapport au positionnement de référence, sont proches de nos exigences de précisions (0.68 mm d'erreur maximum sur la position du centre de gravité et une erreur maximale de 1.26° pour l'un des angles traduisant la déviation angulaire). Dans le chapitre 5, nous avons pu confirmer, sur une base de données réelles plus importante, une plus forte robustesse et une amélioration globale du recalage en utilisant les trois photos fournies par l'orthodontiste plutôt que deux. Lors de cette étude, nous avons pu évaluer la qualité des points détectés automatiquement, et leur impact sur le recalage. Comme pour l'étude de faisabilité, les résultats obtenus sont cohérents et globalement proches de la réalité, cependant ici, nous obtenons des erreurs légèrement supérieures à nos objectifs (2.43 mm et 3.53° au maximum).

Optimisation de la position des points singuliers 2D et/ou 3D

L'optimisation des positions homologues des points 2D et points 3D est une des pistes explorées pour améliorer la précision du recalage. Compte tenu du faible nombre d'équations (lié au nombre de points), le déplacement des points doit être contraint pour limiter les degrés de liberté. La méthode proposée déplace les points selon un contour (pour les images) ou une surface (pour les modèles 3D) en minimisant les erreurs de reprojection. Si les points "Interstices" et "Milieux" se déplacent le long du contour "collet" déjà extrait, une méthode spécifique d'extraction guidée a été mise en place pour déplacer les points "Occlusaux". Elle permet, dans de nombreux cas, de détecter avec une bonne précision les contours occlusaux du maxillaire. Pour les points 3D, une portion du maillage définit la surface de déplacement. Les améliorations de positionnement des points 2D en fonction de leurs homologues sur le maillage ont pu être constatées dans la section 5.3. Pour le cas 3D, il a fallu ajouter une contrainte limitant les déplacements pour éviter les dérives trop importantes. La section 5.4 a présenté une évaluation de l'apport de ces étapes d'optimisation dans la chaîne de traitement complète. Plusieurs stratégies ont été testées en déplaçant soit les points 2D, soit les

points 3D ou les deux de façon alternée. L'approche d'optimisation des points 3D la plus contrainte semble obtenir globalement les meilleurs résultats sur les cinq cas réels utilisés pour ces tests.

Au final, ce travail propose une solution adéquate pour remplacer l'opération manuelle de mise en occlusion des arcades dentaires. Les traitements numériques proposés ont tiré parti des connaissances a priori sur la scène pour dépasser les difficultés liées à la combinaison de données hétérogènes. La chaîne implémentée permet un recalage automatique des deux arcades guidé par les photos "en bouche" assez réaliste. La précision obtenue peut sans doute encore être améliorée, mais l'essentiel est d'avoir validé cette approche par des résultats cohérents avec la référence. La seule étape restant à intégrer est la mise en correspondance automatique qui peut se résoudre facilement par les contraintes d'ordonnancement des dents et ne devrait pas modifier les résultats présentés dans le chapitre 5.

Perspectives

Dans le processus proposé et testé, certaines étapes restent incomplètes ou demeurent perfectibles avant d'intégrer notre solution dans un outil d'aide à la planification des soins en orthodontie. Nous allons exposer quelques pistes d'améliorations pour notre chaîne de traitement.

Mise en correspondance automatique

L'approche automatique de mise en correspondance des points singuliers entre les différentes vues de la bouche du patient décrite au chapitre 3 donne des résultats probants sur l'ensemble des photos, y compris sur des cas difficiles. Même si elle doit encore être intégrée à la chaîne de traitement, elle ne changera pas les résultats obtenus lors des tests de précision globale du recalage réalisés avec une mise en correspondance manuelle. La mise en correspondance des points homologues 2D/3D entre images et modèles surfaciques des arcades s'avère quant à elle plus délicate du fait du plus grand nombre de points candidats issus de la phase de détection sur les modèles 3D. Cependant, la combinatoire du problème reste faible : les points sont triés en trois familles et l'ordonnancement des dents est une contrainte forte. Plusieurs approches peuvent être envisagées pour réaliser cette mise en correspondance automatique : comme une recherche du point candidat le plus proche de la position 3D obtenue par triangulation des projections homologues sur les différentes vues (utilisant deux ou trois photos "en bouche"), ou encore *softassign* [Gold, 1998].

Base de données

Des tests sur une plus grande base de données permettraient de confirmer nos résultats et d'extraire des tendances plus marquées. La mise au point de la chaîne de traitements et les ressources informatiques à notre disposition nous ont conduits à travailler sur des images sous échantillonnées pour un gain de temps de développement évident et une implémentation machine plus aisée. Les images exploitées sont donc de faible résolution (1300 X 867) en

comparaison de celles offertes par les appareils photos numériques actuels. Nous avons donc là une marge de progression importante sur la précision de mesure dans les “photos en bouche”. Il serait aussi intéressant de travailler avec les experts orthodontistes à une meilleure définition de la position de référence. Pour accéder à une référence objective, un bon moyen existant est la radiographie mais elle est fortement invasive et les cabinets ne disposent pas forcément de ces moyens. Les écarts de translation et d’angles utilisés pour évaluer le recalage restent des critères imparfaits pour qualifier le bon engrènement de deux structures aussi complexes que des arcades dentaires. D’autres critères mériteraient d’être explorés comme la mesure du volume inter-arcades, ou l’étude des collisions.

Prise en compte des collisions

Une des pistes les plus évidentes pour améliorer notre recalage final est la prise en compte des collisions durant le processus de mise en occlusion. A l’issue du recalage, notre objectif est d’avoir un maximum de contacts entre les deux arcades avec un minimum de chevauchement. Dans le cas de modèles initialement non alignés, la formulation du problème semble plutôt complexe. Cependant, à partir d’une première estimation de positionnement, l’approche proposée par Xia [Xia, 2010] semble efficace. Cette solution sous-entend la détection préalable des points de contacts entre les deux arcades. L’ajout de cette contrainte pourrait être une grande source d’amélioration avec la prise en compte conjointe des propriétés de contacts et du positionnement réel guidé par les images. Une autre possibilité est l’intégration d’un modèle physique simulant les collisions et les efforts entre les deux arcades dentaires durant le processus de recalage.

Amélioration du modèle de recalage

La prise en compte des distorsions dans le modèle de projection pourrait apporter un gain dans la précision des ajustements de faisceaux 2D/3D. Cependant, les caractéristiques techniques et les données d’étalonnage des appareils photos resteront difficilement accessibles chez une grande majorité des clients utilisateurs de l’outil de XtremViz.

Notre approche de recalage visuel s’appuie sur un ensemble de points singuliers. L’utilisation de primitives plus complexes comme le rapprochement de courbes ou de contours 2D/3D est une piste très intéressante. On pourra aussi s’inspirer de travaux récents comme Fabbri [Fabbri, 2012] ou des approches utilisant des fonctions de dissimilarité de silhouettes ou de contours comme pour le suivi de gestes par exemple [Ben Hania, 2010] à l’issue d’une première estimation de pose.

Annexe A

Base de données

Cette annexe présente la base de données utilisée lors de notre travail. Dans une première section figure les données utilisées lors des différents tests de recalage, de traitements sur les images et modèles. Chaque cas se compose de deux à trois images et de deux modèles dentaires surfaciques recalés. La section suivante présente un échantillon d'autres images utilisées pour les tests d'extraction de contour de mise en correspondance, avec notamment quelques cas "difficiles".

Excepté pour l'étude de faisabilité où les images ont été obtenues par nos propres moyens en laboratoire, les photos "en bouche" sont issues de cabinets d'orthodontie, obtenues au cours du diagnostic. Pour l'étude de faisabilité, l'appareil photo numérique utilisé est un Canon EOS 350D, d'une résolution de 8 mégapixels avec un objectif macro de 60 mm. Pour les données de la section A.1.2, elles sont issues d'un Nikon D90 muni d'un objectif 60 mm pour une résolution de 3 mégapixels. Les images présentées en section A.2 proviennent d'un Olympus C4100Z d'une résolution de 5 mégapixels. Les images ont été ré-échantillonnées à une résolution inférieure : 1300×867 pixels.

Les modèles dentaires associés ont été obtenus par numérisation via un scanner médical Siemens SOMATOM Definition Flash. Leur surface a ensuite été extraite par une succession de traitements numériques comme le seuillage binaire sur les volumes issus des coupes, les niveaux de gris traduisant la densité des tissus traversés; suivi d'un processus d'extraction de surface et de décimation.

A.1 Données pour la chaîne de traitement complète de recalage

A.1.1 Données pour l'étude de faisabilité

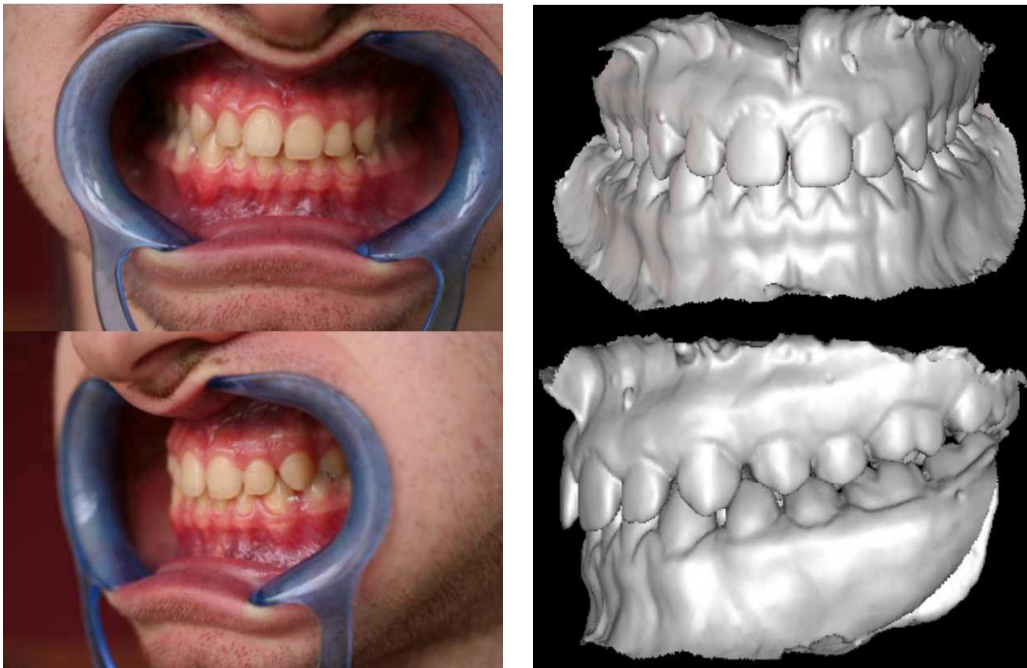


FIGURE A.1: Données utilisées lors de l'étude de faisabilité : images “réelles” (à gauche) et virtuelles (à droite)

A.1.2 Données pour les tests sur la chaîne quasi-complète



FIGURE A.2: Cas 1

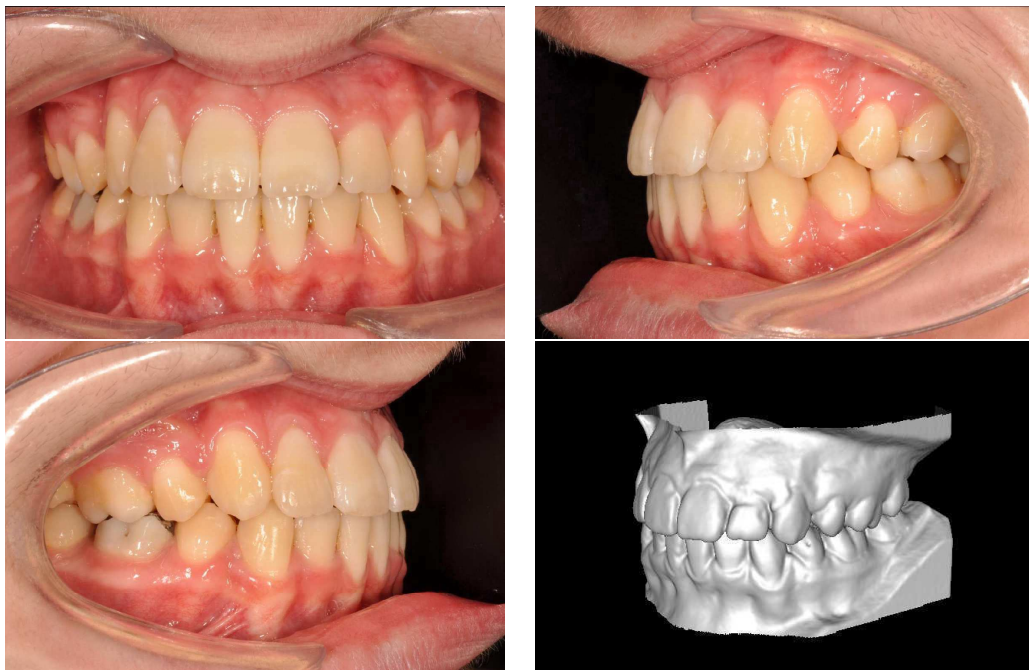


FIGURE A.3: Cas 2

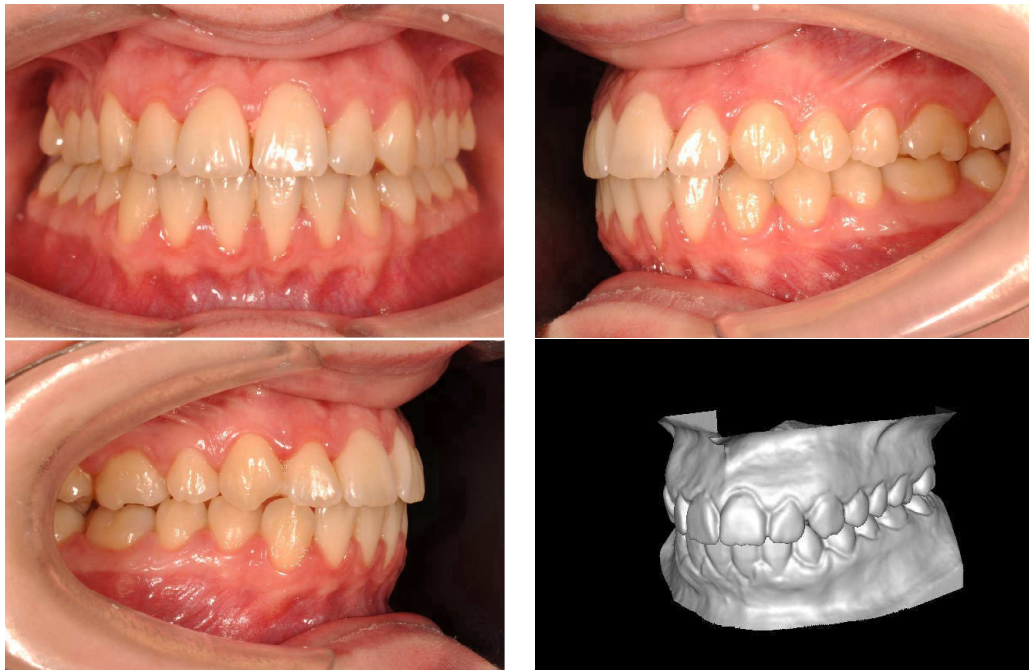


FIGURE A.4: Cas 3



FIGURE A.5: Cas 4

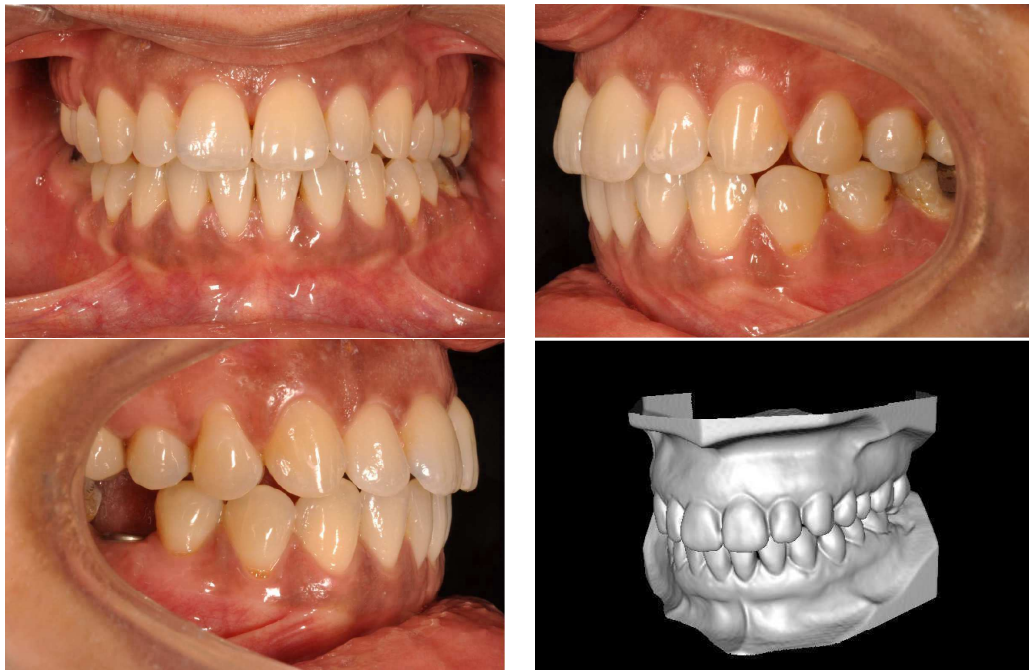


FIGURE A.6: Cas 5

A.2 Echantillon de données additionnelles



FIGURE A.7: Cas 6



FIGURE A.8: Cas 7

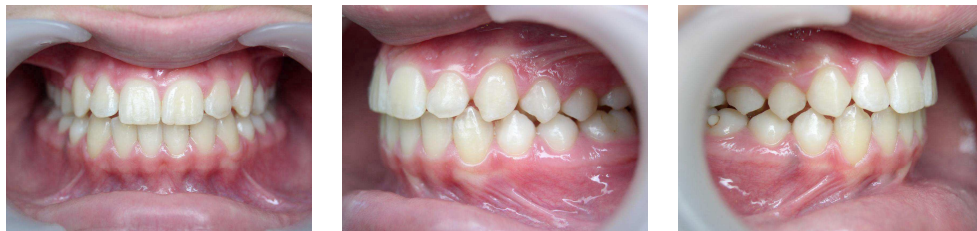


FIGURE A.9: Cas 8



FIGURE A.10: Cas 9

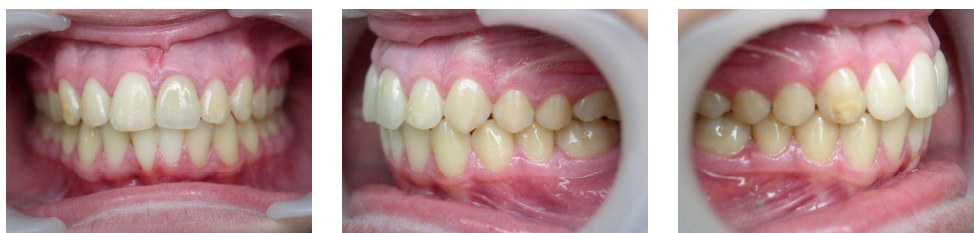


FIGURE A.11: Cas 10



FIGURE A.12: Cas 11



FIGURE A.13: Cas 12

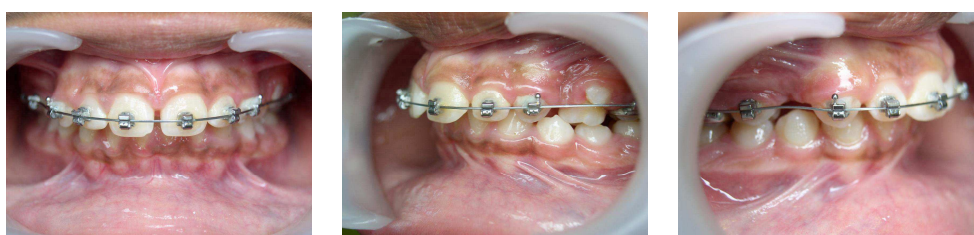


FIGURE A.14: Cas 13

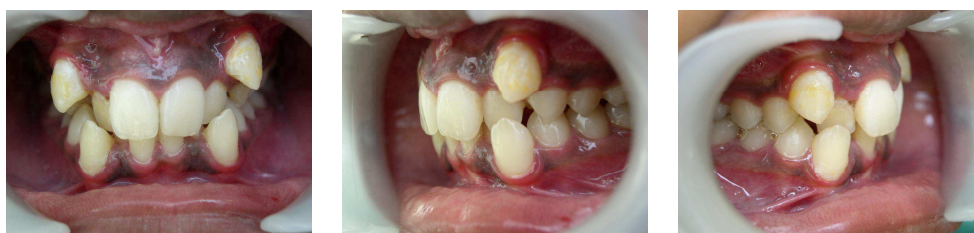


FIGURE A.15: Cas 14



FIGURE A.16: Cas 15



FIGURE A.17: Cas 16

Annexe B

Tests pour l'obtention du collet

L'annexe B comprend différents tests effectués dans le but d'extraire le collet des dents comme discuté dans la section 3.2.1.1.

Les méthodes de segmentation peuvent être classées en trois grandes familles :

- les approches basées pixels qui n'utilisent que les informations sur les pixels comme leur couleur mais de manière indépendante : aucune notion de voisinage ou de proximité n'est prise en compte ici. Ainsi par des méthodes de seuillage ou de clustering d'histogramme, on définit un ensemble de points comme faisant parti d'un même espace colorimétrique, sans considérer la proximité spatiale entre les pixels.
- les approches basées régions qui réunissent un ensemble de pixels connexes ayant des propriétés similaires. La segmentation peut alors être effectuée par des méthodes de "split / merge" ou de croissance de régions. Les premières méthodes divisent l'image jusqu'à ce qu'une région ne soit pas assez homogène ou, à l'inverse, regroupent récursivement un ensemble de pixels connexes respectant ce critère d'homogénéité. D'autres méthodes peuvent fusionner ces deux approches. Dans le cas de la croissance de région, partant d'un pixel "graine", on incorpore récursivement à cette région tous les pixels connexes de teintes proches.
- les approches basées contours dont l'objectif est d'extraire un contour entre deux régions voisines à partir du gradient ou du laplacien par exemple. Des opérateurs comme ceux de Sobel ou Canny peuvent être utilisés mais aussi des contours déformables. Ces derniers doivent néanmoins être initialisés.

Un important paramètre correspond aux espaces colorimétriques considérés pour ces algorithmes : RGB, HSV, $L^*a^*b^*$, etc... Lors des tests présentés plusieurs espaces classiques ou hybrides ont été ainsi testés.

B.1 Extraction initiale du collet par des méthodes de segmentation

Afin d'extraire le collet des dents, quelques approches basées pixels ou régions ont été testées sur une base de données de 11 patients soit 33 photos "en bouche" (section A.2) : seuillage d'histogramme, K-Means [MacQueen, 1967], RHS (Recursive Histogram Splitting) [Ohlander, 1978], CSC (Color Structure code) [Priese, 1993], Mean-shift [Comaniciu, 2002], MSER [Matas, 2002] et "Split and Merge"[Horowitz, 1974]. Nous présenterons ici quelques résultats pour les quatre premières méthodes.

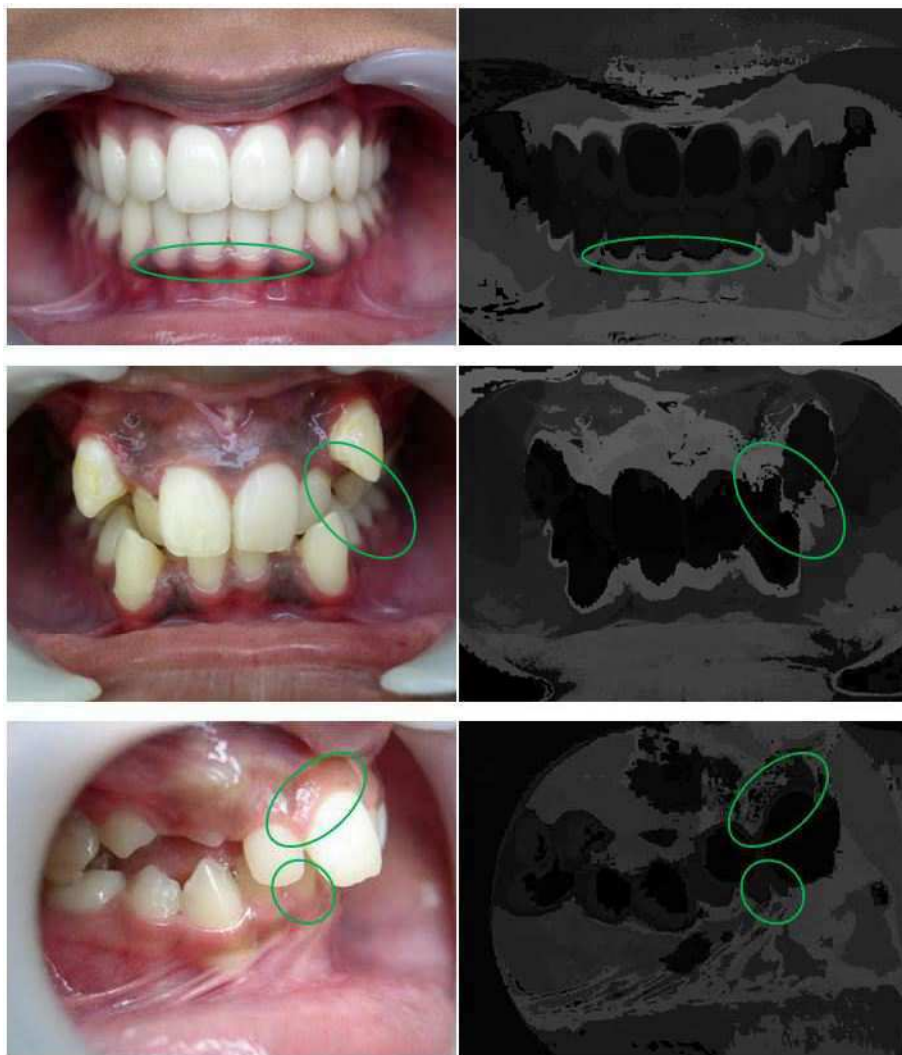


FIGURE B.1: Exemple d'extraction du contour des dents par l'algorithme RHS

L'algorithme RHS : Comme son nom l'indique, RHS divise récursivement l'image en régions. Pour une région donnée (initialement l'image entière), neuf histogrammes sont calculés pour trois espaces colorimétriques différents : RGB, HSV, YIQ. Dans ceux-ci, un pic est sélectionné. Un seuillage binaire est alors effectué à partir de la valeur du pic sélectionné.

Le même processus est alors répété pour chaque nouvelle région extraite jusqu'à ce qu'aucun pic ne puisse être sélectionné.

Les quelques cas présentés dans la figure B.1 montrent qu'une détection approximative du collet peut être effectuée simplement par la méthode RHS. Intuitivement, on reconnaît le contour des dents. Le masque pourrait alors être extrait en ne gardant que les pixels d'un certain niveau de gris sur l'image "résultat". Cependant, des imprécisions et mauvaises détections existent (entourées en vert sur la figure B.1) : des reflets peuvent être inclus sur les contours du masque, les interstices sont parfois mal marqués et très imprécis ou encore des dents peuvent être détectées comme appartenant à la même classe que certaines portions de la gencives.

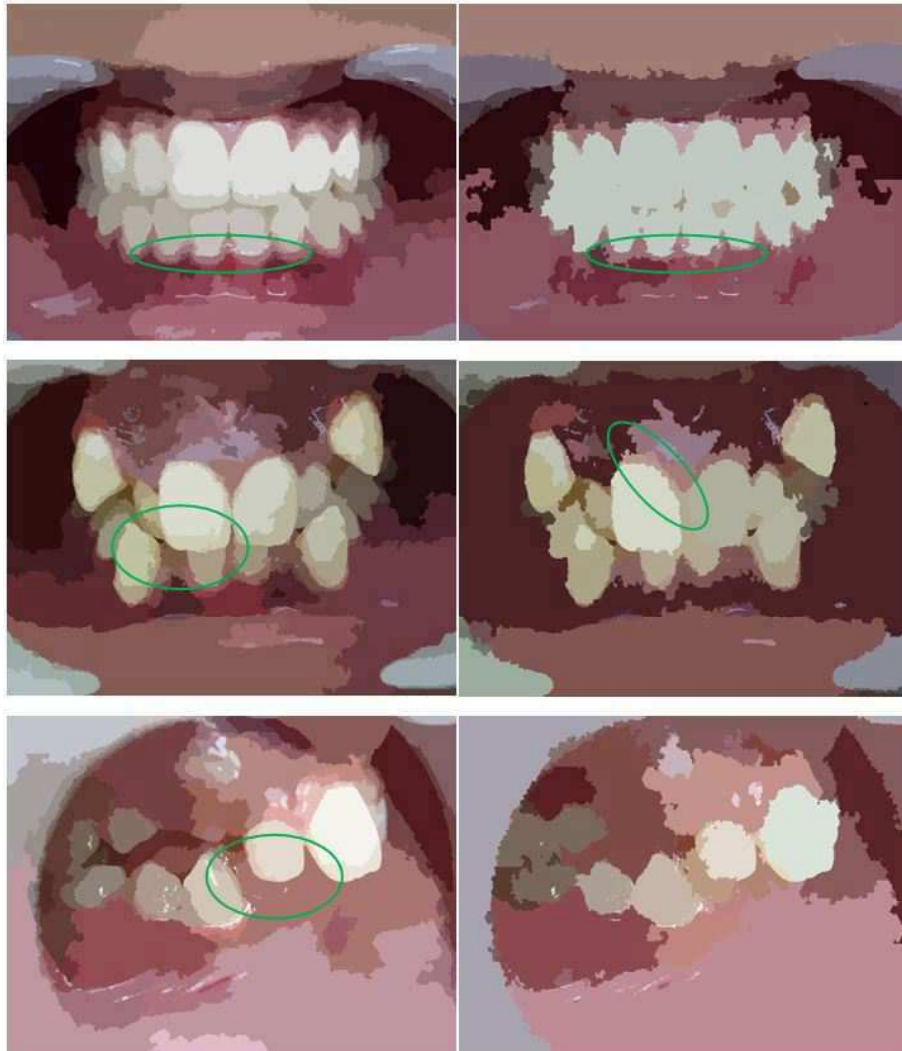


FIGURE B.2: Exemples d'extraction du contour des dents par l'algorithme CSC sur l'espace RGB (gauche) et sur l'espace HSV (droite)

L'algorithme CSC : C'est un algorithme merge and split basé sur une topologie hiérarchique hexagonale : 7 îlots de niveau n formant un hexagone qui constitue un îlot de niveau $n + 1$. L'algorithme est divisé en deux parties : d'une part, une phase de croissance de région réunit des îlots de niveau n pour former un ensemble de taille $n + 1$ selon un critère de distance ; le niveau 0 étant formé de 7 pixels adjacents formant un hexagone. D'autres part, un découpage a lieu simultanément pour s'assurer que des îlots, dont les couleurs sont localement proches, ne varient pas excessivement sur une échelle plus grande comme dans le cas d'un dégradé.

Globalement, cette méthode montre d'assez bons résultats mais même si les masques semblent de meilleure qualité que pour la méthode RHS, des imprécisions de natures similaires sont toujours présentes (figure B.2). Dans quelques rares cas, il est même possible que des dents ne soient pas comprises dans le masque (troisième ligne de la figure B.2).

Le seuillage d'histogramme : Il consiste en une binarisation d'image selon un histogramme pour un seuil choisi ou déterminé automatiquement par un algorithme comme Otsu. Dans les exemples de résultats de la figure B.3, un seuillage d'histogramme sur le canal H de l'espace HSV ou sur le canal a^* de l'espace $L^*a^*b^*$ a été effectué suivi de post-traitements : des opérations de dilatation et d'érosion afin de combler certains trous à l'intérieur du masque et un processus permettant de ne garder que la grande zone centrale et ainsi de s'affranchir de petites surfaces résiduelles.

On peut constater que malgré la simplicité de l'approche, si un bon seuil est trouvé, les contours obtenus sont d'assez bonne qualité même s'ils ne sont pas toujours très lisses. Globalement, on préférera un seuillage sur le canal de teinte de l'espace HSV comparé au canal a^* . Ce dernier laisse plus souvent apparaître des contours résiduels comme au niveau des interstices ou à cause de réflexions.

L'algorithme K-means : C'est, comme le seuillage d'histogramme, une approche basée pixel. Selon un espace colorimétrique, elle partitionne les pixels en classes de données de telle manière que le pixel appartient à la classe dont la moyenne est la plus proche. Dans l'approche conventionnelle, le nombre de classes K est donc à déterminer préalablement.

Les figures B.4 et B.5 illustrent l'algorithme des K-Means dans les espaces RGB et HSV pour $K = 3$ et $K = 5$. On note ici que si certains masques peuvent être correctement détectés, les résultats semblent assez inégaux. De plus, le choix du nombre de classes K semble avoir un impact non négligeable sur les résultats et son nombre adéquat pour une extraction optimale peut varier selon les données. Une détermination adaptative de K pour une image donnée pourrait améliorer les résultats mais il reste peu probable que les résultats obtenus soient de meilleure qualité que pour le seuillage d'histogramme.

Nous avons ici présenté quatre des approches testées pour extraire le contour des arcades. Les autres méthodes basées régions testées peuvent obtenir de bons résultats mais restent inférieures à l'algorithme CSC.

Malgré sa simplicité, le seuillage sur le canal H obtient les meilleurs résultats que ce soit au niveau de la forme générale du masque ou de sa précision sur des zones d'intérêts comme au niveau des interstices dans le cas où le seuil optimal est trouvé.

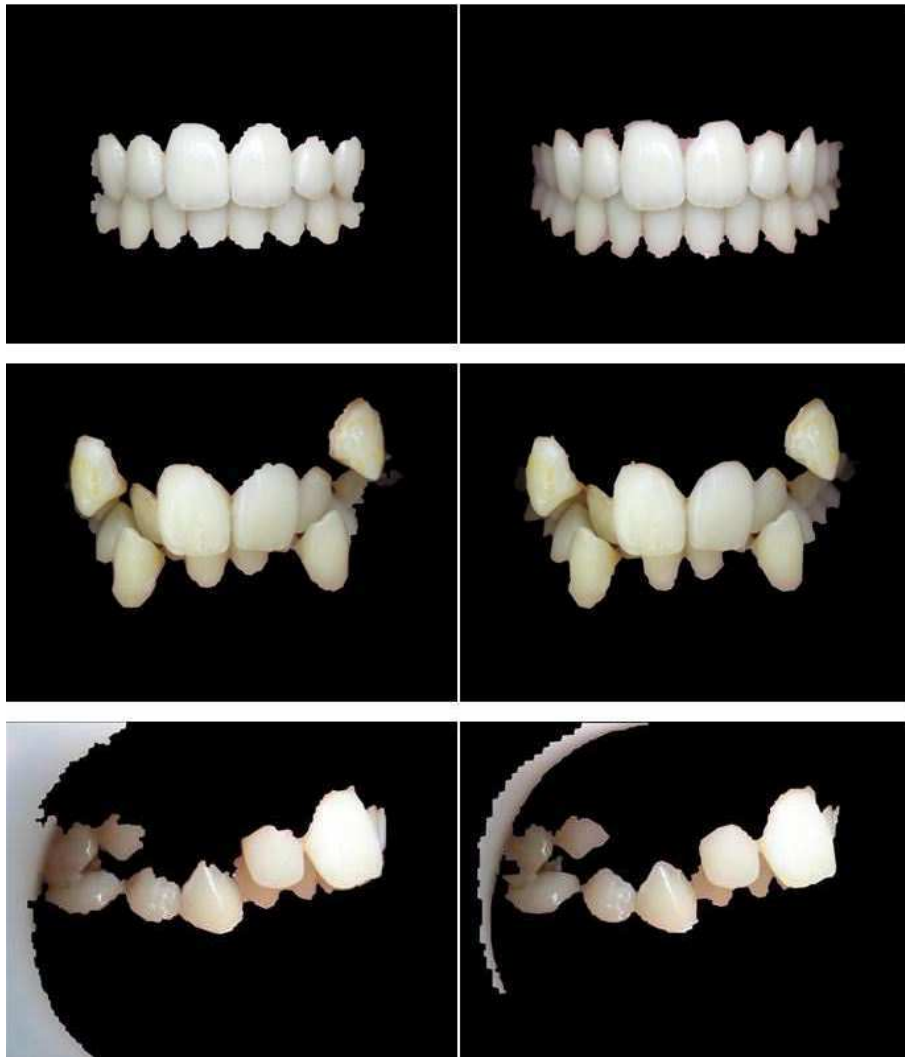


FIGURE B.3: Exemples d'extraction du contour des dents par seuillage d'histogramme sur le H de l'espace HSV (gauche) et sur le canal a^* de l'espace $L^*a^*b^*$ (droite)

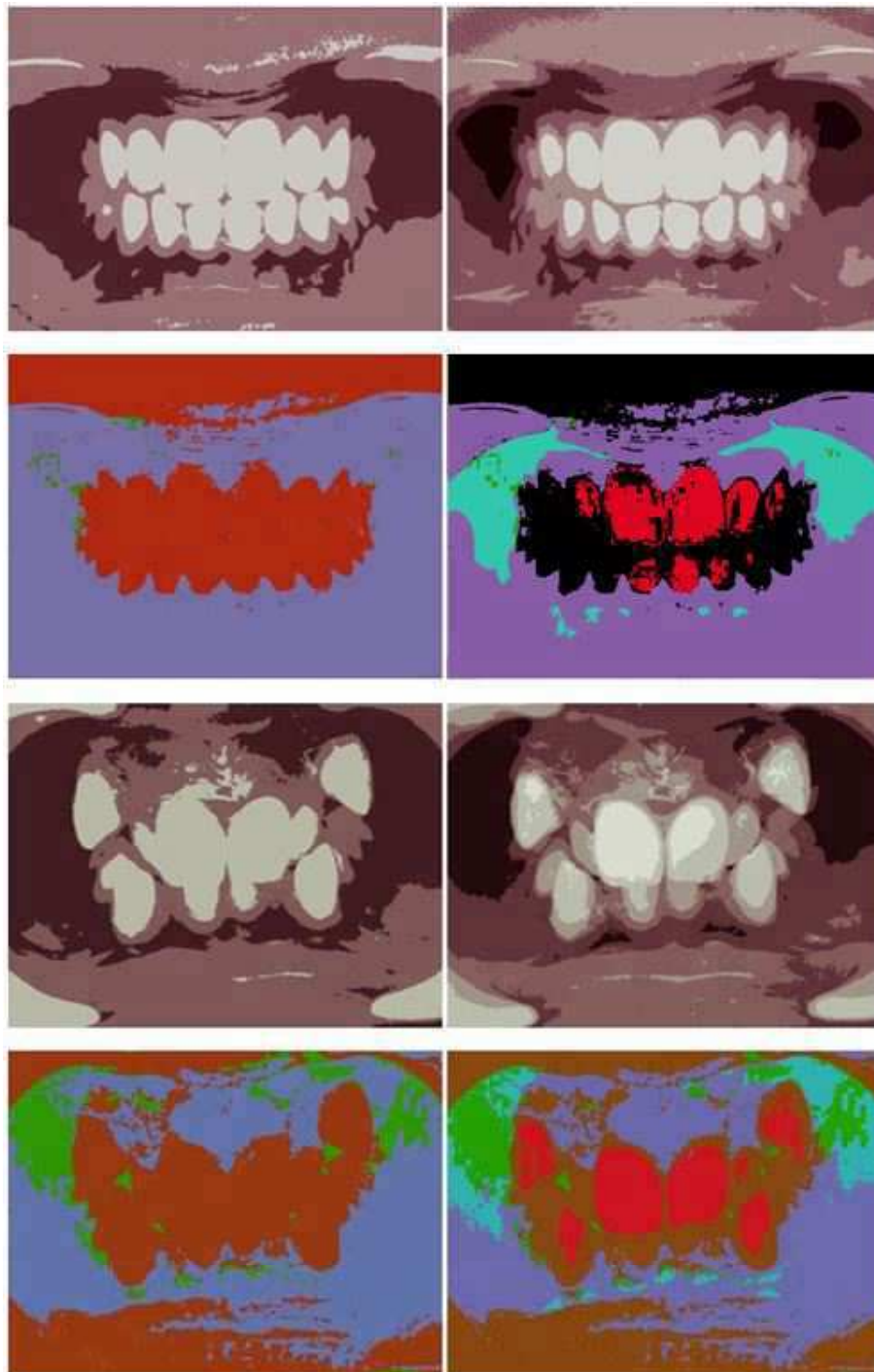


FIGURE B.4: Exemples (1) d'extraction du contour des dents par seuillage d'histogramme sur l'espace RGB (ligne 1 et 3) et sur l'espace HSV (ligne 2 et 4) pour $K = 3$ (gauche) et $K = 5$ (droite)

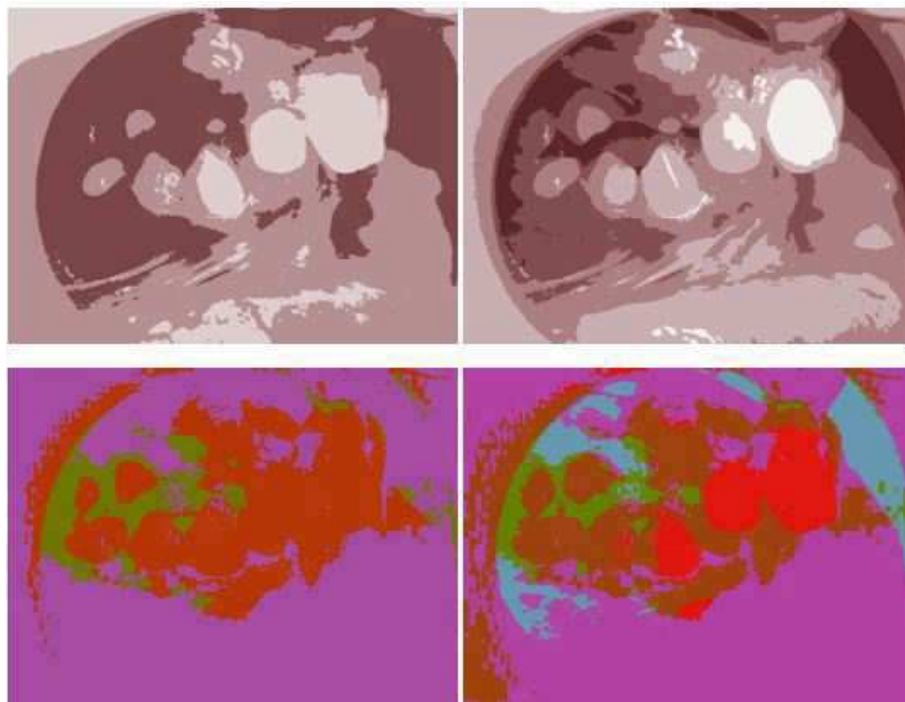


FIGURE B.5: Exemples (2) d'extraction du contour des dents par seuillage d'histogramme sur l'espace RGB (haut) et sur l'espace HSV (bas) pour $K = 3$ (gauche) et $K = 5$ (droite)

B.2 Optimisation du contour “collet” par des méthodes de contours actifs

Dans cette section, nous allons présenter certains résultats obtenus dans le but d'améliorer la qualité des contours “collet” initialement obtenus par un seuillage d'histogramme suivi de quelques opérations de post-traitements (morphologie mathématique, suppression des petits contours). Pour cela, nous avons appliqué des méthodes de contours actifs sur les contours initiaux.

B.2.1 Méthodes de contours actifs

Il existe deux familles de contours actifs :

- les contours actifs explicites qui définissent un modèle paramétrique permettant de faire évoluer une courbe comme un ensemble de points interconnectés. Classiquement, le contour ne peut pas subir de changement automatique de topologie, c'est-à-dire diviser un contour ou en regrouper plusieurs.
- les contours actifs implicites qui se définissent à partir d'une fonction d'ordre supérieur, le niveau zéro de cette fonction correspondant au contour. Cette approche permet les changements de topologie.

Pour illustrer ces approches, deux méthodes ont été choisies pour ces tests : une approche de contours implicites, l'algorithme de Chan et Vese (noté C&V), et une autre explicite, un algorithme en bande étroite (noté NB "Narrow Band").

B.2.1.1 Algorithme de Chan et Vese

La première approche testée est une implémentation de l'algorithme de Chan et Vese pour des images couleurs. Ce code est issu d'une implémentation Matlab de Yue Wu¹ transposée en C++. Elle se base sur l'article de Chan et Vese [Chan, 2000]. Cette méthode est plus précisément un level-set basé sur la fonctionnelle de Mumford–Shah. L'énergie minimisée est la suivante :

$$F(c_1, c_2, C) = \mu \cdot \text{Longueur}(C) + \lambda_1 \int_{\text{intérieur}(C)} |u_0(x, y) - c_1|^2 dx dy + \lambda_2 \int_{\text{extérieur}(C)} |u_0(x, y) - c_2|^2 dx dy \quad (\text{B.1})$$

avec μ , λ_1 et λ_2 des constantes (généralement, λ_1 et λ_2 sont égales à 1), $u_0(x, y)$ représente les pixels de l'image, et c_2 les moyennes des pixels respectivement à l'intérieur et à l'extérieur du contour.

L'implémentation utilisée propose un traitement de différents canaux pour la segmentation. A chaque itération, la force totale sur tous les canaux est additionnée pour ensuite être minimisée.

B.2.1.2 Algorithme Narrow Band de Mille[Mille, 2009]

Dans cette méthode, l'énergie évolue dans une bande étroite le long de la courbe ou d'une région. Ceci se différencie de méthodes classiques qui considèrent l'image dans sa globalité et font une hypothèse forte sur l'homogénéité des intensités dans l'image. L'algorithme possède deux bandes étroites : une intérieure et une extérieure. Elles permettent principalement de mieux différencier les objets d'intérêt de l'arrière plan et de contrer les problèmes où le voisinage externe est constitué de plusieurs zones différentes.

L'énergie minimisée est constituée de deux termes : un terme de lissage de la courbe et un terme correspondant aux intensités des régions. Le contour est périodiquement re-paramétré pour garder les points équidistants. De même les bandes sont recalculées à chaque étape. On minimise l'énergie fonctionnelle en utilisant une descente de gradient. Pour minimiser le terme de régularisation, on devrait appliquer un lissage laplacien du contour mais en pratique, pour avoir une régularisation plus diffuse, le contour est convolué par un noyau gaussien.

Mille propose pour aussi pour son algorithme une implémentation explicite que nous ne détaillerons pas ici.

1. <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/23445-chan-vese-active-contours-without-edges>

B.2.2 Données et protocoles

Le jeu de données est constitué de sept images (figure B.6) : quatre cas simples (deux images de profils et de deux de faces) et trois cas complexes (un cas de face avec bagues et deux cas complexes (image de profil et image de face)).



FIGURE B.6: Données utilisées pour les tests d'optimisation du masque par des méthodes de contours actifs

Les algorithmes de contours sont testés sur des espaces colorimétriques classiques, partiels ou hybrides : a^* , a^*b^* , H , $H a^*b^*$, HS , HSa^* , HSV , YUV , UV .

Les résultats sont comparés à un masque de référence obtenu par un découpage manuel. Pour chaque contour “collet”, la mesure est calculée selon deux sous-contours, un supérieur et un inférieur, correspondants aux zones utilisées pour la détection des points d'intérêts (figure B.7).

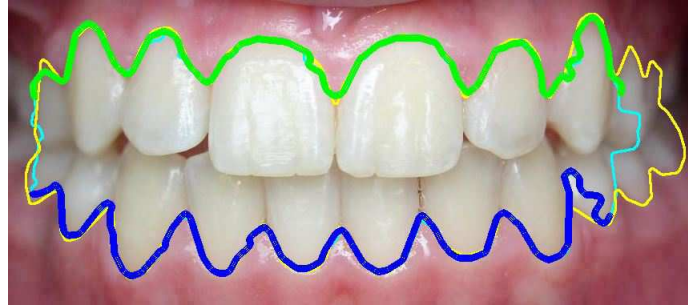


FIGURE B.7: Exemple de contours comparés : contour de référence (jaune) ; contour obtenu après l'étape de seuillage automatique d'histogramme (bleu clair) ; contour supérieur (vert) et contour inférieur (bleu foncé) obtenus après utilisation des contours actifs

B.2.3 Mesure utilisée

La mesure utilisée pour estimer la précision et la justesse des contours obtenus est l'indice ou “Figure of Merit” de PRATT [Pratt, 1978] définie par la formule B.2.

$$PRATT(I_F, I_{ref}) = \frac{1}{MP} \sum_{k=1}^{card(I_F^{cont})} \frac{1}{1 + \alpha d^2(I_F^{Cont}(k), I_{ref}^{Cont})} \quad (B.2)$$

avec $MP = \max\{card(I_{ref}^{Cont}), card(I_F^{cont})\}$ et $0 \leq PRATT(I_F, I_{ref}) \leq 1$; I_F^{Cont} et I_{ref}^{Cont} sont respectivement l'ensemble des points du contour obtenu après segmentation et celui des points de référence.

La constante α est fixée à $\frac{1}{9}$. Une valeur si faible a été choisie afin d'éviter une pénalisation trop importante par la distance entre les points du contours de référence et ceux du contour mesuré.

B.2.4 Résultats

La figure B.8 présente les résultats obtenus pour l'application des algorithmes de contours actifs pour différents espaces colorimétriques par rapport à la configuration initiale sur les sept images (#1 à #7). L'algorithme de Chan et Vese étant assez long en temps d'exécution, nous avons choisi d'écarter après une première phase de tests certains espaces colorimétriques

donnant les moins bons résultats. Pour chaque image, six valeurs de PRATT sont alors indiquées dans ce cas : (dans l'ordre) contour initial, a^* , a^*b^* , H, $H a^*b^*$, UV. Pour l'algorithme NB, les résultats pour dix espaces sont présentés : (dans l'ordre) contour initial, a^* , a^*b^* , H, $H a^*b^*$, HS, HSa^* , HSV, YUV, UV.

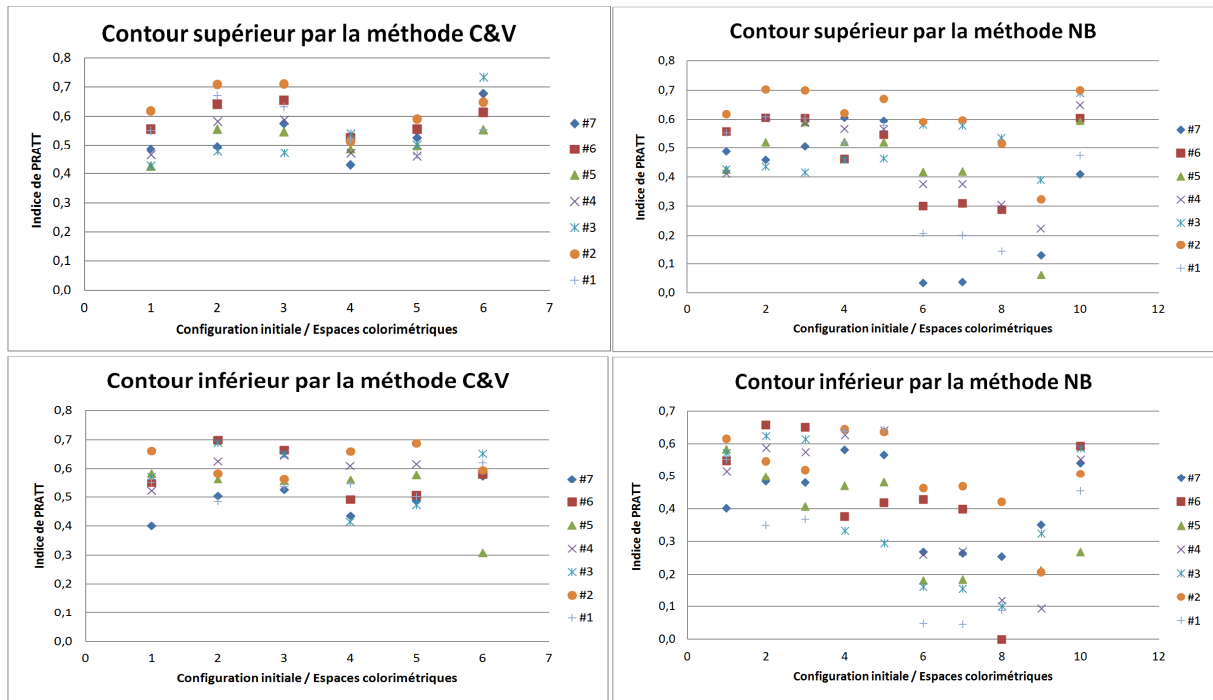


FIGURE B.8: Indices de PRATT obtenus par les méthodes de Chan et Vese (graphiques de gauche) et de J. Mille, NB (graphiques de droite) pour plusieurs espaces colorimétriques

Remarque : certains résultats sont très faibles ou égaux à 0 à cause d'une mauvaise détection automatique des contours supérieurs et inférieurs pour le calcul de l'indice de PRATT. Ceci n'a lieu que dans des cas où le contour obtenu est de mauvaise qualité.

L'étude des graphiques nous montre qu'il est difficile de conclure; en effet, si dans plusieurs cas, les algorithmes de contours actifs améliorent la qualité du contour avec un meilleur suivi du contour de séparation entre les dents et la gencive surtout au niveau des interstices, dans les mêmes configurations de tests, la précision peut se dégrader plus ou moins fortement pour d'autres images ou arcades. Pour l'algorithme NB, les espaces a^*b^* et Ha^*b^* semblent permettre d'aboutir à de bons résultats au vu des résultats sur le contour supérieur mais cette tendance ne se retrouve pas pour l'arcade inférieure. De même, pour l'algorithme de Chan et Vese, les espaces a^*b^* et UV semblent obtenir de bons résultats pour le contour supérieur mais ce n'est plus le cas pour le contour inférieur. On note que globalement les résultats restent moins bons pour le contour inférieur.

On remarque aussi que ces irrégularités dans les résultats ne sont pas propres aux trois cas complexes (#5 à #7) mais existent aussi sur les photos de cas plus standards (#1 à #4).

B.2.5 Conclusion

A cause ce manque de régularité dans les résultats, nous n'avons pas retenu cette approche de contours actifs pour améliorer la qualité des contours obtenus après l'étape de seuillage d'histogramme. Néanmoins, des améliorations intéressantes peuvent être constatées dans certains cas et cette piste mériterait d'être retravaillée dans un cadre différent : autres méthodes de contours actifs ou utilisation des connaissances a priori pour une approche plus locale dans des imagerie le long du contour. Si nous devons choisir une méthode, notre choix se porterait sur la méthode NB qui n'effectue pas de changement de topologie, ce qui correspond à notre application où nous désirons un seul contour, mais aussi pour une meilleure précision aux niveaux des interstices. En effet, si l'indice de PRATT reste un bon comparateur de courbes, il reflète la proximité globale de deux contours mais attache autant de poids à une zone d'intérêt spécifique comme les interstices qu'à une zone moins significative. Par comparaison visuelle, l'algorithme NB obtient de meilleurs résultats sur ce point.

Annexe C

Extraction du contour occlusal

Le chapitre 4 a présenté une stratégie d’optimisation des points homologues 2D et/ou 3D afin d’améliorer la qualité de l’estimation de la matrice de projection et du recalage. Afin de réduire, le nombre de paramètres à estimer pour l’optimisation de la position 2D des points, leur déplacement est contraint sur une courbe ou contour. Cette annexe contient des compléments sur certains aspects du processus d’extraction guidée et les extractions finales des contours occlusaux pour les cinq cas étudiés lors de nos tests sur la chaîne de traitement intégrale.

C.1 Compléments sur le processus d’extraction guidée du contour occlusal

Comme nous l’avons vu en section 4.2.2, l’extraction du contour est guidée par une courbe, la courbe de guidage, issue de deux courbes d’influences “InterOcclusale” et “ExtremInterstice”(figure C.1).

Chaque point de la courbe de guidage est obtenu par la conjugaison pondérée des courbes d’influence “InterOcclusal” et “ExtremInterstices”, qui sont décrites comme deux courbes paramétriques, respectivement, $IO(s)$ et $EI(s)$. Chaque point de la courbe de guidage, $G(s)$, est donc défini par la relation suivante :

$$\begin{bmatrix} G_x(s) \\ G_y(s) \end{bmatrix} = F \left[\begin{bmatrix} EI_x(s) \\ EI_y(s) \end{bmatrix}, \begin{bmatrix} IO_x(s) \\ IO_y(s) \end{bmatrix} \right] \quad (C.1)$$

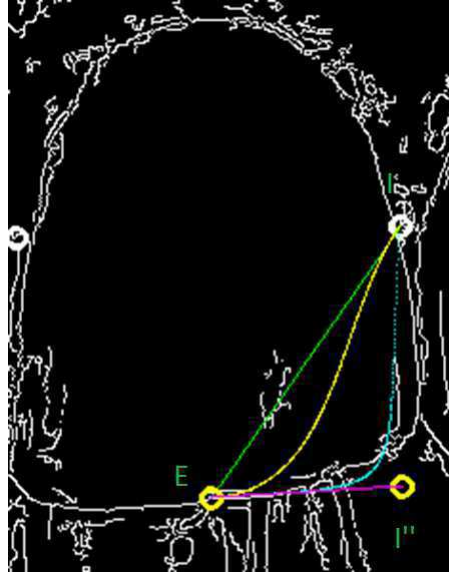


FIGURE C.1: Courbe de guidage (bleue) résultant des courbes d'influences : "InterOcclusale" (rose) et "ExtremInterstice" (jaune)

La fonction F correspond à la somme pondérée des deux points correspondants sur les deux courbes d'influences relativement l'un à l'autre (équation C.2).

$$F : \begin{aligned} Comp_x &= P_e \times Comp_{ex} + P_i \times Comp_{ix} \\ Comp_y &= P_e \times Comp_{ey} + P_i \times Comp_{iy} \end{aligned} \quad (C.2)$$

avec $Comp = G(s)$, $Comp_e = EI(s)$ et $Comp_i = IO(s)$; P_i et P_e sont les pondérations correspondantes aux coordonnées "InterOcclusales" et "ExtremInterstices" dont la somme ne peut être supérieure à 1.

P_i et P_e sont définies par les équations C.3 et C.4 :

$$P_i = 1.0 - (P_{vt} + P_{RD}) \quad (C.3)$$

et

$$P_e = P_{RD} + P_{vt} \quad (C.4)$$

C.1.1 Détermination des poids P_i et P_e

- P_{vt} dépend de $Comp_i$. La courbe “InterOcclusale” doit influencer très majoritairement la courbe de guidage sur une grande portion sauf lorsque $Comp_i$ se rapproche du point I' où la courbe “ExtremInterstices” doit alors avoir plus de poids : il ne faut pas que la variation du poids soit linéaire.
 $\Rightarrow P_{vt}$ doit être faible au début et grand lorsque l’abscisse de $Comp_i$ est proche de celle de I' et dépendra de la position relative de l’abscisse des points : I' , E' et $Comp_i$. Il prendra la forme suivante :

$$P_{vt} = \frac{abs(E'_x - Comp_{ix})^n}{abs(E'_x - I'_x)^n} \quad (C.5)$$

Avec abs , la valeur absolue; I'_x , E'_x et $Comp_{ix}$ respectivement les abscisses des points I' , E' et $Comp_i$. Pour être sûr que la courbe de guidage ne tendra vers le point I' que tardivement, nous fixons $n = 10$.

- Plus les points E' et I' vont s’approcher et plus la courbe d’influence “ExtremInterstices” doit avoir de poids. Le rapprochement de E' et I' n’étant pas équivalent selon les abscisses ou les ordonnées, P_{RD} correspondra à la quantité maximisée entre trois valeurs, $ValY$, $ValX$ et $ValDist$, décrivant respectivement le rapprochement selon les ordonnées, les abscisses ou la distance euclidienne entre les points I' , E' en cours et leur position initiale. Ces valeurs pour les ordonnées et les abscisses correspondent à :

$$ValY = \left(\frac{abs(I'_y - I_y)}{abs(E'_y - I_y)} \right)^n \quad (C.6)$$

$$ValX = \left(\frac{abs(E'_x - E_x)}{abs(I'_x - E_x)} \right)^n \quad (C.7)$$

avec I'_y , E'_y et I_y (ou I'_x , E'_x et E_x) la valeur de l’ordonnée pour E' , I' , I (et de l’abscisse pour E' , I' , E). Empiriquement, n , correspondant à la vitesse de convergence, est fixé à 0.6.

La valeur liée à la distance, $ValDist$, est déterminée par la relation suivante :

$$ValDist = 1 - \left(\frac{D}{D_{init}} \right)^n \quad (C.8)$$

avec D la distance euclidienne entre les points I' et E' ; D_{init} leur distance initiale (entre I' et E') et n fixé ici à 2.

C.1.2 Complément sur la mise à jour des points E' et I'

A chaque itération, un nouveau point E' ou I' est sélectionné. Afin de calculer la courbe “ExtremInterstice” utilisée pour l’itération suivante, les tangentes aux points E' et I' doivent être mises à jour. Celle-ci doit :

1. garder une norme proportionnelle à la distance entre les points E' et I'
2. être un minimum robuste aux changements de direction brusques, surtout au début du processus
3. rendre au mieux compte de la direction à emprunter dans la suite de l’algorithme.

Pour répondre à ces contraintes, les règles suivantes ont été mises en place pour chacune d’entre elles :

1. On calcule la nouvelle norme de la manière suivante :

$$NT = \frac{D_{IE} \times NT_{init}}{D_{IEInit}} \quad (C.9)$$

Avec D_{IE} la distance euclidienne entre les points E' et I' , D_{IEInit} la distance euclidienne entre les points E et I initiaux et NT_{init} la norme initiale du vecteur de la courbe d’influence “ExtremInterstice” en E ou en I .

2. La direction du vecteur est calculée à partir de la différence entre le point en cours n et le point $n - 20$ par rapport aux points déjà ajoutés sur la courbe “Extrême”. Si cette courbe contient entre 6 et 20 points alors ce vecteur est calculé entre les points n et 0. Si elle en possède moins de 6, alors l’orientation de la tangente initiale est conservée. Ainsi, le calcul de la direction de la tangente ne subira pas trop l’effet de changements de direction trop brusques et ponctuels notamment en début de processus.
3. Lorsque les abscisses des points E' et I' sont proches, la direction de la tangente de la courbe de guidage en ces points est donc de plus en plus directe (correspondant à la direction du vecteur $\vec{E'I'}$). Il est donc préférable que la position d’anciens points n’ait pas trop d’impact sur le calcul de la tangente. C’est pourquoi si la courbe finale a plus de 20 points, la tangente sera la composée de deux tangentes pondérées : une orientation obtenue par les précédents points de la courbe finale “Extrême” et une autre correspondant à la direction du vecteur $\vec{E'I'}$, plus “directe”. Cette pondération s’effectue sur le même principe que celui appliqué pour l’obtention de la courbe de guidage. Ici, on considérera seulement les rapports entre les coordonnées X ou Y et non celui lié à la distance. De plus, ici, n est fixé empiriquement à 1.5. Néanmoins, la pondération est limitée à 0.8 pour la direction “directe”.

C.2 Extraction finale de contours occlusaux

Cette section présente l'extraction du contour occlusal pour chaque maxillaire de chaque image pour les cinq cas traités par l'approche présentée en section 4.2.2.

On peut remarquer que, globalement, la méthode permet d'extraire un contour de bonne qualité permettant au point de pouvoir naviguer librement sur la zone d'intérêt désirée afin de pouvoir optimiser sa position au mieux. De plus, dans le chapitre 5, nous avons pu constater que même lorsque ce contour possède certains défauts, les points ne se déplacent pas nécessairement dans ces zones défailantes. Ces imprécisions ne sont donc pas toujours synonymes d'erreurs lors du déplacement des points.



FIGURE C.2: Extractions du contour occlusal pour le cas 1



FIGURE C.3: Extractions du contour occlusal pour le cas 2



FIGURE C.4: Extractions du contour occlusal pour le cas 3



FIGURE C.5: Extractions du contour occlusal pour le cas 4



FIGURE C.6: Extractions du contour occlusal pour le cas 5

Bibliographie

- [Angle,1900] E.H. Angel, *Treatment of malocclusion of the teeth and fractures of the maxillae : Angle's system* , S.S. White Dental Manufacturing Company, 6th edition, 1900
- [Ahmed, 1997] S. Ahmed, S. Yamany, E. Hemayed, S. Ahmed, S. Roberts, A. Farag, *3D Reconstruction of the Human Jaw from A Sequence of Images*, Proceedings IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, p. 646–653, 1997
- [Albouy, 2006] B. Albouy-Kissi, *Relevé volumétrique par stéréovision à partir de deux vues non calibrées – Application au suivi thérapeutique d’escarres*, Thesis, 2006
- [Alcañiz, 1998] M. Alcañiz, C. Montserrat, V. Grau, F. Chinesta, A. Ramón, S. Albalat, *An advanced system for the simulation and planning of orthodontic treatment*, Medical Image Analysis, vol. 2, p 61–77, 1998
- [Ameller, 2002] M.-A. Ameller, L. Quan, B. Triggs, *Le calcul de pose : de nouvelles méthodes matricielles*, Actes du 13ème Congrès AFCET de Reconnaissance des Formes et Intelligence Artificielle, 2002
- [Andrews, 1972] L.F. Andrews, *The six keys to normal occlusion*, American Journal of Orthodontics, vol. 62, n°3, p. 296–309, 1972
- [Araujo, 1996] H. Ara’ujo, R. L. Carceroni, C.M. Brown, *A fully projective formulation for lowe’s tracking algorithm*, 1996
- [Asquith, 2007] J. Asquith, T. Gillgrass, P. Mossey, *Three-dimensional imaging of orthodontic models : a pilot study*, European Journal of Orthodontics, vol. 29, n° 5, p 517–522 , 2007
- [Ayoub, 1998] A.F. Ayoub, P. Siebert, K.F. Moos, D. Wray, C. Urquhart, T.B. Niblett, *A vision-based three-dimensional capture system for maxillofacial assessment and surgical planning*, British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, vol. 36, n° 5, p 353–357, 1998
- [Ayoub, 2007] A. Ayoub, Y. Xiao, B. Khambay, J. Siebert, D. Hadley, *Towards building a photo-realistic virtual human face for craniomaxillofacial diagnosis and treatment planning*, International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, vol. 36, p. 423–428, Mai 2007
- [Barré, 1994] S. Barré, *La courbure de Gauss* , Le journal de maths des élèves, ENS Lyon, vol. 1, n° 1, 1994

- [Ben Hania, 2010] O. Ben Henia, M. Hariti, S.Bouakaz, *A two-step minimization algorithm for model-based hand tracking*, WSCG, 2010
- [Berkowitz, 2009] S. Berkowitz et S. Pruzansky, *Stereophotogrammetry of Serial Casts of Cleft Palate*, The Angle Orthodontist, Vol. 38, n° 2, p 136–149, 1968
- [Bookstein, 1989] F.L. Bookstein, *Principal warps : thin-plate splines and the decomposition of deformations*, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 11, n° 6, p. 567–585, 1989
- [Bouguet, 2006] J.Y Bouguet, *Camera Calibration Toolbox for Matlab*, [http ://www.vision.caltech.edu/bouguetj/calib _doc/](http://www.vision.caltech.edu/bouguetj/calib_doc/), 2006
- [Broadbent, 1931] B.H. Broadbent, *A new X-ray technique and its application to orthodontia*, The Angle Orthodontist : April 1931, vol. 1, n° 2, p 45–66, 1931
- [Buchailard, 2007] S.I. Buchailard, S.H. Ong, Y. Payan, K. Foong, *3D statistical models for tooth surface reconstruction*, Computers in Biology and Medicine, vol. 37, p. 1461–1471, 2007
- [Canny, 1986] J. Canny, *A Computational Approach To Edge Detection*, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 8, n° 6, p 679–714, 1986
- [Chan, 2000] T. F. Chan, B. Y. Sandberg, L. A. Vese, *Active Contours without Edges for Vector-Valued Images"* Journal of Visual Communication and Image Representation, vol. 11, p 130–141, 2000
- [Chan, 2001] T.F. Chan, L.A. Vese, *Active Contours Without Edges*, IEEE Transactions on Image Processing, vol. 10, n° 1, p 266–277, 2001
- [Chung,2009] R. Chung, M. Lagravery, C. Flores-Mir, G. Heo, J. P. Carey, P. Major, *Analyse comparative des valeurs céphalométriques de céphalogrammes latéraux générés par CBCT versus céphalogrammes latéraux conventionnels*, International Orthodontics, vol. 7, n° 4, p 308–321, 2009
- [Comaniciu, 2002] D. Comaniciu, P. Meer, *Mean shift : a robust approach toward feature space analysis*, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 24, n° 5, p 603–619, 2002
- [Camporesi, 2006] M. Camporesi, L. Franchi, T. Baccetti, et A. Antonini, *Thin-plate spline analysis of arch form in a Southern European population with an ideal natural occlusion*, European Journal of Orthodontics, vol. 28, , p. 135–140, 2006
- [Danielytė, 2008] J. Danielytė, R. Gaidys, *Numerical simulation of tooth mobility using nonlinear model of the periodontal ligament*, Mechanika, n° 3(71), 2008
- [David, 2004] P. David, D. DeMenthon, R. Duraiswami, H. Samet, *SoftPOSIT : Simultaneous Pose and Correspondence Determination*, International Journal of Computer Vision, vol. 59, n° 3, p. 259–284, September-October 2004
- [Dijkstra, 1971] E. W. Dijkstra, *A Short Introduction to the Art of Programming*, Technische Hogeschool Eindhoven, The Netherlands, 1971
- [DeMenthon, 1995] D.F. DeMenthon and L.S. Davis, *Model-based object pose in 25 lines of code*, International Journal of Computer Vision, vol. 15, p 123–141, 1995

- [Destrez,2011] R. Destrez, B. Albouy-Kissi, S. Treuillet, Y. Lucas, A. Marchadier, *Comparison of Visual Registration Approaches of 3D Models for Orthodontics*, Proceedings ACIVS 2011, p 647–657, 2011
- [Destrez, 2013] R. Destrez, S. Treuillet, Y. Lucas, B. Albouy-Kissi, *Semiautomatic registration of 3D orthodontics models from photographs*, Proceedings SPIE Medical Imaging 2013 : Image Processing, 86691E, 2013
- [Downs, 1948] W.B. Downs, *Variations in facial relationships : their significance in treatment and prognosis*, American Journal of Orthodontics, vol. 34, p 812–40, 1948
- [Downs, 1956] W.B. Downs, *Analysis of the dentofacial profile*, The Angle Orthodontist ,vol. 26, p 191–212, 1956
- [Ettorre, 2006] G. Ettorre, M. Weber, H. Schaaf, J.C. Lowry, M.Y. Mommaerts, H. Howaldt, *Standards for digital photography in cranio-maxillo-facial surgery - Part I : Basic views and guidelines*, Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, vol. 34, p 65–73, 2006
- [Fabbri, 2012] R. Fabbri, B. B. Kimia, P. J. Giblin , *Camera Pose Estimation Using First-Order Curve Differential Geometry*, Proceedings of the 12th European conference on Computer Vision,vol. 4, p. 231–244, 2012
- [Fischler, 1981] M. A. Fischler, R. C. Bolles, *Random sample consensus : a paradigm for model fitting with applications to image analysis and automated cartography*, Communications of the ACM, vol. 24, n° 6, p. 381–395, 1981
- [Gola, 2005] R. Gola, F. Cheynet, L. Guyot, O. Richard , *Analyse céphalométrique fonctionnelle et esthétique de profil*, EMC - Odontologie, p 1–24, 2005
- [Gold, 1998] S. Gold, A. Rangarajan, C-P Lu, S. Pappu, E. Mjolsness, *New algorithms for 2D and 3D point matching : Pose estimation and correspondence*, Pattern Recognition, vol. 31, n° 8, p. 1019–1031, 1998
- [Hajeer, 2002] M.Y. Hajeer, A.F. Ayoub, D.T. Millett, M. Bock, J.P. Siebert, *Three-dimensional imaging in orthognathic surgery : the clinical application of a new method*, The International Journal of Adult Orthodontics and Orthognathic Surgery, vol. 17, n°4, p. 318–330, 2002
- [Hajeer, 2004 (1)] M.Y. Hajeer, D.T. Millett, A.F. Ayoub, J.P. Siebert, *Current Products and Practices : Applications of 3D imaging in orthodontics : Part I*, Journal of Orthodontics,vol. 31, p 62–70, Juin 2004
- [Hajeer, 2004 (2)] M.Y. Hajeer, D.T. Millett, A.F. Ayoub, et J.P. Siebert, *Current Products and Practices : Applications of 3D imaging in orthodontics : Part II*, Journal of Orthodontics, vol. 31, p. 154–162, Juin 2004
- [Hajeer, 2005] M.Y. Hajeer, Z. Mao, D.T. Millett, A.F. Ayoub, J.F. Siebert, *A new three-dimensional method of assessing facial volumetric changes after orthognathic treatment*, The Cleft Palate-Craniofacial Journal, vol. 42, n°2, p 113–20, 2005
- [Harris,1988] C.G. Harris, M. Stephens, *A combined corner and edge detector*, Proceedings 4th Alvey Vision Conference, Manchester, p 147–151, 1988

- [Hart,1968] P.E. Hart, *A Formal Basis for the Heuristic Determination of Minimum Cost Paths*, IEEE Transactions on Systems Science and Cybernetics SSC4, vol. 4, n°2, p 100–107, 1968
- [Hartley, 2004] R. Hartley and A. Zisserman, *Multiple View Geometry in Computer Vision*, seconde édition, Cambridge University Press, ISBN : 0521540518, 2004
- [Hiew, 2006] L.T. Hiew, S.H. Ong, K.W.C. Foong, *Optimal Occlusion Of Teeth*, 9th International Conference on Control, Automation, Robotics and Vision (ICARV) , p. 1–5, 2006
- [Heraud, 1989] R. Heraud, B. Conio, O. Le Boulleux, B. Lacolle, *An analytic solution for the perspective 4-point problem*, Proceedings Computer Vision and Pattern Recognition, p. 500–507, 1989
- [Horn, 1970] B.K.P. Horn, *Shape from Shading : A Method for Obtaining the Shape of a Smooth Opaque Object from One View*, MIT Artificial Intelligence Laboratory, Technical Report 232, 1970
- [Horowitz, 1974] S.L. Horowitz, T. Pavlidis, *Picture Segmentation by a Directed Split and Merge Procedure*, Proceedings of International Conference on Pattern Recognition, Denmark, p 424–433, 1974
- [Khambay, 2002] B. Khambay, J. Nebel, J. Bowman, F. Walker, D.M. Hadley, A. Ayoub, “*3D stereophotogrammetric image superimposition onto 3D CT scan images : the future of orthognathic surgery. A pilot study*, The International Journal of Adult Orthodontics and Orthognathic Surgery, vol. 17, p. 331–341, 2002
- [Kondo, 2004] T. Kondo, S.H. Ong, K.W. Foong, *Tooth segmentation of dental study models using range images*, IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 23, n°3, p. 350–362, 2004
- [Kumar, 2012] Y. Kumar, R. Janardan, B. Larson, *Automatic feature identification in dental meshes*, Computer-Aided Design and Applications, vol. 9, n° 6, p. 747–769, 2012
- [Lee, 1993] K.M. Lee, C.C.J. Kuo, *Shape from Shading with a Linear Triangular Element Surface Model*, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 15, p. 815–822, 1993
- [Loubele, 2009] M. Loubele, R. Bogaerts, E. Van Dijk, R. Pauwels, S. Vanheusden, P. Suetens, G. Marchal, G. Sanderink, R. Jacobs, *Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications*, European Journal of Radiology, vol. 71, n°3, p. 461–468, 2009
- [Lourakis, 2004] M. I. A. Lourakis, *levmar : Levenberg-Marquardt nonlinear least squares algorithms in {C}/{C}++*, [http ://www.ics.forth.gr/~lourakis/levmar/](http://www.ics.forth.gr/~lourakis/levmar/), 2004
- [Lourakis, 2009] M. I. A. Lourakis, *SBA : a software package for generic sparse bundle adjustment*, ACM Transactions on Mathematical Software, vol. 36 , n°1, p 1–30, 2009

- [Lowe, 1991] D. G. Lowe, *Fitting Parameterized Three-Dimensional Models to Images*, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 13, n° 5, p. 441–450, 1991
- [Lowe 1999] D.G. Lowe, *Object recognition from local scale-invariant features*, Proceedings of the International Conference on Computer Vision, vol. 2, p 1150–1157, 1999
- [MacQueen, 1967] J.B. MacQueen, "Some Methods for classification and Analysis of Multivariate Observations, Proceedings of 5-th Berkeley Symposium on Mathematical Statistics and Probability", Berkeley, University of California Press, p. 281–297, 1967
- [Mah, 2003] J. Mah, *The cutting edge*, Journal of Clinical Orthodontics, vol. 37, p 101–103, 2003
- [Marquardt, 1963] D. Marquardt, *An Algorithm for Least-Squares Estimation of Nonlinear Parameters*, SIAM Journal on Applied Mathematics, vol.11, n° 2, p 431–441, 1963
- [Matas, 2002] J. Matas, O. Chum, M. Urban, T. Pajdla, *Robust wide baseline stereo from maximally stable extremal regions*, Proceedings of British Machine Vision Conference, p 384–396, 2002
- [Marr, 1980] D. Marr, E. Hildreth, *Theory of Edge Detection*, Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences, vol. 207, n° 1167, p 187–217, 1980
- [Mian, 2010] A. Mian, M. Bennamoun, R. Owens, *On the Repeatability and Quality of Keypoints for Local Feature-based 3D Object Retrieval from Cluttered Scenes*, International Journal of Computer Vision September , Vol. 89, n° 2-3, p 348–361, 2010
- [Mille, 2009] J. Mille, *Narrow band region-based active contours and surfaces for 2D and 3D segmentation*, Computer Vision and Image Understanding, vol. 113, n° 9, p 946–965, 2009
- [Montesinos, 1998] P. Montesinos, V. Gouet, R. Deriche, *Differential invariants for color images*, Proceedings of 14^{ème} International Conference on Pattern Recognition, vol. 1, p. 838–840, 1998
- [Noguchi, 2007] N. Noguchi, M. Tsuji, M. Shigematsu, M. Goto, *An orthognathic simulation system integrating teeth, jaw and face data using 3D cephalometry*, International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, vol. 36, p. 640–645, 2007
- [Oberkampff, 1996] D. Oberkampff, L. S. Davis, D. DeMenthon, *Iterative pose estimation using coplanar feature points*, Computer Vision and Image Understanding, vol. 63, n° 3, 1996
- [Ohlander, 1978] R. Ohlander, K. Price, D. R. Reddy, *Picture segmentation using a recursive region splitting method*, Computer Graphics and Image Processing, vol. 8, n° 3, p 313–333, 1978

- [Otsu,1979] N. Otsu, *A threshold selection method from gray-level histograms*, IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics - TSMC, vol. 9, n° 1, p 62–66, 1979
- [Petersen, 2008] T. Petersen, *A Comparison of 2D-3D Pose Estimation Methods*, Aalborg Universit, 2008
- [Plooij, 2011] J.M. Plooij, T.J. Maal, P. Haers, W.A. Borstlap, A.M. Kuijpers-Jagtman, S.J. Bergé, *Digital three-dimensional image fusion processes for planning and evaluating orthodontics and orthognathic surgery. A systematic review*, International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, vol. 40, n° 4, p 341–52, 2011
- [Pratt, 1978] W.K. Pratt, *Digital Image Processing*, Wiley, New York, 1978
- [Priese, 1993] L. Priese, V. Rehrmann, *A fast hybrid color segmentation method*, Proceedings Mustererkennung, p 297–304, 1993
- [Rangel, 2008] F.A. Rangel, T.J. Maal, S.J. Bergé, O.J. van Vlijmen, J.M. Plooij, F. Schutyser, A.M. Kuijpers-Jagtman, *Integration of digital dental casts in 3-dimensional facial photographs*, American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, vol. 134, p 820–826, 2008
- [Ricketts, 1979] R.M. Ricketts, R.W. Bench, C.F. Cugino, J.J. Hilgers, R.J. Schulhof, *Visual treatment objective or VTO*, Bioprogressive therapy. Denver : Rocky Mountain Orthodontics, p 35–54, 1979
- [Roberts, 2009] J.A. Roberts, N.A. Drage, J. Davies, D.W. Thomas, *Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry*, The British Journal of Radiology, vol. 82, p. 35–40, 2009
- [Rusu, 2011] R.B. Rusu, S. Cousin, *3D is here : Point Cloud Library (PCL)*, Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), Shanghai, China, 2011
- [Schaaf, 2009] H. Schaaf, C.Y. Malik, H. Howaldt, *Evolution of photography in maxillo-facial surgery : from analog to 3D photography – an overview*, 2009
- [Savara, 1972] B.S. Savara, *The role of computers in dentofacial research and the development of diagnostic aids*, American Journal of Orthodontics, vol. 61, n°3, p 231–245, 1972
- [Schendel, 2009] S.A. Schendela, C. Lane, *3D Orthognathic Surgery Simulation Using Image Fusion*, Seminars in Orthodontics, vol. 15, p. 48–56, 2009
- [Sheffer, 2001] A. Sheffer, E. de Sturler, *Parameterization of Faceted Surfaces for Meshing Using Angle Based Flattening*, Engineering with Computers, vol. 17, n° 3, p 326–337, 2001
- [Smith, 2009] R. Smith, H. Zaitoun, T. Coxon, M. Karmo, G. Kaur, G. Townsend, E.F. Harris, A. Brook, *Defining new dental phenotypes using 3-D image analysis to enhance discrimination and insights into biological processes*, Archives of Oral Biology, vol. 54, Suppl 1, p. 118–125, 2009

- [Sohmura, 2004] T. Sohmura, M. Nagao, M. Sakai, K. Wakabayashi, T. Kojima, S. Kinuta, T. Nakamura, J. Takahashi, *High-resolution 3-D shape integration of dentition and face measured by new laser scanner*, New York, USA : Institute of Electrical and Electronics Engineers, vol. 23, 2004
- [Terajima, 2009] M. Terajima, Y. Furuichi, Y. Aoki, T.K. Goto, K. Tokumori, A. Nakasima, *A 3-dimensional method for analyzing facial soft-tissue morphology of patients with jaw deformities*, American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, vol. 135, p. 715–722, Juin 2009
- [Tsai, 1987] R.Y. Tsai, *A Versatile Camera Calibration Technique for High Accuracy 3D Machine Vision Metrology Using Off-the-Shelf TV Cameras and Lenses*, IEEE Journal of Robotics and Automation, vol. RA-3, n° 4, 1987
- [Verstreken, 1998] K. Verstreken, J. van Cleynenbreugel, K. Martens, G. Marchal, D. van Steenberghe, P. Suetens, *An image-guided planning system for endosseous oral implants*, IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 17, p. 842–852, Octobre 1998
- [Wang, 2007] C-W. Wang, 3D Reconstruction of dental cast from multiple 3D images, Thesis, 2007
- [Watanabe, 2009] G.A. Watanabe-Kanno, J. Abrão, H. Miasiro Junior, A. Sánchez-Ayala, M.O. Lagravère, *Reproducibility, reliability and validity of measurements obtained from Ceph3 digital models*, Brazilian Oral Research, vol. 23, n°3, p. 288–295, 2009
- [Xia, 2010] J.J. Xia, Y.B. Chang, J. Gateno, Z. Xiong, X. Zho, *Automated digital dental articulation*, Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI), vol. 13, n° 3, p. 278–86, 2010
- [Yamany, 1998] S. Yamany, A. Farag, N. Mohamed, *Orthodontics measurements using computer vision*, Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, p. 536–539, 1998
- [Yamany, 2000] S.M. Yamany, A.A. Farag, D. Tasman, A.G. Farman, *A 3-D reconstruction system for the human jaw using a sequence of optical images*, IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 19, n° 5, p. 538–547, 2000
- [Yu, 2011] G. Yu, J-M. Morel, *ASIFT : An Algorithm for Fully Affine Invariant Comparison*, Image Processing On Line, 2011
- [Yuan, 1989] J.S.-C. Yuan, *A general photogrammetric method for determining object position and orientation*, IEEE Transactions on Robotics and Automation, vol. 5, n° 2, 1989
- [Zhang, 1999] R. Zhang, P.-S. Tsai, J.E. Cryer, M. Shah, *Shape from Shading : A Survey*, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 21, n° 8, p. 690–706, 1999

Recalage automatique de modèles 3D d'arcades dentaires à partir de photographies

En orthodontie, le diagnostic et la planification d'un traitement reposent sur la connaissance de l'architecture dentaire du patient relevée, entre autre, par un moulage en plâtre. Aujourd'hui, des logiciels permettent de manipuler des modèles numériques des arcades dentaires obtenus après numérisation des moulages. Afin d'observer l'engrènement des dents, il est nécessaire de mettre en occlusion les deux arcades numérisées séparément. Cette étape est actuellement manuelle et l'objet de ces travaux de thèse est de proposer une chaîne robuste de traitements permettant un recalage automatique des deux arcades guidé par plusieurs photos "en bouche" du patient.

L'approche proposée consiste à définir trois types de points singuliers et à mettre en place des méthodes robustes de détection automatique à la fois sur les modèles 3D et les images couleur s'appuyant sur la courbure et la texture. Une fois mis en correspondance, ces points homologues 2D/3D permettent d'estimer les matrices de projection puis la transformation rigide (6ddl) pour positionner au mieux la mandibule par rapport au maxillaire en minimisant les erreurs de reprojection dans plusieurs vues. Afin de s'affranchir du bruit de détection, les positions 2D et/ou 3D des points sont améliorées au cours du processus d'optimisation.

De nombreux tests sur des données virtuelles et réelles valident l'approche choisie. L'occlusion finale obtenue par recalage automatique est proche de la référence de l'expert. Les résultats sont encourageants pour fournir une alternative automatique à intégrer dans un outil d'aide au diagnostic.

Mots clef : Recalage visuel, orthodontie, détection automatique de points, matrice de projection.

Automatic registration of 3D dental models from photographs

In orthodontics, the diagnosis and the planning of a treatment rest on the knowledge of the dental architecture of the patient using, among others, a dental cast in plaster. Today, dedicated software allow to manipulate digital models of the dental arches obtained after digitalization of the casts. To observe the contact of teeth, it is necessary to register both arches scanned separately. This stage is at present manual and the object of this thesis research is to propose a robust chain processing allowing an automatic registration of both arches guided by several photos of the patient mouth.

The proposed approach consists in defining three types of singular points and in setting up strong methods of automatic detection at the same time on the 3D models and the color images leaning on the curvature and the texture. Once put in correspondence, these 2D / 3D equivalent points allow to estimate the projection matrices then the rigid transformation (6ddl) to position at best the mandible in relation to the maxillary by minimizing the reprojection errors in several views. To free itself from the noise of detection, the 2D and/or 3D positions of the singular points are improved during the optimization process.

Numerous tests on virtual and real data validate the proposed approach. The final occlusion obtained on the real data by automatic registration is close to the reference of the expert. These are encouraging results to supply an automatic alternative to be integrated into a help tool for the diagnosis.

Keywords : visual registration, orthodontics, automatic point detection, projection matrix.