

UNIVERSITE DE STRASBOURG

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2020

N°47

THESE

Présentée pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire
le 14 octobre 2020

par

JACOB Louise

née le 23 juillet 1993 à STRASBOURG

EMPREINTE OPTIQUE ET RÉHABILITATION PROTHÉTIQUE PAR « ALL-ON FOUR » :
ÉTUDE *IN VITRO* DE LA RÉPÉTABILITÉ DU SYSTÈME INTRA-ORAL TRIOS3[®]

Président : Professeur WALTER Béatrice
Assesseurs : Docteur WALTMANN Etienne
Docteur ETIENNE Olivier
Docteur ANCKENMANN Laure

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE DE STRASBOURG

Doyen : Professeur Corinne TADDEI-GROSS

Doyens honoraires : Professeur Robert FRANK

Professeur Maurice LEIZE

Professeur Youssef HAIKEL

Professeurs émérites : Professeur Henri TENENBAUM

Responsable des Services Administratifs : Mme Françoise DITZ-MOUGEL

Professeurs des Universités

Vincent BALL	Ingénierie Chimique, Energétique - Génie des Procédés
Agnès BLOCH-ZUPAN	Sciences Biologiques
François CLAUSS	Odontologie Pédiatrique
Jean-Louis DAVIDEAU	Parodontologie
Youssef HAIKEL	Odontologie Conservatrice - Endodontie
Olivier HUCK	Parodontologie
Marie-Cécile MANIERE	Odontologie Pédiatrique
Florent MEYER	Sciences Biologiques
Maryline MINOUX	Odontologie Conservatrice - Endodontie
Anne-Marie MUSSET	Prévention - Epidémiologie - Economie de la Santé - Odontologie Légale
Corinne TADDEI-GROSS	Prothèses
Béatrice WALTER	Prothèses
Matthieu SCHMITTBUHL	Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques - Biomatériaux - Biophysique - Radiologie

Démission (Juin 2014)

Maîtres de Conférences

Youri ARNTZ	Biophysique moléculaire
Sophie BAHI-GROSS	Chirurgie Buccale - Pathologie et Thérapeutique - Anesthésiologie et Réanimation
Yves BOLENDER	Orthopédie Dento-Faciale
Fabien BORNERT	Chirurgie Buccale - Pathologie et Thérapeutique - Anesthésiologie et Réanimation
Abdessahmad BOUKARI	Chirurgie Buccale - Pathologie et Thérapeutique - Anesthésiologie et Réanimation
Claire EHLINGER	Odontologie Conservatrice - Endodontie
Olivier ETIENNE	Prothèses
Florence FIORETTI	Odontologie Conservatrice - Endodontie
Catherine-Isabelle GROS	Sciences Anatomiques et Physiologiques - Biophysique - Radiologie
Sophie JUNG	Sciences Biologiques
Nadia LADHARI	Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques - Biomatériaux - Biophysique
<i>Disponibilité (Nov. 2020)</i>	
Davide MANCINO	Odontologie Conservatrice - Endodontie
Damien OFFNER	Prévention - Epidémiologie - Economie de la Santé - Odontologie Légale
Catherine PETIT	Parodontologie
François REITZER	Odontologie Conservatrice - Endodontie
Martine SOELL	Parodontologie
Marion STRUB	Odontologie Pédiatrique
Xavier VAN BELLINGHEN	Prothèses
Delphine WAGNER	Orthopédie Dento-Faciale
<i>Démission (Août 2021)</i>	
Etienne WALTMANN	Prothèses

Equipes de Recherche

Nadia JESSEL	INSERM / Directeur de Recherche/Directrice d'UMR
Philippe LAVALLE	INSERM / Directeur de Recherche
Pierre SCHAAF	UdS / Professeur des Universités / Directeur d'UMR
Bernard SENGER	INSERM / Directeur de Recherche

Table des matières

Introduction	5
Partie I : Édentement complet mandibulaire et implantologie.....	7
I. L'édentement total	8
II. La prothèse amovible complète conventionnelle	9
III. La prothèse amovible complète supra-implantaire (PACSI)	10
A. Deux implants parasymphysaires et attachements axiaux non solidarisés	10
B. 2, 3 ou 4 implants et barre de conjonction	14
C. Les prothèses totales fixées implanto-portées sur piliers secondaires ou sur pilotis	17
D. Prothèse totale fixée implanto-portée de type prothèse conjointe conventionnelle.....	20
1. Principe.....	20
2. Indications et contre-indications.....	21
3. Avantages et inconvénients.....	21
Partie II : Techniques d'empreintes en prothèses supra-implantaires dans le cadre de réhabilitation par « all-on four »	23
I. Les empreintes physico-chimiques	24
A. Technique d'empreinte	24
B. Porte empreinte	24
C. Solidarisation	24
D. Matériaux d'empreinte.....	25
II. L'empreinte optique	26
A. CFAO : la chaîne numérique	26
B. Les différents types d'acquisitions.....	27
C. Empreinte numérique en prothèse implantaire : utilisation de scanbody	32
III. Empreinte optique, quels avantages par rapport à l'empreinte physico-chimique ?	33
A. Avantages de l'empreinte optique par rapport à la méthode conventionnelle, dans le cadre de all-on four	33
B. Les limites et inconvénients de l'empreinte optique dans le cadre de all-on four ...	35
Partie III : Empreinte optique et réhabilitation prothétique par « all-on four » : étude <i>in vitro</i> de la répétabilité du système intra-oral Trios3® (3Shape)	37
Partie III : Empreinte optique et réhabilitation prothétique par « all-on four » : étude <i>in vitro</i> de la répétabilité du système intra-oral Trios3® (3Shape)	38
I. Exactitude, justesse et fidélité : notions de métrologie	38
II. Objectifs de l'étude	39
III. Matériels et méthodes.....	39
A. Matériels.....	39
B. Méthodes d'acquisitions et d'analyses.....	43
IV. Résultats	52
A. Moyennes des déviations positives et négatives des acquisitions obtenues avec le scanner de intra-oral Trios3®	52
B. Moyennes des déviations positives et négatives des acquisitions obtenues avec le scanner de laboratoire E3®	58
C. Analyses des résultats	65
V. Discussions	71
A. Methodologie	71

B. Précision et passivité.....	72
C. Influence du matériau et du design du scan body.....	73
D. Influence de l'angulation des scanbodies.....	74
Conclusions.....	75
Index des figures.....	78
Index des tableaux.....	80
Bibliographie.....	81

Introduction

De nos jours, la prévalence des patients édentés totaux reste encore importante et ce, même dans les pays développés. Grâce aux progrès de l'implantologie, la prise en charge prothétique de ces patients est améliorée : sustentation, stabilisation et rétention sont augmentées, ce qui apporte un confort aux patients et une amélioration de leur qualité de vie.

Depuis le début des années 2000, le traitement d'un édentement complet mandibulaire par une prothèse fixée sur 4 implants, encore appelée technique « all-on four », s'est largement répandu en raison de son taux de survie intéressant et des bénéfices esthétiques et fonctionnels apportés aux patients.

L'ajustement passif de la suprastructure étant un élément essentiel à la réussite de ce type de réhabilitation prothétique de grande étendue, cet ajustement passe par la qualité de l'empreinte réalisée pour obtenir le maître modèle. Si l'empreinte physico-chimique a déjà fait ses preuves, elle présente cependant certains désavantages, tels que la difficulté de la mise en œuvre, l'inconfort pour le patient, la contraction de prise des matériaux d'empreinte, le risque de déformation. L'empreinte optique semble ainsi être une alternative intéressante pour pallier à ces désagréments.

Les systèmes d'empreinte intra-oraux, et notamment la caméra optique Trios3® (3shape) ont déjà été largement étudiés et ont montré leur fiabilité pour des réhabilitations supra-implantaires ou dento-portées unitaires ou de faible étendue. Cependant dans le cas d'arcades totalement édentées, ayant bénéficié d'implants ou non, les systèmes intra-oraux doivent encore faire leurs preuves.

C'est pourquoi nous avons choisi de mener une étude *in vitro* permettant de comparer la répétabilité du système Trios3® dans le cadre d'une réhabilitation par « all-on four » mandibulaire. De plus, la disponibilité de transferts d'empreinte optique (scanbodies ou corps de scannage) à connexion directe sur le col implantaire ou à connexion sur pilier intermédiaire sera également évaluée dans notre travail.

Pour cela, un modèle de travaux pratiques comprenant 4 implants Brånemark System MKII® (NobelBiocare) sera utilisé comme modèle d'étude. Sur ces implants, 2 types de scanbodies en titane de la marque Euroteknika seront transvissés : 10 acquisitions seront réalisées avec des scanbodies en direct implants puis 10 acquisitions seront réalisées avec des scanbodies sur piliers intermédiaires préalablement transvissés sur

les implants. Les fichiers STL obtenus seront ensuite comparés les uns par rapport aux autres dans chacun des deux groupes grâce au logiciel de comparaison 3D, Geomagic ControlX®. L'analyse statistique des moyennes des variations positives et négatives obtenues pour chaque comparaison sera réalisée à l'aide du logiciel SPSS Statistics ® au moyen du test ANOVA.

Nos hypothèses de recherche sont que

- l'utilisation de scanbodies montés sur piliers intermédiaires offre des résultats similaires à l'utilisation de scanbodies sur col implantaire
- les variations dimensionnelles entre les empreintes d'un même groupe restent dans une fourchette techniquement acceptable pour assurer la passivité prothétique
- les variations dimensionnelles entre le scannage intra-oral et le scannage de table (contrôle) sont négligeables.

Partie I : Édentement complet mandibulaire et implantologie



I. L'édentement total

D'après la Classification Internationale du Fonctionnement, du handicap et de la santé (CIF), (1), le dysfonctionnement humain doit s'observer sous le prisme de trois dimensions interconnectées :

- « Les déficiences, qui désignent des altérations des fonctions organiques ou des structures anatomiques. »
- « Les limitations d'activités, qui désignent les difficultés qu'une personne peut rencontrer dans une activité. »
- « Les restrictions de participation, qui désignent les problèmes qu'un individu peut rencontrer pour participer à une situation de la vie courante. »

Ainsi, les patients édentés relèvent du handicap. En effet, ils présentent des déficiences anatomiques du fait de l'absence de dents, des limitations d'activités telles que manger, mastiquer ou parler et enfin, ils présentent très souvent des restrictions de participation telles que la recherche de travail, la communication avec un tiers (2)... Les patients présentant un tel état dentaire, rapportent une diminution de leur qualité de vie, tant d'un point de vue fonctionnel que psycho-social (3).

Selon le rapport de l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) concernant la Santé Orale Mondiale en 2003, malgré l'apparition de nombreux progrès, il subsiste des problèmes dans le domaine de la santé bucco-dentaire au niveau mondial, notamment au sein des milieux défavorisés, tant dans les pays en voie de développement que dans les pays développés. Même si globalement, dans les pays industrialisés, l'accès aux soins bucco-dentaires, la prévention, ainsi que les matériaux ont été largement améliorés, les proportions de patients édentés (totalement ou partiellement) de plus de 65 ans restent importantes. Par exemple, au Royaume-Uni, 46% des plus de 65 ans présentent un édentement en 2000, en Italie 19% des 65-74 ans et en Finlande 41% des plus de 65 ans (4). Entre 1988 et 2000, on comptait encore environ 6% d'édentés totaux au sein de la population des Etats-Unis (5). Aussi, l'allongement de l'espérance de vie (en France, en 2019, pour les hommes, l'espérance de vie à la naissance était de 79,8 ans ; pour les femmes, elle était de 85,7 ans (6)) ainsi que l'approche conservatrice de la dentisterie moderne entraînent-ils un passage à l'édentement complet à des âges plus avancés.

Par ailleurs, nous savons aujourd'hui que le statut dentaire impacte la santé des patients : le manque de dents influe négativement sur la régulation de maladies chroniques telles que le diabète, l'insuffisance rénale, la malnutrition, l'obésité, les maladies cardiovasculaires (7)(8)(9)... Le traitement de l'édentement total relève donc d'un besoin de santé publique important.

II. La prothèse amovible complète conventionnelle

La réalisation de prothèses amovibles complètes conventionnelles (PACC) uniquement muco-portées a longtemps été le traitement de référence de l'édentement total. Mais cette réhabilitation prothétique présente des limites pouvant entraîner un échec prothétique, sans qu'il y ait pour autant une corrélation évidente entre la qualité de la prothèse, les tissus de soutien résiduels et le niveau de satisfaction des patients (10)(11). Ceci met donc en évidence l'importante place que prend l'état psychique et émotionnel du patient dans l'acceptation et l'adaptation au traitement par PACC (12)(13).

Certaines études, basées sur l'évaluation du score Oral Health Impact Profile for Edentulous Adults (OHIP-EDENT), montrent que les patients porteurs de prothèses amovibles complètes ressentent un certain inconfort et une diminution de leur qualité de vie, subséquemment à une diminution de leur fonction masticatoire due à une limitation fonctionnelle et à une incapacité physique (14).

En effet, du fait de la surface de sustentation réduite de l'os mandibulaire et de la présence d'éléments déstabilisants (tels que la langue, les éléments sus-mylohyoïdiens, la muqueuse jugale, l'insertion des muscles buccinateurs sur le corps de la mandibule), la rétention et la stabilité de la PACC mandibulaire peuvent être compromises. Aussi, le vieillissement de la population de patients présentant un édentement total entraîne souvent l'association de facteurs défavorisants pour la réussite de la réhabilitation par PACC tels qu'une résorption des crêtes alvéolaires importante, une diminution du débit salivaire ou encore une diminution de la motricité (15).

Ainsi donc, les capacités relatives esthétique et fonctionnelle des PACC réalisées à la mandibule présentent–elles un pourcentage très bas, d'environ 10% (16).

Cependant, la PACC mandibulaire peut encore avoir sa place dans le traitement de l'édentement total dans les cas suivants :

- Contre-indications médicales absolues à l'implantologie telles que l'insuffisance rénale chronique sévère, la prise de traitements inhibiteurs de la résorption osseuse (bisphosphonates en intraveineuse ou denosumab) dans des indications malignes, cancer en évolution ou en cours de traitement, ostéomalacie, antécédent d'endocardite infectieuse, syndrome SAPHO (synovite, acné, pustulose, hyperostose et ostéite), ostéopétrose, dysplasie cémento-osseuse, risque hémorragique important avec un INR > 4 lors d'un traitement par AVK.
- Contre-indications médicales relatives à l'implantologie telles que l'immunodépression, le port d'une prothèse valvulaire, antécédent de radiothérapie cervico-faciale supérieure à 35Gy, prise de bisphosphonates en per os ou denosumab dans des indications bénignes (17)
- Limitations financières
- Présence d'obstacles anatomiques tels que la proximité du nerf mandibulaire ou des *foramina* mentonniers empêchant la pose d'implants

III. La prothèse amovible complète supra-implantaire (PACSI)

A. Deux implants parasymphysaires et attachements axiaux non solidarisés

1. Principe

D'après le consensus de Mc Gill en 2002, la réalisation d'une prothèse complète stabilisée par deux implants para-symphysaires (Figure 1) devrait être le choix premier pour le traitement d'une mandibule édentée (18). Il s'agit d'une prothèse à appuis à la fois muqueux et implantaire.

Dans ce type de traitement, deux implants sont placés au niveau de la symphyse mentonnière, en avant des *foramina* mentonniers. Cette zone est en général plus préservée de la résorption des crêtes alvéolaire et permet l'implantation sans aménagement osseux préalable (19).

Les implants doivent être positionnés symétriquement par rapport au centre de la prothèse, de part et d'autre du plan sagittal médian. Il est également recommandé que leur espacement soit situé aux environs de 23mm pour avoir un maximum de rétention prothétique, car il existe une corrélation entre la distance inter-implants, la rétention et la stabilité de la PACSI (20) (21) (22). L'inclinaison des implants peut aller jusqu'à 20° ; une angulation trop importante des implants peut avoir un effet négatif sur la rétention de la prothèse (23)(24).

Il existe différents types d'attachements pour les PACSI : les attachements magnétiques, les couronnes télescopiques, les attachements boules ou sphériques (par exemple de type Dalbo Plus®) et les attachements cylindriques (par exemple de type Locator®). Dans tous les cas, ; la prothèse complète repose sur la muqueuse et les attachements permettent d'assurer la rétention durant les mouvements de latéralité ou de propulsion.

Des études ont montré la supériorité des attachements cylindriques dans la répartition des contraintes (25) (26), une perte de rétention prothétique moins importante dans le temps (27) ainsi qu'une meilleure résistance de la base prothétique (28). En raison de ces différents éléments, la tendance va vers l'utilisation d'attachements axiaux cylindriques dans le cadre d'une réhabilitation prothétique par PACSI retenue par deux implants.

Une fois le système d'attachement choisi, la prothèse complète peut être réalisée selon les mêmes principes qu'une PACC. Néanmoins, l'incorporation d'un renfort métallique, de type châssis (29) au sein de la base prothétique peut être nécessaire afin de prévenir sa fracture, qui se situe majoritairement au niveau des moyens de jonction (30). Lorsque les implants sont ostéo-intégrés et que la prothèse est terminée, l'étape de solidarisation des systèmes d'attachement peut être réalisée soit directement au fauteuil, soit au laboratoire.



Figure 1 : Illustrations de PACSI sur 2 implants avec attachements axiaux cylindriques de type Locator®

2. Indications et contre-indications

a) Indications

D'après le consensus de Mc Gill (18), le traitement minimal de l'édentement total mandibulaire doit être la réhabilitation par une prothèse complète stabilisée par 2 implants parasymphysaires.

b) Contre-indications

- Contre-indications médicales à l'implantologie (cf Partie 1, Chapitre II)
- Limitations financières. Cependant, ces dernières sont toutes relatives. En effet, la déclaration du consensus de York de 2009 (31), qui confirme que la PACSI reposant sur deux implants para-symphysaires est le traitement de choix de l'édentement total mandibulaire, a mis en évidence que le coût total de ce type de traitement sur la durée de vie estimée des patients ne présente que très peu de différence en terme de coût annuel par rapport à une PACC.
- Résorption osseuse extrême (hauteur de crête inférieure à 10mm) / obstacles anatomiques
- Altérations de la dextérité et/ou de l'acuité visuelle qui peuvent entraîner des difficultés à l'insertion/désinsertion de la prothèse, ainsi qu'une diminution de la capacité au maintien de l'hygiène au niveau des implants et des éléments de connexion.

3. Avantages et inconvénients

a) Avantages

Grâce à ce type de réhabilitation prothétique, la force masticatoire, la phonation, la stabilité, la rétention prothétique, et par conséquent, la satisfaction des patients semblent être augmentées par rapport à une prothèse complète conventionnelle (32)(33)(34). Aussi cette augmentation de la stabilité prothétique permet-elle de prévenir efficacement la résorption osseuse des crêtes alvéolaires (35).

Selon une étude clinique de *Sharma et al.* (36), la taille des particules d'un bol alimentaire obtenue avec des prothèses amovibles complètes sur implants (PACSI), serait diminuée de plus de 76% par rapport à une PACC. Aussi, pour obtenir la même taille moyenne de particules, il fallait 69 cycles masticatoires avec une PACC contre 40 avec une PACSI.

Ces effets positifs, fonctionnels et psycho-sociaux, sont d'autant plus flagrants chez les patients demandeurs d'implants ou lors d'un précédent échec prothétique par PACC (37). Aussi, cette solution prothétique pour la réhabilitation d'une mandibule édentée présente-t-elle un rapport coût/efficacité intéressant (38).

De plus, ces réhabilitations montrent un très bon taux de survie :

- Taux de survie à 5 ans pour les implants 98,72% sur un échantillon de 67 patients âgés en moyenne de plus de 70 ans (39).
- Taux de survie à 29,6 mois de 100% que ce soit pour les implants ou les PACSI mais nécessité d'une maintenance importante au niveau du système d'attachement pour garder un maximum de rétention (40).
- Taux de survie à 60 mois de 100% des implants sur un échantillon de 46 implants mais 36 d'entre eux ont présenté une mucosite et 1 seul une péri-implantite. Une maintenance prothétique s'est révélée être nécessaire surtout au niveau du système d'attachement (41).

Cette solution améliore donc largement le quotidien des patients par rapport à une PACC, tout en étant largement moins onéreuse et plus facile d'entretien que les prothèses totales fixées sur implants (42).

b) Inconvénients

Même si la réhabilitation prothétique d'une mandibule édentée par une prothèse amovible complète reposant sur 2 implants para-symphysaires est un traitement tout à fait satisfaisant, il existe cependant un risque de mucosite ou péri-implantite; ainsi qu'un risque de fracture de la PACSI elle-même, d'attrition des dents prothétiques ou de perte de rétention au niveau du système d'attachement (surtout sur les systèmes de type Locator®, où l'élément en caoutchouc s'use rapidement). Il est donc impératif de réaliser régulièrement une maintenance tant parodontale que prothétique, avec une réactivation fréquente des systèmes de rétention (43).

B. 2, 3 ou 4 implants et barre de jonction

1. Principe

Pour stabiliser une prothèse amovible complète, il est aussi possible d'utiliser deux implants parasymphysaires associés à une barre de jonction (Figure 2). Il est parfois nécessaire de poser plus de 2 implants pour des raisons anatomiques ou pour augmenter la rétention. Pour les mêmes raisons que pour la PACSI stabilisée par deux implants avec attachements axiaux, jusqu'à 4 implants peuvent être placés dans la région interforaminale (19).

Lorsqu'une barre est utilisée pour relier les implants et que plus de deux implants sont positionnés à la mandibule, l'espace minimum entre deux implants doit être supérieur à 12mm, sans quoi le cavalier ne peut pas être placé. Cependant, la longueur de la barre ne doit pas excéder les 15mm pour éviter une flexion de la barre lors de l'application de contraintes masticatoires (44). De plus, l'espace interforaminal doit être suffisamment important pour assurer une distance de 4mm entre l'implant et le foramen (45).

Les barres sur des arcades en V sont déconseillées car une angulation entrave les mouvements de la PACSI. Sinon, il faut augmenter le nombre d'implants ou les rapprocher pour retrouver une section rectiligne de la barre (46).

La connexion avec la barre transvissée sur les implants se fait au moyen de cavaliers insérés dans l'intrados dans la PAC renforcée par un châssis métallique.

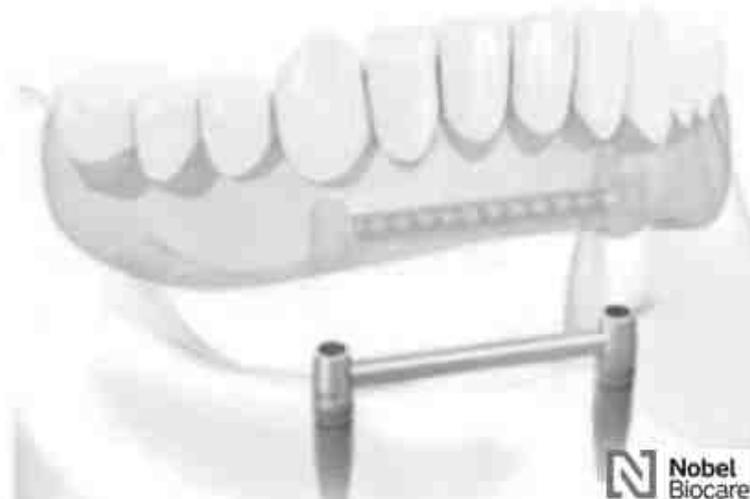


Figure 2 : Illustration d'une PACSI sur 2 implants reliés par une barre

2. Indications et contre-indications pour 2 implants et barre de jonction

a) Indications

- Espace interforaminal suffisant pour placer plus de 2 implants
- Espace prothétique supérieur à 15mm
- Arcade trapézoïdale

b) Contre-indications

- Contre-indications médicales absolues à l'implantologie (cf Partie 1, Chapitre II)
- Limitations financières
- Altérations de la dextérité et/ou de l'acuité visuelle qui peuvent entraîner des difficultés à l'insertion/désinsertion de la prothèse, ainsi qu'une diminution de la capacité au maintien de l'hygiène au niveau des implants et des éléments de connexion.
- Défaut d'hygiène bucco-dentaire
- Espace prothétique insuffisant, inférieur à 15mm (45)
- Résorption osseuse extrême (hauteur de crête inférieure à 10mm) (46)
- Arcade en V

3. Indications et contre-indications pour 4 implants et barre de jonction

a) Indications

- Crête alvéolaire résorbée d'une hauteur inférieure à 10mm, voire crête très résorbée avec une déhiscence du nerf mandibulaire : en augmentant le nombre d'implants, l'appui de la PAC n'est plus muqueux, ce qui permet d'éviter les douleurs.
- Denture naturelle au maxillaire
- Épaisseur de muqueuse importante
- Arcade en V
- Débit salivaire réduit

b) Contre-indications

- Contre-indications médicales absolues à l'implantologie (cf Partie 1, Chapitre II)
- Limitations financières
- Altérations de la dextérité et/ou de l'acuité visuelle qui peuvent entraîner des difficultés à l'insertion/désinsertion de la prothèse, ainsi qu'une diminution de la capacité au maintien de l'hygiène au niveau des implants et des éléments de connexion.
- Défaut d'hygiène bucco-dentaire
- Espace interforaminal réduit
- Espace prothétique réduit, inférieur à 15mm

4. Avantages et inconvénients

a) Avantages

Il semblerait que le taux de satisfaction soit similaire pour les patients traités avec des PACSI à attachements axiaux ou avec des barres (47).

Avec deux implants, il existe un axe de rotation autour duquel la PACSI aura tendance à tourner en raison des forces masticatoires s'appliquant sur elle. De plus, la surface d'appui sur la muqueuse est importante. Malgré tout, la stabilité et la rétention de la PAC sont importantes et les systèmes de rétention nécessitent moins de maintenance qu'avec les attachements axiaux.

En revanche, plus le nombre d'implants augmente, plus la connexion devient rigide, plus la surface d'appui muqueux diminue (48). Aussi, les forces appliquées dans la région cervicale des implants tendent à diminuer (49). Les patients bénéficiant d'une PACSI retenue par plus de deux implants rapportent une amélioration de leur qualité de vie (50), en raison d'une plus grande stabilité prothétique, d'une plus grande rétention, d'une amélioration du confort et d'une facilitation de l'élocution (51).

La revue systématique de *Dantas et al.* en 2014 (52) a montré qu'il n'y avait *a priori* pas de différence significative quant aux taux de survie implantaire entre des PACSI réalisées sur 2,3 ou 4 implants. L'étude de *Balaguer et al.* en 2015 (53) a montré un taux de survie moyen des PACSI mandibulaires sur 2,3 et 4 implants de 98,6% à 8 ans. Cependant, un meilleur taux de survie, de 99%, était observé pour les PACSI sur 4 implants contre un taux de survie de 96,6% pour les PACSI sur 2 implants. Mais une autre étude (54) a montré qu'il n'y avait pas de différence significative entre les taux de survie des PACSI retenues par 2 ou plus d'implants.

b) Inconvénients

Contrairement aux attachements axiaux qui peuvent être activés ou remplacés aisément, le changement ou l'activation des éléments de rétention ou la réfection des bases sont plus laborieux en présence de barres. Mais les séances de maintenance sont moins fréquentes avec les barres du fait de leur usure moins rapide que les attachements axiaux.

Si plus de deux implants sont envisagés, le coût peut rapidement être important pour le patient et être un des principaux facteurs limitants pour la réalisation de ce type de traitement. Les barres sont aussi plus coûteuses et nécessitent plus d'étapes de laboratoire par rapport aux attachements axiaux (19).

C. Les prothèses totales fixées implanto-portées sur piliers secondaires ou sur pilotis

1. Principe

Ce traitement consiste en la réalisation d'une prothèse fixée, à l'origine transvissée sur 6 implants, permettant le remplacement d'une arcade dentaire complète. Depuis 2003, avec la publication de *Malo et al.* (55), apparaît le concept « all-on four ». Il s'agit alors de réaliser une prothèse totale fixée, transvissée, cette fois-ci, sur 4 implants seulement, que ce soit à la mandibule comme au maxillaire (Figure 3). A la mandibule, il s'agit, comme dans le traitement par PACSI, d'exploiter la partie antérieure de l'os entre les *foramina* qui est plus dense afin d'éviter toute chirurgie pré-implantaire. Les deux implants antérieurs sont positionnés de façon axiale, parallèles l'un par rapport à l'autre alors que les deux implants distaux doivent présenter une angulation distale entre 25 et 30° (56) pour diminuer le porte-à-faux prothétique et améliorer le coefficient masticatoire (57).

Ce type de restauration nécessite une armature usinée, en titane le plus souvent. En effet, la technique de la cire perdue est de plus en plus délaissée pour l'utilisation de la CFAO qui présente de nombreux avantages tels que la réduction du coût et des étapes de laboratoire ou encore une augmentation de la précision. Sur l'armature, des dents et une fausse gencive en résine acrylique de haute densité sont ensuite réalisées (56).

Il est important de concevoir une base prothétique permettant le passage des brossettes interdentaires au niveau des zones de connexion afin de maintenir un niveau d'hygiène adapté.

La plupart du temps, les axes implantaires peuvent être rattrapés au moyen de piliers angulés entre 17 et 35°. Le recours aux piliers secondaires est aussi fréquent, avec l'utilisation de piliers secondaires droits ou angulés à 17° au niveau des implants antérieurs et des piliers secondaires angulés à 30° au niveau des implants distaux (56).

Il a été démontré qu'il n'y avait pas de différence statistiquement significative concernant les taux de survie implantaires et prothétiques entre les traitements par 4 ou 6 implants à la mandibule (58), qui s'élèveraient dans les deux cas à 100% à 3 ans (59). C'est pourquoi le concept « all-on four » est largement retenu pour la réalisation d'une prothèse totale fixée sur pilotis.

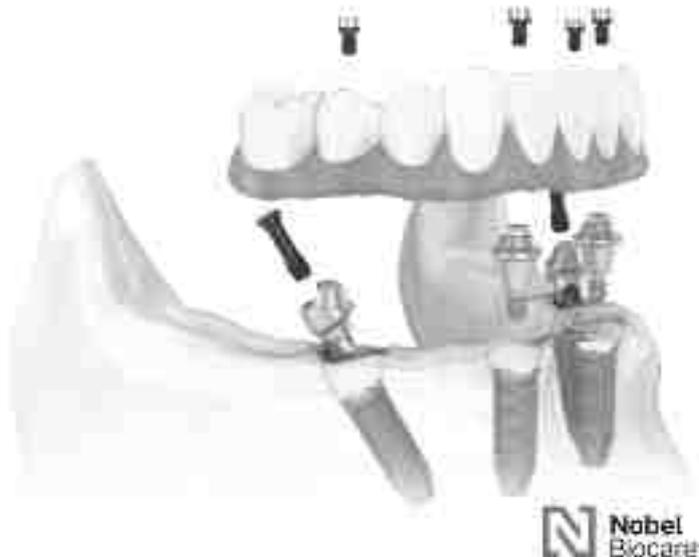


Figure 3 : Illustration du traitement par « all-on four »

2. Indications et contre-indications

a) Indications

- Nécessité de compenser une résorption osseuse importante (60)
- Décalage des bases osseuses
- Refus de la part du patient d'avoir recours à une greffe osseuse nécessaire pour la pose d'implants dans les secteurs postérieurs
- Nécessité de rattraper des axes implantaires
- Échec ou insatisfaction du patient d'une réhabilitation d'un édentement complet avec une PACC ou une PACSI
- Passage à l'édentement total moins traumatisant pour le patient denté

b) Contre-indications

- Contre-indications absolues à l'implantologie
- Limitations financières
- Résorption osseuse extrême / obstacles anatomiques
- Sites implantaires ne permettant pas la réalisation d'une solution fixe esthétique et fonctionnelle
- Défaut d'hygiène bucco-dentaire

3. Avantages et inconvénients

a) Avantages

- Rétablissement d'un potentiel masticatoire important : selon l'étude de *Mariani et al.*, la force occlusale mesurée peut atteindre 170 Newtons chez un patient porteur de prothèses fixées implanto-portées bimaxillaires contre 40 Newtons chez un patient porteur de PACC bimaxillaires et 120 Newtons chez un patient porteur de PACSI (61). Cependant, si l'on se réfère au questionnaire « patients' oral health-related quality of life » (OHRQoL) utilisé dans de nombreuses études pour évaluer la satisfaction des patients vis-à-vis de leur traitement dentaire, les scores, bien que très satisfaisants, ne semblent pas montrer une supériorité significative des prothèses totales fixée implanto-portées sur pilotis par rapport aux PACSI quant à la capacité masticatoire, la phonation, la rétention/stabilité prothétique ou encore la satisfaction globale des patients (62).
- Pas de chirurgie pré-implantaire
- Taux de survie implantaire supérieur à 97,5% à 6 ans et taux de survie prothétique de 99% à 6 ans (63)

b) Inconvénients

- Coût
- Maintien de l'hygiène orale difficile en raison de la fausse gencive et du caractère inamovible de la prothèse (62)
- Réparations plus difficiles qu'avec une PACSI

D. Prothèse totale fixée implanto-portée de type prothèse conjointe conventionnelle

1. Principe

Cette solution thérapeutique nécessite l'exploitation des zones édentées en arrière des foramina mentonniers pour pouvoir poser un plus grand nombre d'implants.

Les bridges complets implanto-portés sont scellés ou transvissés sur les implants. L'utilisation d'une fausse gencive n'est pas toujours nécessaire car les tissus mous peuvent être exploités pour reproduire les papilles et le soutien de lèvre est souvent suffisant.

Comme pour les prothèses totales sur pilotis, ce genre de réhabilitation prothétique repose sur une armature en métal (titane ou chrome-cobalt) ou en zircone, sur laquelle les couronnes dentaires en céramiques sont élaborées.

2. Indications et contre-indications

a) Indications

Les bridges complets sur implants ne sont possibles qu'en cas de faible résorption osseuse et de faible décalage des bases osseuses. C'est pourquoi les indications sont peu nombreuses pour ce type de traitement de l'édentement total.

b) Contre-indications

- Contre-indications absolue à la chirurgie implantaire
- Résorption osseuse moyenne ou sévère
- Décalage des bases osseuses sévère
- Présence d'obstacles anatomiques (nerf mandibulaire, foramen mentonnier)

3. Avantages et inconvénients

a) Avantages

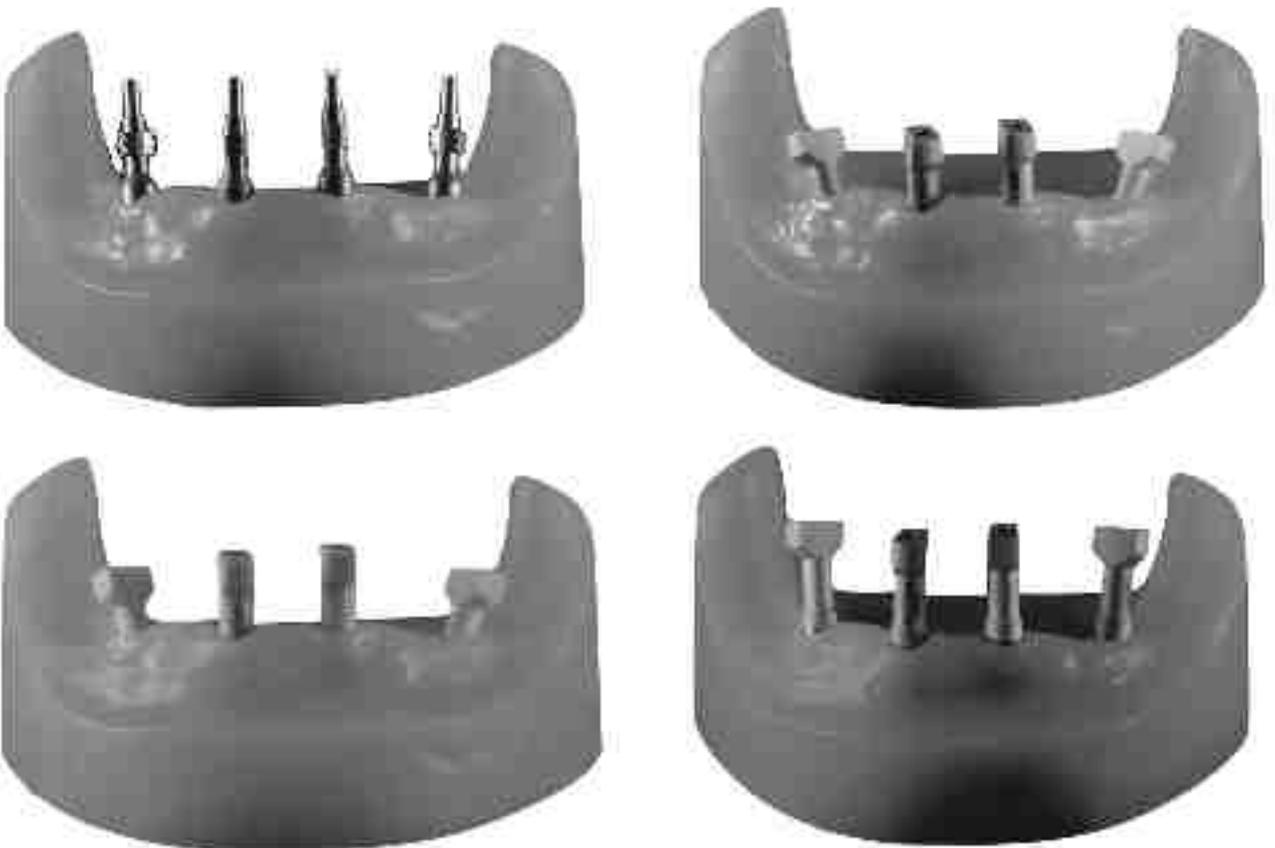
- Permet de préserver le capital osseux chez le sujet jeune ou chez un patient passant à l'édentement total
- Confort pour le patient
- Esthétique

b) Inconvénients

- Coût important (en raison du nombre d'implants élevé)
- Maintien de l'hygiène orale difficile
- Réparations difficiles

- Risque d'écaillage de la céramique : le manque de proprioception dû à l'absence de dents augmente le risque de surcharges occlusales et donc le risque de fracture de la céramique

**Partie II : Techniques d'empreintes en
prothèses supra-implantaires dans le cadre de
réhabilitation par « all-on four »**



I. Les empreintes physico-chimiques

A. Technique d'empreinte

Selon *Stimmelmayer et al.*(64) et *Lee et al.* (65) la technique d'empreinte à ciel ouvert, pick-up ou encore emportée, serait celle à privilégier dans le cadre d'une réhabilitation prothétique reposant sur plus de 4 implants. En effet, grâce à cette technique d'empreinte, il a été démontré que le risque de déformation de l'empreinte était diminué par rapport à la technique d'empreinte à ciel fermé (66) où le repositionnement des transferts d'empreinte dans l'empreinte peut engendrer des imprécisions. La supériorité de la technique à ciel ouvert par rapport à la technique à ciel fermé est d'autant plus vraie que les implants présentent une angulation importante (67).

B. Porte empreinte

Dans le cadre de la technique d'empreinte emportée, il est nécessaire d'utiliser un porte empreinte individuel (PEI) ajouré en regard des implants. L'utilisation d'un PEI permet d'obtenir une épaisseur uniforme du matériau d'empreinte et de minimiser les distorsions qui peuvent se produire avec les portes empreintes du commerce en plastique non rigide. De plus les fenêtres laissant passer les transferts d'empreinte sont réalisées de manière à ajourer au minimum le PEI afin d'obtenir une bonne compression du matériau d'empreinte. Les PEI permettent ainsi d'obtenir une empreinte plus précise tout en étant plus confortables pour les patients (68). Après avoir vissé les transferts d'empreinte sur les implants, la bonne adaptation du PEI est vérifiée puis il est enduit d'un adhésif pour polyéther et les ouvertures occlusales sont fermées avec de la cire afin d'éviter les débordements du matériau d'empreinte.

C. Solidarisation

Une des techniques permettant l'amélioration de l'enregistrement de la position des piliers d'empreinte est leur solidarisation. Selon la revue systématique de la littérature menée par Papaspyridakos et al. en 2014, la solidarisation des piliers d'empreinte dans le cadre d'un édentement complet permet d'obtenir de meilleures empreintes par rapport à des empreintes réalisées sans solidarisation car elle permettrait de diminuer leur déformation (69).

Différentes techniques sont proposées dans la littérature (70) :

- Résine méthacrylique chémozpolymérisable enrobée autour d'un fil de soie, servant de renfort
- Résine méthacrylique chémozpolymérisable sans fil de soie
- Tuteur en métal
- Plâtre à empreinte (norme ISO type I)
- Résine acrylique prépolymérisée

La technique de solidarisation par dépôt de résine méthacrylique chémozpolymérisable sur du fil dentaire reliant les piliers d'empreinte entre eux est l'une des méthodes les plus utilisées. Mais en raison de la contraction de prise de la résine, des contraintes inadaptées peuvent être appliquées sur les piliers d'empreinte, ce qui risque d'entraîner des imprécisions. C'est pour cette raison qu'il a été recommandé de sectionner la résine entre les piliers après polymérisation afin des relâcher les contraintes, puis de faire un nouvel apport de résine en faible quantité dans ces zones (71).

D. Matériaux d'empreinte

Les matériaux d'empreinte pour les réhabilitations supra-implantaires doivent être stables dans le temps et former un ensemble rigide ne risquant pas de se déformer. Les élastomères, tels que les polyéthers (PE) et les polyvinyl-siloxanes (PVS ou silicones par addition) sont les matériaux d'empreinte les plus utilisés pour les empreintes en prothèses supra-implantaires.

Les élastomères sont toujours présentés avec une base et un catalyseur séparé qui doivent être mélangés juste avant la réalisation de l'empreinte. Pour avoir une homogénéité dans le mélange et éviter l'incorporation de bulles d'air, il est recommandé d'utiliser une machine automélangeuse (72). L'empreinte doit alors se faire à 4 mains : une seringue est d'abord remplie pour appliquer du matériau de façon précise tout autour des transferts ; pendant ce temps d'injection, le matériau est déposé à l'intérieur du PEI de façon régulière d'une extrémité à l'autre.

Il a été montré que si les implants sont parallèles entre eux, il n'y avait pas de différence significative entre les PVS et les PE, en revanche en cas de forte angulation implantaire, il serait préférable d'utiliser un PVS plutôt qu'un PE (73). Mais il a aussi

été montré qu'un plus grand torque était nécessaire pour déformer une empreinte en PE lors de la mise en place des analogues par rapport à une empreinte en PVS (74), mais dans tous les cas, la recouvrance élastique après déformation n'est jamais de 100%. Aussi, le PE rigide serait idéal pour la réalisation de prothèses supra-implantaires dans le cadre d'une réhabilitation d'un édentement complet (75). Il semblerait donc que l'utilisation du PVS ou du PE dépende de la situation clinique.

En plus des élastomères, le plâtre à empreinte (norme ISO type I) tel que le Snow White® peut également être utilisé, notamment en cas de faible engagement de l'accastillage et peut être aussi recommandé pour les réhabilitations d'édentements complets. Le plâtre, étant un matériau non élastique, présente l'avantage d'être rigide et non déformable grâce à sa stabilité dimensionnelle et permet la réalisation d'empreintes précises pour des réhabilitations supra-implantaires de grande étendue (75). Mais le plâtre, du fait de son caractère rigide, peut risquer de se fracturer lors de la désinsertion de l'empreinte, surtout si les implants ont des axes divergents (sauf en cas de connexions externes non engageantes).

L'empreinte mixte permet de combiner les propriétés intéressantes des matériaux élastomères et du plâtre, tout en limitant leurs défauts, respectivement déformation et fracture. Elle trouve principalement son indication dans le cadre d'édentement de grande étendue.

Initialement, il s'agissait de réaliser une empreinte avec un élastomère, rebasée avec du plâtre dans le but de solidariser les transferts d'empreinte (76).

L'empreinte mixte dite en un temps, quant à elle, nécessite un PEI à deux étages et l'utilisation d'un PE et de plâtre dans le même temps. Il s'agit d'injecter du PE autour des transferts, des crêtes alvéolaires et dans le premier étage du PEI et de charger du plâtre dans le second étage du PEI. Du fait de sa réalisation en un temps, tout risque de déformation est ainsi évité (77).

II. L'empreinte optique

A. CFAO : la chaîne numérique

La Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO) en odontologie voit le jour en 1973 avec les travaux de thèse d'exercice du Dr François Duret (78) Le terme

CFAO regroupe deux grands principes : la Conception Assistée par Ordinateur (CAO) permettant la modélisation virtuelle d'un projet prothétique via un logiciel dédié et la Fabrication Assistée par Ordinateur (FAO) permettant le passage du projet virtuel à un objet physique grâce à un usinage piloté par ordinateur (Figure 4). Ces deux grands principes font partie des étapes clés de la chaîne numérique nécessaire pour la fabrication d'une prothèse dentaire. La CAO et la FAO sont précédées par l'acquisition, première étape essentielle permettant la transformation d'un objet tridimensionnel en une donnée numérique.



Figure 4 : Chaîne numérique en CFAO

Deux types de flux de travail (workflow) (Figure 5) numériques sont à distinguer :

- Le workflow indirect qui consiste à réaliser une empreinte conventionnelle physico-chimique, puis le modèle en plâtre ou l'empreinte physico-chimique elle-même sont numérisés au laboratoire au moyen d'un scanner de laboratoire.
- Le workflow direct consiste, quant à lui, à générer une empreinte optique en scannant les arcades dentaires directement dans la bouche du patient grâce à un scanner intra-oral (79).

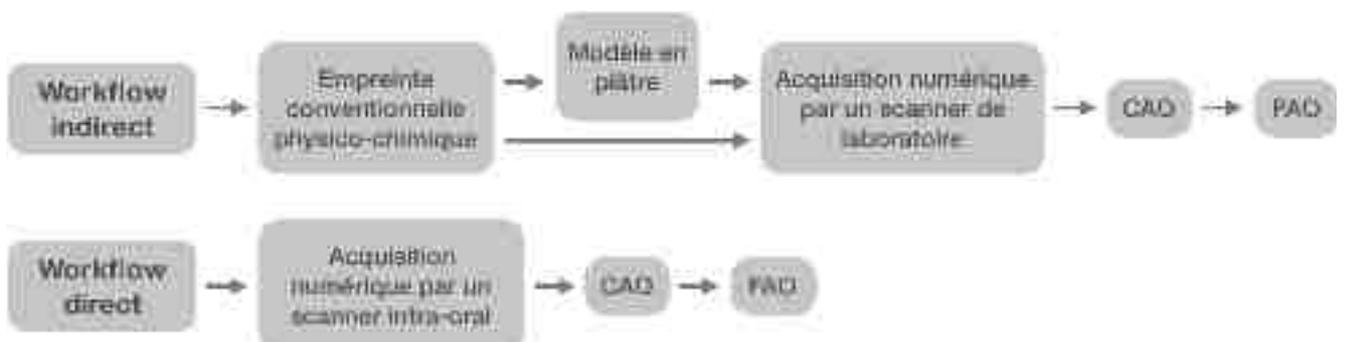


Figure 5 : Chaîne numérique directe ou indirecte

B. Les différents types d'acquisitions

L'acquisition, encore appelée numérisation, peut donc se faire sur différents supports, selon la méthode de travail choisie : elle peut se faire sur un modèle positif en plâtre, soit sur un modèle négatif (empreinte physico-chimique), soit directement dans la

bouche du patient. En fonction du support choisi, la technologie de scannage utilisée sera différente.

1. Méthode de scannage mécanique ou physique

Le scannage mécanique repose sur la micropalpation. Ce principe met en jeu des micro-palpeurs qui entrent en contact avec la surface d'un modèle positif en plâtre en de multiples points afin de numériser ce dernier. Cette technique avait été largement utilisée par le système Procera. Le scannage mécanique a fini par être abandonné en raison du risque d'inclure des déformations dues à la multiplication des étapes au sein de la chaîne prothétique. C'est pourquoi les industriels se sont tournés vers les méthodes de scannage permettant la réalisation d'empreintes directement dans la bouche des patients.

2. Méthode de scannage ondulatoire ou optique

Dans le domaine de l'art dentaire, seule la méthode ondulatoire, ou méthode optique, a pu être retenue parmi les autres techniques de scannage dites « sans contact ». Les scanners intra-oraux sont tous composés d'une caméra, d'un ordinateur et d'un logiciel spécifique. Même s'il existe différentes technologies d'acquisition utilisées par les scanners intra-oraux, toutes les caméras nécessitent une projection de lumière permettant la formation d'un rayon incident, lorsque ce dernier rencontre la surface de l'objet à scanner, une partie des rayons sera réfléchi et enregistrée par la caméra sous forme d'images. Après la reconnaissance de différents points d'intérêt, ces images sont compilées par le logiciel.

a) Triangulation

Cette méthode permet de faire l'acquisition numérique d'un objet en 3 dimensions et de reconstruire numériquement cet objet en 3 dimensions. Elle repose sur le principe que l'on peut connaître la position de tous les points de la surface d'un objet si l'on mesure les angles formés entre ce point et deux autres points dont la position est connue. Il existe deux types de triangulations : la triangulation passive et la triangulation active.

- Triangulation active

Dans la méthode de triangulation active, un laser situé au niveau de la caméra émet un rayonnement lumineux, dévié par un miroir et projeté sur l'objet à scanner. Le rayonnement réfléchi, issu de l'interaction entre le rayonnement incident et la surface de l'objet, est ensuite détecté par une lentille et un photodétecteur sensible à la position du point lumineux (80) (Figure 6).

La caméra, l'émetteur du laser et le point lumineux forment un triangle. De plus, certains angles et distances sont connus, ce qui permet d'obtenir les coordonnées (x, y, z) du point lumineux, par des calculs de trigonométrie simples.

La précision de la triangulation active est influencée par plusieurs paramètres : par exemple, l'erreur de précision dans l'estimation de la distance caméra-objet est proportionnelle au carré de la distance elle-même, aussi, la précision peut être améliorée par l'augmentation d'éléments photosensibles au sein de la caméra (81).

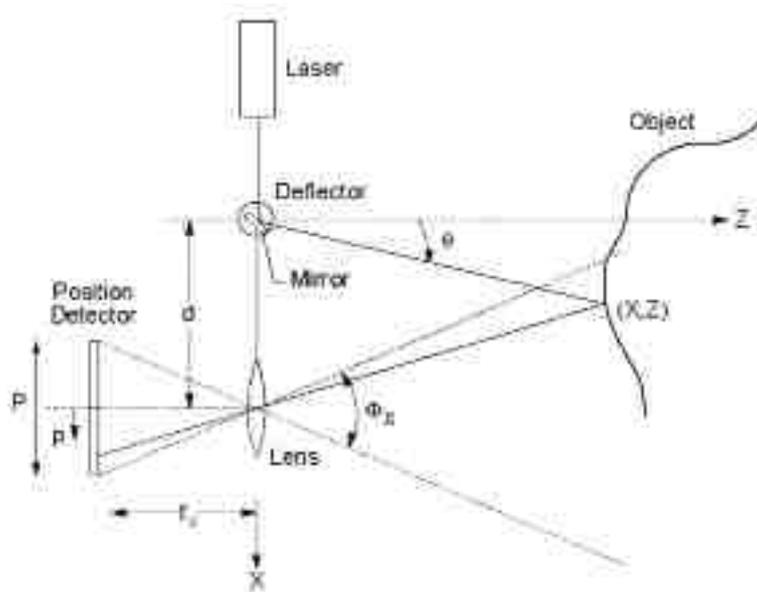


Figure 6 : Principe de la technique de triangulation active (73)

- Triangulation passive

En revanche, dans la méthode de triangulation passive, le dispositif de scannage n'émet pas lui-même de rayonnement lumineux. Cette technique repose sur la détection des rayonnements lumineux réfléchis par le milieu environnant. Grâce à deux caméras dont l'angulation et la position sont connues, par détection de ces rayonnements lumineux, deux images stéréo sont obtenues (Figure 7). Les points ayant des caractéristiques communes sur les deux images permettent d'appliquer la

triangulation au moyen d'algorithmes photogrammétriques afin de connaître les coordonnées réelles du point apparaissant sur les deux images. Bien que la triangulation passive offre une bonne précision, sa limite se situe dans son manque de capacité à distinguer des éléments dont le contraste est faible et les limites mal définies. Aussi la luminosité ambiante, si elle n'est pas contrôlée, peut entraîner une perte des informations à extraire par le système. Le principal avantage de cette technique est son faible coût en raison d'un nombre de composants assez limité (82)(83).

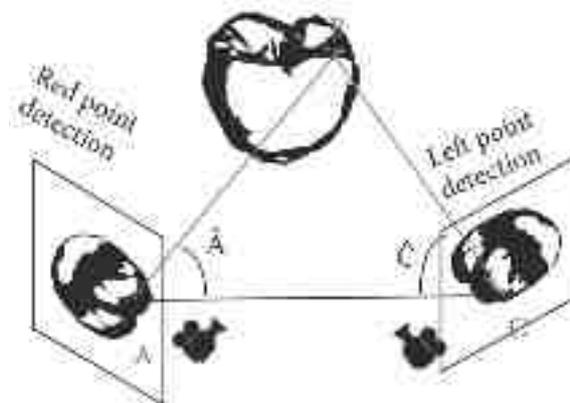


Figure 7 : Principe de la technique de triangulation passive (76)

Que ce soit par la méthode de triangulation active ou la triangulation passive, la nature de la surface de l'objet peut affecter la précision : une surface ayant une forte réflectivité empêchera l'obtention d'une acquisition de qualité (84).

b) Imagerie confocale parallèle

Cette technique est basée sur le principe de la microscopie confocale à balayage élaboré par Minsky en 1961 (85) (Figure 8), amélioré bien des années plus tard avec le développement des microscopes confocaux à balayage laser.

Ces caméras fonctionnent grâce à une technique permettant l'acquisition d'images focalisées, c'est-à-dire nettes, à des profondeurs de champ sélectionnées. En effet, les signaux lumineux situés en dehors des plans focaux sélectionnés ne sont pas retenus et apparaissent flous. Les images sont enregistrées à des niveaux de profondeur réguliers et sont ensuite reconstruites numériquement.

Les microscopes confocaux selon le principe présenté sur la Figure X. Un faisceau laser incident passe au travers d'un premier sténopé (n°14) (ou *pinhole* en anglais) placé devant la source lumineuse (n°10). Grâce à une lentille (n°11), le faisceau incident est focalisé sur un point de la surface de l'objet (n°15). Le rayon réfléchi, engendré par l'interaction du faisceau incident sur l'objet, passe aussi à travers la lentille et rencontre un diviseur de faisceau (n°17) qui autorise uniquement le passage des faisceaux ayant la même longueur d'onde que celle du rayon incident. Puis le faisceau passe au travers d'un second sténopé (n°24) pour frapper le photo-détecteur (n°28). Le second sténopé permet d'empêcher la lumière issue de plans focaux différents de celui sélectionné d'atteindre le photo-détecteur (86).

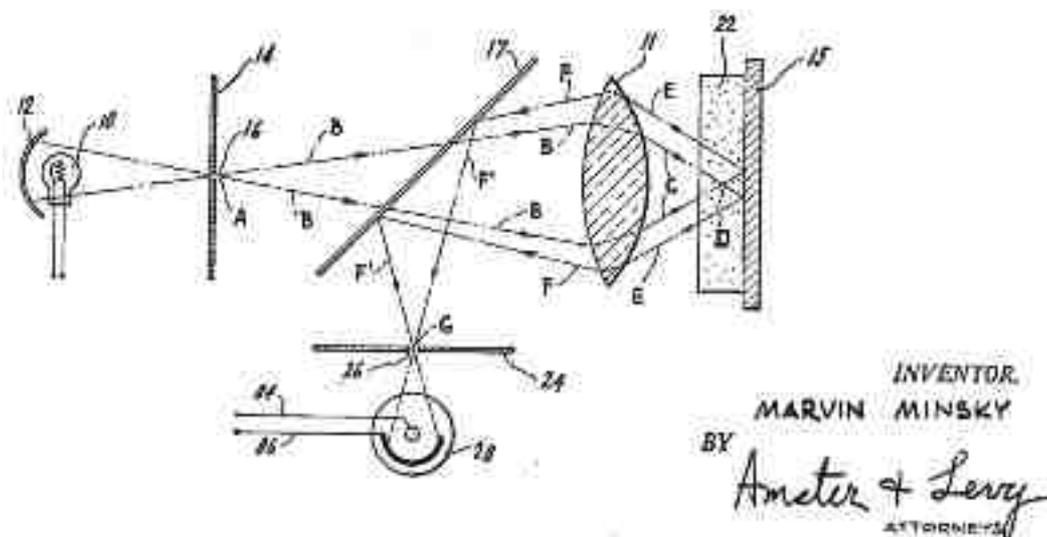


Figure 8 : Principe de la microscopie confocale laser selon Minsky (78)

Ainsi, il s'agit d'une projection de lumière sur un objet, structurée en un motif (trait ou point par exemple) selon un temps et un lieu donnés pendant lesquels le système de lentilles se déplace d'un plan focal à un autre pour récupérer la lumière réfléchie. La lumière détectée qui ne provient que du plan focal sélectionné est appelée « lumière confocale ». Chaque point de lumière acquis correspond à un pixel de la future image résultante reconstruite par ordinateur (82).

Cette technique est relativement dépendante de l'expérience du praticien dans la manipulation des scanners intra-oraux. En effet, ce dernier peut influencer sur la qualité

de la netteté de l'image en générant des zones floues dues à des mouvements inadaptés (83).

c) Technique de l'échantillonnage actif par front d'onde ou AWS (Active wavefront sampling)

Cette technique d'imagerie de surface en 3 dimensions, reposant sur le principe de focalisation/défocalisation, permet de balayer une petite partie de la surface de l'objet grâce à une caméra et à un module AWS. Un module AWS est une lentille, centrée sur le grand axe de l'objectif, qui effectue un mouvement de rotation et qui présente une ouverture décalée par rapport à ce grand axe, au travers de laquelle de la lumière passe. Ainsi, quand un rayonnement lumineux est projeté, une seule partie de ce rayonnement traverse l'ouverture pour interagir avec la surface de l'objet. Le rayonnement réfléchi par la surface de l'objet passe à nouveau à travers la lentille pour être projeté sur un capteur (Figure 9).

Les points de référence sont localisés par la caméra. Chaque point enregistré pendant l'acquisition correspond à une certaine distance entre la lentille et la surface de l'objet. Une image nette signifie que la distance focale de l'objectif et la distance de la surface de l'objet exposé au rayonnement sont égales.

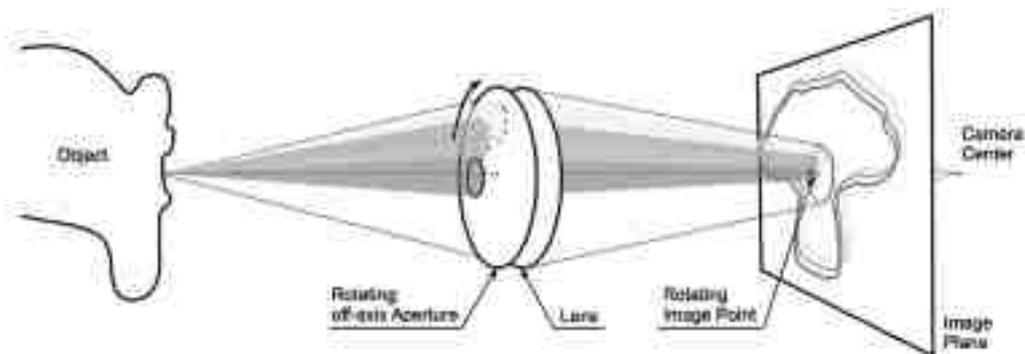


Figure 9 : Principe de la technique d'échantillonnage actif par front d'onde (75)

C. Empreinte numérique en prothèse implantaire : utilisation de scanbody

Pour réaliser l'empreinte de la position des implants avec une méthode optique, il est nécessaire d'utiliser des corps de scannage ou scanbodies en anglais. Ils correspondent aux transferts utilisés pour les empreintes physico-chimiques.

Ils existent en différents matériaux, principalement en polyétheréthercétone ou polyetheretherketone en anglais (PEEK), en titane, en aluminium, en PEEK-Titane ou encore dans de multiples types de résines, et ils peuvent présenter différentes géométries.

Les scanbodies peuvent se diviser en trois parties : la partie la plus apicale est appelée la base, c'est elle qui présente la connectique pour faire le lien avec l'implant ; la partie médiane est appelée le corps et la partie la plus coronaire est la tête ou région de scannage permettant au logiciel de CAO de reconnaître le type de scanbody utilisé, précédemment sélectionné dans la bibliothèque des scanbodies (87).

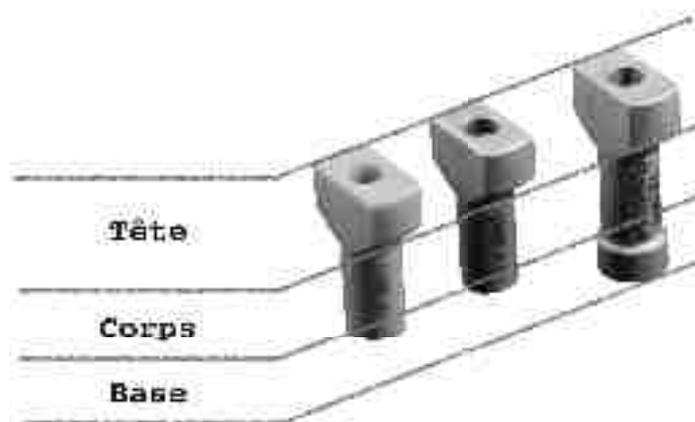


Figure 10 : Les scanbodies et leurs différentes parties, tête de scannage, corps et base.

III. Empreinte optique, quels avantages par rapport à l'empreinte physico-chimique ?

A. Avantages de l'empreinte optique par rapport à la méthode conventionnelle, dans le cadre de all-on four

1. Confort du patient

Les empreintes physico-chimiques sur implants, dans le cadre d'un édentement complet, peuvent être désagréables pour les patients et peuvent engendrer des réflexes nauséux. L'empreinte optique permet de pallier à ce genre de problèmes en étant plus rapide et limitant les risques des réflexes nauséux.

2. Confort et coût pour le praticien

La réalisation d'une empreinte physico-chimique pour all-on four peut être laborieuse et coûteuse pour le praticien (solidarisation des transferts, empreinte mixte, temps de prise des matériaux d'empreinte long). Bien que le coût initial d'achat du système intra-oral soit conséquent, une empreinte optique est relativement économique et beaucoup plus rapide (88) : il n'y a plus besoin de différents matériaux d'empreinte, d'adhésif et de désinfection, le nombre d'étapes de laboratoire est réduit puisqu'un PEI n'est pas nécessaire (89). De plus, les scanbodies, en titane, sont réutilisables.

L'enregistrement du profil d'émergence du col implantaire peut être enregistré rapidement et être verrouillé sur l'empreinte. Il y a moins de risque d'effondrement de la muqueuse.

3. Visualisation, ajout d'informations, planification

Les systèmes d'acquisition intra-orale permettent de visualiser en direct la qualité de l'empreinte. Les retouches sont possibles rapidement. Aussi, il est possible de faire évoluer l'empreinte, d'ajouter des informations, de faire corrélérer plusieurs empreintes optiques.

Il est également possible de faire corrélérer une empreinte à des images en 3 dimensions issues d'un cone beam. Il est, par exemple, possible de prévisualiser une maquette ou de connaître la morphologie des tissus mous au niveau d'un site implantaire afin de réaliser une vraie planification chirurgicale.

4. Archivage et stockage

Les empreintes numériques permettent un archivage aisé sans prendre de place, le modèle physique n'est plus nécessaire. Ceci a un grand intérêt médico-légal. De plus les fichiers sont duplicables à l'infini sans perte d'information et les modélisations peuvent être renouvelées, modifiées à l'infini sans modifier l'empreinte.

5. Communication

Grâce aux acquisitions numériques, la communication avec le patient peut être facilitée. Le praticien peut montrer l'empreinte optique au patient dans un but pédagogique : le patient peut voir sa bouche et visualiser les potentiels problèmes qui s'y trouvent. Il est également possible de réaliser des wax-up virtuels pour permettre

au patient de prévisualiser un projet esthétique, ceci peut faciliter l'adhésion du patient au plan de traitement prothétique.

La communication avec le prothésiste est plus rapide. Avec la Trios3®, le praticien peut intégrer des photographies au logiciel. Le prothésiste reçoit alors directement un fichier avec les empreintes et les photographies puis, soit directement sur le logiciel du système soit via un partage d'écran, prothésiste et praticien peuvent discuter du cas clinique.

B. Les limites et inconvénients de l'empreinte optique dans le cadre de all-on four

1. Coût

Le coût initial des scanners intra-oraux est conséquent pour le praticien, il peut aller de quelques milliers à plusieurs dizaines de milliers d'euros selon le système. De plus, des frais de maintenance sont régulièrement nécessaires.

2. Manipulation de la caméra optique

L'utilisation des scanners intra-oraux doit se faire dans le respect d'un protocole de scannage (comprenant le chemin de scannage, l'éventuel poudrage des surfaces, la manipulation de la caméra) donné par les fabricants (90), afin de limiter les risques de distorsion de l'empreinte optique. Le praticien doit se former. Il existe une réelle courbe d'apprentissage avant d'atteindre la bonne gestuelle (88).

3. Enregistrement des édentements de grande étendue

A ce jour, les scanners intra-oraux ne sont toujours pas équivalents, en termes de précision, aux empreintes physico-chimiques pour l'enregistrement de la muqueuse sur des édentements de grande étendue et ils ne permettent toujours pas la réalisation d'empreinte dynamique.

4. Isolation de la salive

L'empreinte optique doit être, dans l'idéal, réalisée en l'absence de salive pour éviter tout phénomène de réflexion lumineuse.

5. Systèmes fermés et compatibilité

Certains systèmes sont des systèmes fermés : le format des fichiers est propre au fabricant ce qui empêche le transfert des données numériques d'un logiciel à un autre. Aussi, lors de réhabilitations supra-implantaires, il doit y avoir une compatibilité entre les scanbodies et le logiciel de conception.

6. CFAO indirecte

Pour la CFAO indirecte, comme montré sur la *Figure 5*, des étapes supplémentaires telles que la réalisation d'une empreinte physico-chimique et parfois la coulée d'un modèle en plâtre sont nécessaires avant de réaliser l'acquisition par le scanner de laboratoire.

Or la précision du matériau d'empreinte, la technique d'empreinte tout comme la qualité du maître modèle en plâtre ainsi que la précision du scanner de laboratoire, sont autant de paramètres qui peuvent avoir une influence sur le modèle virtuel qui en découle (91).

Partie III : Empreinte optique et réhabilitation prothétique par « all-on four » : étude *in vitro* de la répétabilité du système intra-oral Trios3® (3Shape)



Partie III : Empreinte optique et réhabilitation prothétique par « all-on four »: étude *in vitro* de la répétabilité du système intra-oral Trios3® (3Shape)

I. Exactitude, justesse et fidélité : notions de métrologie

Théoriquement, précision et imprécision pourraient être définies comme l'ensemble des valeurs s'écartant de la valeur dite « vraie ».

L'Organisation Internationale de Normalisation a défini les termes exactitude, justesse et fidélité en 1994 dans la norme ISO 5725-1(92). Ainsi, l'exactitude d'une méthode de mesure se définit grâce à deux paramètres, la justesse et la fidélité.

La justesse correspond « à l'étroitesse de l'accord entre la moyenne arithmétique d'un grand nombre de résultats d'essai et la valeur de référence vraie ou acceptée »(92). Il s'agit donc de la répétabilité d'une méthode de mesure. La fidélité correspond, quant à elle, « à l'étroitesse de l'accord entre les résultats d'essai »(92), s'agissant ainsi de la reproductibilité d'une méthode de mesure.

De ce fait, un instrument ou une méthode de mesure peuvent être considérés comme étant exacts, s'ils sont à la fois justes et fidèles (Figure 11). Généralement, l'exactitude s'évalue grâce à l'erreur de mesure.



Figure 11 : Schéma explicatif des notions de fidélité, justesse et exactitude selon la norme ISO 5725-1. Fidélité : valeurs peu dispersées, justesse : valeurs proches de la valeur vraie, exactitude : valeurs peu dispersées et proches de la valeur vraie.

II. Objectifs de l'étude

L'objectif de cette étude *in vitro* était d'analyser la précision et la répétabilité du système intra-oral Trios3® (3Shape) dans le cadre de réhabilitation prothétique par « all-on four ». *Pour ce faire nous avons réalisé une étude un vitro en deux temps.* Tout d'abord, l'influence du matériau des scansbodies ((PEEK) ou titane) sur la répétabilité de l'empreinte optique a été analysée afin de retenir le meilleur matériau. Puis deux options ont été comparées dans leur repetabilite : la première où les scanbodies étaient directement montés sur les cols implantaires, la seconde où les scansbodies étaient montés sur des piliers intermédiaires. Enfin, la précision des enregistrements a été évaluée en les comparant à ceux obtenus à l'aide du scanner de laboratoire E3® (3Shape) pour les mêmes situations.

III. Matériels et méthodes

A. Matériels

1. Modèle d'étude

Le modèle d'étude nous a été gracieusement prêté par la société NobelBiocare. Il s'agit d'un modèle mandibulaire de travaux pratiques en polymétacrylate de méthyl (PMMA), au sein duquel 4 implants System MKII® (Nobel Biocare Bränemark System), de diamètre 4.1mm, sont placés en site de 35-45-32-42. Les implants positionnés au niveau des deuxièmes prémolaires ont une angulation distale de 45°. Les implants positionnés au niveau des incisives latérales sont, quant à eux, parallèles l'un par rapport à l'autre (Figure 12).

Le choix d'un modèle unique a permis de garantir que l'objet scanné ne subit pas de modifications entre les expériences.

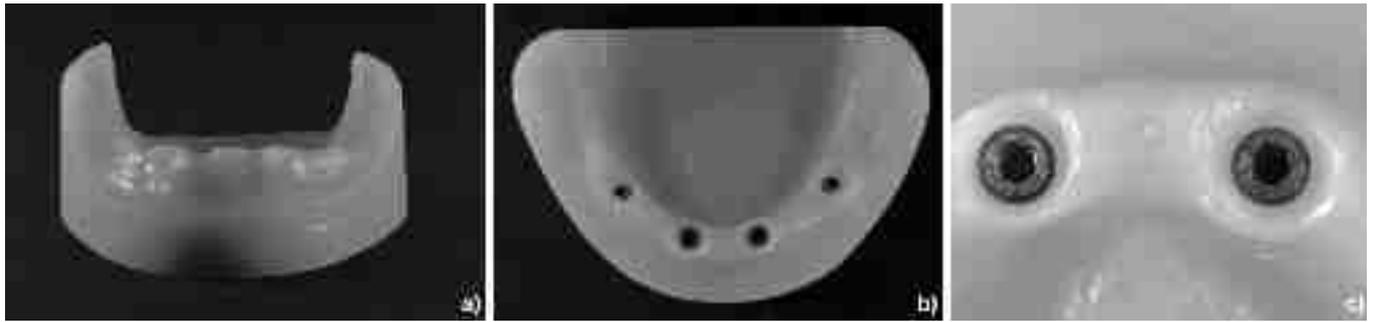


Figure 12 : Modèle de travail en PMMA, a) vue vestibulaire b) vue occlusale c) connexions hexagonales externes

2. Piliers de scannage ou scans bodies



Figure 13 : Modèle de travail et scanbodies transvissés a) Scanbodies en PEEK, direct implants b) Scanbodies en titane, direct implants c) Scanbodies en titane sur piliers intermédiaires

Trois groupes ont été déterminés en fonction du type de scans bodies utilisé et de la situation clinique (**Erreur ! Source du renvoi introuvable.**):

- **Groupe 1** : situation « direct implants titane » : des scanbodies en titane de la marque Euroteknika (référence ETK_UN.41SB) sont placés directement sur la connexion implantaire au moyen d'une connexion anti-rotationnelle de type hexagone externe.
- **Groupe 2** : situation « direct implants PEEK » : des scanbodies en PEEK de l'ancienne gamme de la marque Euroteknika (référence ETK_UN.41SB) sont placés directement sur la connexion implantaire au moyen d'une connexion anti-rotationnelle de type hexagone externe ; ils présentent exactement le même design que les scanbodies de la gamme actuelle du groupe 1.
- **Groupe 3** : situation « MUA » : des scanbodies en titane de la marque Euroteknika (référence ETK_UN.SBP) munis d'une connexion rotationnelle de type conique inversée sont placés sur des piliers intermédiaires ou piliers secondaires, encore appelés MUA (Multi-Unit Abutment) chez NobelBiocare, préalablement vissés sur les connexions implantaires. Nous avons mis en place

deux types de MUA, des MUA droits au niveau des implants antérieurs et des MUA angulés à 30° au niveau des implants distaux (Figure 14).



Figure 14 : Vissage du pilier intermédiaire MUA angulé à 30° sur les implants distaux

3. Les systèmes d'acquisition :

a) Scanner de laboratoire



Figure 15 : Scanner de laboratoire E3® (3Shape)

Les acquisitions de référence sont effectuées avec le scanner de laboratoire E3® (Figure 15) de la société 3Shape. Il s'agissait d'effectuer des groupes contrôle pour chaque situation.

Les données fabricant sont les suivantes :

- 2 caméras de 5Mp, LED Blue multiligne
- Précision (ISO 12836/modèle d'étude) : 7 µm/10 µm
- Temps de numérisation pour un modèle en plâtre : 33s
- Temps de numérisation pour une empreinte : 52s

- Texture : couleur

Il s'agit du scanner de laboratoire le plus performant de cette marque qui permet notamment de réaliser des barres sur implants.

Ce système repose sur la technique de triangulation active. De multiples lignes de lumière bleue sont projetées sur la surface du modèle d'étude, puis la lumière réfléchie est capturée par un objectif ayant une profondeur de champ réduite(93). Une série de 10 acquisitions par groupe a été réalisée avec ce scanner (Figure 16).

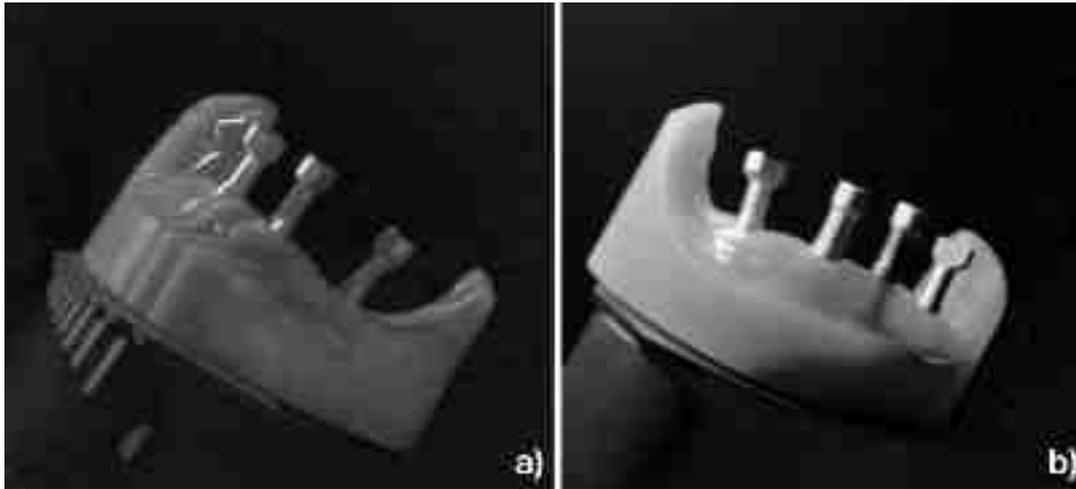


Figure 16 : Acquisition par le scanner de laboratoire E3 a) Projection de multiples lignes de lumière bleue b) Photographie
Les fichiers ont été exportés au format STL (Standard Tessellation Language) afin de les exploiter dans la suite de logiciels Geomagic (Studio et ControlX).

b) Le système de scannage intra-oral



Figure 17 : Système de scannage intra-oral Trios3® (3Shape)

Le scanner intra-oral utilisé est la caméra optique Trios3® commercialisée par Lyra (Figure 17). Il s'agit d'un système ne nécessitant pas de poudrage préalable qui repose

sur le principe de la méthode d'acquisition par microscopie confocale associée à la triangulation avec projection de lumière structurée (94) (cf Partie 2, Chapitre II,2.b.). Ce scanner intra-oral permet d'obtenir une empreinte numérique en 3 dimensions et en couleurs (Figure 18).

De plus, ce système est ouvert et permet l'exportation de fichiers STL vers d'autres systèmes pour le design et l'usinage.

4. Logiciels de comparaison 3D et d'analyses statistiques

- Geomagic Studio (version 2020) : logiciel permettant de convertir les données de numérisation 3D en des polygones de grande précision
- Geomagic Control X (version 2020) : logiciel de métrologie permettant de traiter, analyser, comparer des données de numérisation 3D
- SPSS Statistics (Microsoft, version 26.0) : logiciel permettant l'analyse statistique des résultats obtenus

B. Méthodes d'acquisitions et d'analyses

1. Méthode d'acquisition avec le système intra-oral Trios®

Toutes les empreintes optiques ont été réalisées par le même opérateur.

Tout d'abord, une empreinte optique « initiale » a été réalisée sans les scanbodies pour chaque groupe. Cela a permis d'obtenir les zones d'émergence des connexions implantaire. Ces empreintes initiales ont servi de base pour toutes les acquisitions numériques qui en ont découlé.

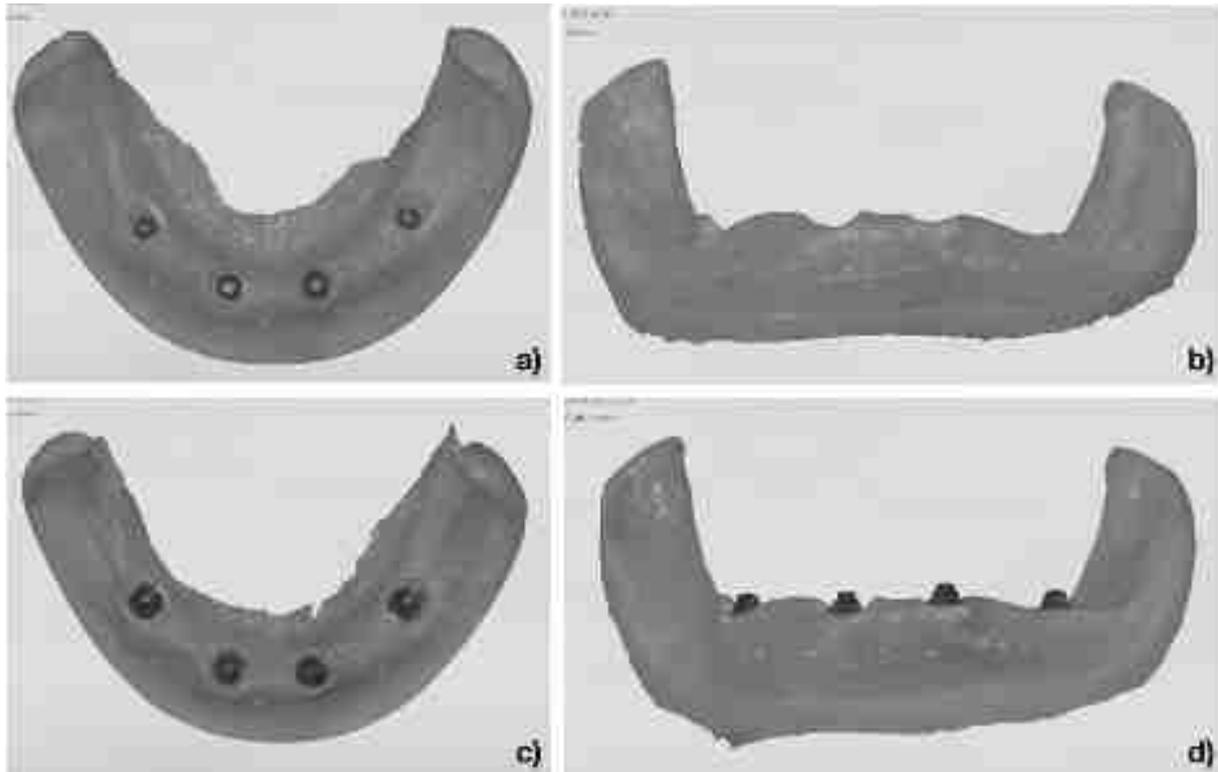


Figure 18 : Acquisitions initiales des profils d'émergence a) et b) Profils d'émergence pour les groupes « direct implants » en vues occlusale et vestibulaire c) et d) Profils d'émergence pour les groupes « MUA » en vues occlusale et vestibulaire

Ensuite, les scanbodies ont été mis en place puis maintenus dans leur position au moyen d'une vis de transfixation par un vissage manuel et n'ont plus été manipulés jusqu'à la fin des différentes acquisitions.

Dans le cadre du groupe 3 « scanbodies MUA », il a été possible de choisir une position des scanbodies distaux facilitant, *a priori*, le passage de la caméra optique en raison de la connexion non-indexée.

Chaque acquisition, scanbodies en place, a été réalisée selon le même schéma de scannage (Figure 19) : début de l'acquisition à partir du scan body positionné en site de 45, passage en vestibulaire vers les scanbodies positionnés en site de 42, 32, 35 puis retour en lingual de 35 vers 45. Lors de ce premier passage la grande majorité de l'acquisition a été réalisée ; les zones manquantes ont été scannées dans un second temps.

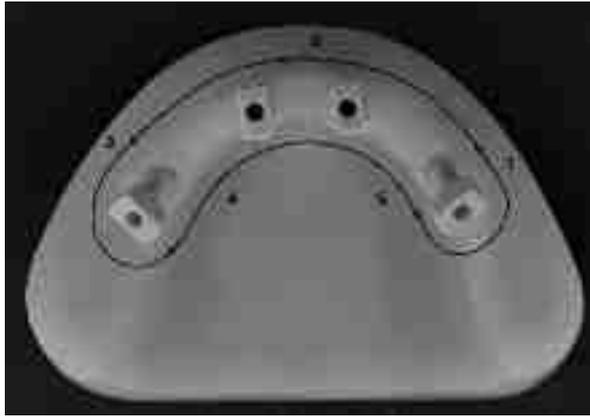


Figure 19 : Chemin de scannage : départ en vestibulaire puis retour en lingual

A l'issue des acquisitions, 10 scans « direct implants PEEK » (Figure 20), 10 scans « direct implants titane » (Figure 21) et 10 scans « piliers MUA » (Figure 22) ont été obtenus. Ces 30 scans ont été exportés au format STL pour pouvoir les utiliser ultérieurement dans la suite de logiciels Geomagic.

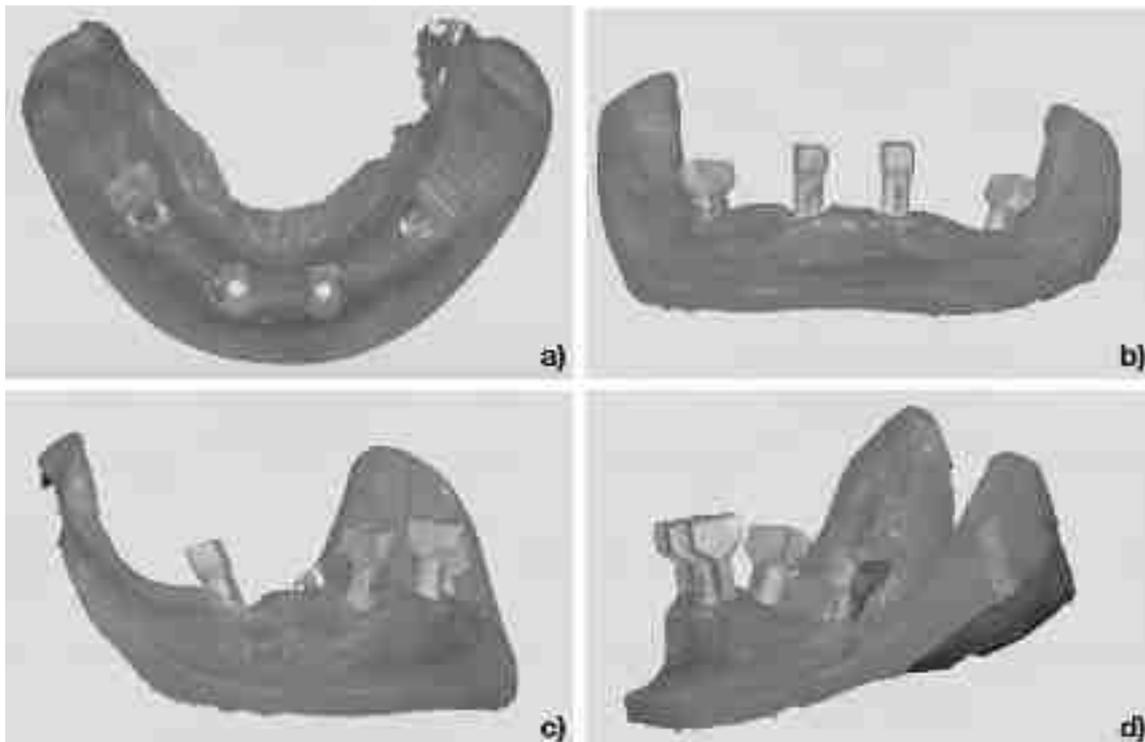


Figure 20 : Exemple d'un scan obtenu en fin d'acquisition pour le groupe « direct implant PEEK », a) vue occlusale b) vue vestibulaire c) vue secteur 4 d) vue secteur 3

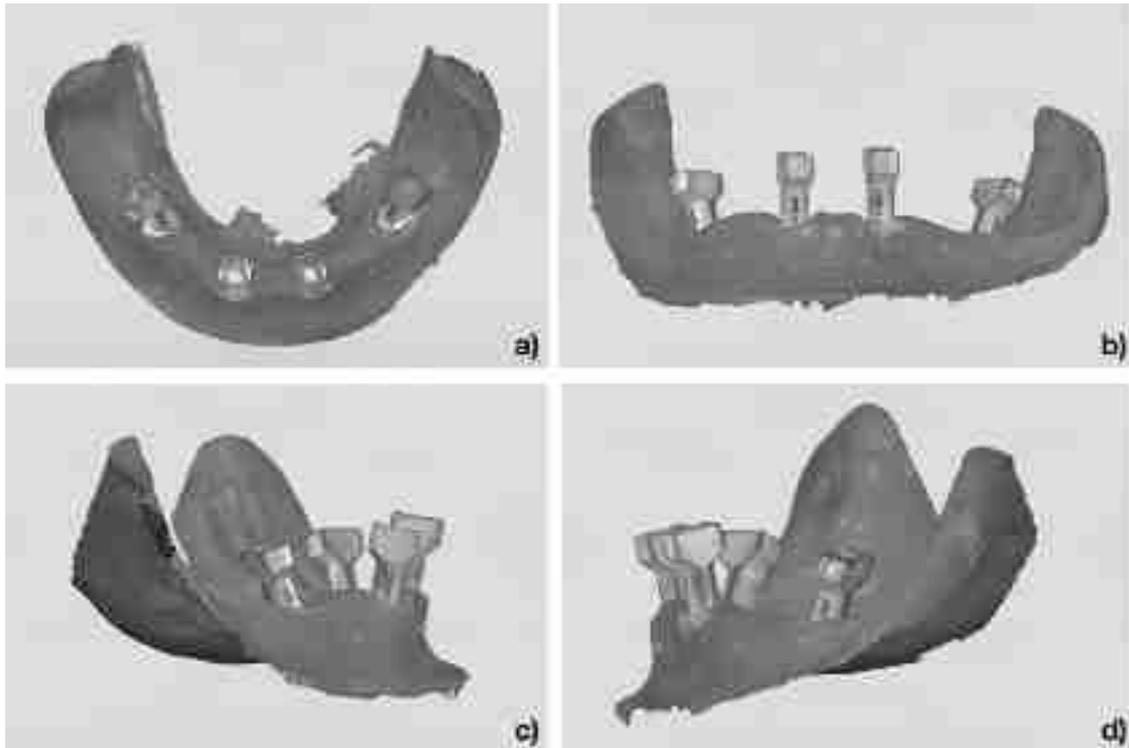


Figure 21 : Exemple d'un scan obtenu en fin d'acquisition pour le groupe « direct implant titane », a) vue occlusale b) vue vestibulaire c) vue secteur 4 d) vue secteur 3

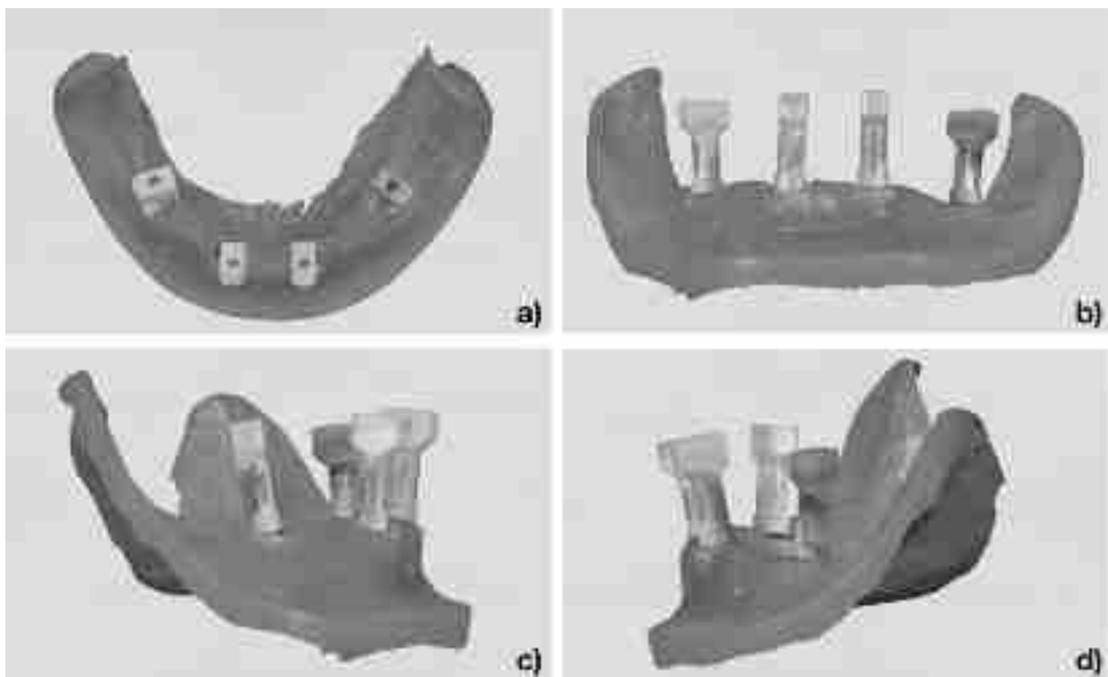


Figure 22 : Exemple d'un scan obtenu en fin d'acquisition pour le groupe « MUA titane », a) vue occlusale b) vue vestibulaire c) vue secteur 4 d) vue secteur 3

2. Analyse des données numériques

Dans un premier temps, les fichiers au format STL des différentes empreintes numériques ont été importés dans le logiciel Geomagic Studio® pour découper et nettoyer les scans intra-oraux dans le but de ne garder que les zones d'intérêt pour notre étude, représentées par les scanbodies (Figure 23 et Figure 24). Ces scans intra-oraux découpés ont à nouveau été enregistrés au format STL.

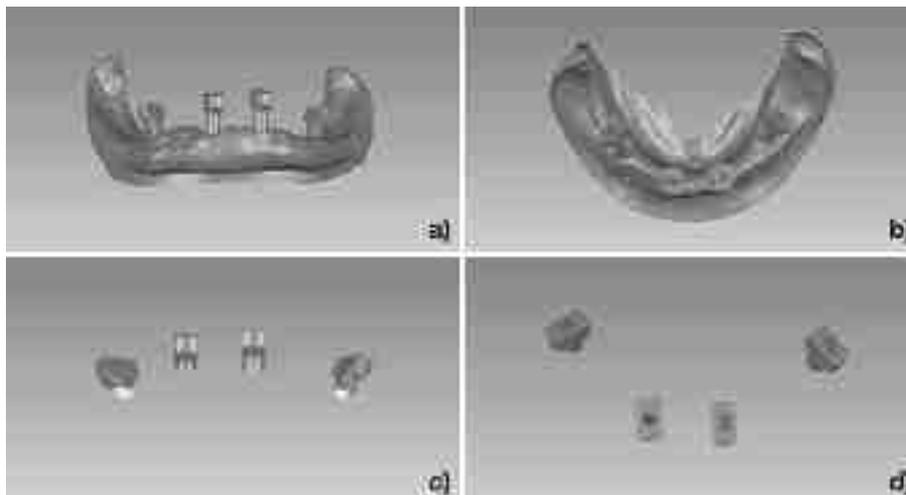


Figure 23 : Scan n°1 du groupe 1 « direct implant titane » dans le logiciel Geomagic Studio a) avant découpe, vue vestibulaire, b) avant découpe, vue occlusale, c) après découpe, vue vestibulaire, d) après découpe, vue occlusale

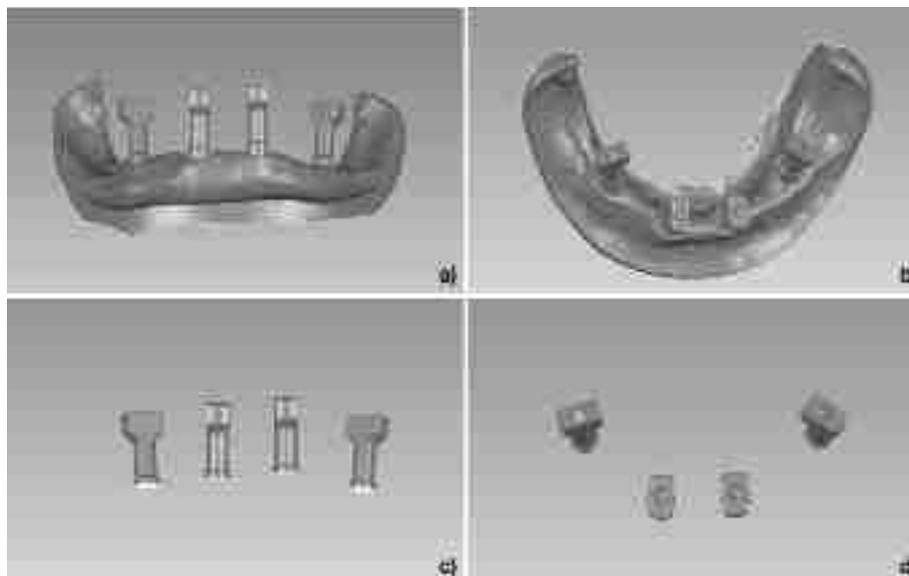


Figure 24 : Scan n°1 du groupe 1 « piliers MUA » dans le logiciel Geomagic Studio a) avant découpe, vue vestibulaire, b) avant découpe, vue occlusale, c) après découpe, vue vestibulaire, d) après découpe, vue occlusale

Ces nouveaux fichiers au format STL ont ensuite été importés dans le logiciel Geomagic ControlX®, dans le but de comparer les différentes acquisitions au sein de chaque groupe les unes par rapport aux autres en les superposant.

Dans chaque groupe, trois comparaisons 3D ont été faites :

- les variations entre les quatre scanbodies
- les variations entre les deux scanbodies antérieurs
- les variations entre les deux scanbodies postérieurs

Pour faire ceci, 4 régions correspondant aux 4 scanbodies ont été établies sur le scan intra-oral dit « de référence ». Ensuite, le scan intra-oral à comparer a été intégré au logiciel et la superposition des scans avec la fonction « Alignement, meilleur ajustement » en sélectionnant les 4 scanbodies a été réalisée (Figure 25 et Figure 27). Puis, grâce à la fonction « comparaison 3D », les différentes analyses ont été faites, en sélectionnant, soit les 4 scanbodies, soit les 2 scanbodies antérieurs, soit les 2 scanbodies postérieurs (Figure 28 et Figure 30)

Chaque comparaison 3D réalisée par le logiciel Geomagic ControlX®, a permis de générer un rapport contenant toutes les étapes du protocole d'analyse au format PDF.

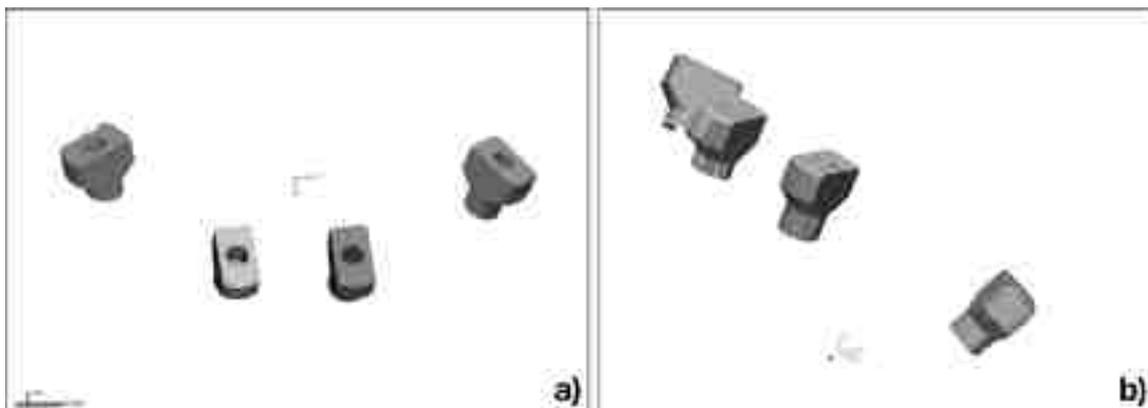


Figure 25 : Préparation des scans dans Geomagic Control X® pour le groupe « Direct implants – Trios3 - PEEK » a) Détermination de 4 régions correspondant aux 4 scanbodies b) Superposition des scans 1 et 2 avec l'outil « alignement, meilleur ajustement »

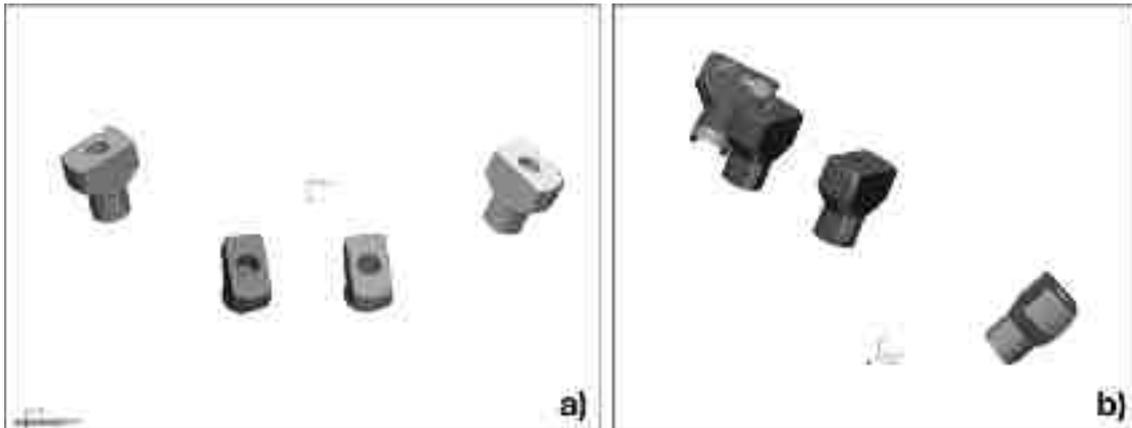


Figure 26 : Préparation des scans dans Geomagic Control X® pour le groupe « Direct implants - Trios3 - Titane » a) Détermination de 4 régions correspondant aux 4 scanbodies b) Superposition des scans 1 et 2 avec l'outil « alignement, meilleur ajustement »

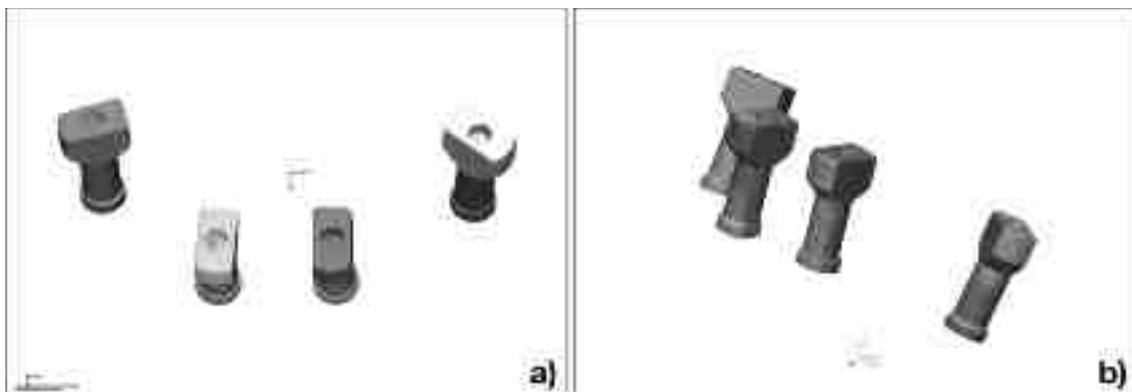


Figure 27 : Préparation des scans dans Geomagic Control X® pour le groupe «MUA – Trios3 - Titane» a) Détermination de 4 régions correspondant aux 4 scanbodies b) Superposition des scans 1 et 2 avec l'outil « alignement, meilleur ajustement »



Figure 28 : Analyse 3D dans Geomagic Control X pour le groupe « Direct implants – Trios3 - PEEK» a) Comparaison des 4 scanbodies b) Comparaison des scanbodies antérieurs c) Comparaison des scanbodies postérieurs

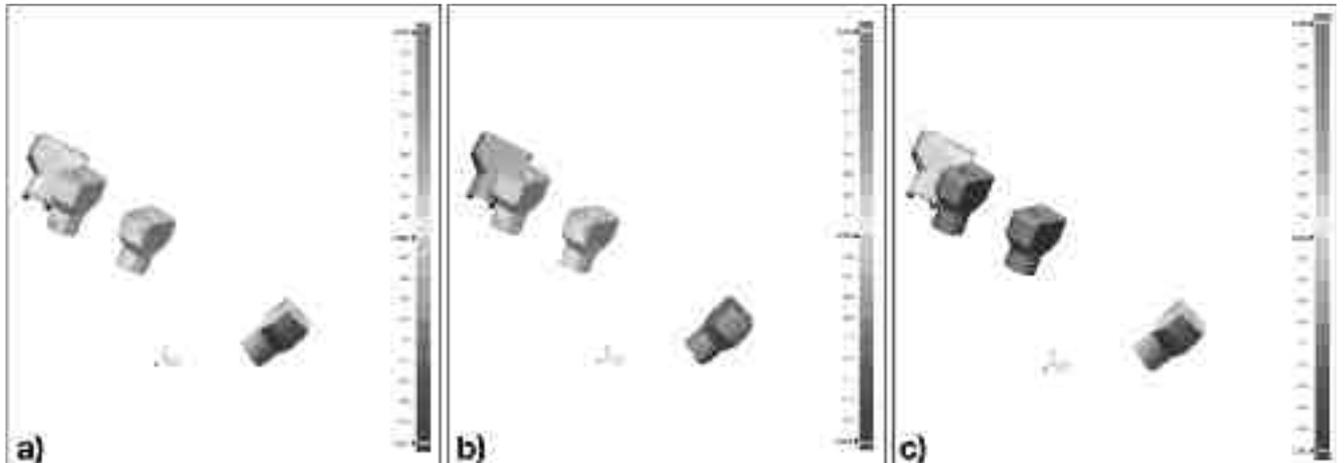


Figure 29 : Analyse 3D dans Geomagic Control X pour le groupe «Direct implant - Trios3 - Titane» a) Comparaison des 4 scanbodies b) Comparaison des scanbodies antérieurs c) Comparaison des scanbodies postérieurs



Figure 30: Analyse 3D dans Geomagic Control X pour le groupe «MUA – Trios3 - Titane » a) Comparaison des 4 scanbodies b) Comparaison des scanbodies antérieurs c) Comparaison des scanbodies postérieures

3. Analyse statistique

Ainsi, les moyennes des variations en positif et en négatif ont pu être récupérées afin d'effectuer l'analyse statistique au moyen du logiciel SPSS Statistics®.

L'analyse statistique a été réalisée avec le test ANOVA (Analysis Of Variances). Il s'agit d'un test permettant de comparer les moyennes de différents échantillons.

Les deux groupes « direct implants », ont d'abord été comparés l'un par rapport à l'autre pour évaluer l'influence des matériaux des scans bodies : le PEEK et le titane. L'hypothèse nulle H_0 selon laquelle il n'existe pas de différence statistiquement significative entre les moyennes m des deux groupes, avec $p \geq 0,05$ a été émise. L'hypothèse alternative H_1 était qu'il existe une différence statistiquement significative entre les moyennes m des deux groupes.

Ainsi :

$$\left\{ \begin{array}{l} H_0 : m_{direct\ implant\ PEEK} = m_{direct\ implant\ titane} \\ H_1 : m_{direct\ implant\ PEEK} \neq m_{direct\ implant\ titane} \end{array} \right.$$

Puis les deux groupes, MUA-titane et direct implants-titane, ont été comparés l'un par rapport à l'autre en émettant l'hypothèse nulle H_0 qu'il n'existe pas de différence statistiquement significative entre les moyennes m des deux groupes, avec $p \geq 0,05$. L'hypothèse alternative H_1 était qu'il existe une différence statistiquement significative entre les moyennes m des deux groupes.

Ainsi :

$$\left\{ \begin{array}{l} H_0 : m_{MUA} = m_{direct\ implant} \\ H_1 : m_{MUA} \neq m_{direct\ implant} \end{array} \right.$$

Les trois groupes obtenus avec le système intra-oral Trios3® ont été comparés aux trois groupes obtenus avec le système de scannage de référence E3®. L'hypothèse nulle H_0 selon laquelle il n'y a pas de différence statistiquement significative entre les moyennes m des deux systèmes d'acquisition a été émise. L'hypothèse alternative H_1 était qu'il existe une différence statistiquement significative entre les moyennes m des deux systèmes.

$$\left\{ \begin{array}{l} H_0 : m_{Trios3} = m_{E3} \\ H_1 : m_{Trios3} \neq m_{E3} \end{array} \right.$$

Ensuite, au sein de chaque groupe, les moyennes obtenues pour les scanbodies antérieurs ont été comparées à celles obtenues pour les scanbodies postérieurs. Dans ce cas, l'hypothèse nulle H_0 était qu'il n'y a pas de différence statistiquement significative entre les moyennes m des différents scanbodies, avec $p \geq 0,05$. L'hypothèse alternative H_1 était qu'il existe une différence statistiquement significative entre les moyennes m des deux groupes de scanbodies.

Ainsi :

$$\left\{ \begin{array}{l} H_0 : m_{antérieurs} = m_{postérieurs} \\ H_1 : m_{antérieurs} \neq m_{postérieurs} \end{array} \right.$$

IV. Résultats

A. Moyennes des déviations positives et négatives des acquisitions obtenues avec le scanner de intra-oral Trios3®

1. Groupe 1 « Direct implant – Titane – Trios3 »

4 scanbodies - Moyennes des variations en positif										
N° de scan	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1		0,042	0,0275	0,0364	0,0337	0,0289	0,0374	0,0317	0,0339	0,0309
2			0,0386	0,0491	0,0481	0,0394	0,0499	0,042	0,046	0,0616
3				0,0376	0,0497	0,0359	0,0471	0,037	0,0394	0,0488
4					0,0386	0,0285	0,0316	0,0291	0,0318	0,0426
5						0,0306	0,037	0,0342	0,0305	0,0479
6							0,0393	0,0342	0,0337	0,0438
7								0,0379	0,038	0,055
8									0,0449	0,0596
9										0,0688
10										
4 scanbodies - Moyennes des variations en négatif										
N° de scan	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1		-0,0342	-0,0276	-0,0304	-0,0302	-0,0255	-0,0353	-0,04	-0,0448	-0,0304
2			-0,0432	-0,0438	-0,0591	-0,0537	-0,0474	-0,0492	-0,0526	-0,0481
3				-0,0356	-0,0384	-0,0328	-0,0352	-0,0392	-0,0429	-0,0438
4					-0,0409	-0,0274	-0,0337	-0,0417	-0,05	-0,0411
5						-0,0336	-0,0396	-0,0434	-0,048	-0,0412
6							-0,0401	-0,0464	-0,0433	-0,0454
7								-0,0427	-0,0501	-0,053
8									-0,0436	-0,0433
9										-0,0458
10										

Tableau 1 : Résultats des moyennes des écarts en positif et en négatif, en mm pour les 4 piliers de scannage, groupe 1 « Direct implant – Titane – Trios3 »

Scanbodies antérieurs - Moyennes des variations en positif

N° de scan	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1		0,0294	0,032	0,0433	0,034	0,0276	0,031	0,0332	0,0357	0,026
2			0,0337	0,0516	0,0364	0,0335	0,0445	0,0464	0,0376	0,0393
3				0,0384	0,0492	0,0351	0,0428	0,0384	0,0342	0,0425
4					0,025	0,0202	0,0191	0,0246	0,027	0,0223
5						0,0223	0,0317	0,033	0,0239	0,0308
6							0,0213	0,0276	0,0248	0,0382
7								0,0364	0,0337	0,038
8									0,038	0,047
9										0,0598
10										

Scanbodies antérieurs - Moyennes des variations en négatif

N° de scan	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1		-0,0229	-0,0254	-0,0274	-0,0183	-0,0132	-0,0227	-0,0266	-0,0456	-0,026
2			-0,0324	-0,0322	-0,0411	-0,0305	-0,0341	-0,045	-0,0418	-0,0359
3				-0,0269	-0,0367	-0,0269	-0,0288	-0,0318	-0,0406	-0,0455
4					-0,0275	-0,0231	-0,0258	-0,0328	-0,0545	-0,0383
5						-0,0234	-0,034	-0,0387	-0,0511	-0,0398
6							-0,0285	-0,0322	-0,0402	-0,0429
7								-0,0395	-0,0486	-0,0455
8									-0,0405	-0,0467
9										-0,0455
10										

Tableau 2 : Résultats des moyennes des écarts en positif et en négatif, en mm pour les piliers de scannage antérieurs, groupe I « Direct implant – Titane – Trios3 »

Scanbodies postérieurs - Moyennes des variations en positif

N° de scan	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1		0,0616	0,0206	0,0246	0,0334	0,0325	0,0501	0,0282	0,0316	0,0366
2			0,0433	0,0461	0,0632	0,0477	0,0586	0,0355	0,0542	0,0815
3				0,0368	0,0503	0,0373	0,0534	0,0349	0,0441	0,0551
4					0,0479	0,0377	0,0414	0,0339	0,0357	0,052
5						0,042	0,0431	0,0356	0,0371	0,0598
6							0,0629	0,0411	0,0386	0,048
7								0,0398	0,041	0,0681
8									0,0488	0,0696

9										0,0773
10										
Scanbodies postérieurs - Moyennes des variations en négatif										
N° de scan	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1		-0,0453	-0,0298	-0,0325	-0,0395	-0,0324	-0,0434	-0,0504	-0,0439	-0,0359
2			-0,0612	-0,0531	-0,0765	-0,0772	-0,0574	-0,0527	-0,0656	-0,0661
3				-0,0407	-0,0399	-0,0361	-0,0397	-0,0448	-0,0459	-0,0418
4					-0,0586	-0,0329	-0,0429	-0,0501	-0,0458	-0,0461
5						-0,0447	-0,0453	-0,0476	-0,0452	-0,0429
6							-0,0529	-0,0653	-0,0496	-0,0513
7								-0,0454	-0,0518	-0,0647
8									-0,0489	-0,038
9										-0,0462
10										

Tableau 3 : Résultats des moyennes des écarts en positif et en négatif, en mm pour les piliers de scannage postérieurs, groupe 1 « Direct implant – Titane – Trios3 »

2. Groupe 2 « Direct implant – PEEK – Trios3 »

4 scanbodies - Moyennes des variations en positif										
N° de scan	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1		0,0398	0,0367	0,0373	0,0371	0,0498	0,002	0,0348	0,0491	0,0521
2			0,0375	0,0383	0,0317	0,0473	0,0356	0,0396	0,0464	0,0569
3				0,0027	0,0297	0,046	0,0426	0,0345	0,0464	0,0513
4					0,0299	0,0461	0,0406	0,0312	0,0382	0,049
5						0,0447	0,0441	0,039	0,035	0,0431
6							0,035	0,0386	0,0505	0,0444
7								0,0345	0,0476	0,0496
8									0,0598	0,0659
9										0,0483
10										
4 scanbodies - Moyennes des variations en négatif										
N° de scan	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1		-0,0369	-0,049	-0,0503	-0,0387	-0,0369	-0,0012	-0,0503	-0,0405	-0,0442
2			-0,0356	-0,0354	-0,0413	-0,0461	-0,0351	-0,0562	-0,0406	-0,0556
3				-0,0018	-0,0336	-0,0434	-0,0339	-0,0523	-0,0417	-0,05
4					-0,0344	-0,0399	-0,0341	-0,048	-0,0377	-0,0499
5						-0,0361	-0,0395	-0,0436	-0,0387	-0,0373

5						0,0585	0,0562	0,0471	0,0567	0,0515
6							0,0335	0,0509	0,0579	0,0536
7								0,0427	0,059	0,0601
8									0,0593	0,0749
9										0,0594
10										
Scanbodies postérieurs - Moyennes des variations en négatif										
N° de scan	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1		- 0,0425	-0,047	-0,0501	-0,0415	-0,0358	-0,0017	-0,0485	-0,0466	-0,034
2			-0,0427	-0,0427	-0,0316	-0,0381	-0,0346	-0,0427	-0,0393	-0,0334
3				-0,0026	-0,0359	-0,0381	-0,0317	-0,0495	-0,0418	-0,0399
4					-0,034	-0,0355	-0,0324	-0,0431	-0,0427	-0,0375
5						-0,0588	-0,0559	-0,048	-0,047	-0,0437
6							-0,0621	-0,0712	-0,0539	-0,0463
7								-0,049	-0,0468	-0,0346
8									-0,0359	-0,0424
9										-0,0451
10										

Tableau 6 : Résultats des moyennes des écarts en positif et en négatif, en mm pour les piliers de scannage postérieurs, groupe 2 « Direct implant – PEEK – Trios3 »

3. Groupe 3 « MUA – Titane – Trios3 »

4 scanbodies - Moyennes des variations en positif										
N° de scan	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1		0,0349	0,0459	0,0524	0,0628	0,0532	0,0571	0,0586	0,0659	0,0388
2			0,067	0,0708	0,0828	0,055	0,068	0,0726	0,0805	0,043
3				0,0375	0,0491	0,0433	0,0403	0,0447	0,0646	0,0292
4					0,0429	0,064	0,0432	0,0452	0,0704	0,0443
5						0,0742	0,0747	0,0483	0,0553	0,0718
6							0,0742	0,0806	0,0838	0,0536
7								0,0537	0,0759	0,0321
8									0,0503	0,0532
9										0,0584
10										
4 scanbodies - Moyennes des variations en négatif										
N° de scan	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1		-0,0497	-0,0313	-0,0364	-0,0492	-0,056	-0,0444	-0,0313	-0,0471	-0,0497

2			-0,0352	-0,0518	-0,0547	-0,0523	-0,0503	-0,0348	-0,0418	-0,051
3				-0,0443	-0,0439	-0,0691	-0,0485	-0,0368	-0,053	-0,0551
4					-0,0442	-0,0705	-0,038	-0,0372	-0,0642	-0,0622
5						-0,0831	-0,0609	-0,0388	-0,0531	-0,0766
6							-0,0548	-0,0424	-0,0536	-0,0532
7								-0,0433	-0,0741	-0,055
8									-0,0529	-0,0737
9										-0,0866
10										

Tableau 7 : Résultats des moyennes des écarts en positif et en négatif, en mm pour les 4 piliers de scannage, groupe 3 « MUA – Titane – Trios3 »

Scanbodies antérieurs - Moyennes des variations en positif										
N° de scan	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1		0,031	0,041	0,048	0,0546	0,0384	0,0532	0,0611	0,0717	0,0453
2			0,0581	0,0627	0,078	0,0402	0,0653	0,0664	0,0795	0,0392
3				0,0312	0,0408	0,0331	0,0369	0,0476	0,0631	0,0283
4					0,0351	0,0661	0,0394	0,0483	0,0763	0,0472
5						0,092	0,071	0,0388	0,0608	0,0838
6							0,0826	0,0956	0,0974	0,0601
7								0,0549	0,0758	0,0279
8									0,0494	0,0702
9										0,083
10										
Scanbodies antérieurs - Moyennes des variations en négatif										
N° de scan	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1		-0,0502	-0,0292	-0,0403	-0,0299	-0,0602	-0,0409	-0,0255	-0,0264	-0,0518
2			-0,0302	-0,0392	-0,0363	-0,0652	-0,0573	-0,0306	-0,0244	-0,0582
3				-0,0346	-0,0296	-0,0745	-0,0409	-0,0272	-0,0352	-0,0586
4					-0,0274	-0,0774	-0,0392	-0,0278	-0,0486	-0,0652
5						-0,0974	-0,0615	-0,0262	-0,041	-0,0882
6							-0,0529	-0,0445	-0,0337	-0,0423
7								-0,0356	-0,0563	-0,0505
8									-0,0333	-0,0911
9										-0,111
10										

Tableau 8 : Résultats des moyennes des écarts en positif et en négatif, en mm pour les piliers de scannage antérieurs, groupe 3 « MUA – Titane – Trios3 »

Scanbodies postérieurs - Moyennes des variations en positif

N° de scan	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1		0,0392	0,0505	0,0565	0,0704	0,0608	0,061	0,0563	0,0569	0,0329
2			0,0756	0,0778	0,0867	0,0644	0,0709	0,0789	0,0819	0,0474
3				0,0431	0,0561	0,0475	0,0437	0,0413	0,0676	0,0306
4					0,0513	0,063	0,0474	0,0418	0,06	0,0405
5						0,0645	0,0785	0,0593	0,045	0,0583
6							0,0614	0,0576	0,0543	0,0396
7								0,0523	0,076	0,0363
8									0,0517	0,0306
9										0,04
10										
Scanbodies postérieurs - Moyennes des variations en négatif										
N° de scan	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1		-0,0493	-0,0347	-0,032	-0,0689	-0,0471	-0,0499	-0,0372	-0,0556	-0,0473
2			-0,0421	-0,0702	-0,0779	-0,0287	-0,0402	-0,0379	-0,0496	-0,0438
3				-0,0545	-0,0592	-0,0602	-0,0585	-0,0441	-0,0611	-0,0516
4					-0,0559	-0,0594	-0,0366	-0,0444	-0,0725	-0,0594
5						-0,0641	-0,0603	-0,0481	-0,0615	-0,0663
6							-0,0558	-0,0417	-0,0566	-0,0598
7								-0,0491	-0,0833	-0,0605
8									-0,0653	-0,0593
9										-0,0555
10										

Tableau 9 : Résultats des moyennes des écarts en positif et en négatif, en mm pour les piliers de scannage postérieurs, groupe 3 « MUA – Titane – Trios3 »

B. Moyennes des déviations positives et négatives des acquisitions obtenues avec le scanner de laboratoire E3®

1. Groupe 1 « Direct implant – Titane – Contrôle »

4 scanbodies - Moyennes des variations en positif										
N° de scan	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1		0,0098	0,0088	0,0096	0,0089	0,0094	0,01	0,0111	0,0092	0,0118
2			0,0069	0,0087	0,0091	0,0093	0,0085	0,0103	0,0085	0,0107
3				0,0093	0,0092	0,009	0,0087	0,0104	0,0091	0,0108
4					0,0099	0,0174	0,0181	0,0172	0,017	0,014
5						0,0077	0,0087	0,0085	0,0074	0,0092
6							0,007	0,0077	0,0069	0,0091
7								0,0083	0,0076	0,0101
8									0,0059	0,009
9										0,0092
10										

4 scanbodies - Moyennes des variations en négatif										
N° de scan	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1		-0,01	-0,0104	-0,0091	-0,009	-0,009	-0,0099	-0,01	-0,0095	-0,0106
2			-0,008	-0,0083	-0,0078	-0,0067	-0,0095	-0,0071	-0,0077	-0,0105
3				-0,0081	-0,0076	-0,0052	-0,009	-0,0075	-0,0077	-0,0103
4					-0,0093	-0,0157	-0,0168	-0,0157	-0,0156	-0,0116
5						-0,0061	-0,0082	-0,0081	-0,0082	-0,0091
6							-0,008	-0,0072	-0,0079	-0,0089
7								-0,0061	-0,007	-0,0091
8									-0,0078	-0,0094
9										-0,008
10										

Tableau 10 : Résultats des moyennes des écarts en positif et en négatif, en mm pour les 4 piliers de scannage, groupe I « Direct implant – Titane - Contrôle »

Scanbodies antérieurs - Moyennes des variations en positif										
N° de scan	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1		0,0096	0,0084	0,0104	0,0088	0,0096	0,0097	0,0115	0,0094	0,0108
2			0,0069	0,0093	0,009	0,0101	0,0095	0,0108	0,008	0,0115
3				0,0104	0,0086	0,0086	0,0084	0,0106	0,0081	0,0111
4					0,0112	0,0194	0,0194	0,0205	0,018	0,0155
5						0,0087	0,0094	0,0095	0,007	0,0095
6							0,0066	0,0082	0,0067	0,0095
7								0,0092	0,008	0,0113
8									0,0057	0,0106
9										0,0104
10										

Scanbodies antérieurs - Moyennes des variations en négatif

N° de scan	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1		-0,0095	-0,0092	-0,0079	-0,0082	-0,0096	-0,008	-0,0086	-0,0088	-0,0115
2			-0,0072	-0,0066	-0,0077	-0,0073	-0,009	-0,0082	-0,0079	-0,00123
3				-0,0067	-0,0075	-0,0054	-0,0076	-0,0067	-0,0068	-0,0092
4					-0,0113	-0,0149	-0,0171	-0,017	-0,0182	-0,0134
5						-0,0055	-0,0071	-0,0077	-0,0078	0,01
6							-0,0076	-0,0061	-0,0075	-0,0089
7								-0,0067	-0,0078	-0,0107
8									-0,0086	-0,0106
9										-0,0088
10										

Tableau 11 : Résultats des moyennes des écarts en positif et en négatif, en mm pour les piliers de scannage antérieurs, groupe 1 « Direct implant – Titane - Contrôle »

Scanbodies postérieurs - Moyennes des variations en positif										
N° de scan	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1		0,0099	0,0093	0,0089	0,0091	0,0091	0,0102	0,0107	0,009	0,0127
2			0,0069	0,0082	0,0092	0,0085	0,0075	0,0099	0,0089	0,0101
3				0,0085	0,0097	0,0094	0,009	0,0103	0,0099	0,0106
4					0,0088	0,0158	0,0171	0,0144	0,0162	0,0129
5						0,0065	0,0081	0,0075	0,0077	0,0089
6							0,0073	0,0073	0,0071	0,0089
7								0,0075	0,0073	0,0093
8									0,0059	0,008
9										0,0082
10										
Scanbodies postérieurs - Moyennes des variations en négatif										
N° de scan	1	3	4	5	6	7	8	9	10	
1		-0,0104	-0,0112	-0,0101	-0,0095	-0,0088	-0,0111	-0,0107	-0,0101	-0,01
2			-0,0085	-0,0099	-0,008	-0,0064	-0,0099	-0,0065	-0,0075	-0,0089
3				-0,0103	-0,0079	-0,005	-0,0109	-0,0081	-0,0091	-0,0118
4					-0,0076	-0,0158	-0,0165	-0,0145	-0,013	-0,0099
5						-0,0064	-0,0091	-0,0083	-0,0088	-0,0082
6							-0,0084	-0,0083	-0,0083	-0,0088
7								-0,0057	-0,0061	-0,0074
8									-0,0068	-0,008
9										-0,0073
10										

Tableau 12 : Résultats des moyennes des écarts en positif et en négatif, en mm pour les piliers de scannage postérieurs, groupe 1 « Direct implant – Titane - Contrôle »

2. Groupe 2 « Direct implant – PEEK – Contrôle »

4 scanbodies - Moyennes des variations en positif										
N° de scan	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1		0,0076	0,0072	0,0071	0,0075	0,0084	0,0065	0,006	0,0071	0,0071
2			0,0089	0,0071	0,0092	0,0075	0,0068	0,0076	0,009	0,0068
3				0,0082	0,0077	0,0069	0,0051	0,0063	0,007	0,007
4					0,0083	0,007	0,0065	0,0074	0,0087	0,0078
5						0,0069	0,0053	0,0067	0,0067	0,007
6							0,0071	0,0076	0,0094	0,0058
7								0,0077	0,0081	0,007
8									0,0072	0,0073
9										0,007
10										
4 scanbodies - Moyennes des variations en négatif										
N° de scan	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1		-0,0084	-0,0054	-0,0069	-0,0045	-0,0072	-0,0074	-0,0078	-0,0086	-0,0079
2			-0,0066	-0,0075	-0,0048	-0,006	-0,007	-0,0076	-0,0093	-0,0066
3				-0,0091	-0,0059	-0,0085	-0,01	-0,0091	-0,0115	-0,009
4					-0,0047	-0,0077	-0,0073	-0,007	-0,0101	-0,0081
5						-0,0088	-0,0093	-0,0085	-0,0097	-0,0089
6							-0,0081	-0,0089	-0,0092	-0,0075
7								-0,0074	-0,0075	-0,0068
8									-0,0078	-0,0061
9										-0,008
10										

Tableau 13 : Résultats des moyennes des écarts en positif et en négatif, en mm pour les 4 piliers de scannage, groupe 2 « Direct implant – PEEK - Contrôle »

Scanbodies antérieurs - Moyennes des variations en positif										
N° de scan	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1		0,0076	0,0081	0,0103	0,0078	0,0114	0,0075	0,0049	0,0078	0,0085
2			0,0088	0,0078	0,009	0,0082	0,0064	0,0062	0,0103	0,0076
3				0,0077	0,0071	0,007	0,0044	0,0056	0,0071	0,0086
4					0,0086	0,0068	0,0063	0,0071	0,0102	0,0087
5						0,0097	0,0064	0,0082	0,0084	0,01
6							0,0075	0,0067	0,0103	0,0062
7								0,0058	0,0083	0,008

8									0,0078	0,0095
9										0,0086
10										
Scanbodies antérieurs - Moyennes des variations en négatif										
N° de scan	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1		-0,008	-0,0052	-0,0063	-0,0048	-0,0057	-0,0066	-0,0072	-0,0062	-0,0061
2			-0,0069	-0,0066	-0,0054	-0,0042	-0,0058	-0,009	-0,0135	-0,005
3				-0,0088	-0,0076	-0,0071	-0,0096	-0,0093	-0,0126	-0,0081
4					-0,0068	-0,0068	-0,0077	-0,01	-0,0152	-0,008
5						-0,0079	-0,0094	-0,0076	-0,0094	-0,0075
6							-0,0089	-0,0163	-0,0217	-0,0091
7								-0,0085	-0,01	-0,0059
8									-0,0072	-0,0036
9										-0,0081
10										

Tableau 14 : Résultats des moyennes des écarts en positif et en négatif, en mm pour les piliers de scannage antérieurs, groupe 2 « Direct implant – PEEK - Contrôle »

Scanbodies postérieurs - Moyennes des variations en positif										
N° de scan	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1		0,0075	0,0066	0,0055	0,0073	0,0073	0,006	0,0067	0,0065	0,0064
2			0,0089	0,0065	0,0093	0,0071	0,0072	0,0092	0,0078	0,0063
3				0,0085	0,0082	0,0068	0,0056	0,0069	0,0069	0,006
4					0,0081	0,0071	0,0066	0,0077	0,0073	0,0071
5						0,0057	0,0047	0,0055	0,0052	0,0052
6							0,0066	0,0088	0,0082	0,0054
7								0,0098	0,0079	0,0063
8									0,0067	0,006
9										0,0064
10										
Scanbodies postérieurs - Moyennes des variations en négatif										
N° de scan	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1		-0,0089	-0,0057	-0,0075	-0,0041	-0,01	-0,0085	-0,0083	-0,0101	-0,0104
2			-0,0064	-0,0081	-0,0044	-0,0086	-0,008	-0,0069	-0,0081	-0,0079
3				-0,0093	-0,0045	-0,0107	-0,0104	-0,0089	-0,0111	-0,0099
4					-0,0029	-0,0092	-0,007	-0,0053	-0,0081	-0,0081
5						-0,0099	-0,0092	-0,0092	-0,0099	-0,0105
6							-0,0077	-0,0066	-0,0067	-0,0068
7								-0,0068	-0,0066	-0,0077

N° de scan	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1		0,0094	0,0073	0,0072	0,0072	0,007	0,008	0,009	0,0069	0,0082
2			0,0108	0,009	0,0098	0,0094	0,0082	0,0114	0,0098	0,0093
3				0,0071	0,009	0,0088	0,0102	0,01	0,0074	0,0085
4					0,0084	0,0061	0,0077	0,009	0,0088	0,0081
5						0,0076	0,0087	0,0114	0,0099	0,0095
6							0,0078	0,0096	0,0097	0,0084
7								0,0094	0,0084	0,0079
8									0,0079	0,0077
9										0,01
10										
Scanbodies antérieurs - Moyennes des variations en négatif										
N° de scan	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1			-0,0083	-0,0109	-0,0104	-0,0121	-0,0101	-0,0104	-0,0082	-0,0098
2			-0,0129	-0,0126	-0,0181	-0,0201	-0,0155	-0,0131	-0,0109	-0,015
3				-0,0112	-0,0127	-0,0126	-0,0117	-0,0117	-0,0088	-0,0109
4					-0,0102	-0,011	-0,0076	-0,0096	-0,0069	-0,0095
5						-0,0108	-0,008	-0,0087	-0,0059	-0,0079
6							-0,0047	-0,0077	-0,0061	-0,0075
7								-0,0082	-0,0061	-0,0083
8									-0,0088	-0,0093
9										-0,0107
10										

Tableau 17 : Résultats des moyennes des écarts en positif et en négatif, en mm pour les piliers de scannage antérieurs, groupe 2 « MUA – Titane - Contrôle »

Scanbodies postérieurs - Moyennes des variations en positif										
N° de scan	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1		0,0096	0,0082	0,0098	0,0089	0,0092	0,0093	0,0106	0,0101	0,0098
2			0,0108	0,0108	0,0105	0,0104	0,0106	0,0124	0,0108	0,0089
3				0,0084	0,0074	0,0081	0,0079	0,0093	0,0079	0,0081
4					0,0074	0,0074	0,0063	0,009	0,0081	0,0097
5						0,007	0,0074	0,0094	0,0086	0,0084
6							0,0076	0,0093	0,0084	0,0073
7								0,0091	0,0094	0,0075
8									0,0077	0,0089
9										0,0084
10										
Scanbodies postérieurs - Moyennes des variations en négatif										

N° de scan	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1		-0,0099	-0,0074	-0,0077	-0,0086	-0,0093	-0,0086	-0,0081	-0,0077	-0,0094
2			-0,0086	-0,0114	-0,0133	-0,0123	-0,0125	-0,0092	-0,0061	-0,0112
3				-0,0094	-0,0091	-0,009	-0,0091	-0,0077	-0,0094	-0,0095
4					-0,0095	-0,0089	-0,0098	-0,0082	-0,0077	-0,0076
5						-0,0079	-0,0076	-0,008	-0,0065	-0,0076
6							-0,006	-0,0075	-0,0072	-0,0071
7								-0,0068	-0,0071	-0,0077
8									-0,0082	-0,0096
9										-0,0092
10										

Tableau 18 : Résultats des moyennes des écarts en positif et en négatif, en mm pour les piliers de scannage postérieurs, groupe 2 « MUA – Titane - Contrôle »

C. Analyses des résultats

1. Statistiques descriptives

Pour le groupe expérimental, correspondant aux trois groupes d'acquisitions effectuées avec le scanner intra-oral Trios3®, les résultats ont révélé les moyennes des écarts positifs suivantes (Tableau 19)

- Groupe 1 « Direct implant – Titane » : $40,1\mu\text{m} \pm 9,2\mu\text{m}$
- Groupe 2 « Direct implant – PEEK » : $40,1\mu\text{m} \pm 11,5\mu\text{m}$
- Groupe 3 « MUA – Titane » : $56,6\mu\text{m} \pm 14,7\mu\text{m}$

Les moyennes des écarts négatifs étaient quant à elles :

- Groupe 1 « Direct implant – Titane » : $-41,4\mu\text{m} \pm 7,6\mu\text{m}$
- Groupe 2 « Direct implant – PEEK » : $-40,1\mu\text{m} \pm 10,6\mu\text{m}$
- Groupe 3 « MUA – Titane » : $-51,1\mu\text{m} \pm 13,3\mu\text{m}$

Pour le groupe contrôle, correspondant aux trois groupes d'acquisitions effectuées avec le scanner de laboratoire E3®, les résultats ont révélé les moyennes des écarts positifs suivantes (tableau XX) :

- Groupe 1 « Direct implant – Titane – Contrôle » : $9,8\mu\text{m} \pm 2,7\mu\text{m}$
- Groupe 2 « Direct implant – PEEK – Contrôle » : $7,4\mu\text{m} \pm 0,9\mu\text{m}$
- Groupe 3 « MUA – Titane – Contrôle » : $8,8\mu\text{m} \pm 1,0\mu\text{m}$

Les moyennes des écarts négatifs étaient quant à elles :

- Groupe 1 « Direct implant – Titane – Contrôle » : $- 8,1\mu\text{m} \pm 2,5\mu\text{m}$
- Groupe 2 « Direct implant – PEEK – Contrôle » : $- 8,0\mu\text{m} \pm 1,4\mu\text{m}$
- Groupe 3 « MUA – Titane – Contrôle » : $- 9,5\mu\text{m} \pm 2,2\mu\text{m}$

	Groupe	Moyenne + (en μm)	Moyenne - (en μm)	Différentiel (en μm)
Scanner de laboratoire E3®	Direct implant - Titane	9,8	-8,1	17,9
	Direct implant - PEEK	7,4	-8,0	15,4
	MUA - Titane	8,8	-9,5	18,3
Scanner intra-oral Trios3®	Direct implant - Titane	40,1	-41,4	81,5
	Direct implant - PEEK	40,1	-40,1	80,2
	MUA - Titane	56,6	-51,1	107,7

Tableau 19 : Tableau récapitulatif des moyennes des écarts positifs et négatifs dans les différents groupes

Afin de visualiser les déviations mesurées pour les différents groupes, les résultats ont été transposés en boîtes à moustaches (ou whiskerboxplots) (Tableau 20).

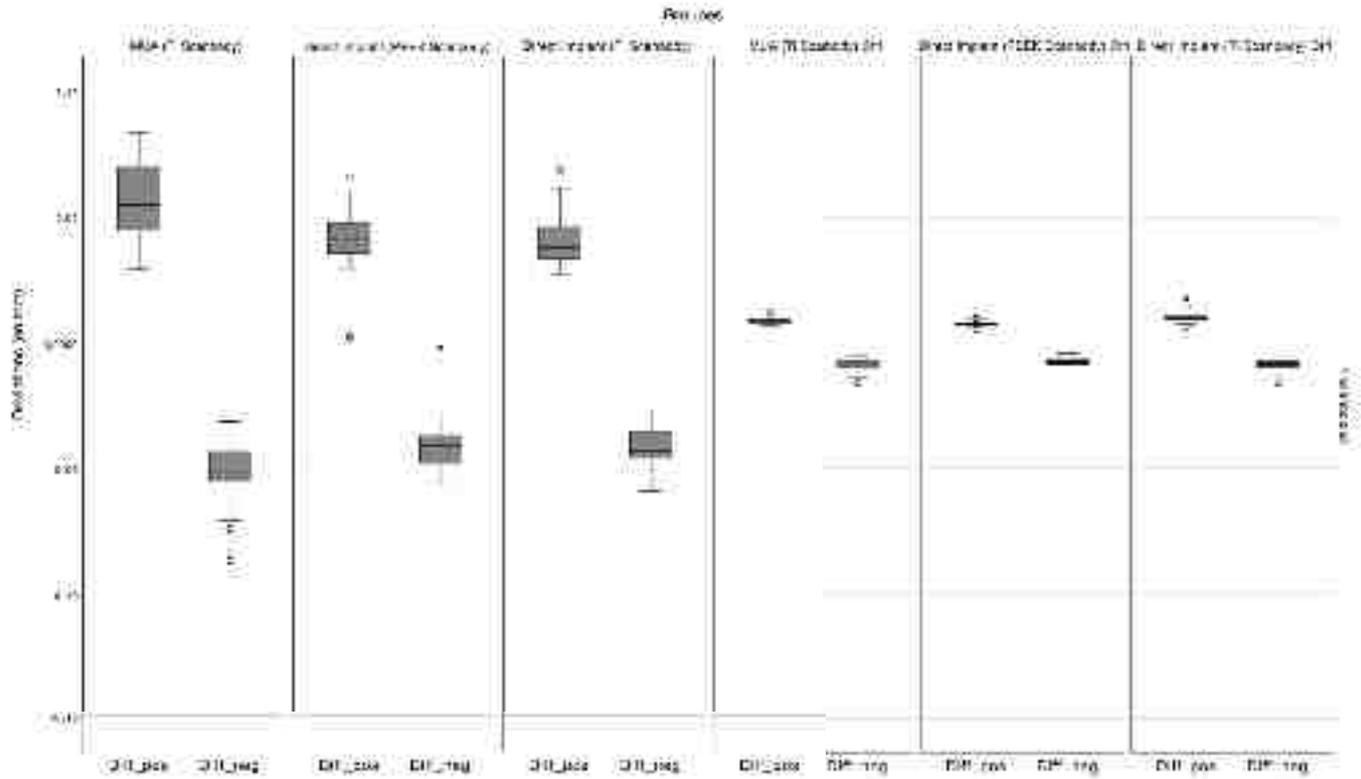


Tableau 20 : Synthèse des déviations positives et négatives (en mm) des différents groupes et systèmes.

- MUA contre direct implant avec le scanner intra-oral Trios3®

Lorsque de l'on compare les groupes expérimentaux entre eux, le groupe « MUA – Titane – Trios3 » montre une plus grande déviation que les groupes « Direct implant ».

En revanche, les déviations pour les groupes « Direct implant – Titane – Trios3 » et « Direct implant – PEEK – Trios3 » sont assez similaires, avec, respectivement, des différentiels entre les moyennes de déviations positives et négatives de 81,5µm et 80,2 µm (tableau 5).

L'analyse des sous-groupes, 4 scanbodies, 2 scanbodies antérieurs, 2 scanbodies postérieurs, montre qu'il existe une différence de déviation entre les sous-groupes « scanbodies antérieurs » et « scanbodies postérieurs » au sein des groupes « Direct implant – Titane – Trios3 » et « Direct implant – PEEK – Trios3 » qui n'existe pas dans le groupe « MUA – Titane – Trios3 ». En effet, dans les groupes « Direct implant – Titane – Trios3 » et « Direct implant – PEEK – Trios3 », le sous-groupe « scanbodies

postérieurs » présente de plus grandes déviations par rapport au sous-groupe « scanbodies antérieurs ».

- Trios3® contre E3®

Lorsque l'on compare les groupes « contrôle », réalisés avec le scanner de laboratoire E3®, avec les groupes « expérimentaux », réalisés avec le scanner intra-oral Trios3®, on constate que les groupes contrôle présentent moins de déviations, positives et négatives par rapport aux groupes expérimentaux. La plus faible déviation a été observée pour le groupe « Direct implant – PEEK – Contrôle », avec un différentiel des moyennes positives et négatives de 15,4 μ m (tableau 5). La plus grande déviation a été observée pour le groupe « MUA – Titane – Trios3 », avec un différentiel des moyennes positives et négatives de 107,7 μ m (tableau 5).

- PEEK contre Titane

Les groupes pour lesquels des scanbodies en PEEK ont été utilisés présentent des déviations moins importantes que les groupes avec des scanbodies en titane.

En effet, le différentiel des moyennes positives et négatives est de 15,4 μ m pour le groupe « Direct implant – PEEK – Contrôle » contre 17,9 μ m pour le groupe « Direct implant – Titane – Contrôle ». Pour le groupe « Direct implant – PEEK – Trios3 », le différentiel est de 80,2 μ m contre 81,5 pour le groupe « Direct implant – Titane – Trios3 ».

- Scanbodies antérieurs, postérieurs et 4 scanbodies

Pour les groupes contrôle, il n'existe pas de différence entre les déviations mesurées pour les scanbodies antérieurs, les scanbodies postérieurs et les 4 scanbodies à la fois.

En revanche, pour les groupes expérimentaux, il existe des différences entre les scanbodies. Pour les groupes « Direct implant – Titane – Trios3 » et « Direct implant – PEEK – Trios3 », les scanbodies antérieurs présentent moins de déviations que les scanbodies postérieurs ou les 4 scanbodies à la fois. Pour le groupe « MUA – Titane – Trios3 », il y a peu de différence entre les groupes (Tableau 21).

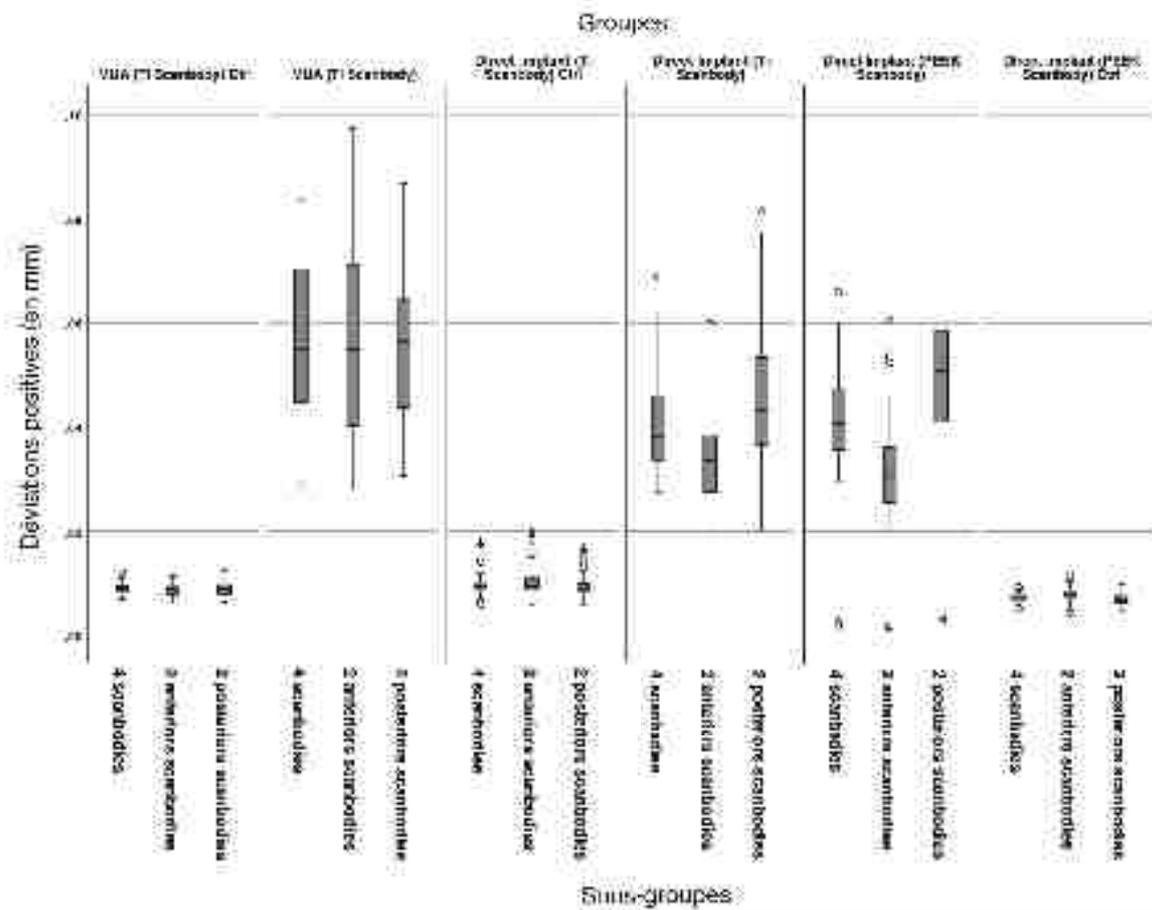


Tableau 21 : Synthèse des déviations positives (en mm) des différents groupes et sous-groupes, 4SB / SB antérieurs / SB postérieurs

2. Statistiques analytiques

L'analyse statistique a été réalisée grâce au logiciel SPSS Statistics® version 2020. Un test de comparaison multiple, dit de Tuckey HSD (traduit de l'anglais : différence statistique honnête) a été effectué dans le cadre d'une ANOVA, ce test a permis de comparer tous les groupes, les uns par rapport aux autres afin de mettre en évidence l'existence de différences statistiquement significatives.

Ainsi, il a été démontré que :

- Le groupe « MUA – Titane – Trios3 » était statistiquement, et significativement différent des autres groupes avec $p \leq 0,01$.

De ce fait, il y a une forte présomption contre l'hypothèse nulle $H_0 : m_{MUA} = m_{direct\ implant}$ pour les groupes expérimentaux, où le groupe « MUA – Titane – Trios3 », est moins précis que les groupes expérimentaux direct implant titane ou PEEK.

- Les groupes contrôle par rapport aux groupes expérimentaux, présentent des différences statistiquement significatives avec $p \leq 0,01$.
De ce fait, il y a une forte présomption contre l'hypothèse nulle $H_0 : m_{Trios3} = m_{E3}$ où le scanner de laboratoire est beaucoup plus précis que le scanner intra-oral.
- Les groupes « Direct implant – PEEK – Trios3 » et « Direct implant – Titane – Trios3 », ne présentent pas de différence statistiquement significative avec $p \geq 0,1$.
De ce fait, l'hypothèse nulle $H_0 : m_{direct\ implant\ PEEK} = m_{direct\ implant\ titane}$ ne peut être rejetée. Il semblerait donc, dans notre étude, que le matériau dans lequel le scanbody est usiné n'a pas d'influence sur la précision de l'empreinte optique.
- Les groupes « MUA – Titane – Contrôle », « Direct implant – Titane – Contrôle » et « Direct implant – PEEK – Contrôle », ne présentent pas de différence statistiquement significative les uns par rapport aux autres avec $p \geq 0,1$. Ainsi, il n'y a pas de supériorité significative d'un groupe par rapport à l'autre, malgré le changement de matériau du scanbody ou du type de situation prothétique.
- Pour les groupes expérimentaux, les scanbodies antérieurs présentent une différence des moyennes des déviations statistiquement significative par rapport aux moyennes de déviations observées pour les 4 scanbodies ou pour les scanbodies postérieurs avec $p \leq 0,01$. Mais les scanbodies postérieurs ne présentent pas de différence statistiquement significative des moyennes de déviations par rapport aux 4 scanbodies avec $p \geq 0,1$. Il semblerait donc que l'angulation des scanbodies entraîne une variation dans la précision d'enregistrement par la caméra optique : plus l'angulation est importante, plus la précision diminue. Ainsi, l'hypothèse nulle $H_0 : m_{antérieurs} = m_{postérieurs}$ ne peut être retenue.

V. Discussions

L’empreinte optique tend à devenir de plus en plus présente dans la prise en charge prothétique des patients. Les scanners intra-oraux ont déjà fait leurs preuves quant à leur précision dans le cadre de restaurations unitaires ou plurales dento-portées, unitaires ou plurales de faibles étendues implanto-portées, et apportent de nombreux avantages par rapport aux empreintes conventionnelles pour le patient et le chirurgien-dentiste (89). Toutefois, le challenge actuel pour les systèmes intra-oraux se trouve dans les réhabilitations prothétiques supra-implantaires d’arcade totalement édentée (95)(96).

Dans cette étude in vitro, la précision et la répétabilité du système intra-oral Trios3® a été évaluée dans le cadre de réhabilitation prothétique par all-on four. Les empreintes optiques réalisées par la caméra intra-orale Trios3® (test) ont été comparées à celles réalisées par le scanner de laboratoire E3® (contrôle). Deux options cliniques ont également été comparées : soit les scanbodies étaient montés directement sur les cols implantaires, soit ils étaient montés sur des piliers intermédiaires. L’influence du matériau du scanbody, en PEEK ou Titane, a aussi été analysée. La plupart des hypothèses nulles, selon lesquelles il n’y aurait pas de différence significative entre les éléments comparés, ont été rejetées.

En se basant sur les moyennes des déviations positives et négatives, les groupes contrôle présentent les meilleurs résultats avec des moyennes de déviations positives inférieures à 10µm. Le groupe « MUA – Titane – Trios3 » présentent les moins bons résultats avec une moyenne de déviations positives de $56,6 \pm 14,7\mu\text{m}$. Les groupes contrôle ne montrent pas de différences statistiquement significatives les uns des autres.

A. Méthodologie

Pour limiter le biais de manipulation, un seul opérateur a réalisé toutes les étapes de cette étude (manipulation des scanbodies, acquisitions, traitement des fichiers STL, comparaisons 3D), à l’exception des analyses statistiques, effectuées par un autre opérateur.

La limite de cette étude est inhérente à son caractère *in vitro* : les conditions (salive, langue, joues, limitation de l'ouverture buccale, position de travail, gestion du patient...) pouvant entraîner des difficultés lors de la prise d'empreinte chez un patient n'ont pu être reproduites.

La précision a été mesurée par la superposition des différentes acquisitions numériques. C'est une méthode largement répandue dans de nombreuses études d'évaluation de la précision d'une méthode d'empreinte (97)(98)(99)(100)(101). Ainsi pour traiter les fichiers STL et faire les tests de comparaison 3D, le logiciel Geomagic ControlX® a été utilisé. Grâce à l'algorithme « Meilleur Ajustement », le fichier de référence et le fichier test ont été alignés puis la comparaison a été faite. Or, certaines méthodes d'évaluation de la précision d'empreintes pour les études *in vitro*, dont celle utilisée dans cette étude, peuvent entraîner entre 0,1 et 10 μ m d'incertitude elles-mêmes(70).

B. Précision et passivité

Lors de la réalisation d'une prothèse implanto-portée, l'un des enjeux majeurs est d'obtenir un ajustement passif de la prothèse sur l'implant : en raison de l'ostéointégration des implants, la compensation physiologique possible grâce au ligament alvéolo-dentaire n'est, dans ce cas, pas possible. En cas d'un mauvais ajustement, des forces inappropriées s'appliquent sur les différents composants prothétiques et les tissus péri-implantaires. Ce manque de passivité dans l'adaptation prothétique peut engendrer de multiples complications, telles que des fractures prothétiques, la perte de vis ou encore l'apparition de péri-implantites(102).

En théorie, l'ajustement passif devrait correspondre à l'absence de contrainte de la suprastructure sur les composants de l'implant et l'os lorsqu'aucune charge masticatoire n'est appliquée. Cependant, compte tenu de la précision technologique actuelle, un ajustement passif absolu ne peut être obtenu (103). Dans la littérature, les valeurs de déviations pour réhabilitation par all-on four sont acceptables jusqu'à 150 μ m (104). Mais cliniquement, pour éviter tout risque de complications biologiques ou mécaniques, les erreurs d'ajustement passif doivent plutôt se situer entre 30 et 50 μ m(105). Ainsi, les groupes expérimentaux réalisés à l'aide de l'empreinte optique

intra-orale présentent des valeurs moyennes (de 40,1 à 56,6 μ m) s'approchant des valeurs limites acceptables pour la passivité de l'ajustement prothétique.

En revanche, les groupes contrôle, pour lesquels les acquisitions ont été effectuées avec le scanner de table E3®, présentent des déviations dont les valeurs moyennes sont inférieures à 10 μ m, ce qui est idéal pour l'ajustement passif.

Mais, dans notre étude, seule la variation de la précision du scanner de table a été évaluée. Or, cliniquement, l'utilisation du scanner de table n'est possible qu'après avoir obtenu une empreinte physico-chimique ou un modèle en plâtre. Il s'agit dans ce cas d'un workflow indirect. Ainsi, à ces quelques micromètres de déviation propres au système de scannage extra-oral, il faut ajouter les déviations engendrées par le matériau d'empreinte, la technique d'empreinte et la coulée du modèle en plâtre(106). Dans ce contexte, des études, comme celle menée par Amin *et al.* (107) ont montré que la précision des acquisitions issues d'un scanner de laboratoire était inférieure à la précision d'empreinte optique obtenue avec un scanner intra-oral (167,93 μ m de déviations moyennes pour le groupe conventionnel contre 46,41 ou 19,32 μ m pour les groupes empreinte optique).

C. Influence du matériau et du design du scan body

Bien que, dans cette étude, il n'existe pas de différence statistiquement significative ($p \geq 0,1$) pour conclure que le matériau a une influence sur la précision de l'empreinte optique, les groupes pour lesquels des scanbodies en PEEK ont été utilisés, présentent de meilleurs résultats pour les groupes avec des scanbodies en titane. Ce qui concorde avec les résultats d'une étude *in vitro* similaire réalisée par Arcuri *et al.* en 2019(108).

L'usinabilité et la tolérance de fabrication des matériaux des scanbodies peuvent influencer la précision de la géométrie de ces derniers et donc influencer la précision de l'empreinte optique elle-même(87).

Il semblerait que les propriétés optiques du matériau dans lequel est confectionné le scanbody pourrait influencer la précision de l'empreinte. Un matériau réfléchissant pourrait entraîner une diminution du nombre de points enregistrés par les caméras intra-orales nécessaires à la reconstruction de l'image en 3D (109)(110). Ceci expliquerait pourquoi le PEEK, matériau non réfléchissant, aurait de meilleurs résultats

que le titane, matériau réfléchissant : un plus grand nombre de points serait enregistré par la caméra et donc une image plus précise serait obtenue.

Aussi, les propriétés mécaniques du matériau du scanbody peut avoir un impact sur la qualité de la connexion implant/scanbody. Avec un matériau ayant une résistance à l'usure moindre, la base du scanbody risque d'être altérée lors d'utilisations multiples ; ce qui pourrait entraîner une imprécision lors de la prise d'empreinte(108). Ceci expliquerait le choix des fabricants de passer d'une gamme en PEEK à une gamme en titane.

Aussi, plus le corps du scanbody est long et plus le design de la région de scannage du scanbody est compliqué, moins l'empreinte est précise(110). Ce qui pourrait expliquer pourquoi le groupe « MUA » a de moins bons résultats par rapport au groupe « Direct implant » ; en effet, les scanbodies pour MUA sont plus longs que ceux pour le direct implant. Une étude *in vitro* menée par Gimenez-Gonzalez et al. a montré des résultats similaires quant à l'influence de la longueur du scanbody sur la précision d'une acquisition réalisée avec une caméra optique intra-orale(111).

D. Influence de l'angulation des scanbodies

Cette étude montre qu'il existe une influence statistiquement significative de l'angulation des scanbodies sur la qualité de l'acquisition. En effet, pour les groupes « Direct implant – Titane – Trios3 » et « Direct implant – PEEK – Trios3 », l'enregistrement de la face distale des scanbodies postérieurs était impossible : l'angulation trop importante de ces scanbodies ne permettait pas le passage de la caméra dans cette zone. Pour le groupe « MUA – Titane – Trios3 », l'enregistrement de la face distale des scanbodies postérieurs était possible en raison du rattrapage d'axe permis par les piliers intermédiaires, c'est pourquoi moins de différence était observée avec les scanbodies antérieurs et les scanbodies postérieurs.

Conclusions

Aujourd'hui encore, la gestion de l'édentement complet fait partie du quotidien des chirurgiens-dentistes, même dans les pays les plus développés. Or, le statut dentaire des patients et leur santé sont indissociables. Le manque de dents impacte négativement la régulation des maladies chroniques. L'absence de dents engendre de surcroît un réel handicap, tant d'un point de vue fonctionnel que psycho-social. Le traitement de l'édentement complet relève d'un besoin de santé publique pour rétablir le bien-être des patients.

L'avènement de l'implantologie a permis de faire de réels progrès pour la réhabilitation des bouches édentées, notamment à la mandibule, où la réussite d'un traitement par prothèse complète conventionnelle reste un vrai défi pour le praticien en raison d'une surface de sustentation réduite et de la présence d'éléments déstabilisateurs. La pose de deux implants symphysaires à la mandibule devrait être le minimum à proposer aux patients (sauf contre-indications médicales) pour optimiser la prise en charge.

L'apparition du concept « all-on four » a révolutionné le quotidien des patients : le fait d'avoir une prothèse complète fixée sur 4 implants permet de rétablir leur coefficient masticatoire de façon quasi optimale, ce qui augmente considérablement leur qualité de vie. Ce type de restauration fait d'ores et déjà appel à la CFAO pour l'usinage de l'armature. De plus en plus, la réalisation de ces prothèses tend à passer vers un flux de travail totalement numérique.

L'utilisation des caméras optiques intra-orales dans la pratique des chirurgiens-dentistes est en pleine expansion. Leur fiabilité, bien que dépendante du système, a déjà été démontrée pour des restaurations de petites étendues sur dents naturelles ou sur implants.

En revanche, pour les réhabilitations supra-implantaires de grande étendue telles que les « all-on four », la précision des systèmes intra-oraux reste à démontrer. En effet, il est essentiel que la précision des empreintes optiques de telles réhabilitations réalisées avec les systèmes intra-oraux soit suffisante pour être compatible avec la notion d'ajustement passif pour éviter tout type de complications, qu'elles soient biologiques ou mécaniques.

Compte tenu de la part de plus en plus importante du digital au sein des cabinets dentaires et de l'intérêt de la technique prothétique de « all-on four », nous avons donc trouvé intéressant d'étudier, *in vitro*, la répétabilité de la caméra optique Trios3® dans le cadre d'une telle réhabilitation prothétique.

Notre modèle de travail était un modèle de travaux pratiques en PMMA au sein duquel se trouvent quatre implants System MKII® (Nobel Biocare Bränemark System).

Nous avons choisi de faire deux grands groupes : un groupe expérimental pour lequel les acquisitions ont été réalisées avec la caméra Trios3® (3Shape) et un groupe contrôle pour lequel les acquisitions ont été réalisées avec le scanner de laboratoire E3® (3Shape). Dans ces deux groupes, 3 sous-groupes ont été inclus :

- Le sous-groupe : « direct implant – PEEK » : les scanbodies en PEEK ont été transvisés directement sur la connexion implantaire
- Le sous-groupe « direct implant – Titane » : les scanbodies en titane ont été transvisés directement sur la connexion implantaire
- Le sous-groupe « MUA – Titane » : les scanbodies en titane ont été transvisés sur des piliers intermédiaires, eux-mêmes transvisés sur la connexion implantaire

L'intérêt de l'étude était de comparer la répétabilité du système intra-oral Trios3® par rapport au scanner de laboratoire, puis d'étudier l'influence du matériau des scanbodies et l'influence de la situation clinique (direct implant / MUA).

Pour chaque sous-groupe, 10 empreintes optiques ont été réalisées. Les fichiers STL obtenus pour toutes les acquisitions ont été récupérés et traités grâce au logiciel Geomagic ControlX. Par une analyse de comparaison 3D, les 10 fichiers STL de chaque sous-groupe ont été comparés les uns par rapport aux autres. Ainsi, les déviations des moyennes en positif et négatif des différentes superpositions de scans ont été récupérées puis analysées au moyen du test statistique ANOVA.

Dans les limites de notre étude, nous pouvons avancer les conclusions suivantes :

- Le scanner de laboratoire présente une répétabilité largement supérieure par rapport au scanner intra-oral Trios3®.
- La répétabilité du scanner intra-oral Trios3® s'approche, dans le cadre du all-on four, des valeurs limites acceptables de déviations pour la passivité.

- La répétabilité des acquisitions avec la Trios3® présente de meilleurs résultats avec les scanbodies en PEEK et la situation direct implant, néanmoins ces différences ne sont pas statistiquement significatives par rapport au groupe utilisant des scanbodies en titane utilisés dans la même situation clinique.
- La répétabilité des acquisitions avec la Trios3® est significativement la moins bonne lors de l'utilisation de piliers intermédiaires.

En raison du caractère *in vitro* de notre étude, l'extrapolation de nos résultats à la clinique semble difficile. Des études complémentaires sont à mener pour étayer ces résultats en évaluant les systèmes intra-oraux dans des conditions *in vivo*.

Index des figures

Figure 1 : Illustrations de PACSI sur 2 implants avec attachements axiaux cylindriques de type Locator®.....	12
Figure 2 : Illustration d'une PACSI sur 2 implants reliés par une barre.....	15
Figure 3 : Illustration du traitement par « all-on four ».....	19
Figure 4 : Chaîne numérique en CFAO.....	27
Figure 5 : Chaîne numérique directe ou indirecte.....	27
Figure 6 : Principe de la technique de triangulation active (73).....	29
Figure 7 : Principe de la technique de triangulation passive (76).....	30
Figure 8 : Principe de la microscopie confocale laser selon Minsky (78).....	31
Figure 9 : Principe de la technique d'échantillonnage actif par front d'onde (75).....	32
Figure 10 : Schéma explicatif des notions de fidélité, justesse et exactitude selon la norme ISO 5725-1. Fidélité : valeurs peu dispersées, justesse : valeurs proches de la valeur vraie, exactitude : valeurs peu dispersées et proches de la valeur vraie.....	38
Figure 11 : Modèle de travail en PMMA, a) vue vestibulaire b) vue occlusale c) connexions hexagonales externes.....	40
Figure 12 : Modèle de travail et scanbodies transvissés a) Scanbodies en PEEK, direct implants b) Scanbodies en titane, direct implants c) Scanbodies en titane sur piliers intermédiaires.....	40
Figure 13 : Vissage du pilier intermédiaire MUA angulé à 30° sur les implants distaux.....	41
Figure 14 : Scanner de laboratoire E3® (3Shape).....	41
Figure 15 : Acquisition par le scanner de laboratoire E3 a) Projection de multiples lignes de lumière bleue b) Photographie.....	42
Figure 16 : Système de scannage intra-oral Trios3® (3Shape).....	42
Figure 17 : Acquisitions initiales des profils d'émergence a) et b) Profils d'émergence pour les groupes « direct implants » en vues occlusale et vestibulaire c) et d) Profils d'émergence pour les groupes « MUA » en vues occlusale et vestibulaire.....	44
Figure 18 : Chemin de scannage : départ en vestibulaire puis retour en lingual.....	45
Figure 19 : Exemple d'un scan obtenu en fin d'acquisition pour le groupe « direct implant PEEK », a) vue occlusale b) vue vestibulaire c) vue secteur 4 d) vue secteur 3.....	45
Figure 20 : Exemple d'un scan obtenu en fin d'acquisition pour le groupe « direct implant titane », a) vue occlusale b) vue vestibulaire c) vue secteur 4 d) vue secteur 3.....	46
Figure 21 : Exemple d'un scan obtenu en fin d'acquisition pour le groupe « MUA titane », a) vue occlusale b) vue vestibulaire c) vue secteur 4 d) vue secteur 3.....	46
Figure 22 : Scan n°1 du groupe 1 « direct implant titane » dans le logiciel Geomagic Studio a) avant découpe, vue vestibulaire, b) avant découpe, vue occlusale, c) après découpe, vue vestibulaire, d) après découpe, vue occlusale.....	47
Figure 23 : Scan n°1 du groupe 1 « piliers MUA » dans le logiciel Geomagic Studio a) avant découpe, vue vestibulaire, b) avant découpe, vue occlusale, c) après découpe, vue vestibulaire, d) après découpe, vue occlusale.....	47
Figure 24 : Préparation des scans dans Geomagic Control X® pour le groupe « Direct implants – Trios3 - PEEK » a) Détermination de 4 régions correspondant aux 4 scanbodies b) Superposition des scans 1 et 2 avec l'outil « alignement, meilleur ajustement ».....	48
Figure 25 : Préparation des scans dans Geomagic Control X® pour le groupe « Direct implants - Trios3 - Titane » a) Détermination de 4 régions correspondant aux 4 scanbodies b) Superposition des scans 1 et 2 avec l'outil « alignement, meilleur ajustement ».....	49
Figure 26 : Préparation des scans dans Geomagic ControlX® pour le groupe «MUA – Trios3 - Titane» a) Détermination de 4 régions correspondant aux 4 scanbodies b) Superposition des scans 1 et 2 avec l'outil « alignement, meilleur ajustement ».....	49

Figure 27 : Analyse 3D dans Geomagic Control X pour le groupe « Direct implants – Trios3 - PEEK» a) Comparaison des 4 scanbodies b) Comparaison des scanbodies antérieurs c) Comparaison des scanbodies postérieurs 49

Figure 28 : Analyse 3D dans Geomagic Control X pour le groupe «Direct implant - Trios3 - Titane» a) Comparaison des 4 scanbodies b) Comparaison des scanbodies antérieurs c) Comparaison des scanbodies postérieurs 50

Figure 29: Analyse 3D dans Geomagic Control X pour le groupe «MUA – Trios3 - Titane » a) Comparaison des 4 scanbodies b) Comparaison des scanbodies antérieurs c) Comparaison des scanbodies postérieurs..... 50

Index des tableaux

Tableau 1 : Résultats des moyennes des écarts en positif et en négatif, en mm pour les 4 piliers de scannage, groupe 1 « Direct implant – Titane – Trios3 ».....	52
Tableau 2 : Résultats des moyennes des écarts en positif et en négatif, en mm pour les piliers de scannage antérieurs, groupe 1 « Direct implant – Titane – Trios3 ».....	53
Tableau 3 : Résultats des moyennes des écarts en positif et en négatif, en mm pour les piliers de scannage postérieurs, groupe 1 « Direct implant – Titane – Trios3 ».....	54
Tableau 4 : Résultats des moyennes des écarts en positif et en négatif, en mm pour les 4 piliers de scannage, groupe 2 « Direct implant – PEEK – Trios3 ».....	55
Tableau 5 : Résultats des moyennes des écarts en positif et en négatif, en mm pour les piliers de scannage antérieurs, groupe 2 « Direct implant – PEEK - Trios3 ».....	55
Tableau 6 : Résultats des moyennes des écarts en positif et en négatif, en mm pour les piliers de scannage postérieurs, groupe 2 « Direct implant – PEEK – Trios3 ».....	56
Tableau 7 : Résultats des moyennes des écarts en positif et en négatif, en mm pour les 4 piliers de scannage, groupe 3 « MUA – Titane – Trios3 ».....	57
Tableau 8 : Résultats des moyennes des écarts en positif et en négatif, en mm pour les piliers de scannage antérieurs, groupe 3 « MUA – Titane – Trios3 ».....	57
Tableau 9 : Résultats des moyennes des écarts en positif et en négatif, en mm pour les piliers de scannage postérieurs, groupe 3 « MUA – Titane – Trios3 ».....	58
Tableau 10 : Résultats des moyennes des écarts en positif et en négatif, en mm pour les 4 piliers de scannage, groupe 1 « Direct implant – Titane - Contrôle ».....	59
Tableau 11 : Résultats des moyennes des écarts en positif et en négatif, en mm pour les piliers de scannage antérieurs, groupe 1 « Direct implant – Titane - Contrôle ».....	60
Tableau 12 : Résultats des moyennes des écarts en positif et en négatif, en mm pour les piliers de scannage postérieurs, groupe 1 « Direct implant – Titane - Contrôle ».....	60
Tableau 13 : Résultats des moyennes des écarts en positif et en négatif, en mm pour les 4 piliers de scannage, groupe 2 « Direct implant – PEEK - Contrôle ».....	61
Tableau 14 : Résultats des moyennes des écarts en positif et en négatif, en mm pour les piliers de scannage antérieurs, groupe 2 « Direct implant – PEEK - Contrôle ».....	62
Tableau 15 : Résultats des moyennes des écarts en positif et en négatif, en mm pour les piliers de scannage postérieurs, groupe 2 « Direct implant – PEEK - Contrôle ».....	63
Tableau 16 : Résultats des moyennes des écarts en positif et en négatif, en mm pour les 4 piliers de scannage, groupe 2 « MUA – Titane - Contrôle ».....	63
Tableau 17 : Résultats des moyennes des écarts en positif et en négatif, en mm pour les piliers de scannage antérieurs, groupe 2 « MUA – Titane - Contrôle ».....	64
Tableau 18 : Résultats des moyennes des écarts en positif et en négatif, en mm pour les piliers de scannage postérieurs, groupe 2 « MUA – Titane - Contrôle ».....	65
Tableau 19 : Tableau récapitulatif des moyennes des écarts positifs et négatifs dans les différents groupes.....	66
Tableau 20 : Synthèse des déviations positives et négatives (en mm) des différents groupes et systèmes.....	67
Tableau 21 : Synthèse des déviations positives (en mm) des différents groupes et sous-groupes, 4SB / SB antérieurs / SB postérieurs.....	69

Bibliographie

1. World Health Organization, éditeur. International classification of functioning, disability and health: ICF. Geneva: World Health Organization; 2001. 299 p.
2. Fiske J, Davis DM, Frances C, Gelbier S. The emotional effects of tooth loss in edentulous people. *Br Dent J.* 24 janv 1998;184(2):90-3; discussion 79.
3. Viola AP, Takamiya AS, Monteiro DR, Barbosa DB. Oral health-related quality of life and satisfaction before and after treatment with complete dentures in a Dental School in Brazil. *J Prosthodont Res.* janv 2013;57(1):36-41.
4. Petersen PE. The World Oral Health Report 2003: continuous improvement of oral health in the 21st century--the approach of the WHO Global Oral Health Programme. *Community Dent Oral Epidemiol.* déc 2003;31 Suppl 1:3-23.
5. Beltrán-Aguilar ED, Barker LK, Canto MT, Dye BA, Gooch BF, Griffin SO, et al. Surveillance for dental caries, dental sealants, tooth retention, edentulism, and enamel fluorosis--United States, 1988-1994 and 1999-2002. *MMWR Surveill Summ.* 26 août 2005;54(3):1-43.
6. Espérance de vie [Internet]. Ined - Institut national d'études démographiques. [cité 25 avr 2020]. Disponible sur: <https://www.ined.fr/fr/tout-savoir-population/chiffres/france/mortalite-cause-deces/esperance-vie/>
7. Pawlowicz A, Tymczyna-Borowicz B, Ptasiwicz M. The state of the oral health in patients with type 2 diabetes. *Pol Merkur Lekarski.* 26 févr 2020;48(283):27-31.
8. Sevmez H, Bankoğlu G, Güngör M, Yeter H, Erten Y, Elbeg Ş, Yılmaz H. Relationship Among Denture Status, Remaining Teeth Number, and Malnutrition in Patients With Chronic Kidney Disease. *Ther Apher Dial.* 5 août 2019;
9. Felton DA. Complete Edentulism and Comorbid Diseases: An Update. *J Prosthodont.* janv 2016;25(1):5-20.
10. Bellini D, Dos Santos MBF, De Paula Prisco Da Cunha V, Marchini L. Patients' expectations and satisfaction of complete denture therapy and correlation with locus of control. *J Oral Rehabil.* sept 2009;36(9):682-6.
11. Johansson A, Unell L, Johansson A-K, Carlsson GE. A 10-year longitudinal study of self-assessed chewing ability and dental status in 50-year-old subjects. *Int J Prosthodont.* déc 2007;20(6):643-5.
12. Carlsson GE, Omar R. The future of complete dentures in oral rehabilitation. A critical review. *J Oral Rehabil.* févr 2010;37(2):143-56.
13. Leles CR, Ferreira NP, Vieira AH, Campos ACV, Silva ET. Factors influencing edentulous patients' preferences for prosthodontic treatment. *J Oral Rehabil.* mai 2011;38(5):333-9.
14. Miranda SB, Possebon AP da R, Schuster AJ, Marcello-Machado RM, de Rezende Pinto L, Faot F. Relationship Between Masticatory Function Impairment and Oral Health-Related Quality of Life of Edentulous Patients: An Interventional Study. *J Prosthodont.* juill 2019;28(6):634-42.
15. Wolff A, Gadre A, Begleiter A, Moskona D, Cardash H. Correlation between patient satisfaction with complete dentures and denture quality, oral condition, and flow rate of submandibular/sublingual salivary glands. *Int J Prosthodont.* févr 2003;16(1):45-8.
16. Identifying and evaluating candidates. In: *Full-Arch Implant Rehabilitation.* Quintessence; 2019.
17. Lescaille G. Contre-indications en implantologie et attitudes concernant les patients à risque. *Réalités Cliniques.* 2020;31(2):109-15.

18. Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S, et al. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. *Gerodontology*. juill 2002;19(1):3-4.
19. Stephan G, Mense C. Prothèse amovible complète supra-implantaire. In: *Prothèses supra-implantaires : données et conceptions actuelles*. CdP. 2017. p. 147-66. (JPIO).
20. Shayegh SS, Hakimaneh SM, Baghani MT, Shidfar S, Kashi FK, Zamanian A, et al. Effect of Interimplant Distance and Cyclic Loading on the Retention of Overdenture Attachments. *J Contemp Dent Pract*. 1 nov 2017;18(11):1078-84.
21. Michelinakis G, Barclay CW, Smith PW. The influence of interimplant distance and attachment type on the retention characteristics of mandibular overdentures on 2 implants: initial retention values. *Int J Prosthodont*. oct 2006;19(5):507-12.
22. Doukas D, Michelinakis G, Smith PW, Barclay CW. The influence of interimplant distance and attachment type on the retention characteristics of mandibular overdentures on 2 implants: 6-month fatigue retention values. *Int J Prosthodont*. avr 2008;21(2):152-4.
23. Teimoori H, Shayegh SS, Zavaree MA, Hakimaneh SM, Khodadad F, Shidfar S, et al. Effects of Excessive Implant Angulation on Retention of Two Types of Overdenture Attachments during Cyclic Loading. *J Contemp Dent Pract*. 1 oct 2018;19(10):1221-7.
24. ELSyad MA, Abo Hatem OE, Shawky AF, Emera RMK. Effect of Different Degrees of Mesial Implant Inclination on the Retention and Stability of Two-Implant Mandibular Overdentures Retained with Stud Attachments: An In Vitro Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. avr 2018;33(2):259–268.
25. El-Anwar MI, Yousief SA, Soliman TA, Saleh MM, Omar WS. A finite element study on stress distribution of two different attachment designs under implant supported overdenture. *Saudi Dent J*. oct 2015;27(4):201-7.
26. Khurana N, Rodrigues S, Shenoy S, Saldanha S, Pai U, Shetty T, et al. A Comparative Evaluation of Stress Distribution with Two Attachment Systems of Varying Heights in a Mandibular Implant-Supported Overdenture: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *J Prosthodont*. févr 2019;28(2):e795-805.
27. Gonuldas F, Tokar E, Ozturk C. Evaluation of the retention characteristics of various stud attachment systems for implant retained overdenture. *Acta Bioeng Biomech*. 2018;20(4):135-41.
28. ELSyad MA, Errabti HM, Mustafa AZ. Mandibular Denture Base Deformation with Locator and Ball Attachments of Implant-Retained Overdentures. *J Prosthodont*. déc 2016;25(8):656-64.
29. Gonda T, Ikebe K, Dong J, Nokubi T. Effect of reinforcement on overdenture strain. *J Dent Res*. juill 2007;86(7):667-71.
30. Gonda T, Dong J, Maeda Y. Stress analysis of an overdenture using the finite element method. *Int J Prosthodont*. août 2013;26(4):340-2.
31. British Society for the Study of Prosthetic Dentistry. The York consensus statement on implant-supported overdentures. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. déc 2009;17(4):164-5.
32. Geckili O, Bilhan H, Mumcu E, Dayan C, Yabul A, Tuncer N. Comparison of patient satisfaction, quality of life, and bite force between elderly edentulous patients wearing mandibular two implant-supported overdentures and conventional complete dentures after 4 years. *Spec Care Dentist*. août 2012;32(4):136-41.
33. Ellis JS, Burawi G, Walls A, Thomason JM. Patient satisfaction with two designs of implant supported removable overdentures; ball attachment and magnets. *Clin Oral Implants Res*. nov 2009;20(11):1293-8.
34. Gjengedal H, Berg E, Gronningsaeter AG, Dahl L, Malde MK, Boe OE, et al. The influence of relining or implant retaining existing mandibular dentures on health-related quality of life: a 2-year randomized study of dissatisfied edentulous patients. *Int J*

Prosthodont. févr 2013;26(1):68-78.

35. Lambade D, Lambade P, Gundawar S. Implant supported mandibular overdenture: a viable treatment option for edentulous mandible. *J Clin Diagn Res.* mai 2014;8(5):ZD04-06.
36. Sharma AJ, Nagrath R, Lahori M. A comparative evaluation of chewing efficiency, masticatory bite force, and patient satisfaction between conventional denture and implant-supported mandibular overdenture: An in vivo study. *J Indian Prosthodont Soc.* déc 2017;17(4):361-72.
37. Sharka R, Abed H, Hector M. Oral health-related quality of life and satisfaction of edentulous patients using conventional complete dentures and implant-retained overdentures: An umbrella systematic review. *Gerodontology.* sept 2019;36(3):195-204.
38. Shor A, Goto Y, Shor K. Mandibular two-implant-retained overdenture: prosthetic design and fabrication protocol. *Compend Contin Educ Dent.* févr 2007;28(2):80-8; quiz 89, 101.
39. Zhang Y, Chow L, Siu A, Fokas G, Chow TW, Mattheos N. Patient-reported outcome measures (PROMs) and maintenance events in 2-implant-supported mandibular overdenture patients: A 5-year prospective study. *Clin Oral Implants Res.* mars 2019;30(3):261-76.
40. Cepa S, Koller B, Spies BC, Stampf S, Kohal R-J. Implant-retained prostheses: ball vs. conus attachments - A randomized controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res.* févr 2017;28(2):177-85.
41. Salman A, Thacker S, Rubin S, Dhingra A, Ioannidou E, Schincaglia GP. Immediate versus delayed loading of mandibular implant-retained overdentures: A 60-month follow-up of a randomized clinical trial. *J Clin Periodontol.* août 2019;46(8):863-71.
42. Brennan M, Houston F, O'Sullivan M, O'Connell B. Patient satisfaction and oral health-related quality of life outcomes of implant overdentures and fixed complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* août 2010;25(4):791-800.
43. Berglundh T, Persson L, Klinge B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodontol.* 2002;29 Suppl 3:197-212; discussion 232-233.
44. Payne AG, Solomons YF. Mandibular implant-supported overdentures: a prospective evaluation of the burden of prosthodontic maintenance with 3 different attachment systems. *Int J Prosthodont.* juin 2000;13(3):246-53.
45. Bhargava A, Sehgal M, Gupta S, Mehra P. Classification system on the selection of number of implants and superstructure design on the basis available vertical restorative space and interforaminal distance for implant supported mandibular overdenture. *J Indian Prosthodont Soc.* 2016;16(2):131-5.
46. Casentini P, Wismeijer D, Chiapasco M. Treatment options for the edentulous arch. In: *ITI Treatment Guide : loading protocols in implant dentistry, edentulous patients.* Quintessence. 2010.
47. Cune M, Burgers M, van Kampen F, de Putter C, van der Bilt A. Mandibular overdentures retained by two implants: 10-year results from a crossover clinical trial comparing ball-socket and bar-clip attachments. *Int J Prosthodont.* août 2010;23(4):310-7.
48. Oda K, Kanazawa M, Takeshita S, Minakuchi S. Influence of implant number on the movement of mandibular implant overdentures. *J Prosthet Dent.* mars 2017;117(3):380-5.
49. Topkaya T, Solmaz MY. The effect of implant number and position on the stress behavior of mandibular implant retained overdentures: A three-dimensional finite element analysis. *J Biomech.* 16 juill 2015;48(10):2102-9.
50. Karbach J, Hartmann S, Jahn-Eimermacher A, Wagner W. Oral Health-Related Quality of Life in Edentulous Patients with Two- vs Four-Locator-Retained Mandibular Overdentures: A Prospective, Randomized, Crossover Study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* oct 2015;30(5):1143-8.

51. Emami E, Alesawy A, de Grandmont P, Cerutti-Kopplin D, Kodama N, Menassa M, et al. A within-subject clinical trial on the conversion of mandibular two-implant to three-implant overdenture: Patient-centered outcomes and willingness to pay. *Clin Oral Implants Res.* mars 2019;30(3):218-28.
52. Dantas I de S, Souza MBC de, Morais MH de ST, Carreiro A da FP, Barbosa GAS. Success and survival rates of mandibular overdentures supported by two or four implants: a systematic review. *Braz Oral Res.* 2014;28:74-80.
53. Balaguer J, Ata-Ali J, Peñarrocha-Oltra D, García B, Peñarrocha-Diago M. Long-term Survival Rates of Implants Supporting Overdentures. *J Oral Implantol.* 1 avr 2015;41(2):173-7.
54. Romeo E, Lops D, Margutti E, Ghisolfi M, Chiapasco M, Vogel G. Long-term survival and success of oral implants in the treatment of full and partial arches: a 7-year prospective study with the ITI dental implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants.* avr 2004;19(2):247-59.
55. Maló P, Rangert B, Nobre M. « All-on-Four » immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5 Suppl 1:2-9.
56. Soto-Penalzoza D, Zaragoza-Alonso R, Penarrocha-Diago M, Penarrocha-Diago M. The all-on-four treatment concept: Systematic review. *J Clin Exp Dent.* mars 2017;9(3):e474-88.
57. Maló P, Friberg B, Polizzi G, Gualini F, Vighagen T, Rangert B. Immediate and early function of Brånemark System implants placed in the esthetic zone: a 1-year prospective clinical multicenter study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5 Suppl 1:37-46.
58. Daudt Polido W, Aghaloo T, Emmett TW, Taylor TD, Morton D. Number of implants placed for complete-arch fixed prostheses: A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* oct 2018;29 Suppl 16:154-83.
59. Babbush CA, Kutsko GT, Brokloff J. The all-on-four immediate function treatment concept with NobelActive implants: a retrospective study. *J Oral Implantol.* août 2011;37(4):431-45.
60. Agliardi E, Clericò M, Ciancio P, Massironi D. Immediate loading of full-arch fixed prostheses supported by axial and tilted implants for the treatment of edentulous atrophic mandibles. *Quintessence Int.* avr 2010;41(4):285-93.
61. Mariani P, Margossian P, Laborde G. Choix d'un concept occlusal en implantologie ; 1e partie : données fondamentales. *Stratégie Prothétique.* 2008;8:26.
62. Yao CJ, Cao C, Bornstein MM, Mattheos N. Patient-reported outcome measures of edentulous patients restored with implant-supported removable and fixed prostheses: A systematic review. *Clin Oral Implants Res.* oct 2018;29 Suppl 16:241-54.
63. Balshi TJ, Wolfinger GJ, Slauch RW, Balshi SF. A retrospective analysis of 800 Brånemark System implants following the All-on-Four™ protocol. *J Prosthodont.* févr 2014;23(2):83-8.
64. Stimmelmayer M, Güth J-F, Erdelt K, Happe A, Schlee M, Beuer F. Clinical study evaluating the discrepancy of two different impression techniques of four implants in an edentulous jaw. *Clin Oral Investig.* nov 2013;17(8):1929-35.
65. Lee H, Ercoli C, Funkenbusch PD, Feng C. Effect of subgingival depth of implant placement on the dimensional accuracy of the implant impression: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* févr 2008;99(2):107-13.
66. Siadat H, Alikhasi M, Beyabanaki E, Rahimian S. Comparison of Different Impression Techniques When Using the All-on-Four Implant Treatment Protocol. *Int J Prosthodont.* juin 2016;29(3):265-70.
67. Tafti AF, Hatami M, Razavi F, Ebadian B. Comparison of the accuracy of open-tray and snap-on impression techniques of implants with different angulations. *Dent Res J*

(Isfahan). déc 2019;16(6):413-20.

68. Punj A, Bompolaki D, Garaicoa J. Dental Impression Materials and Techniques. *Dent Clin North Am.* 2017;61(4):779-96.

69. Papaspyridakos P, Chen C-J, Gallucci GO, Doukoudakis A, Weber H-P, Chronopoulos V. Accuracy of implant impressions for partially and completely edentulous patients: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* août 2014;29(4):836-45.

70. Chamieh F, Sellami M, Bocian A, Tavernier B, Fromentin O. Techniques d’empreinte conventionnelles en prothèse supra-implantaire : actualisation des connaissances. :12.

71. Lee Y-J, Heo S-J, Koak J-Y, Kim S-K. Accuracy of different impression techniques for internal-connection implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* oct 2009;24(5):823-30.

72. Soh G, Chong YH. Relationship of viscosity to porosities in automixed elastomeric impressions. *Clin Mater.* 1991;7(1):23-6.

73. Sorrentino R, Gherlone EF, Calesini G, Zarone F. Effect of implant angulation, connection length, and impression material on the dimensional accuracy of implant impressions: an in vitro comparative study. *Clin Implant Dent Relat Res.* mai 2010;12 Suppl 1:e63-76.

74. Auroy P, Nicolas E, Bedouin Y. Torque resistance of impression copings after direct implant impression: An in vitro evaluation of impression materials with and without adhesive. *J Prosthet Dent.* janv 2017;117(1):73-80.

75. Pera F, Pesce P, Bevilacqua M, Setti P, Menini M. Analysis of Different Impression Techniques and Materials on Multiple Implants Through 3-Dimensional Laser Scanner. *Implant Dent.* avr 2016;25(2):232-7.

76. Eid N. An implant impression technique using a plaster splinting index combined with a silicone impression. *J Prosthet Dent.* déc 2004;92(6):575-7.

77. Magniez... OEP. L’empreinte mixte en un temps : optimiser son résultat en implantologie [Internet]. *L’Information Dentaire.* [cité 28 juin 2020]. Disponible sur: <https://www.information-dentaire.fr/formations/l-empreinte-mixte-en-un-temps-optimiser-son-resultat-en-implantologie/>

78. Duret F. Empreinte optique. Thèse 2e cycle en chirurgie dentaire. Lyon : Faculté de Chirurgie Dentaire; 1973.

79. Christensen GJ. Impressions are changing: deciding on conventional, digital or digital plus in-office milling. *J Am Dent Assoc.* oct 2009;140(10):1301-4.

80. Comparative evaluation of the performance of passive and active 3D vision systems [Internet]. [cité 21 avr 2020]. Disponible sur: <https://www.spiedigitallibrary.org/conference-proceedings-of-spie/2646/0000/Comparative-evaluation-of-the-performance-of-passive-and-active-3D/10.1117/12.227862.short?SSO=1>

81. Mada SK, Smith ML, Smith LN, Midha PS. Overview of passive and active vision techniques for hand-held 3D data acquisition. In: *Opto-Ireland 2002: Optical Metrology, Imaging, and Machine Vision* [Internet]. International Society for Optics and Photonics; 2003 [cité 19 avr 2020]. p. 16-27. Disponible sur: <https://www.spiedigitallibrary.org/conference-proceedings-of-spie/4877/0000/Overview-of-passive-and-active-vision-techniques-for-hand-held/10.1117/12.463773.short>

82. Logozzo S, Zanetti EM, Franceschini G, Kilpelä A, Mäkynen A. Recent advances in dental optics – Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics and Lasers in Engineering.* 1 mars 2014;54:203-21.

83. Richert R, Goujat A, Venet L, Viguie G, Viennot S, Robinson P, et al. Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression. *J Healthc Eng.* 2017;2017:8427595.

84. Kalová I, Lisztwan M. Industrial applications of triangulation technique. *IFAC Proceedings Volumes.* 1 févr 2006;39(21):258-63.

85. Minsky M. Microscopy apparatus [Internet]. 1961 [cité 21 avr 2020]. Disponible sur: <https://patentimages.storage.googleapis.com/ac/06/dc/56fc97da7466c2/US3013467.pdf>
86. Paddock SW. Principles and practices of laser scanning confocal microscopy. *Mol Biotechnol.* 1 oct 2000;16(2):127-49.
87. Mizumoto RM, Yilmaz B. Intraoral scan bodies in implant dentistry: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* sept 2018;120(3):343-52.
88. Joda T, Lenherr P, Dedem P, Kovaltschuk I, Bragger U, Zitzmann NU. Time efficiency, difficulty, and operator's preference comparing digital and conventional implant impressions: a randomized controlled trial. *Clin Oral Implants Res.* oct 2017;28(10):1318-23.
89. Ahlholm P, Sipilä K, Vallittu P, Jakonen M, Kotiranta U. Digital Versus Conventional Impressions in Fixed Prosthodontics: A Review. *J Prosthodont.* janv 2018;27(1):35-41.
90. Güth J-F, Runkel C, Beuer F, Stimmelmayer M, Edelhoff D, Keul C. Accuracy of five intraoral scanners compared to indirect digitalization. *Clin Oral Investig.* juin 2017;21(5):1445-55.
91. Runkel C, Güth J-F, Erdelt K, Keul C. Digital impressions in dentistry-accuracy of impression digitalisation by desktop scanners. *Clin Oral Investig.* mars 2020;24(3):1249-57.
92. ISO 5725-1:1994(fr), Exactitude (justesse et fidélité) des résultats et méthodes de mesure — Partie 1: Principes généraux et définitions [Internet]. [cité 10 sept 2019]. Disponible sur: <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:5725:-1:ed-1:v1:fr>
93. Shimizu S, Shinya A, Kuroda S, Gomi H. The accuracy of the CAD system using intraoral and extraoral scanners for designing of fixed dental prostheses. *Dent Mater J.* 26 juill 2017;36(4):402-7.
94. Ting-Shu S, Jian S. Intraoral Digital Impression Technique: A Review. *J Prosthodont.* juin 2015;24(4):313-21.
95. Ender A, Zimmermann M, Mehl A. Accuracy of complete- and partial-arch impressions of actual intraoral scanning systems in vitro. *Int J Comput Dent.* 2019;22(1):11-9.
96. Wulfman C, Naveau A, Rignon-Bret C. Digital scanning for complete-arch implant-supported restorations: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* nov 2019;S0022391319304263.
97. Mizumoto RM, Alp G, Özcan M, Yilmaz B. The effect of scanning the palate and scan body position on the accuracy of complete-arch implant scans. *Clin Implant Dent Relat Res.* oct 2019;21(5):987-94.
98. Pesce P, Pera F, Setti P, Menini M. Precision and Accuracy of a Digital Impression Scanner in Full-Arch Implant Rehabilitation. *The International Journal of Prosthodontics.* mars 2018;31(2):171-5.
99. Stimmelmayer M, Erdelt K, Güth J-F, Happe A, Beuer F. Evaluation of impression accuracy for a four-implant mandibular model--a digital approach. *Clin Oral Investig.* août 2012;16(4):1137-42.
100. Keul C, Güth J-F. Accuracy of full-arch digital impressions: an in vitro and in vivo comparison. *Clin Oral Investig.* 27 mai 2019;
101. Rotar RN, Jivanescu A, Ille C, Podariu AC, Jumanca DE, Maticescu A-M, et al. Trueness and Precision of Two Intraoral Scanners: A Comparative In Vitro Study. *Scanning* [Internet]. 21 oct 2019 [cité 1 juill 2020];2019. Disponible sur: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6854270/>
102. Katsoulis J, Takeichi T, Sol Gaviria A, Peter L, Katsoulis K. Misfit of implant prostheses and its impact on clinical outcomes. Definition, assessment and a systematic review of the literature. *Eur J Oral Implantol.* 2017;10 Suppl 1:121-38.
103. Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent.* 2001;10(2):85-92.
104. Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw:

analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. *Clin Oral Implants Res.* sept 1995;6(3):172-80.

105. Di Fiore A, Meneghello R, Graiff L, Savio G, Vigolo P, Monaco C, et al. Full arch digital scanning systems performances for implant-supported fixed dental prostheses: a comparative study of 8 intraoral scanners. *Journal of Prosthodontic Research* [Internet]. mai 2019 [cité 12 août 2019]; Disponible sur:

<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1883195818303633>

106. Sason GK, Mistry G, Tabassum R, Shetty O. A comparative evaluation of intraoral and extraoral digital impressions: An in vivo study. *J Indian Prosthodont Soc.* juin 2018;18(2):108-16.

107. Amin S, Weber HP, Finkelman M, El Rafie K, Kudara Y, Papaspyridakos P. Digital vs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study. *Clin Oral Implants Res.* nov 2017;28(11):1360-7.

108. Arcuri L, Pozzi A, Lio F, Rompen E, Zechner W, Nardi A. Influence of implant scanbody material, position and operator on the accuracy of digital impression for complete-arch: A randomized in vitro trial. *Journal of Prosthodontic Research* [Internet]. juin 2019 [cité 19 juill 2019]; Disponible sur:

<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1883195819300490>

109. Li H, Lyu P, Wang Y, Sun Y. Influence of object translucency on the scanning accuracy of a powder-free intraoral scanner: A laboratory study. *J Prosthet Dent.* janv 2017;117(1):93-101.

110. Mizumoto RM, Yilmaz B, McGlumphy EA, Seidt J, Johnston WM. Accuracy of different digital scanning techniques and scan bodies for complete-arch implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent.* janv 2020;123(1):96-104.

111. Gimenez-Gonzalez B, Hassan B, Özcan M, Pradies G. An In Vitro Study of Factors Influencing the Performance of Digital Intraoral Impressions Operating on Active Wavefront Sampling Technology with Multiple Implants in the Edentulous Maxilla: Clinical Factors Influencing Intraoral Impression Performance. *Journal of Prosthodontics.* déc 2017;26(8):650-5.

ig