



**HAL**  
open science

# Évaluation de la justesse de 4 scanners intra-oraux sur des arcades édentées partielles et complètes en implantologie : étude comparative in vitro

Fiona Giner

## ► To cite this version:

Fiona Giner. Évaluation de la justesse de 4 scanners intra-oraux sur des arcades édentées partielles et complètes en implantologie : étude comparative in vitro. Médecine humaine et pathologie. 2022. dumas-04096212

**HAL Id: dumas-04096212**

**<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-04096212>**

Submitted on 12 May 2023

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

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



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

**THÈSE**

**POUR OBTENIR LE DIPLOME D'ÉTAT  
DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE**

Présentée et publiquement soutenue devant

Aix-Marseille Université  
(Président : Monsieur le Professeur Éric BERTON)

Faculté des Sciences Médicales et Paramédicales  
(Doyen : Monsieur le Professeur Georges LEONETTI)

École de Médecine Dentaire  
(Directeur : Monsieur le Professeur Bruno FOTI)

**ÉVALUATION DE LA JUSTESSE DE 4 SCANNERS INTRA ORAUX  
SUR DES ARCADES ÉDENTÉES PARTIELLES ET COMPLETES EN  
IMPLANTOLOGIE : ÉTUDE COMPARATIVE IN VITRO**

Présentée par

**GINER Fiona**

Née le 06/05/1997

A Marseille 8<sup>ème</sup>

Thèse soutenue le **Mardi 8 novembre 2022**

Devant le jury composé de

**Président : Professeur FOTI Bruno**

**Assesseurs : Docteur MAILLE Gérald**

**Docteur MENSE Chloë**

**Docteur SILVESTRI Frédéric**

**Invité : Docteur MARGOSSIAN Patrice**



**THÈSE**

***POUR OBTENIR LE DIPLOME D'ÉTAT  
DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE***

Présentée et publiquement soutenue devant

Aix-Marseille Université  
(Président : Monsieur le Professeur Éric BERTON)

Faculté des Sciences Médicales et Paramédicales  
(Doyen : Monsieur le Professeur Georges LEONETTI)

École de Médecine Dentaire  
(Directeur : Monsieur le Professeur Bruno FOTI)

***ÉVALUATION DE LA JUSTESSE DE 4 SCANNERS INTRA ORAUX  
SUR DES ARCADES ÉDENTÉES PARTIELLES ET COMPLETES EN  
IMPLANTOLOGIE : ÉTUDE COMPARATIVE IN VITRO***

Présentée par

**GINER Fiona**

Née le 06/05/1997

A Marseille 8<sup>ème</sup>

Thèse soutenue le **Mardi 8 novembre 2022**

Devant le jury composé de

**Président : Professeur FOTI Bruno**

**Assesseurs : Docteur MAILLE Gérald**

**Docteur MENSE Chloë**

**Docteur SILVESTRI Frédéric**

**Invité : Docteur MARGOSSIAN Patrice**



## **ADMINISTRATION**

<b>Doyens Honoraires</b>	Professeur	Raymond SANGIUOLO+
	Professeur	Henry ZATTARA
	Professeur	André SALVADORI
	Professeur	Jacques DEJOU
<b>Directeur</b>	Professeur	Bruno FOTI
<b>Directeurs adjoints</b>	Professeur	Michel RUQUET
	Professeur	Anne RASKIN
<b>Chargés de missions</b>		
Formation Initiale	Professeur	Michel RUQUET
Recherche	Professeur	Anne RASKIN
Formation Continue	Professeur	Frédéric BUKIET
Relations Internationales	Professeur	Hervé TASSERY
Internat et Diplômes d'Etudes Spécialisées	Professeur	Virginie MONNET-CORTI
Affaires générales	Docteur	Patrick TAVITIAN
<b>Responsable Administrative</b>	Madame	Katia LEONI

### **PROMOTIONS :**

2019 Raymond SANGIUOLO  
2020 Gaston BERGER  
2021 Joseph MIGOZZI

# LISTE DES ENSEIGNANTS

## **PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS – PRATICIENS HOSPITALIERS**

BUKIET Frédéric (58-01)  
FOTI Bruno (58-02)  
LE GALL Michel (56-01)  
MONNET-CORTI Virginie (57-01)  
RASKIN Anne (58-01)  
RUQUET Michel (58-01)  
TARDIEU Corinne (56-01)  
TARDIVO Delphine (56-02)  
TASSERY Hervé (58-01)  
TERRER Elodie (58-01)

## **PROFESSEUR DES UNIVERSITÉS**

ABOUT Imad (65)

## **PROFESSEURS ÉMÉRITES**

DEJOU Jacques (58-01)  
HUE Olivier (58-01)

## **MAITRES DE CONFÉRENCES DES UNIVERSITÉS – PRATICIENS HOSPITALIERS**

ABOUDHARAM Gérard (58-01)	LAN Romain (56-02)
BANDON Daniel (56-01)	LAURENT Michel (58-01)
BELLONI Didier (57-01)	MAILLE Gérald (58-01)
BOHAR Jacques (56-01)	MENSE Chloé (58-01)
CAMOIN Ariane (56-01)	PHILIP-ALLIEZ Camille (56-01)
CAMPANA Fabrice (57-01)	POMMEL Ludovic (58-01)
CATHERINE Jean-Hugues (57-01)	PRECKEL Bernard-Éric (58-01)
GAUBERT Jacques (56-01)	RÉ Jean-Philippe (58-01)
GIRAUD Thomas (58-01)	ROCHE-POGGI Philippe (57-01)
GIRAudeau Anne (58-01)	STEPHAN Grégory (58-01)
GUIVARC'H Maud (58-01)	TAVITIAN Patrick (58-01)
JACQUOT Bruno (58-01)	TOSELLO Alain (58-01)
LABORDE Gilles (58-01)	

## **MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITÉS ASSOCIÉS**

BALLESTER Benoît (58-01)  
BLANCHET Isabelle (58-01)  
CASAZZA Estelle (58-01)  
SILVESTRI Frédéric (58-01)

## **CHEFS DE CLINIQUE DES UNIVERSITÉS - ASSISTANTS DES HÔPITAUX**

ANTEZACK Angeline (57-01)  
ARNIER Canelle (56-01)  
BAUDINET Thomas (58-01)  
BOREL Guillaume (56-02)  
BRINCAT Arthur (57-01)  
BROS Agnès (56-01)  
CHIARINI Thomas (58-01)  
DUPRAT Florence (56-01)  
FAURE-BRAC Mathias (57-01)  
FERRE Enzo (58-01)  
FOUQUES Agathe (56-01)  
HAMMOUTENE Stéphane (57-01)  
LAFONT Jacinthe (57-01)  
LAURENT Camille (58-01)  
LIOTARD Alicia (58-01)  
MADENIAN Pauline (58-01)  
MANSUY Charlotte (58-01)  
MARCHAL Paul (58-01)  
MARTIN William (56-01)  
ONGHENA Tom (56-01)  
PASCHEL Laura (58-01)  
PILLIOL Virginie (58-01)  
PRINCE Fanny (57-01)  
RAYNAUD Camille (58-01)  
REYNAL Florence (56-01)  
ROMAO Vincent (57-01)  
ROUSCOFF Eva (57-01)  
SADOWSKI Camille (57-01)  
TERRER Jérémy (58-01)  
VEILLARD Pierre (56-01)

## **ASSISTANT DES UNIVERSITÉS ASSOCIÉ**

GRINE Ghilès (57-01)

### **Intitulés des sections CNU :**

#### **56<sup>ème</sup> section : Développement, croissance et prévention**

56-01 Odontologie pédiatrique et orthopédie dento-faciale

56-02 : Prévention – Epidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale

#### **57<sup>ème</sup> section : Chirurgie orale, Parodontologie, Biologie Orale**

57-01 : Chirurgie orale – Parodontologie – Biologie orale

#### **58<sup>ème</sup> section : Réhabilitation orale**

58-01 : Dentisterie restauratrice – Endodontie – Prothèses – Fonction-Dysfonction – Imagerie – Biomatériaux

**L'auteur s'engage à respecter les droits des tiers, et notamment les droits de propriété intellectuelle. Dans l'hypothèse où la thèse comporterait des éléments protégés par un droit quelconque, l'auteur doit solliciter les autorisations nécessaires à leur utilisation, leur reproduction et leur représentation auprès du ou des titulaires des droits. L'auteur est responsable du contenu de sa thèse. Il garantit l'Université contre tout recours. Elle ne pourra en aucun cas être tenue responsable de l'atteinte aux droits d'un tiers**

# **REMERCIEMENTS**

*Aux membres du jury,*

**A Monsieur le Directeur Bruno FOTI,**

*Professeur des Universités – Praticien hospitalier des CSERD*

Vous me faites un grand plaisir et un immense honneur d'avoir accepté de présider ce jury.

Veuillez trouver par ce travail l'expression de mon profond respect et de ma gratitude la plus sincère.

**A Monsieur le Docteur Gérald MAILLE,**

*Maître de Conférences des Universités – Praticien hospitalier des CSERD*

Je vous remercie d'avoir accepté de siéger dans ce jury de thèse.

Vous avez su être disponible et m'accorder généreusement une partie de votre temps  
durant mon externat.

Je tenais à vous remercier, de votre pédagogie, vos connaissances et le partage de votre  
expérience qui ont été des vecteurs essentiels tout au long de mes études.

Veillez recevoir de ce travail tous mes remerciements et sincère respect.

**A ma directrice, Madame le Docteur Chloë MENSE,**

*Maître de Conférences des Universités – Praticien hospitalier des CSERD*

Je te remercie d'avoir dirigé cette thèse dont la thématique nous tenait à cœur.

Le service de Prothèse a représenté mon lieu principal d'activité à la clinique, comme beaucoup le savent. Si j'étais introuvable, il fallait commencer par chercher au 1<sup>er</sup> étage.

Je suis très chanceuse d'avoir eu l'opportunité et le privilège de travailler avec cette formidable équipe du 127.

Je te remercie également pour ta bienveillance, ta gentillesse, ta bonne humeur, ta disponibilité et ton encadrement durant mes années d'études.

Tu fais partie d'une des rares praticiennes-enseignantes à avoir cette fameuse « fibre » de l'enseignement, à être autant impliquée dans ce que tu entreprends.

C'est grâce à toi que j'ai acquis ces nombreuses connaissances en odontologie prothétique, ainsi qu'en implantologie (mais également en endodontie et en pédodontie).

Tu es à l'initiative des multiples cas que j'ai pu réaliser, et je ne t'en remercierai jamais assez.

Je ressors d'un externat plus qu'enrichissant et surtout privilégiée.

Ton accompagnement durant ces trois années m'a permis d'acquérir de nombreuses connaissances et une pratique rigoureuse.

Tu as été un pilier pour ma formation et ta présence m'a permis un externat de qualité pédagogique.

À tout moment, tu as toujours été présente dans mon travail, ce qui a engendré ma confiance dans l'évolution de ma pratique.

Ça a toujours été un plaisir de travailler à tes côtés, de t'assister sur des cas pluridisciplinaires complexes.

Je te remercie encore pour tout ce que tu m'as apportée, ainsi que tes conseils durant la rédaction de cette thèse.

Le service d'implantologie est chanceux d'avoir une praticienne aussi passionnée, impliquée, efficace, compétente et qualifiée que toi.

Soit assurée de ma plus grande reconnaissance et de mon plus profond respect.



**A Monsieur le Docteur Frédéric SILVESTRI,**

*Maître de Conférences des Universités – Praticien hospitalier des CSERD*

Merci infiniment d'avoir accepté de siéger dans ce jury de thèse.

Votre présence m'était indispensable, sachant que ce sujet porte sur cette discipline si passionnante, l'implantologie.

La première fois que je vous ai vu, vous étiez dans votre ancien cabinet privé, à ce moment-là je n'avais encore aucune connaissance clinique. Durant ces trois années, j'ai pu évoluer à vos côtés, après de nombreuses heures passées aux blocs d'implantologie ainsi qu'au 127. Nous ressentons dans votre manière de travailler cette fameuse « fibre » de l'enseignement, confirmant que la pratique hospitalière vous est destinée. Aujourd'hui, je termine mon cursus avec un bagage clinique important et davantage d'assurance dans ma pratique future.

Je vous remercie pour votre calme et votre implication au moment de la réflexion de certains cas complexes.

Vos qualités d'enseignement, de pédagogie et vos précieux conseils au cours de mon externat, m'ont permis d'acquérir de nombreuses connaissances. Que ce soit pour vos explications théoriques et pratiques vous vous êtes toujours montré disponible et d'un grand soutien.

Le service d'implantologie est chanceux d'avoir un praticien aussi passionné, impliqué, compétent et expérimenté que vous.

Je suis très heureuse de pouvoir clore mes années d'externat à vos côtés. J'ai reçu de votre part plus qu'un simple enseignement théorique et clinique et vous en remercie grandement.

Recevez par cet ouvrage, l'expression de mon admiration et de mon profond respect.

**A notre invité, Monsieur le Docteur Patrice MARGOSSIAN,**

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

Merci pour la confiance que vous m'avez accordée en acceptant de me confier ce sujet qui me tenait tant à cœur.

Je me souviens encore de mon premier bloc à vos côtés. Impressionnant, est le premier mot qui m'est venu à l'esprit. Vos gestes sont rapides, appliqués et d'une précision incroyable.

Vos points de sutures peuvent être comparés à de la haute couture.

Présente à vos côtés durant toute l'année, j'ai pu découvrir la gérance d'un cabinet, la relation avec les patients et les assistantes, l'élaboration d'un plan de traitement simple à complexe ainsi qu'un apprentissage technique précis.

Vous êtes un « pont » dans le domaine de l'implantologie.

Merci pour tout ce savoir et ces précieux conseils que vous m'avez transmis et que vous me transmettez pendant cette année d'observation et de formation dans votre merveilleux cabinet.

Je ne vous remercierai jamais assez de tout ce que vous m'avez apporté, ainsi que la sympathie et l'admiration que j'ai à votre égard. Vous êtes mon exemple.

Soyez assuré de ma plus profonde gratitude.

**A Monsieur le Docteur Patrick TAVITIAN,**

*Maître de Conférences des Universités – Praticien hospitalier*

Ça aurait été un immense honneur de vous voir participer à mon jury de thèse.  
Votre présence m'était indispensable en ce jour important, sachant que cette thématique  
concerne votre discipline qui me tient tant à cœur, l'implantologie.

Je vous remercie de vos précieux conseils, de votre volonté de m'avoir transmis votre  
passion, ainsi que de votre attention à mon égard.  
Votre expérience, votre savoir, vos ouvrages, sont des atouts qui ont permis de faire évoluer  
le domaine de l'implantologie.

Je vous prie de trouver dans ces paroles mon plus grand respect, ma plus profonde gratitude  
et de savoir que vous demeurerez mon mentor.

# TABLE DES MATIERES

---

INTRODUCTION .....	1
I. MATRIELS ET METHODES.....	3
1. Conception de l'étude .....	3
a. Modèles de référence en plâtre .....	3
b. Comparaison des scanners intra-oraux de l'étude.....	4
c. Empreintes conventionnelles à ciel ouvert ou « pick-up ».....	7
2. Évaluation de la justesse des empreintes : critères de jugement.....	9
II. RESULTATS.....	12
III. DISCUSSION .....	18
CONCLUSION .....	25
LISTE DES TABLEAUX ET FIGURES .....	A
BIBLIOGRAPHIE.....	I

# INTRODUCTION

---

L'avènement de la technologie numérique a révolutionné les pratiques en odontologie et a tenté à plusieurs reprises de remplacer les techniques conventionnelles. Pendant des décennies, les praticiens ont réalisé des empreintes physico-chimiques, permettant d'assurer une reproduction fidèle des différentes situations cliniques. Cependant, l'empreinte optique a offert aux praticiens la possibilité d'utiliser des scanners intra-oraux (SIO) présentant de nombreux avantages : simplicité pour l'opérateur, confort pour le patient, réduction des besoins de stockage, accès rapide aux informations de diagnostic en 3D, transfert facile des données numériques pour la communication entre les professionnels et avec les patients ainsi que l'obtention de résultats reproductibles (1–4).

Avec la chaîne prothétique conventionnelle, les étapes clinique et de laboratoire sont nombreuses et chacune d'entre elles peut être à l'origine d'imprécisions qui entraîneront un manque d'adaptation et seront donc source de contraintes. Le succès à long terme d'une réhabilitation implanto-portée dépend de l'adaptation et de la passivité des suprastructures qui elles-mêmes dépendent de la précision des empreintes. Cela s'explique par l'interface particulière qui existe entre l'implant et l'os. En effet, la mobilité des implants dentaires dans l'os a été quantifiée et ne dépasse pas 10  $\mu\text{m}$ . Comparativement, celle de l'organe dentaire, permise par le desmodonte, peut atteindre 100  $\mu\text{m}$  et permet de compenser un très relatif degré d'imprécision des prothèses fixes (5). De nombreuses études *in vitro* ont montré que les SIO permettaient d'obtenir des empreintes numériques de qualité suffisante, compatibles avec la fabrication de restaurations simples (inlays, onlays, coiffes unitaires) à complexes (prothèses partielles fixes) chez des patients dentés (6). En prothèse fixée conventionnelle, des études montrent également, que la précision des modèles numériques est égale ou supérieure à celle des modèles en plâtre (7). En implantologie, malgré l'introduction de dispositifs spécifiques non réfléchissants en polyéther-éther-cétone (PEEK), appelés *scanbodies* (SB), pour simuler la position de l'implant, les zones édentées restent difficiles à scanner et à interpréter (8,9). En effet, la présence de crêtes édentées et donc de muqueuse, est difficilement interprétable pour les SIO, ceux-ci ne possédant pas de repères.

En implantologie, la réalisation d'une empreinte précise est donc une étape cruciale ayant pour objectif d'enregistrer fidèlement la position de l'implant dans les trois plans de l'espace. Comme l'ont suggéré de nombreux auteurs, il est pratiquement impossible d'obtenir un ajustement passif absolu, en particulier chez les patients partiellement ou totalement édentés que ce soit pour des empreintes conventionnelles ou numériques (10). Il a été prouvé que la numérisation de zones édentées de grandes étendues augmente les erreurs. En effet, la fusion de plusieurs images uniques, entraîne une distorsion et réduit ainsi la justesse et la précision (11–13).

Ce paramètre est important car une absence de passivité peut susciter des complications mécaniques mais également biologiques pouvant conduire à terme à une perte d'ostéointégration des implants (14,15).

À ce jour, la littérature scientifique a validé l'utilisation des SIO lors de la prise d'empreintes optiques, dans les cas de réhabilitations fixes implantaires de courtes portées, telles que les restaurations unitaires (2,16–19), et les prothèses partielles de faibles étendues remplaçant jusqu'à 3 dents. (19,20). Cependant, dans le cas de restaurations de longue portée, en particulier pour les arcades totalement édentées, les SIO ne semblent pas encore être suffisamment précis (4,19,21–24).

Aux vues de la difficulté de mettre en place un protocole d'évaluation de la précision des empreintes optiques *in vivo* (4,25,26), nous avons réalisé une étude *in vitro* à partir de deux modèles de références d'une arcade édentée partielle et d'une arcade totalement édentée (6,11,19–21).

L'objectif de ce travail était donc de comparer plusieurs types d'empreintes implantaires dans différentes situations d'édentements et de déterminer au sein des empreintes optiques et conventionnelles quel système apporte le plus de justesse.

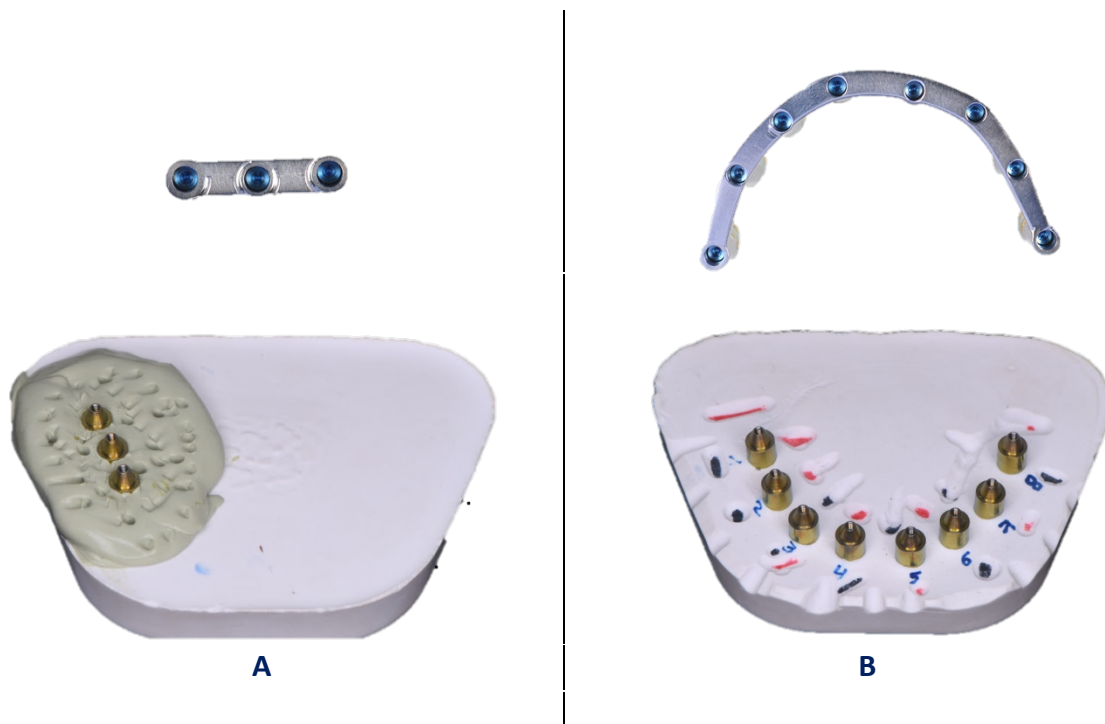
# I. MATERIELS ET METHODES

## 1. Conception de l'étude

### a. Modèles de référence en plâtre

L'objectif de cette étude *in vitro* était de comparer la justesse des empreintes conventionnelles *versus* numériques de 4 SIO chez l'édenté partiel et l'édenté complet. Deux modèles de références ont été utilisés : un édentement partiel de faible étendue matérialisé par 3 implants postérieurs et un édentement total unimaxillaire matérialisé par 8 implants répartis sur l'arcade.

Afin d'obtenir ces modèles, deux armatures appelées « **armatures contrôles** » ont d'abord été conçues à partir du logiciel Exocad puis usinées (Simeda®) en titane de grade V. A partir de la réception de ces deux armatures, les modèles de référence ont été réalisés : les analogues de piliers Multi-Unit Ø 4.8 (Anthogyr®) ont été vissés sur les armatures puis un socle en plâtre extra-dur de type IV (Fuji Rock®) a été coulé autour de ces analogues (Fig.1A, Fig.1B).



**Figure 1 : Armatures contrôles et modèles de référence pour 3 implants (A) et 8 implants (B)**

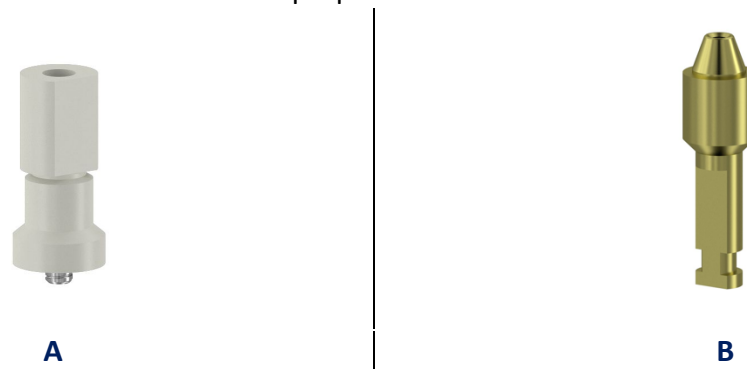
Les modèles de référence étant obtenus à partir d'armatures déjà réalisées, il n'y avait aucun doute sur l'adaptation et la passivité de ces dernières.

Ces modèles en plâtre de référence ont ensuite été scannés avec un scanner de laboratoire (Imetric IScan D101 D90330), afin d'acquérir des modèles virtuels de référence au format STL utilisables pour la CAO (Conception Assistée par Ordinateur).

## b. Comparaison des scanners intra-oraux de l'étude

Avant la réalisation des empreintes optiques des deux modèles de référence, des transferts d'empreinte numériques (*scanbodies*) (Anthogyr® de type Axiom® BL) Multi-Unit Ø 4.8 (Figure 2A) ont été mis en place manuellement puis vissés à l'aide d'une clé dynamométrique (Torq control®) jusqu'à 10 N/cm sur chaque analogue (Fig.2B, 3A, 3B).

Dans le cadre de cette étude expérimentale *in vitro*, le travail a été effectué sur des modèles en plâtre exempts de tous repères anatomiques. Il a donc été convenu de réaliser des repères afin de faciliter l'acquisition, tels que de la fausse gencive en silicone lourd pour le modèle à 3 implants ainsi que des encoches marquées de différentes couleurs pour le modèle à 8 implants (Fig.1A, 1B). Les *scanbodies* (SB) étant tous identiques, cela nous a permis de les individualiser et de leur éviter des superpositions et inversions durant le scan.



**Figure 2 : Transfert numérique de pilier Multi-Unit ø 4.8 (Anthogyr® type Axiom® BL) (A) ; Analogue de piliers Multi-Unit ø 4.8 (Anthogyr®) (B) <sup>1</sup>**

Les empreintes numériques ont ensuite été réalisées avec 4 SIO mis sur le marché récemment (Primescan®, Trios 4®, Medit i-500®, et la Medit i-700®), par un même opérateur expérimenté qui a effectué un scan avec chaque SIO (Fig.3 et 4). Les principales caractéristiques des SIO utilisés dans cette étude sont résumées dans le tableau 1.

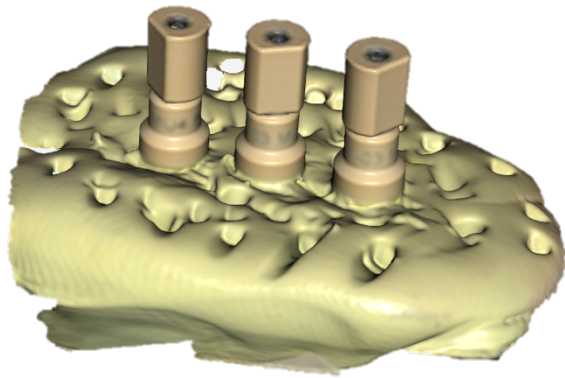
Les fichiers STL des empreintes ont ensuite été envoyés à l'ingénieur afin de réaliser les mesures de précision des SB selon les SIO utilisés en les comparant aux modèles virtuels de références.



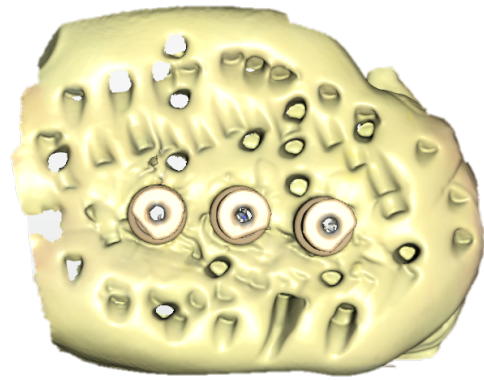
**Figure 3 : Empreintes numériques sur les modèles de référence à 3 implants (A) et 8 implants (B)**

<sup>1</sup> <https://www.straumann.com/group/fr/fr/page-d-accueil.html>

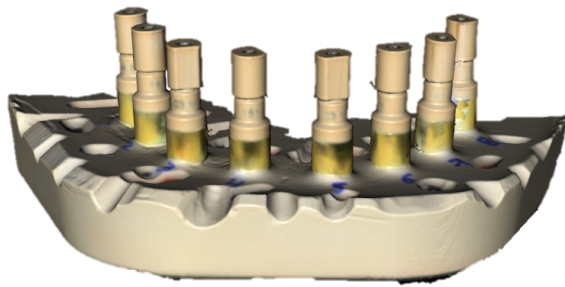




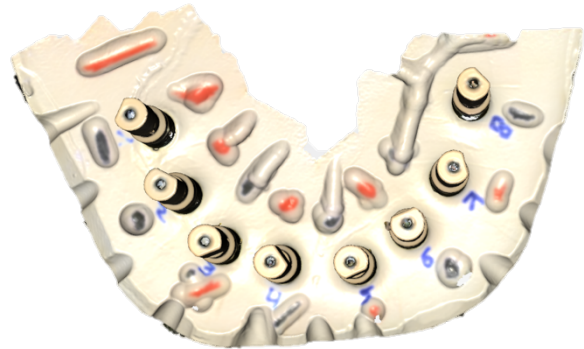
A



A







B



B

**Figure 4 : Empreintes numériques 3 implants (A) et 8 implants (B) du scanner intra-oral Cerec Primescan®**

Systèmes SIO	Fabricant	Technologie d'acquisition	Logiciel	Système de sortie
Cerec Primescan®	Dentsply Sirona (Allemagne) 2019	Capteurs haute résolution et lumière à ondes courtes avec analyse de contraste optique haute fréquence pour balayage profond dynamique (20mm)	Sirona connect	STL, DXD 
Trios 4®	3-Shape (Danemark) 2019	Microscopie confocale et balayage optique ultrarapide	Trios software	STL, DCM 
Medit i-500®	Medit (Corée du Sud) 2020	Technologie de triangulation sous forme d'enregistrement vidéo 3D en mouvement Capture de flux couleur intégrale 3D	Medit Link	STL, OBJ, PLY, Meditmesh 
Medit i-700®	Medit (Corée du Sud) 2021	Technologie de triangulation sous forme d'enregistrement vidéo 3D en mouvement Capture de flux couleur intégrale 3D	Medit Link	STL, OBJ, PLY, Meditmesh 

**Tableau 1 : Caractéristiques des SIO examinés dans cette étude (22,27,28) <sup>2,3,4</sup>**

<sup>2</sup> <https://www.dentsplysirona.com/fr-fr>

<sup>3</sup> <https://www.3shape.com/fr>

<sup>4</sup> <https://www.medit.com/>

### c. Empreintes conventionnelles à ciel ouvert ou « pick-up »

Les empreintes conventionnelles ont été réalisées par la technique à ciel ouvert, à l'aide de transferts « pick-up » pour pilier Multi-Unit (Fig.5).



**Figure 5 : Transfert Pick-Up Multi-Unit ø 4.8 jaune (Anthogyr® Axiom®)**<sup>5</sup>

Un porte-empreinte (PE) du commerce maxillaire (Impression Tray 3M ESPE®) a été ajouré en regard des transferts et une épaisseur de cire molle a été positionnée sur la fenêtre afin d'éviter la fusée du matériau et permettre ainsi une meilleure rétention de celui-ci. Les empreintes ont été réalisées avec un polyéther (Impregum 3M-ESPE®) et une seringue a permis d'injecter le matériau au niveau des transferts (Fig.6).



**Figure 6 : Empreintes conventionnelles au polyéther sur les modèles de référence à 3 implants (A) et 8 implants (B)**

<sup>5</sup> <https://www.straumann.com/group/fr/fr/page-d-accueil.html>

Après insertion du PE et respect du temps de prise du matériau ( $\approx 7$  minutes d'après le fabricant), les transferts ont été dévissés et l'empreinte a pu être désinsérée. Après mise en place des analogues (Fig.7) et coulée des empreintes, de nouveaux modèles de travail ont été obtenus. Ils ont ensuite été scannés avec un scanner de laboratoire à haute résolution (Imetric IScan D101 D90330) après mise en place de *scan adapters* (SA) (Fig.8), afin d'acquérir des modèles virtuels de travail sous format STL.



**Figure 7 : Empreinte conventionnelle au polyéther sur le modèle de référence à 3 implants avec mise en place des analogues**



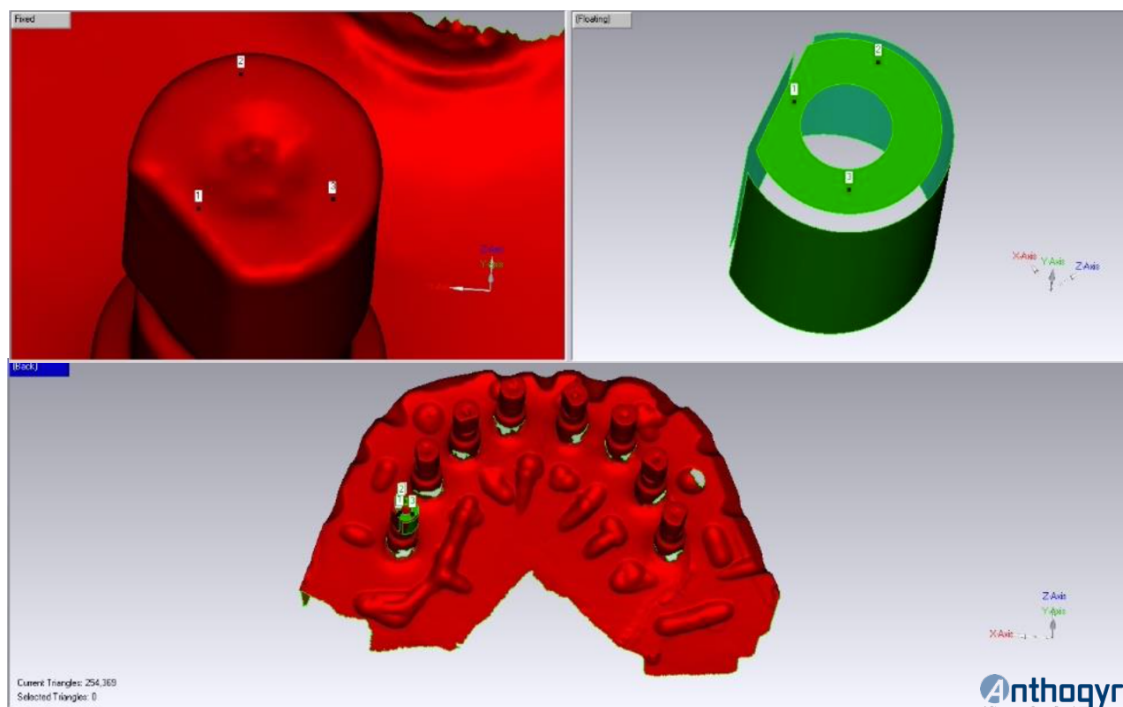
**Figure 8 : Scan adapters SAO Multi-Unit (Anthogyr® Axiom®)<sup>6</sup>**

<sup>6</sup> <https://www.straumann.com/group/fr/fr/page-d-accueil.html>

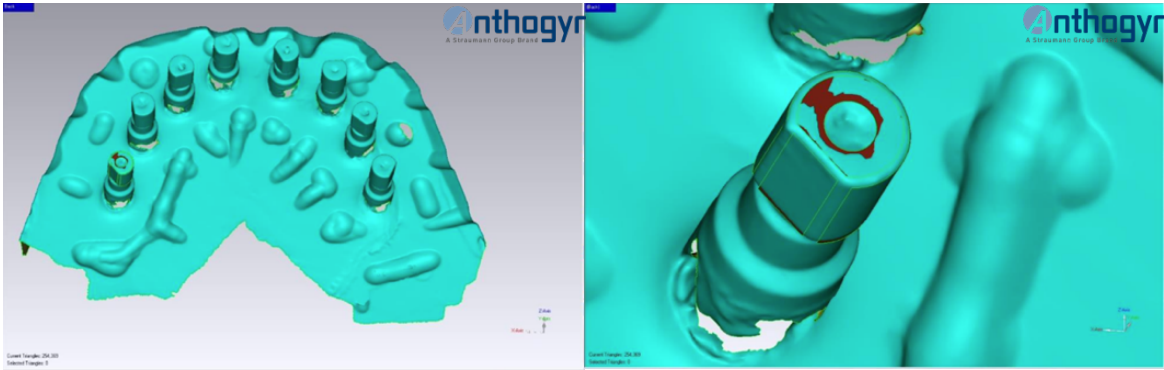
## 2. Évaluation de la justesse des empreintes : critères de jugement

L'ensemble des données a été chargé dans le logiciel de rétro-ingénierie (Geomagic Studio 2010) où les fichiers STL des empreintes numériques et des modèles issus des empreintes conventionnelles ont été superposés au modèle de référence, afin d'évaluer la justesse à partir de la déviation 3D (distances angulaire et linéaire). L'intersection entre le décalage et l'axe du corps du SB ou SA a été identifiée comme le centre de la tête de l'implant, également appelé centroïde (29) (Fig. 12). Les différences entre les centroïdes de chaque fichier STL ont été mesurées par rapport au fichier de référence (*Center to center deviation*). Après avoir déterminé un point centroïde, l'axe de chaque SB ou SA a été établi. Cette procédure a fourni des données sur les axes tridimensionnels (axes x, y et z) comme valeurs de coordonnées qui sont transformées en données linéaires et angulaires.

La superposition s'est déroulée en 2 étapes, tout d'abord le logiciel a effectué un « alignement initial » du modèle SIO sur le modèle de référence, en sélectionnant manuellement une région spécifique des SB ou des SA par l'intermédiaire de 3 points de repositionnement (fonction *Geomagic 3D compare*) (Fig.9). Ce premier alignement approximatif a été ensuite perfectionné par le logiciel par l'application de la méthode « *best-fit* » ou « *algorithme du meilleur ajustement* » permettant un repositionnement global des surfaces (Fig.10). Grâce au logiciel Autodesk PowerShape Ultimate 2021, il a été mesuré la justesse des différentes empreintes.



**Figure 9 : Repositionnement en 3 nuages de points**

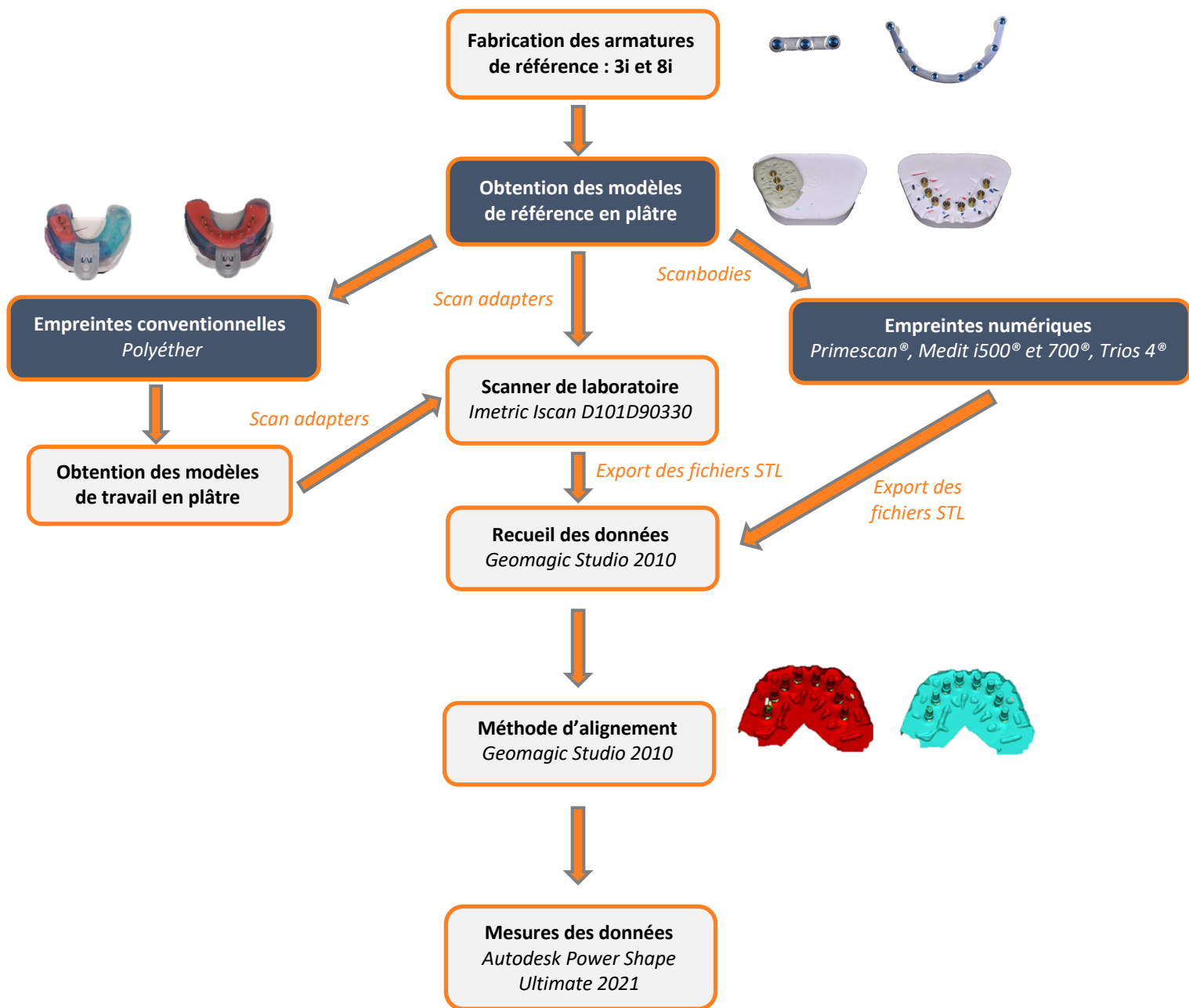


**Figure 10 : Repositionnement global**

Dans cette étude, il est admis que la valeur maximale de déviation en élévation pour la plate-forme prothétique est de **0.02mm** (20  $\mu\text{m}$ ). Si une plate-forme prothétique est supérieure de plus de 0,02 mm (en élévation) à la plate-forme de l'implant, la prothèse ne s'adaptera pas correctement :

- Si l'écart maximal entre les plateformes est supérieur à 0,02mm, l'empreinte est considérée comme **non conforme**.

- Si l'écart maximal entre les plateformes est inférieur à 0,02 mm, l'empreinte est considérée comme **conforme**.



**Figure 11 : Flowchart : Méthodologie du protocole**

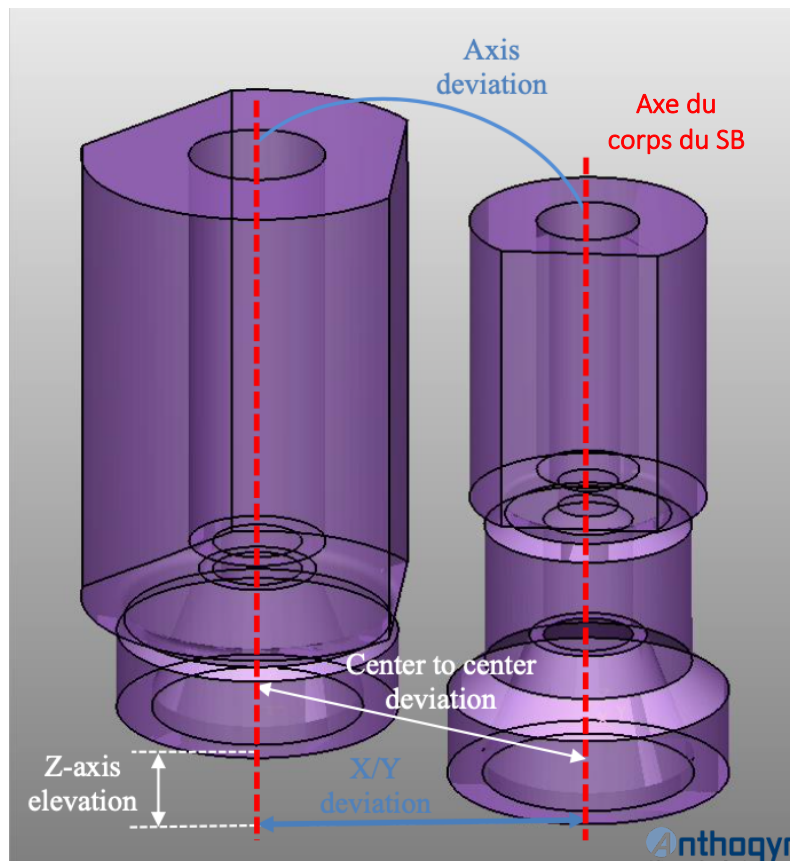


## II. RESULTATS

Plusieurs valeurs de déviation ont été mesurées automatiquement par le logiciel pour chacun des SIO par l'intermédiaire des centroïdes des SB (Fig. 12 et 13) :

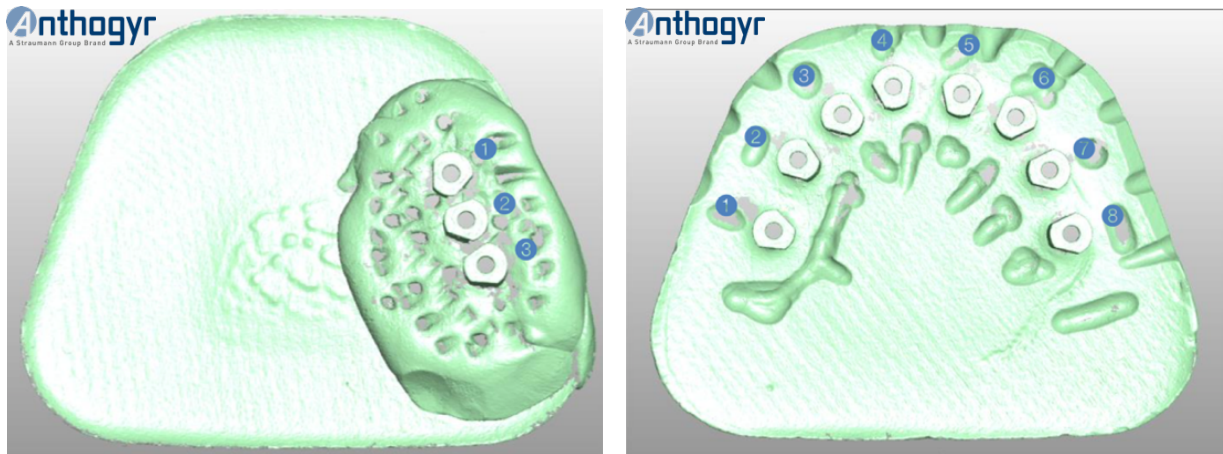
- **Élévation de l'axe Z** en millimètres (mm) (*Z-axis elevation*)
- **Déviaton X/Y** en millimètres (mm) (*X/Y deviation*)
- **Déviaton de l'axe Z** en degrés (°) (*Axis deviation*)
- **Repositionnement global du SB** représentant la distance moyenne d'ajustement en millimètres (mm) (*Digital transfer global repositioning deviation ; center to center deviation*)

La déviation verticale est la divergence le long du plan vertical, représentée par l'élévation de l'axe Z (mm). La déviation horizontale est enregistrée comme le déplacement dans le plan horizontal, représentée par les axes X et Y. Enfin la déviation angulaire est définie comme la différence entre les angles d'inclinaison de l'implant/pilier et du corps du SB, elle est représentée par la déviation de l'axe Z en degrés (°).



**Figure 12 : Schéma des mesures des valeurs**





**Figure 13 : Numérotation des SB : modèle 3 implants (à gauche), modèle 8 implants (à droite)**

Nous définissons la justesse du scanner en suivant ces critères :

Anthogyr Criteria (average)	Importance of the criteria (1 the less important -4 the most)	Weight (1 to the less accurate, 3 to the most)		
		1 <sup>st</sup> range	2 <sup>nd</sup> range	3 <sup>rd</sup> range
Z-axis elevation (mm)	4	>0,01 1	0,01-0,005 2	<0,005 3
X/Y deviation (mm)	3	>0,06 1	0,06-0,04 2	<0,04 3
Z-axis deviation (°)	2	>0,5 1	0,5-0,25 2	<0,25 3
Digital transfer global repositioning deviation (mm)	1	>0,02 1	0,02-0,01 2	<0,01 3

**Tableau 2 : Importance des critères**

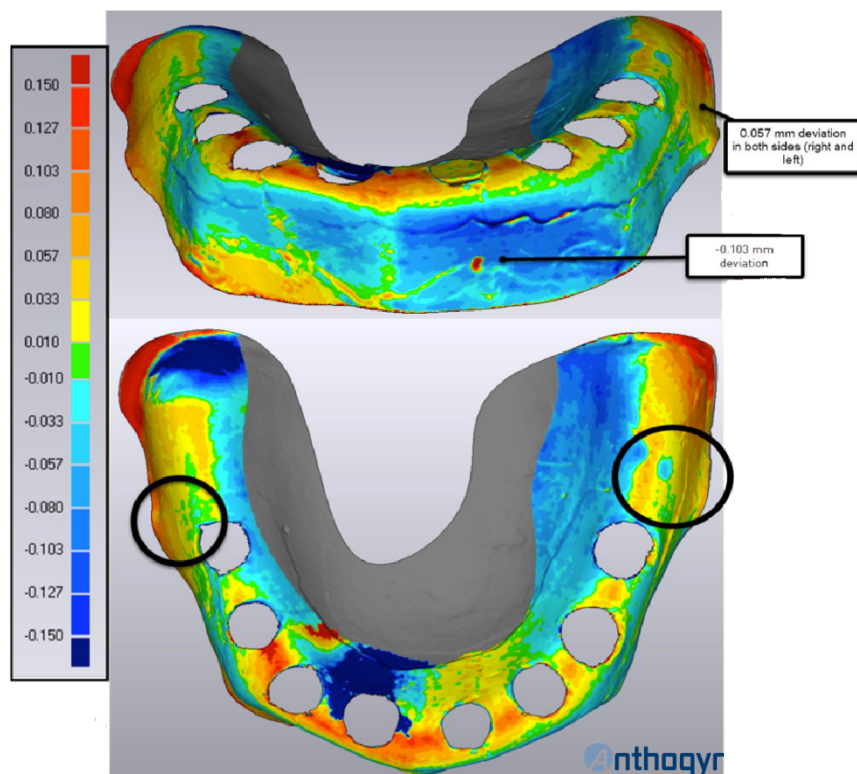
L'écart de repositionnement global du SB communique des informations sur la distance moyenne entre les formes repositionnées et les fichiers STL. Il est relatif à la justesse de chaque SIO pour scanner une forme de SB. Ce critère est le moins important à évaluer. De même, les moyennes des mesures d'élévation sur l'axe Z, donnent des informations sur la justesse moyenne du repositionnement du SB et représente les « gaps » ou hiatus entre le SB et l'implant/pilier. Il fait parti des critères les plus importants à évaluer dans cette étude (Tableau 2).

Les valeurs à considérer sont les valeurs moyennes (Tableau 3) :

Anthogyr Scanners	Deviations in average			
	mm	mm	Degrees (°)	mm
	Z-axis elevation	X/Y deviation	Z-axis deviation	Digital transfer global repositioning deviation
3Shape Trios 4	0,0124	0,0742	0,2964	0,0219
Sirona Primescan	0,0085	0,0452	0,1573	0,0081
Medit i500	0,0070	0,0492	0,2255	0,0138
Medit i700	0,0134	0,0640	0,2018	0,0184

**Tableau 3 : Synthèse des moyennes**

Les déviations importantes dans le plan XY, pourraient être expliquées par la distorsion de l'arc lors de la numérisation avec le SIO (Fig.14).



**Figure 14 : Comparaison 3D**

Après pondération et calcul des scores :

Anthogyr Critéras (average)	Scanners			
	3Shape Trios 4	Sirona Primescan	Medit i500	Medit i700
Z-axis elevation (mm)	1	2	2	1
X/Y deviation (mm)	1	2	2	1
Z-axis deviation (°)	2	3	3	3
Digital transfer global repositioning deviation (mm)	1	3	2	2
<b>Total / 30</b>	<b>12</b>	<b>23</b>	<b>22</b>	<b>15</b>
<b>Ranking</b>	<b>4</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>

**Tableau 4 : Valeurs finales après pondération des critères**

Concernant la méthode de calcul, celle-ci nous a permis de déterminer l'importance de chaque critère et de classer les SIO selon leur justesse (Tableau 4).

Pour chaque SIO nous avons, du moins juste au plus juste :

- 3Shape Trios 4® : (1x4) + (1x3) + (2x2) + (1x1) = **12 / 30**
- Medit i700® : (1x4) + (1x3) + (3x2) + (2x1) = **15 / 30**
- Medit i500® : (2x4) + (2x3) + (3x2) + (2x1) = **22 / 30**
- Sirona Primescan® : (2x4) + (2x3) + (3x2) + (3x1) = **23 / 30**

En ce qui concerne les écarts d'élévation sur l'axe Z, la plupart des valeurs sont inférieures à 0,02 mm (critère d'acceptation). En dessous des valeurs hors critères d'acceptation, elles suivent l'analyse précédente.

Anthogyr Scanners	Z-axis elevation deviations above the acceptance criteria (mm)
3Shape Trios 4	0,0387 / 0,0262
Sirona Primescan	0,0256
Medit i500	0,0265
Medit i700	0,0231 / 0,0311 / 0,0496

**Tableau 5 : Écarts d'élévation de l'axe Z au-dessus des critères d'acceptation**

La différence maximale d'élévation de l'axe Z est également capitale, en dessous des résultats pour les SIO et les empreintes conventionnelles. La plupart des valeurs sont inférieures à 0,02 mm (critère d'acceptation) (Tableau 6).

Anthogyr Scanners	Model	Z-axis elevation maximum gaps between platforms (mm)
3Shape Trios 4	3MU	0,0134
	8MU	<b>0,0353</b>
Sirona Primescan	3MU	0,0042
	8MU	<b>0,0250</b>
Medit i500	3MU	0,0110
	8MU	<b>0,0320</b>
Medit i700	3MU	<b>0,0254</b>
	8MU	<b>0,0504</b>
Conventional impression	3MU	<b>0,0025</b>
	8MU	<b>0,0104</b>

**Tableau 6 : Écarts d'élévation de l'axe Z les plus importants**

En ce qui concerne les critères d'acceptation :

- Les empreintes sur le modèle **3 implants** (3MU) sont **conformes** pour la Trios 4®, Primescan®, Medit i500® et non conformes pour la Medit i700®.
- Les empreintes sur le modèle **8 implants** (8MU) sont **non conformes**.
- Les valeurs mesurées pour les **empreintes conventionnelles** sont **conformes** et sont supérieures et donc plus justes à celles mesurées avec les SIO.

Un classement des SIO avec des SB de chez Anthogyr a été effectué du plus performant au moins performant en termes de justesse :

- 1. Primescan®**
- 2. Medit i-500®**
- 3. Medit i-700®**
- 4. Trios 4®**

D'après les résultats de l'étude, les empreintes numériques et conventionnelles sur le modèle 3 implants (3MU) ont une erreur intrinsèque moyenne  $< 0,02$  mm et représentent théoriquement une solution compatible pour la prise d'empreinte lors de réhabilitation d'arcades partiellement édentées. Contrairement aux empreintes conventionnelles, les empreintes numériques sur le modèle 8 implants (8MU) ont une erreur intrinsèque en dehors des critères d'acceptation et représentent théoriquement une solution incompatible pour la prise d'empreinte pour la restauration d'une arcade complètement édentée.

Cependant, dans les conditions de cette étude *in vitro*, ces résultats ne permettent pas de préjuger de la validité clinique de ces empreintes et doivent être pris avec précaution. L'étude a montré des différences négligeables étant donné les valeurs trouvées qui sont relativement proche de 0,02mm. Il est raisonnable de penser que, pour l'instant, les empreintes conventionnelles restent la référence en prothèse complète implanto-portée. Néanmoins, il est tout aussi raisonnable de penser que, très prochainement, avec le développement de la puissance technologique des SIO, la référence puisse s'inverser.

### III. DISCUSSION

---

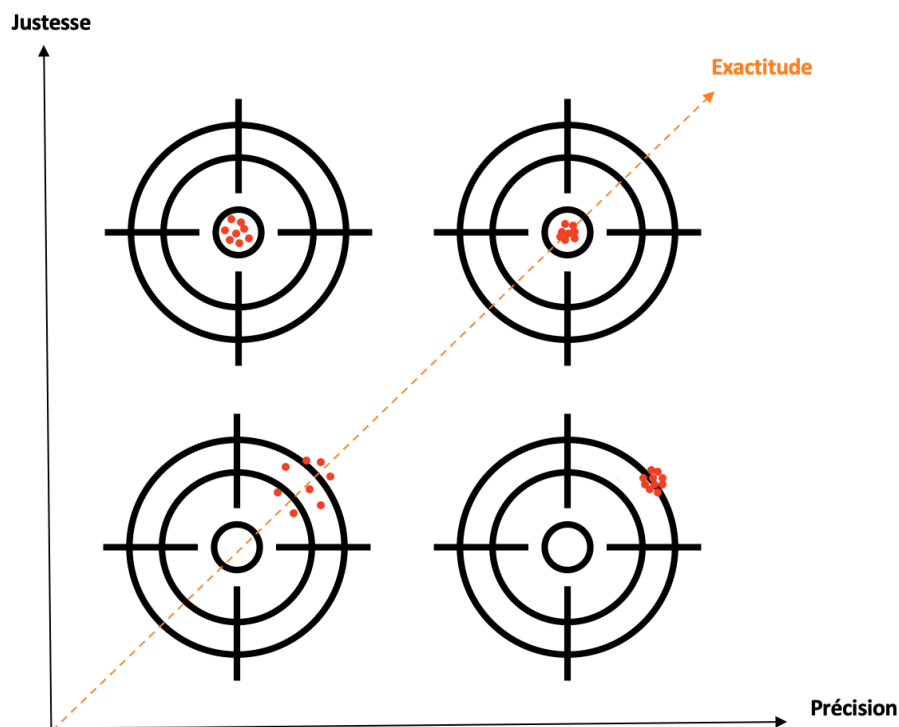
Jusqu'à présent peu d'études cliniques ont soutenu l'utilisation de l'empreinte optique pour la réhabilitation implantaire fixe chez l'édenté complet. Ces études se limitaient aux restaurations avec 4 implants dont les résultats sont comparables à ceux obtenus avec l'empreinte conventionnelle (22). Dans des situations cliniques plus complexes, avec des restaurations de l'édenté complet supportées par 6 à 8 implants, la littérature scientifique n'a pas encore validé l'utilisation de l'empreinte optique (6,11,22). Pour cette raison, et comme le développement technologique des scanners intra-oraux est constant grâce à l'amélioration de nouveaux logiciels et matériels, des mises à jour régulières sont nécessaires sur la précision des scanners retrouvés sur le marché.

Afin de limiter les complications implantaires et/ou prothétiques immédiates ou différées, il est nécessaire que l'empreinte optique enregistre le plus exactement possible la position des différents éléments dentaires, implantaires et muqueux présents en bouche (30). Cela n'est rendu possible que si le SIO et les SB permettent d'effectuer des mesures fiables, répondant à certaines propriétés métrologiques (norme ISO 5725-1) (Fig. 15) :

- **La justesse** : définit la capacité d'une mesure à correspondre à la valeur réelle de la quantité mesurée (6). Pour la déterminer sur un modèle 3D, il est obligatoire de disposer d'un modèle de référence dont l'erreur tend vers zéro, obtenu à l'aide de machines industrielles ou de puissants scanners industriels de bureau (13). Seule la superposition des modèles 3D, (obtenus avec un SIO) par rapport à un modèle de référence, par l'intermédiaire d'un logiciel spécifique nous permet d'évaluer la justesse réelle d'une caméra optique (6). Bien que la justesse soit l'élément clé d'un SIO, elle n'est pas suffisante, car elle doit être complétée de la précision.
- **La précision (ou fidélité)** : définit la capacité d'une mesure à être répétée de manière cohérente. En d'autres termes, elle détermine la capacité du scanner à garantir des résultats répétables, lorsqu'il est utilisé pour différentes mesures du même objet (6). La répétabilité constante du résultat est capitale : différentes mesures d'un même objet doivent nécessairement être comparables, et différer le moins possible les unes des autres. Pour mesurer la précision d'un SIO, il n'est pas nécessaire de disposer de modèles de référence, il suffit de superposer différentes caméras optiques entre elles, et d'évaluer dans quelle mesure elles s'écartent, en utilisant un logiciel dédié. Une précision plus élevée signifie un meilleur résultat prévisible de la mesure. Dans le cas des empreintes numériques intra-orales, elle peut être estimée à l'aide de mesures de distance, d'angulation ou de surface (6).
- **L'exactitude** : elle est liée aux 2 caractéristiques précédentes. L'exactitude des SIO utilisés pour réaliser des empreintes implantaires est difficile à évaluer pour différentes raisons. La première est que la numérisation des implants est un protocole différent de celui des dents. Aussi, l'absence de différence significative retrouvée entre la méthode d'empreinte conventionnelle et la méthode numérique pour les arcades dentaires complètes n'est pas directement transposable aux implants (31). Par ailleurs, le degré d'inexactitude tolérable cliniquement à l'interface pilier-implant est diversement discuté dans la littérature.

Selon Klineberg et Murray des écarts de l'ordre de 30  $\mu\text{m}$  sont acceptables (32) , pour Brånemark une valeur de 10  $\mu\text{m}$  (33), alors que pour Jemt une valeur allant jusqu'à 150  $\mu\text{m}$  permet de prévenir les complications mécaniques et biologiques à long terme (34). Généralement nous supposons que le seuil de tolérance se situe entre 10  $\mu\text{m}$  et 150  $\mu\text{m}$ , malgré l'absence de preuves scientifiques substantielles.

À ce jour, il n'existe pas de consensus international sur le niveau exact de désajustement à considérer comme cliniquement acceptable pour les armatures d'implants, ainsi que sur la définition d'un " ajustement passif " d'un point de vue biomécanique. Enfin, aucun outil fiable ne permet d'évaluer cliniquement ces écarts (14). Seule une approche extra-orale (*in vitro*) est envisageable pour mesurer l'exactitude des caméras optiques (30).



**Figure 15 : Représentation graphique de l'exactitude, résultat de la combinaison de la justesse et de la précision**

Pour évaluer la justesse d'une mesure une référence est indispensable. Dans le cas des modèles en plâtre, il s'agit d'une acquisition réalisée avec un scanner industriel optique ou de bureau (4). Plus précisément, les acquisitions obtenues avec les SIO doivent être comparées à celles obtenues avec ces machines de référence pour être validées. Étant donné qu'il n'est pas possible d'utiliser dans la bouche du patient ces scanners de référence, il est difficile de mesurer la justesse des empreintes optiques avec SIO *in vivo* (4,25). Ainsi la grande majorité des études sur la justesse des SIO ont été réalisées *in vitro* sur des modèles en plâtre (6,11,19–21). Selon l'étude Albdour et *al.* (25), la justesse des SIO *in vivo* peut être inférieure à celle montrée *in vitro* sur des modèles en plâtre.

Dans cette étude, des différences significatives entre les SIO ont été relevées, et ces résultats sont en accord avec ceux rapportés dans la littérature (6,11,13,19–21). Ces imprécisions semblent dépendre intrinsèquement du SIO et du mécanisme par lequel les images sont rassemblées les unes aux autres durant l'acquisition. Par conséquent, plus le champ d'acquisition du balayage est étendu, plus l'erreur est importante (19,24) (Tableau 7).

Auteurs (année)	Type d'étude	Type d'implant/ Fabricant	Modèles	SIO	Méthode d'analyse de la précision	Résultats (justesse)
Mangano (2016) (6)	<i>In vitro</i>	BTK implants®	Édenté partiel 3i max Édenté complet 6i max	CS3500, Trios2, Zfx intrascan, Planmeca Planscan	Déviations 3D superposées au MR - algorithmes meilleur ajustement	<b>Aucune différence significative entre édenté partiel et complet</b>
Imburgia (2017) (13)	<i>In vitro</i>	BT Safe Int, BTK-Biotec Implants®	Partiel 3i Complet 6i Maxillaire	CS3600, Trios3, Omnicam, True definition	Déviations 3D superposées au MR – algorithmes meilleur ajustement	<b>Partiel &gt; Complet</b>
Mangano (2019) (19)	<i>In vitro</i>	Megagen®	Partiel 1i, 2i Complet 6i Maxillaire	PE, CS3600, Trios3, Omnicam, DWIO, Emerald	Déviations 3D superposées au MR – algorithmes meilleur ajustement	<b>Unitaire &gt; Partiel &gt; Complet</b>
Rutkunas (2021) (35)	<i>In vitro</i>	Straumann® BLT RC	Partiel 2i Complet 4i Maxillaire	CS3600, Trios3, Trios4, Medit i500, Primescan	Déviations 3D superposées au MR – algorithmes meilleur ajustement	<b>Partiel &gt; Complet</b>

**Tableau 7 : Comparaison de la justesse des empreintes numériques chez l'édenté partiel VS l'édenté complet**

D'autres paramètres influencent la précision des SIO (Fig. 16) : la distance inter-implantaire, l'angulation, la position et l'enfouissement des implants, les conditions environnementales (température, humidité, lumière), le chemin de scannage du modèle, l'expérience de l'opérateur ainsi que le torque et le matériau du transfert numérique (*scan body*, SB) (3,15,22–24,36). La conception et les matériaux constituant les SB, ainsi que les tolérances de fabrication, ont été documentés comme étant à l'origine d'erreurs (37). Dans cette étude, les implants sont positionnés de façon parallèle les uns aux autres, simulant une situation idéale obtenue par chirurgie guidée, pas toujours retrouvée dans la pratique clinique. D'après plusieurs auteurs (20,38), le type de connexion de l'implant influence également la justesse de l'empreinte conventionnelle ; les implants à connexion externe présentent moins de distorsion que ceux à connexion interne. En revanche, pour l'empreinte numérique le type de connexion n'influence pas la justesse, du fait de l'absence du retrait d'empreinte (38). Osman et *al.* ont également conclu que les empreintes conventionnelles à ciel ouvert sont plus précises que les empreintes à ciel fermé (39). A ce jour, les différents chemins de scannage sont très peu évoqués dans la littérature scientifique (4) et les fabricants n'ont pas clarifié cet aspect dans son intégralité.





**Figure 16 : Principaux paramètres susceptibles d'influencer l'exactitude des SIO en implantologie (3,15,22–24,36,40)**

Ces dernières années, de nombreuses études dont la plupart *in vitro*, ont évalué la justesse et/ou la précision des empreintes numériques et conventionnelles (Tableau 8).

**Chez l'édenté complet :**

- 3 études ont rapporté que les empreintes numériques ont le même niveau de justesse et/ou de précision que les empreintes conventionnelles (6,8,9).
- 6 études ont rapporté que les empreintes conventionnelles ont une meilleure justesse et/ou précision (3,12,13,37,41,42) que les empreintes numériques tel qu'il est admis dans notre étude.
- 4 études ont rapporté que les empreintes numériques ont une meilleure justesse et/ou précision (9,43–45).

**Chez l'édenté partiel :**

- 2 études ont rapporté que les empreintes numériques ont une meilleure justesse ou précision (20,42) que les empreintes conventionnelles comme il est confirmé dans cette étude.

Ces incohérences entre les études peuvent être attribuables à des différences dans les cadres expérimentaux, la portée de l'empreinte, les méthodes d'analyse des données, la sélection des données de résultats ou la capacité des SIO. Nos résultats confirment ceux de l'étude publiée en 2020 par Arcuri et *al.* (23), qui montrent que l'empreinte numérique est juste mais qu'elle n'est encore pas suffisamment fidèle pour une utilisation routinière en prothèse complète implanto-portée. Il est nécessaire de garder en tête qu'il s'agit d'une étude *in vitro* et que les résultats ne peuvent donc pas être transférés de manière directe à la clinique.

Auteurs (année)	Type d'étude	Type d'implants/ Fabricant	Modèles	SIO / Matériaux d'empreinte	Taille d'échantillon	Méthode d'analyse de la précision	Résultats
Gherlone 2016 (9)	<i>In vivo</i>	NR	Édenté <b>complet</b> 4i Max/Mand	PE vs Trios (2016)	n = 30	Analyse radiologique : -Perte osseuse péri-implantaire - Hiatus connexion barre-implant	<b>CONV &lt; ou = SIO</b>
Papaspyridakos 2016 (8)	<i>In vitro</i>	Straumann® BL connectique interne	Édenté <b>complet</b> 5i mandibulaire	PE vs Trios 3	n = 10	Déviations 3D ( $\mu\text{m}$ ) superposées au MR	<b>CONV = SIO</b> (Pas de différence significative)
Amin 2017 (45)	<i>In vitro</i>	Straumann® BL connectique interne	Édenté <b>complet</b> 5i mand	PE, Omnicam, True definition	n = 10	Déviations 3D ( $\mu\text{m}$ ) superposées au MR	<b>CONV &lt; SIO</b>
Alikhasi 2018 (38)	<i>In vitro</i>	Nobel replace (c.interne) MKIII (c. externe) Nobel Biocare®	Édenté <b>complet</b> 4i (2 droits et 2 angulés)	PVS regular (directe et indirecte) Trios	n = 2	Déviations 3D ( $\mu\text{m}$ ) superposées au MR Algorithme meilleur ajustement	<b>CONV &lt; SIO</b>
Menini 2018 (43)	<i>In vitro</i>	Biomet 3i®	Édenté <b>complet</b> 4i maxillaire	PE, True Definition	n = 15	Analyse au stéréomicroscope Déviations 3D ( $\mu\text{m}$ ) superposées au MR Méthode Zero	<b>CONV &lt; SIO</b>
Tan 2019 (3)	<i>In vitro</i>	Straumann® BL RC	Édenté <b>complet</b> 6i et 8i maxillaire	PE, Trios, True Definition	n = 5	Déviations 3D ( $\mu\text{m}$ ) superposées au MR	<b>CONV &gt; SIO</b>
Mangano 2020 (37)	<i>In vitro</i>	BT Safe Int, BTK-Biotec Implants®	Édenté <b>complet</b> 8i	PE, CS 3700, Emerald S	n = 5	Déviations 3D ( $\mu\text{m}$ ) superposées au MR (méthode mesh/mesh et nurbs/nurbs)	<b>CONV &gt; SIO</b> 29 $\mu\text{m}$ / 42-52 $\mu\text{m}$
Miyoshi 2020 (12)	<i>In vitro</i>	Nobel Speedy Groovy (RP) Nobel Biocare®	Édenté <b>complet</b> 6i maxillaire	PVS, TrueDefinition, Omnicam cerec, Trios 2, CS 3600, Carestream	n = 5	Carte de déviation colorimétrique par superposition au MR Algorithme meilleur ajustement	<b>CONV &gt; SIO</b>
Roig 2020 (20)	<i>In vitro</i>	MIS Implants® C1	Édenté <b>partiel</b> 2i	PE, Trios 3, CS 3600, CEREC Omnicam, True Definition	n = 10	Déviations 3D superposées au MR Algorithme meilleur ajustement	<b>CONV &lt; SIO</b>
Farhan 2021 (44)	<i>In vitro</i>	Dentium®	Édenté <b>complet</b> 4i mandibulaire	PVS, Medit i500	n = 10	Déviations 3D ( $\mu\text{m}$ ) superposées au MR	<b>CONV &lt; SIO</b>
Revilla Leon 2021 (41)	<i>In vitro</i>	Straumann®	Édenté <b>complet</b> 6i maxillaire	PE, Trios 3, iTero	n = 10	Déviations 3D superposées au MR Algorithme meilleur ajustement	<b>CONV &gt; SIO</b>
Mouget 2022 (42)	<i>In vitro</i>	NR	Édenté <b>complet</b> 5i maxillaire	PE, CS 3600, Primescan, Medit i500, Trios 4	n = 9	Déviations 3D ( $\mu\text{m}$ ) superposées au MR	<b>CONV &gt; SIO</b>
			Édenté <b>partiel</b> 3i terminaux bilatéraux				<b>CONV &lt; SIO</b>

PE : polyéther ; MR : modèle de référence ; BL : bone level ; PVS : PolyVinylSiloxane ; Max : maxillaire ; Mand : mandibulaire ; i = implants ; c. = connectique ; taille échantillon = nombre d'empreinte ; Conv : empreinte conventionnelle ; SIO : scanner intra-oral (empreinte numérique) ; NR : non renseigné

**Tableau 8 : Comparaison de la justesse des empreintes numériques VS conventionnelles dans différentes études**

Enfin cette étude présente des limites. Tout d'abord, il s'agit d'une étude *in vitro* sur des modèles en plâtre. En effet les résultats actuels devraient être validés *in vivo*, mais la présence de multiples facteurs, détaillés précédemment, peut affecter le résultat final et ainsi différencier la qualité d'un SIO comparativement à celle sur un modèle en plâtre (9).

Les variations de mesures entre les études *in vitro* et *in vivo* dépendent non seulement de la présence de sang et de salive, mais surtout de la difficulté technique de l'acquisition intra-orale, ainsi que des mouvements du patient et du comportement optique particulier des tissus dentaires (19).

Certaines limites peuvent être également liées à la taille de l'échantillon ( $n = 1$  pour chaque SIO), cela semble être une taille d'échantillon faible en prenant en compte des études similaires (6,46–48). Des études supplémentaires, avec un échantillon de plus grande taille, sont nécessaires pour confirmer les résultats de ce travail ; de plus, ces études devraient comparer tous les SIO de dernière génération (13).

## CONCLUSION

---

L'empreinte en prothèse implanto-portée est une étape clé dans la chaîne d'élaboration prothétique. La qualité de l'adaptation entre les pièces prothétiques et l'implant contribue à une intégration biologique, un comportement biomécanique favorable, et à assurer la pérennité des restaurations prothétiques. En effet, la mise en place de connexions sans tension entre les implants et les structures prothétiques qu'ils soutiennent, est une condition du succès à moyen et long terme des réhabilitations implantaire de grandes étendues. Cette situation ne peut être obtenue qu'en effectuant une restauration prothétique avec un ajustement passif qui dépend de toutes les procédures cliniques et de laboratoire impliquées et qui doivent être effectuées avec justesse et précision.

Bien que les mesures aient été réalisées avec un protocole irréprochable, cette étude montre que les empreintes conventionnelles sont plus justes que les empreintes numériques pour les restaurations implantaire partielles et complètes. Cependant, les empreintes numériques pour les réhabilitations implantaire devraient être limitées aux petites prothèses supportées par 3 implants. Les 4 SIO présentaient des valeurs de justesse inférieures à la limite de 100  $\mu\text{m}$ , considérée comme acceptable pour les empreintes numériques implantaire d'arcades complètes.

Dans les limites de cette étude *in vitro*, on peut conclure que :

- Des études *in vivo* examinant la justesse des plus récents SIO disponibles sont nécessaires pour définir plus précisément leurs indications cliniques ;
- Les facteurs susceptibles d'influer sur l'exactitude des empreintes optiques implantaire devraient être décrits et étudiés de manière plus approfondie dans le cadre d'études cliniques ;
- En raison des changements constants des SIO, une méthodologie fiable, représentant des situations *in vivo* moins tolérante, doit être définie pour évaluer et comparer en temps utile la justesse et la précision des SIO modernes, et pour fournir des directives cliniques ;
- Les techniques d'empreinte numérique en implantologie doivent encore être améliorées afin de remplacer complètement les techniques conventionnelles ;
- D'autres études sont nécessaires pour examiner la précision des enregistrements numériques des rapports maxillo-mandibulaires et les méthodes de production de modèles de travail (fraisage, impression 3D) afin de garantir des résultats cliniquement acceptables ;
- De même, augmenter le nombre d'échantillons (empreintes intra-buccales) pourrait être un moyen d'obtenir des résultats plus fiables.

Pour aller plus loin dans ces investigations, il serait intéressant d'étudier le flux de travail, depuis l'empreinte, jusqu'au fraisage de la prothèse. Chaque étape (empreinte, transfert numérique, repositionnement dans le logiciel de CAO et fraisage) pouvant entraîner des erreurs et déviations.

## LISTE DES TABLEAUX ET FIGURES

---

### Liste des figures :

Figure 1 : Armatures contrôles et modèles de référence pour 3 implants (A) et 8 implants (B) .....	3
Figure 2 : Transfert numérique de pilier Multi-Unit ø 4.8 (Anthogyr® type Axiom® BL) (A) ; Analogue de piliers Multi-Unit ø 4.8 (Anthogyr®) (B) .....	4
Figure 3 : Empreintes numériques sur les modèles de référence à 3 implants (A) et 8 implants (B) .....	4
Figure 4 : Empreintes numériques 3 implants (A) et 8 implants (B) du scanner intra-oral Cerec Primescan® .....	5
Figure 5 : Transfert Pick-Up Multi-Unit ø 4.8 jaune (Anthogyr® Axiom®) .....	7
Figure 6 : Empreintes conventionnelles au polyéther sur les modèles de référence à 3 implants (A) et 8 implants (B).....	7
Figure 7 : Empreinte conventionnelle au polyéther sur le modèle de référence à 3 implants avec mise en place des analogues.....	8
Figure 8 : Scan-adapters SAO Multi-Unit (Anthogyr® Axiom®).....	8
Figure 9 : Repositionnement en 3 nuages de points .....	9
Figure 10 : Repositionnement global.....	10
Figure 11 : Flowchart : Méthodologie du protocole.....	11
Figure 12 : Schéma des mesures des valeurs .....	12
Figure 13 : Numérotation des SB : modèle 3 implants (à gauche), modèle 8 implants (à droite) .....	13
Figure 14 : Comparaison 3D .....	14
Figure 15 : Représentation graphique de l'exactitude, résultat de la combinaison de la justesse et de la précision .....	19
Figure 16 : Principaux paramètres susceptibles d'influencer l'exactitude des SIO en implantologie (3,14,21–23,35,39) .....	21

## Liste des tableaux :

Tableau 1 : Caractéristiques des SIO examinés dans cette étude (21,26,27).....	6
Tableau 2 : Importance des critères .....	13
Tableau 3 : Synthèse des moyennes.....	14
Tableau 4 : Valeurs finales après pondération des critères.....	15
Tableau 5 : Écarts d'élévation de l'axe Z au-dessus des critères d'acceptation .....	15
Tableau 6 : Écarts d'élévation de l'axe Z les plus importants .....	16
Tableau 7 : Comparaison de la justesse des empreintes numériques chez l'édenté partiel VS l'édenté complet .....	20
Tableau 8 : Comparaison de la justesse des empreintes numériques VS conventionnelles dans différentes études .....	23

## BIBLIOGRAPHIE

---

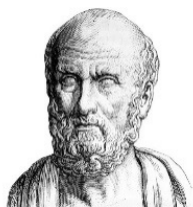
1. Alikhasi M, Alsharbaty MHM, Moharrami M. Digital Implant Impression Technique Accuracy: A Systematic Review. *Implant Dent.* déc 2017;26(6):929-35.
2. Lerner H, Mouhyi J, Admakin O, Mangano F. Artificial intelligence in fixed implant prosthodontics: a retrospective study of 106 implant-supported monolithic zirconia crowns inserted in the posterior jaws of 90 patients. *BMC Oral Health.* déc 2020;20(1):80.
3. Tan M, Yee S, Wong K, Tan Y, Tan K. Comparison of Three-Dimensional Accuracy of Digital and Conventional Implant Impressions: Effect of Interimplant Distance in an Edentulous Arch. *Int J Oral Maxillofac Implants.* mars 2019;34(2):366-80.
4. Mangano F, Gandolfi A, Luongo G, Logozzo S. Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature. *BMC Oral Health.* déc 2017;17(1):149.
5. Degorce T. L’empreinte en prothèse fixe implantaire. 2002;2:29.
6. Mangano FG, Veronesi G, Hauschild U, Mijiritsky E, Mangano C. Trueness and Precision of Four Intraoral Scanners in Oral Implantology: A Comparative in Vitro Study. Papaccio G, éditeur. *PLOS ONE.* 29 sept 2016 ;11(9).
7. Péloquin VC. Validité, fiabilité et reproductibilité des modèles digitaux obtenus avec iTero (Align Technology) et Unitek TMP Digital (3M) en comparaison avec les modèles de plâtre. 6 oct 2015.
8. Papaspyridakos P, Gallucci GO, Chen CJ, Hanssen S, Naert I, Vandenberghe B. Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: accuracy outcomes. *Clin Oral Implants Res.* avr 2016;27(4):465-72.
9. Gherlone E, Capparé P, Vinci R, Ferrini F, Gastaldi G, Crespi R. Conventional Versus Digital Impressions for « All-on-Four » Restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 3 avr 2016;31(2):324-30.
10. Moreira AHJ, Rodrigues NF, Pinho ACM, Fonseca JC, Vilaça JL. Accuracy Comparison of Implant Impression Techniques: A Systematic Review: Accuracy of Implant Impression Techniques. *Clin Implant Dent Relat Res.* oct 2015;17:e751-64.
11. Bilmenoglu C, Cilingir A, Geckili O, Bilhan H, Bilgin T. In vitro comparison of trueness of 10 intraoral scanners for implant-supported complete-arch fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent.* déc 2020;124(6):755-60.
12. Miyoshi K, Tanaka S, Yokoyama S, Sanda M, Baba K. Effects of different types of intraoral scanners and scanning ranges on the precision of digital implant impressions in edentulous maxilla: An in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* janv 2020;31(1):74-83.



13. Imburgia M, Logozzo S, Hauschild U, Veronesi G, Mangano C, Mangano FG. Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health*. 2 juin 2017;17(1):92.
14. Kan JYK, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent*. 1999;81(1):7.
15. García-Gil I, Cortés-Bretón-Brinkmann J, Jiménez-García J, Peláez-Rico J, Suárez-García M. Precision and practical usefulness of intraoral scanners in implant dentistry: A systematic literature review. *J Clin Exp Dent*. 2020;e784-93.
16. Mangano F, Veronesi G. Digital versus Analog Procedures for the Prosthetic Restoration of Single Implants: A Randomized Controlled Trial with 1 Year of Follow-Up. *BioMed Res Int*. 18 juill 2018;2018:1-20.
17. Joda T, Bragger U, Zitzmann NU. CAD/CAM Implant crowns in a digital workflow: Five-year follow-up of a prospective clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2019;21(1):169-74.
18. de Oliveira NRC, Pigozzo MN, Sesma N, Laganá DC. Clinical efficiency and patient preference of digital and conventional workflow for single implant crowns using immediate and regular digital impression: A meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2020;31(8):669-86.
19. Mangano FG, Hauschild U, Veronesi G, Imburgia M, Mangano C, Admakin O. Trueness and precision of 5 intraoral scanners in the impressions of single and multiple implants: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health*. déc 2019;19(1):101.
20. Roig E, Garza LC, Álvarez-Maldonado N, Maia P, Costa S, Roig M, et al. In vitro comparison of the accuracy of four intraoral scanners and three conventional impression methods for two neighboring implants. Huettig F, éditeur. *PLOS ONE*. 27 févr 2020;15(2):e0228266.
21. 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 N. *J Prosthodont Res*. 1 oct 2019;63(4):396-403.
22. Mangano FG, Admakin O, Bonacina M, Lerner H, Rutkunas V, Mangano C. Trueness of 12 intraoral scanners in the full-arch implant impression: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health*. 22 sept 2020;20(1):263.
23. 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. *J Prosthodont Res*. avr 2020;64(2):128-36.
24. Wulfman C, Naveau A, Rignon-Bret C. Digital scanning for complete-arch implant-supported restorations: A systematic review. *J Prosthet Dent*. août 2020;124(2):161-7.

25. Albdour EA, Shaheen E, Vranckx M, Mangano FG, Politis C, Jacobs R. A novel in vivo method to evaluate trueness of digital impressions. *BMC Oral Health*. déc 2018;18(1):117.
26. Joda T, Ferrari M, Bragger U, Zitzmann NU. Patient Reported Outcome Measures (PROMs) of posterior single-implant crowns using digital workflows: A randomized controlled trial with a three-year follow-up. *Clin Oral Implants Res*. 2018;29(9):954-61.
27. Mangano F, Lerner H, Margiani B, Solop I, Latuta N, Admakin O. Congruence between Meshes and Library Files of Implant Scanbodies: An In Vitro Study Comparing Five Intraoral Scanners. *J Clin Med*. 9 juill 2020;9(7):2174.
28. Jivănescu A, Bara A, Faur AB, Rotar RN. Is There a Significant Difference in Accuracy of Four Intraoral Scanners for Short-Span Fixed Dental Prosthesis? A Comparative In Vitro Study. *Appl Sci*. 7 sept 2021;11(18):8280.
29. Jemt T, Rubenstein JE, Carlsson L, Lang BR. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent*. mars 1996;75(3):314-25.
30. Patrick TAVITIAN. Prothèses supra-implantaires. In: Editions CdP. 2017. p. 380. (JPIO).
31. Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: A new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent*. févr 2013;109(2):121-8.
32. Klineberg IJ, Murray GM. Design of superstructures for osseointegrated fixtures. *Swed Dent J Suppl*. 1985;28:63-9.
33. Hansson HA. Structural aspects of the interface between tissue and titanium implants. *J Prosthet Dent*. 1983;50(1):6.
34. 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*. 1995;6(3):172-80.
35. Rutkūnas V, Gedrimienė A, Al-Haj Husain N, Pletkus J, Barauskis D, Jegelevičius D, et al. Effect of additional reference objects on accuracy of five intraoral scanners in partially and completely edentulous jaws: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. nov 2021.
36. Carneiro Pereira AL, Souza Curinga MR, Melo Segundo HV, da Fonte Porto Carreiro A. Factors that influence the accuracy of intraoral scanning of total edentulous arches rehabilitated with multiple implants: A systematic review. *J Prosthet Dent*. oct 2021.
37. Mangano FG, Bonacina M, Mandelli F, Marchiori F. Solid index versus intraoral scanners in the full-arch implant impression: in vitro trueness evaluation. *BMC Res Notes*. déc 2020;13(1):504.

38. Alikhasi M, Siadat H, Nasirpour A, Hasanzade M. Three-Dimensional Accuracy of Digital Impression versus Conventional Method: Effect of Implant Angulation and Connection Type. *Int J Dent.* 4 juin 2018;2018:1-9.
39. Osman MS, Ziada HM, Abubakr NH, Suliman AM. Implant impression accuracy of parallel and non-parallel implants: a comparative in-vitro analysis of open and closed tray techniques. *Int J Implant Dent.* déc 2019;5(1):4.
40. Rutk V. Accuracy of digital implant impressions with intraoral scanners. A systematic review. *Eur J Oral Implant.* 2017;21.
41. Revilla-León M, Att W, Özcan M, Rubenstein J. Comparison of conventional, photogrammetry, and intraoral scanning accuracy of complete-arch implant impression procedures evaluated with a coordinate measuring machine. *J Prosthet Dent.* mars 2021;125(3):470-8.
42. Mouget A, Mouminoux J, Auroy P, Veyrune JL. Évaluation in vitro de quatre scanners intra-oraux en prothèse implantaire plurale chez l'édenté partiel et chez l'édenté total. 2022;22(3):17.
43. Menini M, Setti P, Pera F, Pera P, Pesce P. Accuracy of multi-unit implant impression: traditional techniques versus a digital procedure. *Clin Oral Investig.* avr 2018;22(3):1253-62.
44. Farhan F, Sahib A, Fatalla A. Comparison of the accuracy of intraoral digital impression system and conventional impression techniques for multiple implants in the full-arch edentulous mandible. *J Clin Exp Dent.* 2021;e487-92.
45. 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.* 2017;28(11):1360-7.
46. Ender A, Zimmermann M, Attin T, Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods for obtaining quadrant dental impressions. *Clin Oral Investig.* sept 2016;20(7):1495-504.
47. Ender A, Attin T, Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *J Prosthet Dent.* mars 2016;115(3):313-20.
48. Güth JF, Edelhoff D, Schweiger J, Keul C. A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro. *Clin Oral Investig.* sept 2016;20(7):1487-94.



## SERMENT MEDICAL

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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



**GINER Fiona** – Évaluation de la justesse de 4 scanners intra oraux sur des arcades édentées partielles et complètes en implantologie : étude comparative *in vitro*

Th. : Chir. dent. : Marseille : Aix –Marseille Université : 2022

Rubrique de classement : Odontologie Prothétique

Résumé : **Introduction** : La littérature scientifique a validé l'utilisation des scanners intra-oraux (SIO) lors de la prise d'empreintes optiques dans les cas de réhabilitations fixes implantaires unitaires et partielles de faible étendue ; en revanche peu d'études cliniques ont soutenu leur utilisation pour la réhabilitation de l'édenté complet. Le but de cette étude *in vitro* était d'évaluer et de comparer la justesse de 4 SIO à l'empreinte conventionnelle en implantologie, chez l'édenté complet et partiel de faible étendue. **Matériel et Méthodes** : Deux modèles de références en plâtre, une arcade partiellement édentée (3 implants) ainsi qu'une arcade totalement édentée (8 implants), ont été numérisés avec un scanner de laboratoire et 4 SIO (Trios 4® ; Cerec Primescan® ; Medit i500® ; Medit i700®). Un scan a été effectué avec chaque SIO, et chacun a été comparé au modèle de référence. Les modèles de références ainsi que les coulées des empreintes conventionnelles ont été numérisés à l'aide d'un scanner de laboratoire à haute résolution, afin d'obtenir des fichiers sous formats STL (Standard Tessellation Language). Les distances linéaires et angulaires ont été utilisées pour évaluer la justesse locale des SIO. L'analyse a été effectuée à l'aide d'un logiciel de rétroconception. **Résultats** : Différents niveaux de justesse ont été trouvés parmi les SIO évalués dans cette étude. **Conclusion** : Cette étude montre que les empreintes conventionnelles sont plus justes que les empreintes numériques pour les restaurations implantaires partielles et complètes. D'autres études sont nécessaires pour confirmer ces résultats.

Mots clés : Scanner intra-oral en implantologie, justesse, empreinte numérique, édenté complet ; édenté partiel

**GINER Fiona** – Evaluation of the trueness of 4 intraoral scans on partial and complete edentulous arches in implantology : a comparative *in vitro* study

Abstract: **Introduction**: The scientific literature has validated the use of intraoral scanners (IOS) for optical impressions in fixed single-tooth and small partial denture rehabilitation, but few clinical studies have supported their use in the rehabilitation of the fully edentulous. Therefore, the aim of this *in vitro* study was to evaluate and compare the trueness of 4 different IOS versus conventional implant impressions in the edentulous full and short partial denture. **Material and Methods**: Two plaster reference models of a partially and fully edentulous arch were scanned with a laboratory scanner and 4 IOS (Trios 4®; Cerec Primescan®; Medit i500®; Medit i700®). One scan was performed with each IOS, and each was compared to the reference model. The reference models as well as the conventional impression casts were digitised using a high resolution laboratory scanner to obtain files in STL (Standard Tessellation Language) format. Linear and angular distances were used to assess the local trueness of the IOS. The analysis was performed using reverse engineering software. **Results**: Different levels of trueness were found among the IOS evaluated. **Conclusion**: This study shows that conventional impressions are more accurate than digital impressions for partial and full restorations. Further studies are needed to confirm these results.

Key words: Intraoral scanner, implantology, trueness, optical impression, full-arch, partial-arch