



Analyse in vitro de la précision des différents systèmes optiques en implantologie

Margaux Kosmala

► To cite this version:

Margaux Kosmala. Analyse in vitro de la précision des différents systèmes optiques en implantologie . Chirurgie. 2017. dumas-01558440

HAL Id: dumas-01558440

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01558440>

Submitted on 7 Jul 2017

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

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



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - NoDerivatives 4.0 International License

Analyse *in vitro* de la précision des différents systèmes optiques en implantologie

THESE

Présentée et publiquement soutenue devant la

Faculté d'Odontologie de Marseille
(Doyen : Monsieur le Professeur Jacques DEJOU)

Aix Marseille Université
(Président : Monsieur le Professeur Yvon BERLAND)

Le vendredi 23 juin 2017

par

KOSMALA Margaux

née le 13 juin 1990

En ARLES

Pour obtenir le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

EXAMINATEURS DE LA THESE :

Président : Monsieur le Professeur M. RUQUET

Assesseurs : Monsieur le Docteur A. SETTE

Madame le Docteur E. TERRER

Monsieur le Docteur P. LAURENT

Invité : Monsieur le Docteur P. MARGOSSIAN

Analyse *in vitro* de la précision des différents systèmes optiques en implantologie

THESE

Présentée et publiquement soutenue devant la

Faculté d'Odontologie de Marseille
(Doyen : Monsieur le Professeur Jacques DEJOU)

Aix Marseille Université
(Président : Monsieur le Professeur Yvon BERLAND)

Le vendredi 23 juin 2017

par

KOSMALA Margaux

née le 13 juin 1990

En ARLES

Pour obtenir le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

EXAMINATEURS DE LA THESE :

Président : Monsieur le Professeur M. RUQUET

Assesseurs : Monsieur le Docteur A. SETTE

Madame le Docteur E. TERRER

Monsieur le Docteur P. LAURENT

Invité : Monsieur le Docteur P. MARGOSSIAN

FACULTÉ D'ODONTOLOGIE

UNIVERSITÉ D'AIX-MARSEILLE

DOYENS HONORAIRES	Professeur Professeur Professeur	A. SALVADORI R. SANGIUOLO [†] H. ZATTARA
DOYEN	Professeur	J. DEJOU
VICE – DOYEN CHARGÉ DES ENSEIGNEMENTS DIRECTEUR DU DÉPARTEMENT DE FORMATION INITIALE	Professeur	J.D. ORTHLIEB
VICE – DOYEN CHARGÉ DE LA RECHERCHE DIRECTEUR DU DÉPARTEMENT DE LA RECHERCHE	Professeur	C. TARDIEU
DIRECTEUR DU DÉPARTEMENT DE FORMATION CONTINUE	Professeur	V. MONNET-CORTI
CHARGÉS DE MISSION	Professeur Docteur Docteur	A. RASKIN P. SANTONI F. BUKIET
RESPONSABLE DES SERVICES ADMINISTRATIFS	Madame	C. BONNARD
PROFESSEURS ÉMÉRITES	Professeur Professeur Professeur	J. J. BONFIL F. LOUISE O. HUE

DOCTEURS HONORIS CAUSA DE L'UNIVERSITÉ D'AIX-MARSEILLE

PRÉSIDENT DE LA SECTION DE LA MÉDECINE DENTAIRE UNIVERSITÉ DE GENÈVE – SUISSE	J.N. NALLY	1972
DOYEN DE LA FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE UNIVERSITÉ DE PITTSBURGH – PENNSYLVANIE - USA	E. FOREST [†]	1973
DOYEN DE LA FACULTÉ DE MÉDECINE UNIVERSITÉ DE GENÈVE – SUISSE	L.J. BAUME	1977
DOYEN HONORAIRE DE LA FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE UNIVERSITÉ DE BOSTON - MASSACHUSETTS – USA	H.GOLDMAN [†]	1984
UNIVERSITÉ DE GÖTEBORG – SUÈDE	P.I. BRÅNEMARK	1997

56^{ème} SECTION : DEVELOPPEMENT CROISSANCE ET PREVENTION

56.1 ODONTOLOGIE PÉDIATRIQUE

Professeur	C. TARDIEU *	Assistant	I. BLANCHET
Maître de Conférences	D. BANDON	Assistant	C. KHOURY
Maître de Conférences	A. CHAFAIE	Assistant	V. MAGNAN
		Assistant	N. RENOU

56.2 ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE

Maître de Conférences	J. BOHAR	Assistant	M. BARBERO
Maître de Conférences	E. ERARD	Assistant	L. LEVY-DAHAN
Maître de Conférences	J. GAUBERT	Assistant	S. MARION des ROBERT
Maître de Conférences	M. LE GALL*	Assistant	C. MITLER
Maître de Conférences	C. PHILIP-ALLIEZ	Assistant	A. PATRIS-CHARRUET
		Assistant	J. SCHRAMM

56.3 PRÉVENTION - ÉPIDÉMIOLOGIE - ÉCONOMIE DE LA SANTÉ - ODONTOLOGIE LÉGALE

Professeur	B. FOTI *	Assistant	J. SCIBILIA
Maître de Conférences	D. TARDIVO		

*Responsable de la sous-section

57 ^{ème} SECTION : SCIENCES BIOLOGIQUES, MÉDECINE ET CHIRURGIE BUCCALE
--

57.1 PARODONTOLOGIE

Professeur	V. MONNET-CORTI *	Assistant	A. BOYER
		Assistant	V. MOLL
		Assistant	A. MOREAU
		Assistant	M. PIGNOLY

57.2 CHIRURGIE BUCCALE – PATHOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE - ANESTHÉSIOLOGIE – RÉANIMATION

Maître de Conférences	D. BELLONI	Assistant	J. GARCONNET
Maître de Conférences	J. H. CATHERINE *	Assistant	E. MASSEREAU
Maître de Conférences	P. ROCHE-POGGI	Assistant	E. QUINQUE

57.3 SCIENCES BIOLOGIQUES BIOCHIMIE, IMMUNOLOGIE, HISTOLOGIE, EMBRYOLOGIE, GÉNÉTIQUE, ANATOMO-PATHOLOGIE, BACTÉRIOLOGIE, PHARMACOLOGIE

Maître de Conférences	P. LAURENT	Assistant	C. LE FOURNIS
-----------------------	------------	-----------	---------------

65^{EME} SECTION : BIOLOGIE CELLULAIRE

Professeur	I. ABOUT* (Responsable de la sous-section 57.3)
------------	---

*Responsable de la sous-section

58^{ème} SECTION :
SCIENTES PHYSIQUES ET PHYSIOLOGIQUES, ENDODONTIQUES ET PROTHETIQUES

58.1 ODONTOLOGIE CONSERVATRICE, ENDODONTIE

Professeur	H. TASSERY	Assistant	B. BALLESTER
Maître de Conférences	G. ABOUDHARAM	Assistant	H. DE BELENET
Maître de Conférences	F. BUKIET	Assistant	A. FONTES
Maître de Conférences	C. PIGNOLY	Assistant	M. GLIKPO
Maître de Conférences	L. POMMEL *	Assistant	S. MANSOUR
Maître de Conférences	E. TERRER	Assistant	L. ROLLET
Maître de Conférences associé	M. GUIVARC'H		

58.2 PROTHÈSE PROTHÈSE CONJOINTE, PROTHÈSE ADJOINTE PARTIELLE, PROTHÈSE TOTALE, PROTHÈSE MAXILLO-FACIALE

Professeur	M. RUQUET		
Maître de Conférences	G. LABORDE	Assistant	M. DODDS
Maître de Conférences	M. LAURENT	Assistant	A. FERDANI
Maître de Conférences	B.E. PRECKEL	Assistant	C. MENSE
Maître de Conférences	P. SANTONI *	Assistant	C. NIBOYET
Maître de Conférences	G. STEPHAN	Assistant	A. REPETTO
Maître de Conférences	P. TAVITIAN	Assistant	A. SETTE
Maître de Conférences	A. TOSELLO		

58.3 SCIENCES ANATOMIQUES ET PHYSIOLOGIQUES OCCLUSODONTOLOGIE, BIOMATÉRIAUX, BIOPHYSIQUE, RADIOLOGIE

Professeur	J. DEJOU	Assistant	T. GIRAUD
Professeur	J. D. ORTHLIEB *	Assistant	M. JEANY
Professeur	A. RASKIN		
Maître de Conférences	A. GIRAudeau		
Maître de Conférences	B. JACQUOT		
Maître de Conférences	J. P. RÉ		

*Responsable de la sous-section

À NOTRE PRÉSIDENT

Monsieur le Professeur Michel RUQUET

Vous nous faites l'honneur d'accepter la Présidence de cette thèse.

Nous vous remercions pour vos qualités d'enseignant, votre gentillesse et votre calme en toutes circonstances.

Nous souhaitons vous remercier pour votre disponibilité et pour la grande sympathie que vous nous avez témoignée tout au long de mes études.

Un grand merci pour vos conseils et votre écoute.

Puissiez-vous trouver ici le témoignage de notre plus profonde gratitude.

À NOTRE JUGE ET DIRECTEUR DE THÈSE

Monsieur le Docteur Adrien SETTE

Vous nous faites l'immense honneur de diriger et de juger cette thèse.

Votre envie de transmettre et de partager le plaisir que vous éprouvez à faire ce métier nous a beaucoup touché; tout comme le profond respect que vous avez en toutes circonstances, envers les étudiants et les patients.

Merci pour votre soutien, votre grande disponibilité et vos conseils durant la rédaction de cette thèse.

Veillez trouver ici l'expression de notre plus profonde reconnaissance.

À NOTRE JUGE

Madame le Docteur Elodie TERRER

Vous nous faites l'honneur et la gentillesse de bien vouloir siéger dans le jury de cette thèse.

Nous vous remercions pour la qualité de votre écoute et de vos enseignements durant toutes ces années d'études.

Nous vous exprimons ici notre gratitude et notre profond respect pour votre professionnalisme, votre écoute et votre implication dans les dernières étapes de la préparation de cette thèse.

Veuillez trouver ici le témoignage de notre plus profonde estime.

À NOTRE JUGE

Monsieur le Docteur Patrick LAURENT

Vous nous faites l'honneur d'accepter de participer au jury de cette thèse.

Nous nous souviendrons de la qualité de l'enseignement théorique et clinique que vous nous avez prodigué ainsi que votre disponibilité pendant mes années d'études.

Merci pour vos conseils, votre calme et votre patience.

Veuillez trouver ici l'expression de mes remerciements les plus sincères.

À NOTRE INVITÉ

Monsieur le Docteur Patrice MARGOSSIAN

Vous nous faites l'honneur d'accepter de juger cette thèse.

Merci pour la confiance que vous m'avez accordée en acceptant de me confier le sujet de cette thèse.

Merci pour tout ce savoir et ces précieux conseils que vous avez su me transmettre tout au long de ces années d'études, d'observation et de formation.

Veuillez trouver ici l'expression de ma plus profonde gratitude.

Je tenais à remercier tout particulièrement :

Monsieur DUPASQUIER Alexis (Chef de projet R&D, cellule Innovation Anthogyr®)

Monsieur SEBBAH Jean (Commercial Henry Schein®)

Monsieur BOURRELY Georges (Commercial Henry Schein®)

Monsieur VIAN François (Commercial Anthogyr®)

Monsieur HERMELLIN Emmanuel (Docteur en Informatique - Université de Montpellier)

Sans qui cette thèse n'aurait pu aboutir. Merci à vous tous pour votre disponibilité, votre patience, et les précieux conseils que vous m'avez généreusement prodigués durant cette thèse.

TABLE DES MATIÈRES

Remerciements	i
Table des matières	xiii
Liste des tableaux	xv
Liste des figures	xvii
1 Introduction	1
2 Matériel	2
2.1 Principes généraux des empreintes conventionnelles en implantologie	2
2.2 Principes généraux des empreintes optique en implantologie	3
2.2.1 Généralités	3
2.2.2 Principe de captage numérique	4
2.2.3 Principe de numérisation-modélisation	5
2.3 Description des différentes caméras intra orales de l'étude	5
2.3.1 Généralités	5
2.3.2 Caméra Omnicam® de CEREC (Sirona)	6
2.3.3 Caméra Trios® de 3Shape	6
2.4 Description du logiciel et du système d'usinage	7
2.4.1 Scanner MEDIT® IDENTICA HYBRID	7
2.4.2 Simeda® SCAN CAD	8
2.4.3 Exocad®	8
2.4.4 Usinage 5 axes [Guillaume, 2015]	8
2.4.5 Galette de Titane grade V	9
2.5 Description de l'appareil photo utilisé pour cette étude	9
2.6 Description du logiciel de traitement de l'image : Image J	10
3 Méthode	11
3.1 Deux situations cliniques – Réalisation de modèles de travail initiaux	11
3.2 Utilisation de la CAO pour la conception des pièces prothétiques	11
3.3 Réalisation des empreintes conventionnelles et optiques	12
3.3.1 Empreintes conventionnelles non solidarisées	12
3.3.2 Empreintes conventionnelles solidarisées	13
3.3.3 Empreintes optiques avec les caméras OMICAM® et TRIOS®	13
3.4 Réalisation des armatures sur piliers MUA	15
3.5 Mesure de l'écart marginal entre l'armature et les piliers MUA	15
3.5.1 Répliques en silicone	15
3.5.2 Clichés photographiques	17
3.5.3 Mesures avec Image J	17
3.6 Résultats et interprétations	19
3.6.1 Résultats	19
3.6.2 Interprétations des résultats	21

3.7 Limites de notre étude	21
4 Conclusion	22
Bibliographie	I

LISTE DES TABLEAUX

Méthode	11
3.1 Noms simplifiés pour chaque armature.	15
3.2 "Témoin" sur 3 implants.	19
3.3 TRIOS® 3Shape sur 3 implants.	20
3.4 OMNICAM® Sirona sur 3 implants.	20
3.5 Conventionnelle transferts non solidarisés sur 3 implants.	20
3.6 Conventionnelle transferts solidarisés sur 3 implants.	20
3.7 "Témoin" sur 8 implants.	20
3.8 TRIOS® 3Shape sur 8 implants.	20
3.9 OMNICAM® Sirona sur 8 implants.	20
3.10 Conventionnelle transferts non solidarisés sur 8 implants.	20
3.11 Conventionnelle transferts solidarisés sur 8 implants.	20

LISTE DES FIGURES

Matériel	2
2.1 Principe de la triangulation active.	4
2.2 Principe du microscope confocal.	5
2.3 Schéma représentant le système de coordonnées sphériques.	6
2.4 Caméra CEREC Omnicam® de chez Sirona (<i>sirona.fr</i>).	6
2.5 Caméra Trios® de chez 3Shape (<i>3shape.com</i>).	7
2.6 Scanner Medit® Identica Hybrid (<i>meditcompany.com</i>).	7
2.7 Axes 1,2 et 3 (x-y-z) (<i>Tech Dent 343344 07-0815</i>).	9
2.8 Axes 4 et 5 (A et B) (<i>Tech Dent 343/344 07-08/15</i>).	9
2.9 Nikon D90 (à gauche, <i>nikon.fr</i>) et la bonnette Raynox Macroscopic Lens Model M-250 (à droite, <i>wikipedia.org</i>).	10
 Méthode	 11
3.1 Armatures témoins 8 implants et 3 implants.	11
3.2 Réalisation des contre-modèles 8 et 3 implants.	12
3.3 Empreintes conventionnelles non solidarisiées.	12
3.4 Empreintes conventionnelles avec transferts solidarisés.	13
3.5 Caméras Omnicam® et Trios®.	13
3.6 Mise en place des Scan Adapters Anthogyr®.	14
3.7 Empreintes optiques avec la caméra Trios® de chez 3Shape.	14
3.8 Empreinte optique avec la caméra Omnicam® de chez Sirona.	14
3.9 Photo représentant le repositionnement de l'armature après injection de silicone light.	15
3.10 Photo représentant la réplique en silicone du joint emporté dans l'armature après sa désinsertion.	16
3.11 Photo représentant l'injection du silicone light jaune venant recouvrir l'intrados de la réplique en silicone du joint.	16
3.12 Positionnement du silicone light jaune sur un support plan avant sa prise.	16
3.13 Photo représentant la réplique en silicone du joint après retrait de l'armature.	16
3.14 Photo représentant le recouvrement total du joint après avoir réalisé tous les marquages nécessaires.	17
3.15 Schéma matérialisant les zones de mesures possibles du joint cervical pilier MUA-armature.	17
3.16 Schéma illustrant le dispositif photographique utilisé pour l'étude.	18
3.17 Photo illustrant les joints cervicaux (vestibulaire et lingual) sur le 2ème pilier de l'armature sur 3 implants (empreinte conventionnelle transferts non solidarisés).	18
3.18 Photo illustrant les joints cervicaux (vestibulaire et lingual) sur le 2ème pilier de l'armature sur 3 implants (Omnicam Sirona).	18
3.19 Photo illustrant les joints cervicaux (vestibulaire et lingual) sur le 6ème pilier de l'armature sur 8 implants (Omnicam Sirona).	18
3.20 Photo illustrant les joints cervicaux (vestibulaire et lingual) du 7ème pilier de l'armature sur 8 implants (Trios 3Shape).	18

3.21	Photo illustrant les joints cervicaux (vestibulaire et lingual) du 5ème pilier de l'armature sur 8 implants (empreinte conventionnelle transferts solidarisés).	18
3.22	Photo illustrant les joints cervicaux (vestibulaire et lingual) du 2ème pilier de l'armature sur 8 implants (empreinte conventionnelle transferts non solidarisés).	18
3.23	Mesure avec Image J.	19

INTRODUCTION

De nos jours, l'implantologie détient une place capitale au sein de la dentisterie. En effet, le remplacement d'une racine naturelle condamnée par une racine artificielle a considérablement changé la vision des soins dentaires. Cette discipline propose au patient une solution thérapeutique fixe par l'intermédiaire d'une prothèse implanto-portée permettant de fournir des résultats fonctionnels et esthétiques sur le long terme.

L'implantologie se divise alors en deux phases cliniques principales :

- une phase chirurgicale permettant la mise en place de l'implant au sein du tissu osseux ;
- une phase prothétique permettant la réalisation de la prothèse sur implant à proprement parler. Cette phase ne débutera qu'une fois les délais d'ostéointégration respectés [Branemark et al., 1977].

La restauration prothétique correspond à l'ultime objectif du traitement implantaire permettant de rétablir une fonction et un résultat esthétique. Cette phase prothétique se présente comme une succession d'étapes bien précises dont la première consiste en la prise d'empreinte. A l'heure actuelle, la réalisation d'empreintes implantaires [Rajzbaum et al., 2012] peut se faire de deux manières bien différentes : on distingue les empreintes conventionnelles réalisées à l'aide de matériels et matériaux classiques d'enregistrement physique et les empreintes optiques.

L'aire du numérique a considérablement modifié les étapes et les procédés d'élaboration des prothèses dentaires aussi bien au sein de la prothèse fixée classique que de la prothèse fixée implanto-portée [Duret, 2010]. Ainsi, la conception et la fabrication assistées par ordinateur (CFAO) dans le domaine de l'implantologie a connu une ascension fulgurante au cours de ces dernières années notamment au sein des laboratoires de prothèses, puis de plus en plus en cabinet dentaire. En effet, une étude rapporte qu'en juillet 2012 plus du tiers des laboratoires de prothèses dentaires étaient équipés en CFAO [Guillaume, 2012].

La réalisation d'empreintes implantaires optiques peut donc se pratiquer en cabinet dentaire, nous parlerons de CFAO directe ou semi-directe, ou bien au sein du laboratoire de prothèses, nous parlerons de CFAO indirecte [Cordelette and Jordan-Combarieu, 2014]. L'objectif de cette thèse sera d'évaluer la précision de différents systèmes optiques en implantologie par le biais d'une analyse in vitro.

MATÉRIEL

2.1 Principes généraux des empreintes conventionnelles en implantologie

La prise d'empreinte représente la première étape de la phase prothétique. Cette étape, primordiale, est réalisée en bouche permettant de transférer le plus fidèlement possible une situation clinique au laboratoire de prothèse qui réalisera par coulée de l'empreinte, un modèle de travail en plâtre dit maître modèle.

L'empreinte implantaire diffère de l'empreinte de prothèse fixée conventionnelle. En effet, les points importants ne sont pas les mêmes puisque dans le cas de l'empreinte implantaire, le support est un implant usiné et ankylosé. Nous parlons dans ce cas d'empreinte de positionnement. En effet, la mobilité de l'implant est bien moindre que celle d'une dent naturelle : elle est de l'ordre de $10\mu m$ alors que celle d'une dent naturelle est d'environ $150\mu m$ [Assif et al., 1996]. De plus, l'implant est une pièce usinée dont la connectique est connue à l'avance ; c'est pourquoi le but de l'empreinte implantaire est de repositionner l'implant dans les 3 dimensions de l'espace sur le modèle de travail en plâtre.

La précision dimensionnelle concernant l'enregistrement de la position de l'implant relève d'une grande importance pour ce type d'enregistrement alors que la précision de l'enregistrement des détails reste secondaire. En effet, un enregistrement de la position du ou des implant(s) est primordial puisqu'en prothèse implanto-portée le but est d'obtenir une adaptation passive, sans contraintes, des pièces prothétiques lors de leur insertion.

Un défaut d'empreinte peut entraîner des erreurs de conception de l'armature prothétique qui se manifesteront par un manque d'adaptation passive de la prothèse implanto-portée. Dans ce cas, la mise en place de la prothèse générera des contraintes néfastes sur l'ensemble du ou des implant(s), pouvant être à l'origine de fracture de la céramique, de la vis de prothèse ou de l'implant, ou parfois même pouvant entraîner des pertes osseuses [Sellers, 1989, Jemt et al., 1996].

Comme cela est mentionné dans l'article du Dr Thierry BRINCAT [?], en prothèse implanto-portée, aucune évidence scientifique n'a été produite établissant quel niveau d'adaptation implant-prothèse peut être considéré comme acceptable. Cela part de critères très restrictifs, tels ceux de BRANEMARK ne tolérant pas un mauvais ajustage supérieur à $10\mu m$, pour arriver à JEMT admettant généreusement un hiatus de $150\mu m$!

Une empreinte implantaire a donc pour but d'enregistrer :

- la position spatiale de l'implant en bouche ;
- le contour gingival ;
- le profil d'émergence ;
- les renseignements sur les dents adjacentes.

Aujourd'hui, il existe plusieurs techniques pour réaliser des empreintes implantaires conventionnelles. En effet, le praticien peut choisir de réaliser son empreinte à l'aide d'un porte empreinte ouvert ou d'un porte empreinte fermée [Carr, 1991, Daoudi et al., 2001]. Il peut également réaliser l'empreinte directement sur le col de l'implant ou bien sur un pilier mis en place préalablement sur

l'implant. De ce fait, il en découlera le choix de transfert d'empreinte adapté à la technique choisie. Certains auteurs préconisent de solidariser les transferts à l'aide d'un fil de soie sur lequel est déposée de la résine. Ceci pour compenser les problèmes de déformation dus au matériau d'empreinte [Naconecy et al., 2004] et ainsi limiter les erreurs d'enregistrement de la position spatiale des transferts. Pour finir, il faudra décider du matériau d'empreinte à utiliser [Rajzbaum et al., 2012], choix se faisant entre les plâtres ou les élastomères, type polyéther ou bien les silicones (vinyl polysiloxanes).

Dans le cadre de notre étude in vitro, les empreintes seront réalisées avec un matériau polyéther (Impregum). Nous utiliserons un porte empreinte du commerce ajouré en regard des tiges de transferts. Ces derniers sont choisis en fonction :

- de la surface à enregistrer (pilier ou col de l'implant);
- de la technique d'empreinte réalisée (directe/indirecte/clipsée);
- du diamètre de l'implant;
- du profil d'émergence du pilier de cicatrisation ou du provisoire.

Après s'être assuré de la prise du matériau d'empreinte, les tiges de transferts seront dévissées et retirées puis l'empreinte désinsérée emportant avec elle les transferts. Des analogues seront ensuite vissés sur les transferts en faisant attention de ne pas toucher le matériau d'empreinte. Pour cela, il convient de réaliser un contre couple en maintenant fermement la réplique d'un côté et en vissant la vis de transfert de l'autre.

Dans cette étude in vitro, nous utiliserons des analogues de piliers Multi-Unit au lieu de mettre en place, sur chaque implant de nos 2 modèles, un pilier Multi-Unit ainsi qu'un analogue d'implant. Selon certains auteurs, les empreintes directes avec porte-empreinte ouvert sont les plus précises [Carr, 1991, Daoudi et al., 2001, Naconecy et al., 2004].

Dans cette étude, pour chacune de nos deux situations (3 et 8 implants), un jeu d'empreinte sera réalisé avec des transferts non solidarisés et un second en solidarisant les transferts entre eux par un fil de soie noyé dans de la résine photopolymérisable.

2.2 Principes généraux des empreintes optique en implantologie

2.2.1 Généralités

La CFAO s'est largement développée au cours de ces 30 dernières années, mais elle s'est surtout ouverte à l'implantologie. En effet, il était alors possible d'unir la prise d'empreinte optique et la vue RX des scanners en un seul nuage de points. Sur un modèle numérisé par un scanner de laboratoire, il devient possible de prépositionner un implant et de visualiser la prothèse à réaliser par la suite. L'utilisation de la CFAO en implantologie s'est alors peu à peu développée, mais a tout de même mis un certain temps avant d'être réellement pratiquée en cabinet dentaire. En effet, ce n'est qu'à partir de 2010 qu'elle s'est largement affirmée avec l'évolution des caméras intra orales et des scanners optiques de laboratoire entraînant l'apparition des concepts de CFAO indirecte, directe ou semi directe [Vuillemin, 2014].

La CFAO est une toute nouvelle façon de concevoir des prothèses dentaires. Elle a permis ainsi aux laboratoires de prothèse d'améliorer leur réalisation au niveau de la précision, de la diversité d'utilisation des matériaux ou bien encore en terme de reproductibilité. En effet, elle permet de diminuer considérablement les erreurs liées à la chaîne de conception prothétique classique. Son évolution au cours de ces dix dernières années, a permis d'élargir son champ d'utilisation à l'implantologie [Joda et al., 2014]. Cette technologie se définit classiquement par 4 étapes principales :

- la numérisation des informations cliniques;
- la réalisation d'un modèle de travail virtuel;
- la conception de l'élément prothétique;
- la fabrication de cet élément à l'aide d'un matériau adapté (usinage).

L'empreinte que nous allons étudier utilise un procédé exploitant de la lumière pour enregistrer l'arcade dentaire en 3D : elle est dite optique. Elle est pratiquée dans la bouche du patient : elle est

intra orale. Dans le cadre de notre étude in vitro, nous rappelons que nous travaillerons sur des modèles de travail en plâtre. Deux étapes sont nécessaires avant l'étape d'usinage :

- l’empreinte optique c’est à dire le captage des informations ;
- la modélisation 3D.

2.2.2 Principe de captage numérique

Pour réaliser une empreinte optique, l’opérateur a besoin :

- d’une unité de prise d’empreinte comme un scanner 3D de laboratoire ou une caméra optique et un capteur CDD photographique (charges-coupled-divice) ;
- d’un ordinateur avec un logiciel de modélisation pour numériser les données captées.

Lors de la prise d’empreinte optique, une lumière monochrome est émise sur l’objet par un type de balayage qui diffère selon les scanners. Il existe 4 types de balayages : par points (principe du scanner), par lignes, par trames, par holographes [Duret, 2008]. Les photons de cette source de lumière sont réfléchis vers le capteur du scanner en passant par une lentille. Les informations sur l’objet sont ainsi captées et analysées par numérisation. La lumière émise diffère selon les fabricants : elle se différencie par la longueur d’onde choisie par chaque constructeur, et plus elle est courte plus l’image sera précise. Les objets brillants (comme l’émail), miroitants ou transparents sont difficiles à numériser car peu de photons sont réfléchis vers la caméra, c’est pourquoi certains fabricants préconisent la mise en place préalable de poudre antireflet blanche qui permettra à plus de photons d’être réfléchis vers le capteur de la caméra. Mais aujourd’hui certaines marques ont conçu des caméras qui n’ont pas besoin de cette poudre (comme iTero de Cadent® ou CEREC Omnicam® de Sirona). Il existe 4 techniques de détection optique du volume [Moussaly et al., 2010] :

- **Triangulation active** (voir figure 2.1)

Une caméra projette une lumière de courte longueur d’onde (photons parallèles collimatés) sur le volume à enregistrer en utilisant le principe de balayage par trames (une série de stries parallèles). Le faisceau de lumière réfléchi passe par un miroir pour être dévié vers la surface à enregistrer puis passe par un cristal conoscopique et atteint le capteur CCD qui convertira un signal lumineux en signal électronique. C’est grâce au jeu de miroir que les trames lumineuses sont décalées : on obtient ainsi une image en relief. Le format de triangulation

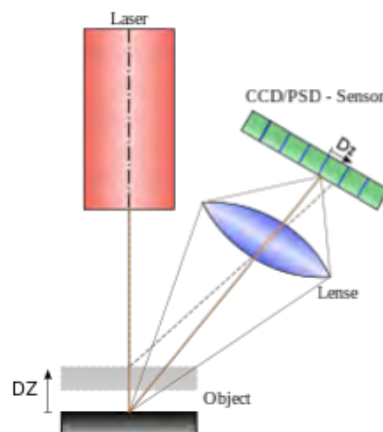


FIGURE 2.1 – Principe de la triangulation active.

permet d’obtenir un cône oblique de lumière pour capturer une seule image à 15 mm [Bolding, 2012]. L’observation de cette trame par le capteur CCD spécifique utilise une technique optique d’interférométrie de la lumière permettant d’obtenir une image en 3D avec un temps très court. Ce procédé optique est utilisé par la caméra endobuccale CEREC Bluecam®. Ce principe de détection du volume acquiert une profondeur de champ limitée et demande un calibrage préalable du système optique.

– Technique du moiré ou technique d'effet de contraste

– Imagerie parallèle confocale (voir figure 2.2)

Cette technique utilise le principe du microscope confocal inventé par Minsky en 1953 [Minsky, 1967]. La caméra endobuccale est constituée d'un faisceau laser et d'un scanner optique pour prendre des clichés dans des plans de mise au point (plans focaux) espacés d'environ $50 \mu m^1$. Ce procédé est utilisé par les fabricants iTero® et 3Shape (Caméra TRIOS®).

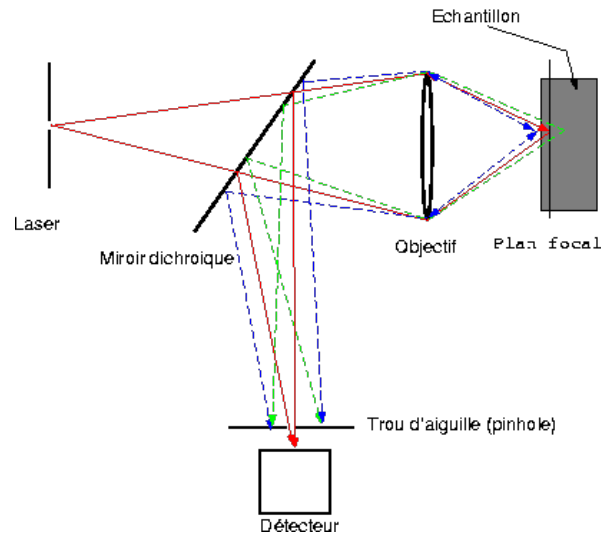


FIGURE 2.2 – Principe du microscope confocal.

– Mesure de profondeur par utilisation des propriétés de défocalisation

2.2.3 Principe de numérisation-modélisation

La numération a pour but de reconstruire un objet 3D qui représente un objet réel. Ce procédé permet la conversion d'un signal lumineux en une suite de nombres : l'objet sera représenté par un ensemble de nombres réels. Ces nombres seront ensuite traités par un logiciel : c'est la modélisation.

Pour être plus précis, l'interface informatique analyse le positionnement d'un ensemble de points grâce à un système de points (nombres entiers pour désigner la position des points dans l'espace). On parle de cartographie : le point est déterminé par des coordonnées sphériques (r, ϕ, θ) où r est la distance entre le point et le scanner, ϕ et θ sont des angles formés entre la ligne allant du point analysé au scanner à 2 plans, horizontal et vertical, passant par le point d'origine (voir Figure 2.3).

Quelle que soit la technique d'acquisition ou de numérisation 3D utilisée, plusieurs captages sont réalisés pour permettre d'obtenir un modèle volumique. Le logiciel utilisé superpose les parties communes de ces différents clichés et les met bout à bout par concaténation.

2.3 Description des différentes caméras intra orales de l'étude

2.3.1 Généralités

Pour la réalisation d'une empreinte optique, nous avons besoin d'une caméra et d'un ordinateur doté d'un logiciel de numérisation. La conception et la fabrication assistée par ordinateur (CAO/CFAO) est en service depuis 40 ans. Elle a pour objectif d'obtenir des données à partir de balayages numériques précis des arcades dentaires, qui seront transmises directement à des systèmes de fraisage capables de fabriquer des supra structures implantaires en alliage céramique ou en titane. Elle a fait son apparition en 1973 par son inventeur français le Pr François DURET, diplômé

1. http://fr.wikipedia.org/wiki:Microscope_confocal

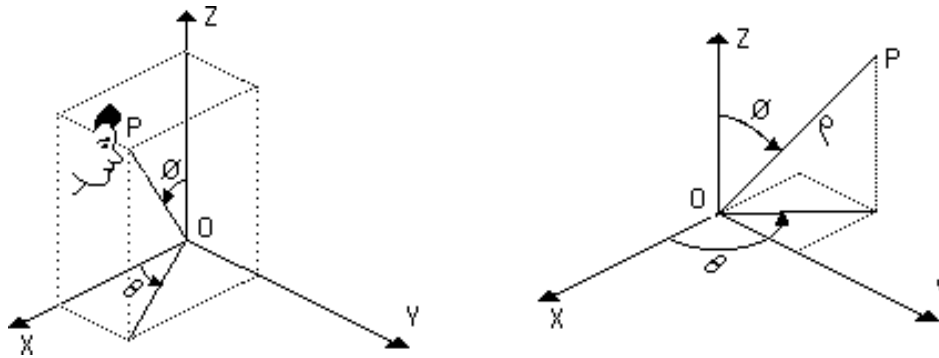


FIGURE 2.3 – Schéma représentant le système de coordonnées sphériques.

de l'université de Lyon. Ce dernier expose les bases de la CFAO dans sa thèse intitulée "l'empreinte optique". Ce chercheur a obtenu le brevet en 1984 et c'est à Chicago qu'il a démontré la fabrication d'une couronne en 4 heures. Pendant ce temps en 1980, un dentiste suisse le Dr Wermer MORMAN et un ingénieur électricien suisse Marco BRADESTINI ont développé le premier système commercial de CFAO pour la fabrication de prothèse : le CEREC®.

Dans cette étude qui ne s'intéresse qu'à l'empreinte optique sur implants, nous ne verrons que la caméra Omnicam® de chez CEREC et la caméra Trios® de chez 3Shape.

2.3.2 Caméra Omnicam® de CEREC (Sirona)

Le système d'empreinte CEREC (voir figure 2.4) est basé sur le principe de triangulation active. C'est un système fermé comme tous les appareillages CEREC ; c'est à dire que l'empreinte, la modélisation et l'usinage ne se font qu'avec la même marque. Cette caméra permet d'exécuter une empreinte de façon rapide et précise. La visualisation de l'objet numérisé se fait directement sur l'écran d'ordinateur via un flux vidéo en couleur : le modèle 3D se construit au fur et à mesure. On peut s'arrêter et reprendre l'opération. L'enregistrement des tissus dentaires et gingivaux ne nécessite pas de poudrage ; ce qui apporte un gain de temps et d'ergonomie non négligeable. La tête de la caméra a des dimensions réduites ce qui facilite l'empreinte des sites postérieurs. L'enregistrement est possible si le patient est assis ou allongé pour une posture plus ergonomique².

FIGURE 2.4 – Caméra CEREC Omnicam® de chez Sirona (sirona.fr).

2.3.3 Caméra Trios® de 3Shape

L'appareillage Trios® de 3Shape³ (voir figure 2.5) est né en décembre 2010, sa présentation est faite en mars 2011 à Cologne en Allemagne. Ce système est basé sur le principe du microscope confocal. Il possède un balayage très rapide et performant ce qui donne une empreinte précise et rapide.

2. <http://www.sirona.fr/fr/actualites/presse-nouveauts-detail/25640/>

3. <http://www.3shape.com/en/new-products/trios/intraoral-scanners>



FIGURE 2.5 – Caméra Trios® de chez 3Shape (*3shape.com*).

2.4 Description du logiciel et du système d'usinage

2.4.1 Scanner MEDIT® IDENTICA HYBRID

Le scanner Medit® Identica Hybrid (voir figure 2.6) permet de numériser des maîtres-modèles : toutes restaurations implanto-portées et dento-portées ainsi que des empreintes en un temps record, tout en garantissant une très haute précision. Le large champ de numérisation offre la possibilité de scanner tout en intégrant un articulateur.



FIGURE 2.6 – Scanner Medit® Identica Hybrid (*meditcompany.com*).

Ce scanner possède une vitesse de numérisation inégalée : en effet, moins de 16 secondes sont nécessaires pour scanner une arcade complète et le nouveau format de fichier de données est 84 % plus léger, ce qui diminue le temps de traitement de manière significative. Il présente une haute-précision pour les restaurations plurales implantaires et utilise la technologie de numérisation triple caméra avec scan en couleur, permettant aux techniciens de comprendre des marques dessinées à la main dans la conception numérique, résultant en des images de haute définition de la surface du modèle ou de l'empreinte. Sa qualité de numérisation 3D texturée est de haute définition. Sa précision peut atteindre les 7 μm selon les standards de la norme ISO 12836.

Le scanner Medit est compatible avec les Scan Adapters Simeda®. Ce nouveau scanner, optimise la production en optimisant le processus de numérisation. Il dispose également d'une fonction de numérisation automatique des empreintes double-faces. Ce scanner a été conçu sur les bases de la vitesse et de la précision du scanner Identica Bleu 2015 et des améliorations dans presque tous les domaines y ont été apportées, y compris sur le bras de scan à 3 axes pour la numérisation automatique des deux faces d'une même empreinte, l'ajout de l'innovant multi-die flexible, et la possibilité de scanner en couleur. Ce scanner permet de couvrir l'intégralité des indications prothétiques. Les fichiers sont compressés pour faciliter le traitement des données⁴.

Le scanner Medit® Identica Hybrid sera utilisé dans cette étude par le laboratoire Anthogyr® dans la réalisation de nos armatures sur piliers MUA.

4. <http://www.meditcompany.com>

2.4.2 Simeda® SCAN CAD

Simeda® SCAN CAD couvre l'ensemble des applications prothétiques. La solution fonctionne avec le scanner Medit® Identica Hybrid associé au logiciel Exocad® et donne accès à la Simeda-Theque qui constitue une bibliothèque gratuite de plateformes d'implants pour tous les logiciels CAO ouverts. Elle permet la conception de prothèses unitaires ou plurales implanto-portées pour réalisation et usinage chez Simeda®. Des prothèses personnalisées sont fabriquées avec une précision constante en Zircône, Titane ou Cobalt-Chrome. Dans notre étude, nos armatures seront conçues par Anthogyr® Simeda® ⁵.

2.4.3 Exocad®

Exocad® ⁶ est un logiciel de conception de prothèses utilisé par les laboratoires. Sa version standard couvre une grande variété d'indications (couronnes et coiffes anatomiques, bridges, inlays, onlays, etc.). Exocad add-on module étend les fonctionnalités de la versions standard par des modules complémentaires tels les modules implant, barre, articulateur virtuel et d'autres encore.

2.4.4 Usinage 5 axes [Guillaume, 2015]

Le nombre d'axes correspond aux différentes directions dans lesquelles la machine peut déplacer son outil et le bloc de matière [Guillaume, 2015]. Exactement comme quand nous faisons comme quand notre main droite tient l'outil et notre main gauche la pièce. Manuellement, tous les axes sont possibles, autant avec la main qui travaille qu'avec la main qui maintient l'objet. 5 axes sont nécessaires pour effectuer tous les mouvements de la main humaine, ou presque.

Axes 1, 2 et 3 (x-y-z) Le premier axe est l'axe vertical, similaire à celui d'une vieille fraiseuse qui déplace l'outil (foret ou fraise) ou la pièce de haut en bas. Le deuxième et le troisième axes sont ceux qui permettent de déplacer la pièce d'avant en arrière et de gauche à droite, ainsi que la combinaison des deux.

Ces trois premiers axes permettent de réaliser tous les travaux qui ne comportent aucune contre-dépouille sur la partie située au dessus (rose sur le schéma) ou au dessous (vert) de la ligne de plus grand contour (voir figure 2.7 schéma 1). Bien entendu, une fois que la partie de l'extrados de dépouille est réalisée, il faudra retourner la pièce pour pouvoir faire l'intrados, c'est en fait du trois axes recto-verso. Les industriels les appellent X Y et Z en référence aux axes mathématiques décrivant les trois dimensions (volumes) (voir figure 2.7 schéma 2).

La plupart des machines proposent cette opération automatique et font faire au bloc une rotation de 180° ce qui évite de sortir le bloc, de le retourner et de relancer le travail. Cette opération est baptisée demi-axe et l'on parle alors de $3 + \frac{1}{2}$ axes ou alors $3 + 1$. C'est là que tout se complique car certains feront l'addition $3 + 1 = 4$ et nous voilà sur du 4 axes qui n'en est pas.

Axe 4 et 5 (A et B) Le quatrième axe est la possibilité de pouvoir faire basculer la pièce à gauche et à droite comme un bateau qui roule sur les vagues (roulis). Cet axe permet d'aller chercher les contre-dépouilles qui se trouvent sur ces plans latéraux.

Certaines machines pratiquent ces 4 axes simultanément alors que d'autres ont une intelligence qui ne permet de gérer que 3 axes simultanément, elles vont donc bloquer la pièce sur un angle fixe de ce quatrième axe avant d'entreprendre le travail avec les 3 axes restants, on appelle ça le "4 axes positionnés" (voir figure 2.8 schéma 3) contrairement au "4 axes simultanés" (voir figure 2.8 schéma 4). Pour le cinquième axe qui est la bascule d'avant en arrière de la pièce et qui permet d'aller chercher les contre-dépouilles sur les plans frontaux/retro-frontaux, il en est de même que pour le quatrième, soit c'est un axe en position soit c'est un axe simultané, mais là on dispose de deux appellations; soit c'est du $3 + 2$ (en position) soit c'est du 5 axes simultanés. Malheureusement

5. <http://www.anthogyr.com>

6. <https://exocad.com/>

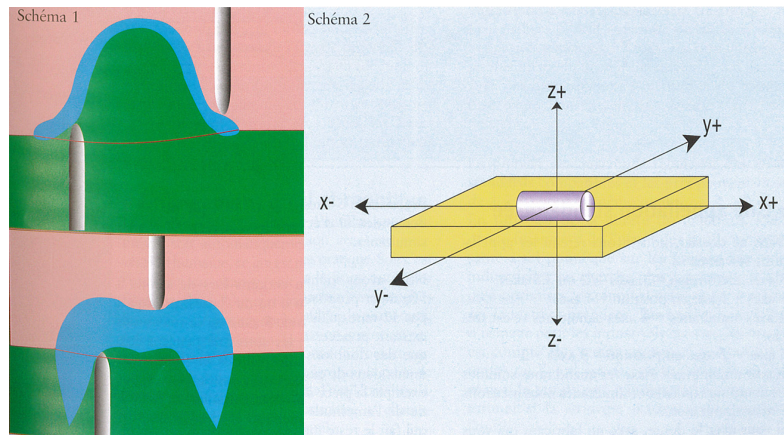


FIGURE 2.7 – Axes 1,2 et 3 (x-y-z) (Tech Dent 343344 07-0815).

encore, par manque de connaissance du public, certains appellent 5 axes ce qui n'est que du 3 + 2. Le mieux est de parler de 5 axes en position ou de 5 axes simultanés. Les industriels nomment le quatrième axe A et le cinquième axe B (voir figure 2.8 schéma 5).

Les scanners utilisés dans notre étude pour la conception de nos armatures reposent sur ce principe d'usinage 5 axes.

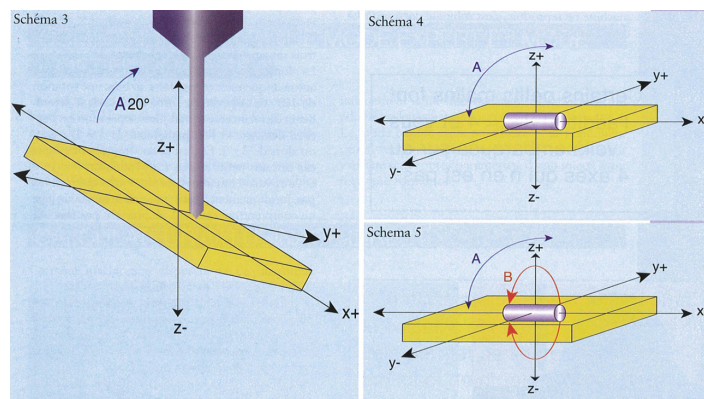


FIGURE 2.8 – Axes 4 et 5 (A et B) (Tech Dent 343/344 07-08/15).

2.4.5 Galette de Titane grade V

Les galettes de titane grades IV et V sont utilisées dans les restaurations implanto-portées pour une plus grande résistance et pour leur faible poids. De plus elles présentent une excellente biocompatibilité ce qui en fait le matériau de choix pour toutes prothèses en contact avec la gencive. La céramisation est facilitée et on obtient un rendu esthétique de qualité ⁷.

Les armatures de cette étude in vitro, sur 3 et 8 implants seront donc toutes réalisées dans des galettes de titane grade V.

2.5 Description de l'appareil photo utilisé pour cette étude

Le Nikon D90 est un appareil photographique reflex numérique fabriqué par Nikon (voir figure 2.9). Son mode Live view permet de composer et de photographier par le biais du moniteur ACL haute résolution de 3 pouces, tandis qu'un système avancé de reconnaissance de scène et un autofocus performant aident à capturer des images d'une grande précision. Il présente également un

7. <http://www.anthogyr.com>

capteur CMOS Nikon 12,2 mégapixels au format Nikon DX et un viseur couvrant 96 % du champ avec un grossissement de 0,94x. Cet appareil est doté d'une grande sensibilité allant de 200 à 3200 ISO (100-6400 avec traitement). Le D90 permet également de réaliser des enregistrements vidéo, avec la possibilité d'enregistrer en HD 720p, avec le son mono, à 24 images par seconde (pour un maximum de 5 minutes par clip ou 20 minutes pour les résolutions inférieures). Le D90 possède un écran arrière LCD haute résolution, ainsi qu'un moteur d'autofocus, ce qui signifie que tous les objectifs autofocus en monture Nikon F peuvent être utilisés en mode autofocus⁸.

Dans notre étude, nous utiliserons cet appareil photo couplé à des flash déportés latéralement ainsi qu'une bonnette encore appelée "lentille d'approche" dans la nomenclature Nikon (voir figure 2.9). Cette lentille convergente supplémentaire, fixée sur l'objectif de l'appareil photographique sera utilisée dans le but d'obtenir une précision encore plus grande des clichés photographiques que nous réaliserons⁹.



FIGURE 2.9 – Nikon D90 (à gauche, *nikon.fr*) et la bonnette Raynox Macroscopic Lens Model M-250 (à droite, *wikipedia.org*).

2.6 Description du logiciel de traitement de l'image : Image J

Image J¹⁰ est un logiciel libre multiforme, conçu pour fonctionner sur plusieurs plateformes c'est à dire le couple liant ordinateur et système d'exploitation, et open source (c'est à dire s'appliquant aux logiciels dont la licence respecte des critères établis par l'Open Source Initiative) de traitement et d'analyse d'images développé par les National Institutes of Health. Il est écrit en Java et permet l'ajout de nouvelles fonctionnalités via des plugins et macros. Image J est exécuté comme un applet téléchargeable sur n'importe quel ordinateur disposant d'une machine virtuelle Java 5 ou ultérieure. Des distributions pour Microsoft Windows, Mac OS, Mac OSX sont disponibles en téléchargement.

Image J se présente sous la forme d'une fenêtre principale flottante qui ouvre des fenêtres de données elles aussi flottantes. La fenêtre principale contient les menus et les boutons des outils disponibles. La plupart des opérations courantes de traitement d'images sont réalisables avec Image J : correction d'éclairage, visualisation et ajustement de l'histogramme des niveaux de gris, opérations logiques et arithmétiques entre images, etc.). En analyse d'image, ce logiciel permet entre autres de mesurer diverses grandeurs (distances, surfaces...) et extraire des coordonnées de contours, etc.

Initialement développé pour des applications médicales, son usage s'est aujourd'hui étendu à d'autres domaines tel que celui de la science des matériaux (détermination de tailles de grains par exemple). Image J peut visualiser, éditer, traiter, analyser les images ou piles d'images. Il est capable d'ouvrir et sauver des images dans de nombreux formats notamment en DICOM.

8. <http://www.nikon.fr> https://fr.wikipedia.org/wiki/Nikon_D90

9. [https://fr.wikipedia.org/wiki/Bonnette_\(optique\)](https://fr.wikipedia.org/wiki/Bonnette_(optique))

10. <https://fr.wikipedia.org/wiki/ImageJ>

MÉTHODE

3.1 Deux situations cliniques – Réalisation de modèles de travail initiaux

Nous débuterons cette analyse sur des modèles en résine époxy simulant 2 situations cliniques différentes. La première situation représentera un édentement partiel matérialisé par trois implants, tandis que huit implants uniformément répartis sur l'arcade, matérialiseront un édentement total unimaxillaire.

Pour chacun de ces modèles, des répliques MUA sont intégrées. Des empreintes en polyéther (Impregum) sont par la suite réalisées sur ces deux modèles en résine époxy. Nous utiliserons la technique du porte empreinte du commerce ouvert décrite ci-dessus. Après avoir été coulée, cette empreinte permettra la réalisation de 2 modèles en plâtre, dits modèles de travail.

3.2 Utilisation de la CAO pour la conception des pièces prothétiques et réalisation de 2 contre-modèles de référence

Après réception des modèles en plâtre par le laboratoire, ces derniers seront scannés par un scanner de laboratoire type Imetric Medit D105 ou Medit Identica Hybrid, les armatures seront conçues via le logiciel Exocad®, puis usinées chez Simeda® grâce à des usineuses 5 axes dans des galettes de titane grade V.



FIGURE 3.1 – Armatures témoins 8 implants et 3 implants.

Après réception de ces deux armatures "témoins" (voir Figure 3.1), deux contre-modèles seront réalisés de la manière suivante : des analogues seront vissés dans chaque "puits" des deux armatures et ces derniers seront positionnés dans un socle contenant du plâtre extra dur. Après prise du plâtre, nettoyage et élimination des excès, nous obtiendrons deux contre-modèles (voir Figure 3.2) qui serviront de référence durant cette étude. Nous attendons donc une passivité totale entre ces armatures et ces contre-modèles.



FIGURE 3.2 – Réalisation des contre-modèles 8 et 3 implants.

3.3 Réalisation des empreintes conventionnelles (solidarisées et non solidarisées) et des empreintes optiques pour chaque type d'édentement

3.3.1 Empreintes conventionnelles non solidarisées

Sur nos contre-modèles au préalable réalisés, seront faites les empreintes conventionnelles solidarisées (voir Figure 3.3) et non solidarisées. Pour chacune des situations (édentement total et partiel) nous utiliserons la technique du porte empreinte ouvert, évoquée dans le chapitre 2.

Un porte empreinte du commerce sera ajouré en regard des tiges de chacun des transferts MUA qui seront mis en place puis vissés. Une épaisseur de cire molle viendra recouvrir la partie extérieure de l'ouverture du porte-empreinte pour éviter la fusée du matériau et permettre ainsi une meilleure compaction du matériau d'empreinte. Il est important de s'assurer du bon repositionnement du porte-empreinte avant la prise d'empreinte (réaliser un marquage médian au niveau du porte-empreinte et du modèle en plâtre).



FIGURE 3.3 – Empreintes conventionnelles non solidarisées.

Après préparation, le porte-empreinte sera chargé en polyether (Impregum). Parallèlement, une seringue sera également chargée en Impregum pour permettre d'injecter le matériau entre les transferts avant l'insertion du porte empreinte. Après insertion du porte-empreinte, il faut s'assurer que toutes les tiges des transferts viennent bien perforer l'épaisseur de cire.

Attendre la prise du matériau (7 minutes) sans mobiliser les empreintes. Les tiges de transferts

seront alors retirées, l’empreinte désinsérée et emportera avec elle les transferts.

Les analogues de transferts seront alors vissés manuellement sur les premiers millimètres sans forcer, puis il faudra réaliser un contre couple à l’aide d’une pince pour ne pas mobiliser le matériau d’empreinte lors de la mise en place des analogues.

Les 2 empreintes (8 et 3 implants, voir figure 3.3) seront coulées puis envoyées au laboratoire.

3.3.2 Empreintes conventionnelles solidarisées

Le même protocole que celui décrit pour les empreintes conventionnelles non solidarisées sera suivi pour réaliser les empreintes conventionnelles solidarisées à une différence près : après avoir vissé les transferts MUA, ces derniers seront solidarisés entre eux par un fil de soie qui sera noyé dans de la résine photo-polymérisable (voir figure 3.4).



FIGURE 3.4 – Empreintes conventionnelles avec transferts solidarisés.

3.3.3 Empreintes optiques avec les caméras OMICAM® et TRIOS®

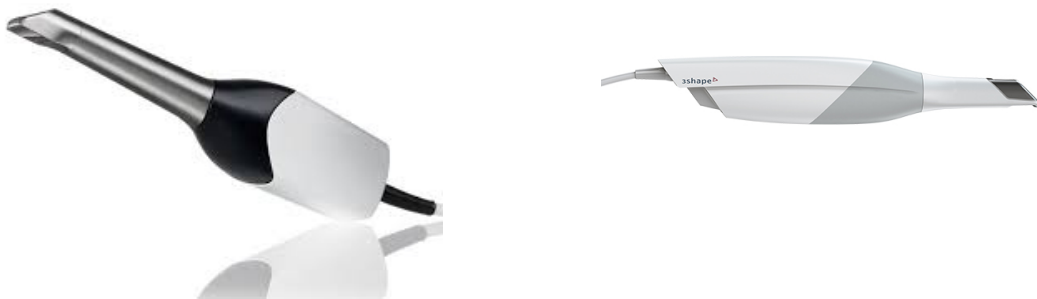


FIGURE 3.5 – Caméras Omnicam® et Trios®.

Avant la réalisation des empreintes optiques avec les caméras OMICAM® et TRIOS® (voir Figure 3.5), des scan bodies (corps de scannage) de chez Anthogyr® seront mis en place sur chaque analogue de pilier MUA (voir Figure 3.6). Les scan bodies présentent 3 parties : le corps de scannage, la partie intermédiaire et la vis de fixation¹. Ces Scan Adapters sont utilisés pour pouvoir numériser nos contre-modèles. Il s’agit d’outil de reconnaissance compatible avec les marques de plateformes implantaires et piliers coniques, répertoriés dans la SimedaTheque : Anthogyr®, Nobel Biocare®, Dentsply®, Staumann®, Zimmer®, etc. Ces Scan-Adapters sont utilisables sans spray et se vissent manuellement à l’aide d’un tournevis sur les analogues de piliers MUA (10 N/cm). L’ajustement des scan bodies lors de la réalisation des empreintes optiques est primordial de sorte à transférer le plus précisément possible la position de l’implant ainsi que son inclinaison.

Après cette étape, le scannage peut alors être effectué. Les acquisitions sont obtenues en mobilisant les caméras de proche en proche entre chaque scan Adapters tout en suivant un déplacement

1. <https://www.glidewelldirect.com/ProductList.aspx?PageType=0&Param1=3999&TabModuleId=968&ParentCatId=3994>



FIGURE 3.6 – Mise en place des Scan Adapters Anthogyr®.

logique, vestibulaire dans un premier temps puis lingual. Le modèle 3D se construit au fur et à mesure sur l'écran (voir Figure 3.7 et 3.8). L'opération peut être interrompue puis redémarrer ce qui permet entre autres de corriger les manques qui seront visibles sur l'écran. Nous rappelons à ce niveau que nous sommes dans le cadre d'une étude expérimentale *in vitro*, et que nous travaillons sur des modèles en plâtre. La caméra n'a donc aucuns repères anatomiques qu'elle pourrait trouver en bouche tels que la gencive, relief osseux, etc.

Il convient donc de réaliser à cette étape une fausse gencive en silicone pour permettre l'individualisation de chaque scan body. Sans cela, les caméras émettront des superpositions, confusions ou encore inversions des scan bodies qui sont tous identiques. Les informations depuis la caméra sont ensuite envoyées en "connect" au logiciel de modélisation InLab 16 de chez Sirona.

Les scan Adapters de l'étude n'étant pas de chez Sirona, les barres ne pourront pas être réalisées via ce logiciel. En revanche, à partir du logiciel InLab16, les fichiers pourront être convertis en format STL puis transférés sur un autre logiciel (Exocad® par exemple) présentant un module de modélisation de barres implantaires. Le problème ne s'est pas posé pour la caméra Trios® de chez 3Shape qui possède des programmes pour les restaurations implanto-portées de grande étendue.

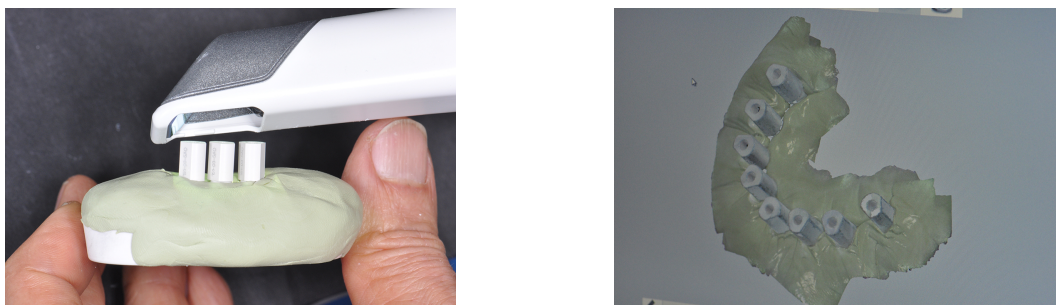


FIGURE 3.7 – Empreintes optiques avec la caméra Trios® de chez 3Shape.



FIGURE 3.8 – Empreinte optique avec la caméra Omnicam® de chez Sirona.

3.4 Réalisation des armatures sur piliers MUA

Après réception des fichiers STL par le laboratoire, chaque armature sera conçue par le logiciel Exocad® puis usinée chez Anthogyr®-Simeda® grâce à des usineuses 5 axes dans des galettes en titane grade V. Dès la réception des armatures, ces dernières seront gravées à l'aide d'une fraise trans métal pour éviter de les confondre lors des manipulations qui suivront. Le tableau 3.1 récapitule les noms simplifiés qui seront gravés sur chaque armature.

Empreintes Optiques	Nom simplifié	Modèles	Nom simplifié
3 implants Sirona Omnicam	3I-SO	3 implants transferts solidarisés	3I-TS
8 implants Sirona Omnicam	8I-SO	3 implants transferts solidarisés	3I-TNS
3 implants 3Shape Trios	3I-3ST	8 implants transferts solidarisés	8I-TS
8 implants 3Shape Trios	8I-3ST	8 implants transferts non-solidarisés	8I-TNS

Tableau 3.1 – Noms simplifiés pour chaque armature.

3.5 Mesure de l'écart marginal entre l'armature et les piliers MUA pour chaque situation et comparaison des mesures

3.5.1 Répliques en silicone

Après avoir reçu toutes les armatures et les avoir gravées, il reste à comparer leur précision d'adaptation en mesurant respectivement chaque joint (distance) entre l'intrados de chaque puits de l'armature et les piliers MUA.

Nous utiliserons la méthode des répliques en silicone [Mc Lean 1971, Fransson 1985, Karlsson 1993, Cagidiaco 1992, Boening 2000, Laurent 2007] qui a été validée par le Dr LAURENT en 2007 [Laurent et al., 2007]. Cette méthode sera modifiée et adaptée à la prothèse implanto-portée : une réplique en silicone du joint par empreinte avec un élastomère de faible viscosité (Honigum-Light DMG) de toute l'interface armature/pilier MUA, est réalisée pour chaque armature.

Après injection du silicone light de couleur bleue à l'intérieur des armatures, nous viendrons les repositionner sur leur modèle contrôle respectif avant de les revisser. Les deux extrémités seront vissées pour les armatures sur 3 implants et une vis supplémentaire sur le 5ème pilier sera rajoutée pour les armatures sur 8 implants (voir figure 3.9).

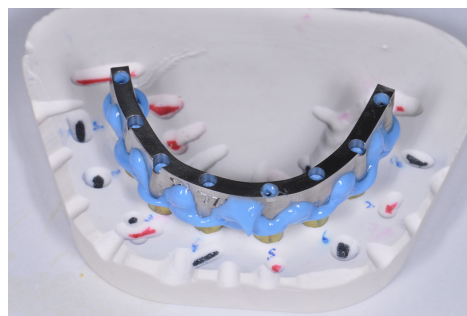


FIGURE 3.9 – Photo représentant le repositionnement de l'armature après injection de silicone light.

Au préalable, les logements des vis qui ne seront pas occupés par ces dernières seront obturés par du téflon pour éviter la fusée du silicone à l'intérieur, ce qui générerait la désinsertion de la réplique du joint.

Une fois le temps de prise du silicone écoulé (supérieur à 3 minutes et 30 secondes, la prise du silicone sera plus longue qu'en bouche car nous sommes à une température ambiante avoisinant les 23°C contre 35°C en bouche), nous retirerons les vis des armatures et les désinsérerons, le film en silicone bleu est alors emporté dans les armatures (voir figure 3.10). La désinsertion des armatures

doit se faire le plus délicatement possible car le principal risque à ce niveau est la détérioration du film en silicone.

Nous utiliserons dans un second temps un élastomère de faible viscosité d'une autre couleur (jaune) qui viendra totalement recouvrir le film en silicone bleu resté à l'intérieur de chaque armature (voir figure 3.11).

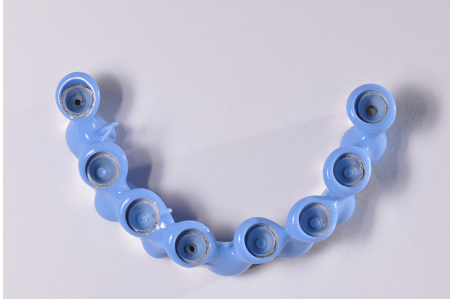


FIGURE 3.10 – Photo représentant la réplique en silicone du joint emporté dans l'armature après sa désinsertion.



FIGURE 3.11 – Photo représentant l'injection du silicone light jaune venant recouvrir l'intrados de la réplique en silicone du joint.

Ces dernières seront ensuite retournées sur un support plan puis il faudra à nouveau attendre la prise du silicone (voir figure 3.12). Après cette étape, l'armature sera retirée, laissant apparaître le film en silicone bleu matérialisant le joint axial et cervical de chaque puits pour chaque armature (voir figure 3.13).



FIGURE 3.12 – Positionnement du silicone light jaune sur un support plan avant sa prise.



FIGURE 3.13 – Photo représentant la réplique en silicone du joint après retrait de l'armature.

A cette étape, il est important de créer des repères visuels avant de venir recouvrir totalement le silicone bleu par une seconde couche de silicone light jaune (technique en sandwich). Il conviendra de réaliser pour chaque puits un repère venant couper ce dernier perpendiculairement (de lingual en vestibulaire) en deux parties égales. Ces repères seront reportés sur les faces vestibulaire et linguale du bloc en silicone. Il est important d'identifier, essentiellement pour les armatures 3 implants, la face vestibulaire par la lettre "V" car une fois totalement recouvert par le silicone jaune, le silicone bleu ne pourra plus nous donner aucune information (voir figure 3.14).

Après avoir réalisé ces repères, le film en silicone bleu sera totalement recouvert par l'élastomère de faible viscosité jaune (voir figure 3.14). L'injection de la seconde couche de light jaune doit se faire au plus proche du silicone bleu (matérialisant le joint), en continu pour éviter la création de bulles.

Une fois le temps de prise écoulé, et grâce aux repères créés avant d'injecter la 2ème couche de light jaune, nous réaliserons, au scalpel, des coupes vestibulo-linguales venant couper perpendiculairement et au milieu chaque pilier de chaque armature.

Rappelons ici que nous avons deux armatures « témoins », deux armatures issues d'empreintes optiques avec la caméra Omnicam® de chez Sirona, deux armatures issues d'empreintes optiques avec la caméra Trios® de chez 3Shape, deux armatures issues d'empreintes conventionnelles aux transferts non solidarisés et pour finir, 2 armatures issues d'empreintes conventionnelles aux trans-

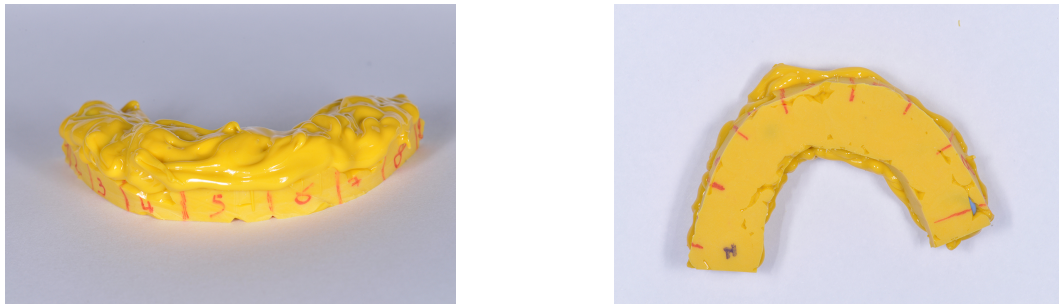


FIGURE 3.14 – Photo représentant le recouvrement total du joint après avoir réalisé tous les marquages nécessaires.

ferts solidarisés. Chaque bloc en silicone sera donc scindé en 4 parties pour les armatures 3 implants et en 9 parties pour les armatures sur 8 implants. Tous les morceaux seront numérotés pour faciliter les repositionnements. Sur chaque pièce de silicone se distingue en bleu le joint armature-pilier pour chaque pilier MUA qui pourrait être évalué à différents niveaux (axial ou cervical). Nous nous intéresserons essentiellement à la mesure du joint cervical dans cette étude.

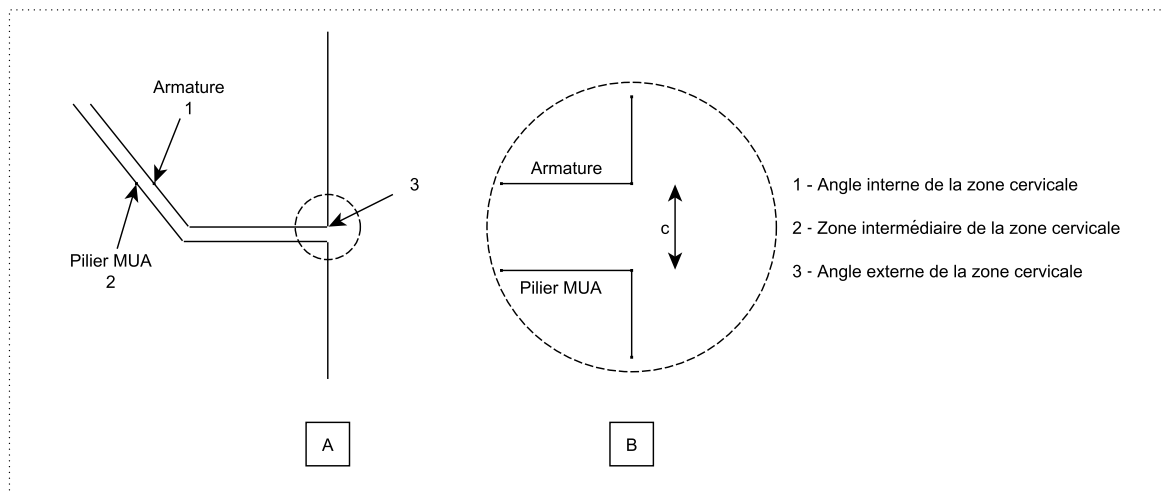


FIGURE 3.15 – Schéma matérialisant les zones de mesures possibles du joint cervical pilier MUA-armature.

Une échelle (*mm*) sera positionnée parallèlement au joint pour ensuite pouvoir réaliser les clichés photos et les mesures, l'ensemble dans un même plan.

3.5.2 Clichés photographiques

Chaque joint sera photographié (voir Figures 3.17 à 3.22) à l'aide de l'appareil photographique Nikon D90 possédant des flash déportés latéralement (voir Figure 3.16). Pour des clichés encore plus précis, nous placerons une bonnette Raynox macroscopic lens model M-250 sur l'objectif de l'appareil. Pour toujours garder une position fixe nous utiliserons un trépied. Les silicones seront toujours positionnés à une distance constante et dans un même plan que l'objectif. Le dispositif est ainsi reproductible.

3.5.3 Mesures avec Image J

Toutes les photographies sélectionnées pour nos mesures seront ouvertes dans le logiciel Image J. Pour chacun des piliers, les joints cervicaux, vestibulaires et linguaux, seront visibles sur le même



FIGURE 3.16 – Schéma illustrant le dispositif photographique utilisé pour l'étude.

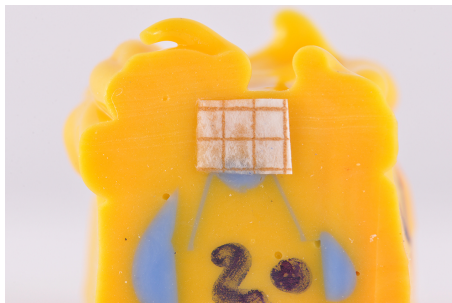


FIGURE 3.17 – Photo illustrant les joints cervicaux (vestibulaire et lingual) sur le 2ème pilier de l'armature sur 3 implants (empreinte conventionnelle transferts non solidarisés).



FIGURE 3.18 – Photo illustrant les joints cervicaux (vestibulaire et lingual) sur le 2ème pilier de l'armature sur 3 implants (Omnica Sirona).



FIGURE 3.19 – Photo illustrant les joints cervicaux (vestibulaire et lingual) sur le 6ème pilier de l'armature sur 8 implants (Omnica Sirona).

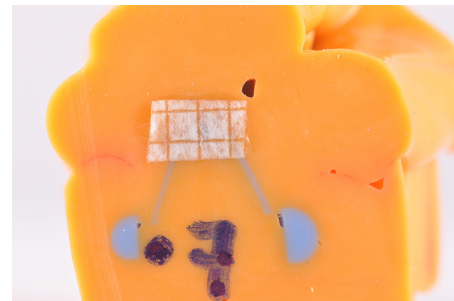


FIGURE 3.20 – Photo illustrant les joints cervicaux (vestibulaire et lingual) du 7ème pilier de l'armature sur 8 implants (Trios 3Shape).

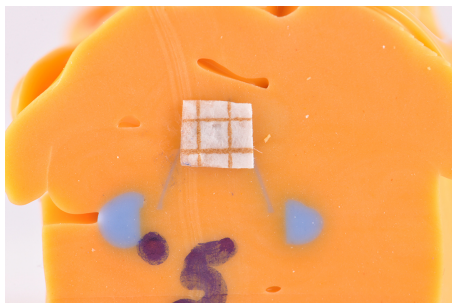


FIGURE 3.21 – Photo illustrant les joints cervicaux (vestibulaire et lingual) du 5ème pilier de l'armature sur 8 implants (empreinte conventionnelle transferts solidarisés).

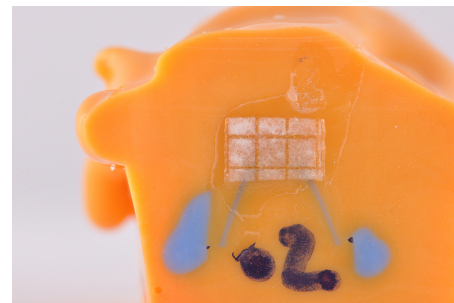


FIGURE 3.22 – Photo illustrant les joints cervicaux (vestibulaire et lingual) du 2ème pilier de l'armature sur 8 implants (empreinte conventionnelle transferts non solidarisés).

cliché (voir Figure 3.23). Nous rappelons également qu’une échelle millimétrée est aussi positionnée, dans le même plan et parallèle à chaque joint pour chaque cliché. Avec un grossissement de 300 %, ($p=0,001$) et grâce à l’outil de mesure du logiciel, chaque joint sera mesuré ainsi que l’échelle respective du cliché photographique. Les coordonnées de chaque mesure seront enregistrées automatiquement sous Excel pour chaque pilier de chaque armature. Puis, par biais d’un simple produit en croix nous calculerons, en microns, la valeur de chaque joint.

Ce protocole nous permettra d’enregistrer des valeurs de l’ordre de $7\ \mu m$, valeur la plus petite mesurée. En deçà des $7\ \mu m$ il ne sera pas possible de matérialiser le joint par cette méthode photographique. Impossible de distinguer sur un plus fort grossissement le silicone jaune du bleu. Faudrait-il utiliser un colorant tel que le bleu de méthylène ?

Nous partirons donc du principe que tous les joints qui ne seront pas visibles au grossissement de l’étude auront pour valeur de référence $7\ \mu m$. Les mesures seront enregistrées sous Excel et reportées dans un tableau récapitulatif pour pouvoir dans un second temps analyser et interpréter les résultats obtenus. Malgré toutes les précautions prises lors des manipulations, certains joints ne pourront être mesurés en raison de la présence de bulles.

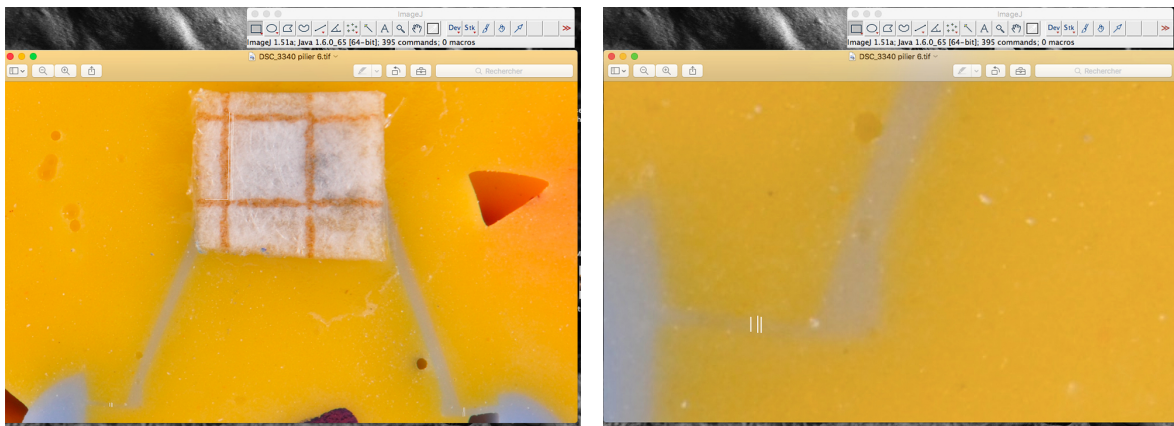


FIGURE 3.23 – Mesure avec Image J.

3.6 Résultats et interprétations

Pour chaque pilier de chaque armature, nous mesurerons un point du joint en vestibulaire et un point en lingual. Ces résultats seront reportés dans les tableaux qui suivront. Nous calculerons également la moyenne des mesures obtenues en vestibulaire et en lingual. Une moyenne de toutes les mesures effectuées pour chaque armature sera ensuite calculée et utilisée pour les analyses.

3.6.1 Résultats

Résultats des mesures sur les armatures 3 implants

	Pilier 1	Pilier 2	Pilier 3	Moyenne	Moyenne globale
Joint V	$7\ \mu m$	$7\ \mu m$	$7\ \mu m$	$7\ \mu m$	$7.5\ \mu m$
Joint L	$10\ \mu m$	$7\ \mu m$	bulle	$8\ \mu m$	

Tableau 3.2 – ”Témoïn“ sur 3 implants.

	Pilier 1	Pilier 2	Pilier 3	Moyenne	Moyenne globale
Joint V	10 μm	7 μm	15 μm	11 μm	21 μm
Joint L	11 μm	50 μm	32 μm	31 μm	

Tableau 3.3 – TRIOS® 3Shape sur 3 implants.

	Pilier 1	Pilier 2	Pilier 3	Moyenne	Moyenne globale
Joint V	12 μm	20 μm	12 μm	15 μm	17.5 μm
Joint L	7 μm	36 μm	17 μm	20 μm	

Tableau 3.4 – OMNICAM® Sirona sur 3 implants.

	Pilier 1	Pilier 2	Pilier 3	Moyenne	Moyenne globale
Joint V	13 μm	37 μm	16 μm	22 μm	17 μm
Joint L	22 μm	7 μm	7 μm	12 μm	

Tableau 3.5 – Conventionnelle transferts non solidarisés sur 3 implants.

	Pilier 1	Pilier 2	Pilier 3	Moyenne	Moyenne globale
Joint V	7 μm	7 μm	28 μm	14 μm	20.5 μm
Joint L	7 μm	21 μm	52 μm	27 μm	

Tableau 3.6 – Conventionnelle transferts solidarisés sur 3 implants.

Résultats des mesures sur les armatures 8 implants

	Pilier 1	Pilier 2	Pilier 3	Pilier 4	Pilier 5	Pilier 6	Pilier 7	Pilier 8	Moyenne	Moyenne globale
Joint V	7 μm	7 μm	24 μm	7 μm	7 μm	7 μm	7 μm	7 μm	8 μm	7.5 μm
Joint L	7 μm	7 μm	7 μm	7 μm	7 μm	7 μm	7 μm	7 μm	7 μm	

Tableau 3.7 – "Témoin" sur 8 implants.

	Pilier 1	Pilier 2	Pilier 3	Pilier 4	Pilier 5	Pilier 6	Pilier 7	Pilier 8	Moyenne	Moyenne globale
Joint V	42 μm	7 μm	49 μm	53 μm	48 μm	60 μm	34 μm	7 μm	37.5 μm	35 μm
Joint L	20 μm	67 μm	7 μm	bulle	7 μm	43 μm	44 μm	37 μm	32 μm	

Tableau 3.8 – TRIOS® 3Shape sur 8 implants.

	Pilier 1	Pilier 2	Pilier 3	Pilier 4	Pilier 5	Pilier 6	Pilier 7	Pilier 8	Moyenne	Moyenne globale
Joint V	28 μm	37 μm	bulle	51 μm	62 μm	98 μm	76 μm	46 μm	57 μm	37.5 μm
Joint L	7 μm	34 μm	7 μm	bulle	7 μm	41 μm	24 μm	7 μm	18 μm	

Tableau 3.9 – OMNICAM® Sirona sur 8 implants.

	Pilier 1	Pilier 2	Pilier 3	Pilier 4	Pilier 5	Pilier 6	Pilier 7	Pilier 8	Moyenne	Moyenne globale
Joint V	7 μm	38 μm	23 μm	7 μm	7 μm	bulle	13 μm	7 μm	15 μm	15 μm
Joint L	7 μm	35 μm	13 μm	7 μm	7 μm	7 μm	37 μm	7 μm	15 μm	

Tableau 3.10 – Conventionnelle transferts non solidarisés sur 8 implants.

	Pilier 1	Pilier 2	Pilier 3	Pilier 4	Pilier 5	Pilier 6	Pilier 7	Pilier 8	Moyenne	Moyenne globale
Joint V	7 μm	7 μm	29 μm	57 μm	7 μm	7 μm	bulle	7 μm	17 μm	19 μm
Joint L	7 μm	45 μm	25 μm	50 μm	7 μm	7 μm	7 μm	bulle	21 μm	

Tableau 3.11 – Conventionnelle transferts solidarisés sur 8 implants.

3.6.2 Interprétations des résultats

Après analyse des résultats, nous constatons que pour les prothèses implanto-portées de faible étendue (armatures sur 3 implants), nous avons une précision des armatures issues des empreintes optiques et conventionnelles relativement similaire.

Sur les armatures de faible portée, la caméra Omnicam® de chez Sirona aura une précision légèrement supérieure ($17.5\ \mu m$) à la caméra Trios® ($21\ \mu m$) de chez 3Shape avec des valeurs similaires aux mesures des joints des armatures issues des empreintes conventionnelles aux transferts non solidarisés. Les empreintes conventionnelles aux transferts non solidarisés resteront légèrement plus précises que celles aux transferts solidarisés ($17\ \mu m$ - $20\ \mu m$).

Concernant les restaurations prothétiques implanto-portées de grande étendue (armatures sur 8 implants) ce sont les empreintes conventionnelles qui donneront des armatures plus précises que les empreintes optiques. En effet, la moyenne globale des joints des armatures issues de l'empreinte optique avec la caméra Omnicam® est plus que doublée en comparaison avec celle issue de l'empreinte conventionnelle aux transferts non solidarisés ($37.5\ \mu m$ contre $15\ \mu m$). C'est la caméra Trios® de chez 3 Shape qui donnera cette fois des résultats légèrement plus précis que l'Omnicam® de chez Sirona ($35\ \mu m$ contre $37.5\ \mu m$). Nous constatons là encore que les empreintes conventionnelles transferts non solidarisés restent plus précises que celles aux transferts solidarisés.

3.7 Limites de notre étude

Cette étude présente un certain nombre de limites. En effet la technique photographique couplée à un logiciel de mesure n'est certainement pas la technique la plus précise pour venir mesurer des distances infimes. Dépassé un certain grossissement (au delà des 300 %), le joint ne se différencie plus de manière précise du reste du silicone. Il conviendrait de réaliser, pour chaque pilier, plusieurs tranches vestibulo-linguales et de les analyser sous microscope (Microscope Wild Leitz, grossissement x 32).

Dans notre étude, nous ne mesurons, par pilier, qu'un point vestibulaire et un point lingual. Il serait également intéressant de venir répéter l'expérience en prenant pour référence un plus grand nombre de points de mesure pour chaque pilier.

A l'heure actuelle, toutes les caméras optiques ne sont pas conçues pour réaliser des barres de si grande portée (8 implants). En effet, comme expliqué précédemment, la caméra Omnicam® de chez Sirona n'est, à la base, conçue que pour réaliser des piliers unitaires transvissés ou couronnes transvissées, ceci mis au point avec des Scan bodies de la marque Sirona, or dans notre étude nous n'utilisons que des scan Adapters de chez Anthogyr®. Les informations depuis la caméra qui sont ensuite envoyées en « connect » au logiciel de modélisation InLab 16 de chez Sirona devront être converties en format STL pour pouvoir être transférées sur un autre logiciel, tel Exocad®, qui présente un module de modélisation de barres implantaires (ce qui n'est pas le cas du logiciel InLab 16 de Sirona). Ces adaptations protocolaires et ces conversions de fichiers viennent quelque peu augmenter la difficulté notre étude.

Un autre point qu'il est important de mentionner dans les limites de notre étude est que la réalisation des empreintes optiques sur les modèles en plâtre a demandé une certaine adaptation. En effet, comme expliqué plus haut, les scan Adapters utilisés étant tous identiques, et le fait de travailler sur un modèle en plâtre, la caméra ne présentait aucuns repères anatomiques pour réaliser le scannage sans émettre des erreurs (superpositions, inversions, ajout d'un nouveau pilier, etc.). Il a donc fallu lui créer des repères de sorte à pouvoir réaliser correctement les empreintes optiques (fausse gencive en silicone).

CONCLUSION

La CFAO représente une grande avancée dans le domaine de la dentisterie. Elle s'est largement développée au cours de ces dix dernières années et s'est étendue au domaine de l'implantologie. En effet, il est aujourd'hui possible de traiter des situations cliniques plus ou moins complexes en utilisant des systèmes d'empreintes optiques et de CFAO.

Cette étude nous aura permis de constater qu'en terme de précision, les empreintes conventionnelles devancent les systèmes optiques en implantologie. Elles sont tout de même suivies de très près par les systèmes d'empreintes optiques notamment en ce qui concerne les édentements partiels (jusqu'à 3 implants). En effet, nous obtenons des résultats très similaires à ceux obtenus avec les empreintes conventionnelles à l'issue des empreintes optiques avec les caméras Trios® de chez 3Shape et Omnicam® de chez Sirona.

Concernant les édentements de plus grande portée (8 implants), les écarts se creusent entre les empreintes conventionnelles et les empreintes optiques. Les empreintes conventionnelles devancent à ce jour les systèmes optiques et seraient jusqu'à deux fois plus précises que les empreintes optiques (voir les tableaux résultats en section précédente). Les empreintes conventionnelles aux transferts solidarisés n'apportent, en revanche, pas plus de précisions que celles aux transferts non solidarisés, et sont au contraire moins précises.

Malgré tous ces résultats, le nombre d'études concernant la précision des empreintes optiques en implantologie référencées à ce jour est très faible, ceci limitant fortement notre positionnement.

BIBLIOGRAPHIE

- [Assif et al., 1996] Assif, D., Marshak, B., and Shmidt, A. (1996). Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 11 :2016–2222.
(cf. page 2)
- [Bolding, 2012] Bolding, S. L. (2012). Advanced digital implant dentistry. *ADA CERP American Dental Association*.
(cf. page 4)
- [Branemark et al., 1977] Branemark, P., Hansson, B., Adell, R., Breine, U., Lindstrom, J., Hallen, O., and Ohman, A. (1977). Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw ; experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg*, 16 :1–132.
(cf. page 1)
- [Carr, 1991] Carr, A. (1991). Comparaison of impression of techniques for a five-implant mandibular model. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 6 :448–455.
(cf. page 2, 3)
- [Cordelette and Jordan-Combarieu, 2014] Cordelette, M. and Jordan-Combarieu, F. (2014). Évolutions majeures de la cfao directe. *De la reconstruction unitaire des débuts à la réhabilitation globale fonctionnelle et esthétique aujourd’hui. Inf Dent*, 96(20) :38–46.
(cf. page 1)
- [Daoudi et al., 2001] Daoudi, M., Setchell, D., and Searson, L. (2001). A laboratory investigation of the accuracy of two impression techniques for single-tooth implants. *Int J Prosthodont*, 14 :152–158.
(cf. page 2, 3)
- [Duret, 2008] Duret, F. (2008). Conférence sur la cfao à annecy.
(cf. page 4)
- [Duret, 2010] Duret, F. (2010). Année 2010, année cfao. *Réal Clin 2009*, 4(20) :213–214.
(cf. page 1)
- [Guillaume, 2012] Guillaume, A. (2012). Enquête baromètre des laboratoires. *Les dossiers de technologie dentaire*, 307/308 :11–30.
(cf. page 1)
- [Guillaume, 2015] Guillaume, A. (2015). Les principales caractéristiques de machines d’usinage : Explications et terminologie. *Tech. Dent*, 343/344 :43–44.
(cf. page xiii, 8)
- [Jemt et al., 1996] Jemt, T., Rubenstein, J., Carlsson, L., and Lang, B. (1996). Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *Journal Prosthet Dent*, 75 :314–325.
(cf. page 2)
- [Joda et al., 2014] Joda, T., Wittneben, J., and Bragger, U. (2014). Digital implant impressions with the «individualized scanbody technique » for emergence profile support. *Clin Oral Implants Res*, 25(3) :395–397.
(cf. page 3)
- [Laurent et al., 2007] Laurent, M., Scheer, P., Dejou, J., and Laborde, G. (2007). Clinical evaluation of marginal fit of cast crowns – validation of the silicone replica method. *Journal of Oral Rehabilitation*.
(cf. page 15)
- [Minsky, 1967] Minsky, M. (1967). Microscopy apparatus. Brevet US 3013467.
(cf. page 5)
- [Moussaly et al., 2010] Moussaly, C., Cazier, S., and Attal, J. (2010). L’empreinte optique. *Entretiens d’odontologie-stomatologie : Entretiens de Bichat 2010*, pages 46–48.
(cf. page 4)

- [Naconecy et al., 2004] Naconecy, M., Teixeira, E., Shinkai, R., Frasca, L., and Cervieri (2004). Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported protheses, with multiple abutments. *Int J Oral Maxillofac*, 19 :192–198.
(cf. page 3)
- [Rajzbaum et al., 2012] Rajzbaum, P., Jakubowicz-Kohen, B., Demurashvili, G., Finelle, C., Szmukler-Moncler, S., and Davarpanah, M. (2012). Prothèse transvissée, prothèse scellée, empreintes. In Davarpanah, M., Szmukler-Moncler, S., Rajzbaum, P., Davarpanah, K., and Demurashvili, G., editors, *Manuel d'implantologie clinique : concepts, intégration des protocoles et esquisses de nouveaux paradigmes*. Rueil-Malmaison : Wolters Kluwer.
(cf. page 1, 3)
- [Sellers, 1989] Sellers, G. (1989). Direct assembly framework for osteointegrated implant prothesis. *Journal Prosthet Dent*, 62 :662–668.
(cf. page 2)
- [Vuillemin, 2014] Vuillemin, M. (2014). *Précision des empreintes optiques en implantologie*. PhD thesis. Thèse d'exercice Odontologie. Chirurgie dentaire Aix-Marseille 2014.
(cf. page 3)

SERMENT MEDICAL

En présence des Maîtres de cette Faculté, de mes chers condisciples, devant l'effigie d'HIPPOCRATE.

Je promets et je jure, d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la Médecine Dentaire.

Je donnerai mes soins à l'indigent et n'exigerai jamais un salaire au-dessus de mon travail, je ne participerai à aucun partage clandestin d'honoraires.

Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain ou la recherche de la gloire.

Admis dans l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe, ma langue taira les secrets qui me seront confiés et mon état ne servira pas à corrompre les mœurs ni à favoriser le crime.

Je ne permettrai pas que des considérations de religion, de nation, de race, de parti ou de classe sociale viennent s'interposer entre mon devoir et mon patient.

Même sous la menace, je n'admettrai pas de faire usage de mes connaissances médicales contre les lois de l'humanité.

J'informerai mes patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences. Je ne tromperai jamais leur confiance et n'exploiterai pas le pouvoir hérité des connaissances pour forcer les consciences.

Je préserverai l'indépendance nécessaire à l'accomplissement de ma mission. Je n'entreprendrai rien qui dépasse mes compétences. Je les entretiendrai et les perfectionnerai pour assurer au mieux les services qui me seront demandés.

Respectueux et reconnaissant envers mes Maîtres, je rendrai à leurs enfants l'instruction que j'ai reçue de leur père.

Que les hommes m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses.

Que je sois déshonoré et méprisé de mes confrères si j'y manque.

KOSMALA Margaux - Analyse *in vitro* de la précision des différents systèmes optiques en implantologie

Th. : Chir. dent. : Marseille : Aix-Marseille Université : 2017

Rubrique de classement : Implantologie

Résumé :

Cette thèse a pour objectif d'évaluer la précision de deux systèmes optiques, en implantologie, dans deux situations *in vitro* sur trois et huit implants. La précision des empreintes optiques issues des caméras Omnicam® (Sirona) et Trios® (3Shape) sera confrontée à celle des empreintes conventionnelles aux transferts non solidarisés d'une part et aux empreintes conventionnelles aux transferts solidarisés d'autre part. Nous évaluerons cette précision en mesurant l'épaisseur des joints entre chaque pilier MUA et chaque armature respectivement issue des différents types d'empreinte. Ainsi, des répliques en silicone seront réalisées pour matérialiser ces joints qui seront dans un second temps photographiés puis analysés par un logiciel informatique de mesure.

Mots clés :

Implantologie	Empreintes conventionnelles
Transferts solidarisés	Transferts non solidarisés
Caméras optiques	Empreintes optiques
Mesure du joint	Réplique en silicone

KOSMALA Margaux - *In vitro* analysis regarding the accuracy of different digital systems in implantology

Abstract :

This thesis aims to evaluate the accuracy of two different digital systems, in implantology, in two different *in vitro* situations each one including three and eight implants. The accuracy of digital impression from Omnicam® (Sirona) and Trios® (3Shape) cameras will be compared to conventional impression with splinted impression coping in one hand and with unsplinted impression coping on the other hand. The accuracy will be evaluated by measuring the gap thickness between each Multi Unit Abutment and each armature respectively resulting from the different types of impressions. Silicone replicas will be made to materialize these gaps which will then be photographed and analyzed by a digital measurement software.

MeSH :

Implantology	Conventional impression
Splinted impression coping	Unsplinted impression coping
Digital cameras	Digital impression
Measurement of the gap value	Silicone replica

Adresse de l'auteur :

615 Chemin du Polygone
13250 Saint Chamans