



Université de Montréal

**Validité, fiabilité et reproductibilité des modèles numériques  
obtenus avec iTero<sup>®</sup> (Align Technology) et Unitek<sup>™</sup> TMP  
Digital (3M) en comparaison avec les modèles de plâtre**

par

Vincent-Claude Péroquin

Département d'orthodontie

Faculté de médecine dentaire

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures  
en vue de l'obtention du grade de M.Sc.  
en médecine dentaire  
option orthodontie

Juin, 2015

© Vincent-Claude Péroquin, 2015

Université de Montréal  
Faculté des études supérieures et postdoctorales

Ce mémoire intitulé:

Validité, fiabilité et reproductibilité des modèles digitaux obtenus avec  
iTero<sup>®</sup> (Align Technology) et Unitek<sup>™</sup> TMP Digital (3M)  
en comparaison avec les modèles de plâtre

présenté par:

Dr Vincent-Claude Péloquin

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Dr Jack Turkewicz  
président-rapporteur

Dr Normand Bach  
directeur de recherche

Dre Athéna Papadakis  
codirectrice

Dre Clarice Nishio  
membre du jury

# Résumé

**Objectif:** L'objectif primaire de cette étude était d'évaluer la validité, la fiabilité et la reproductibilité des mesures dentaires obtenues sur les modèles digitaux iTero (Align Technology, San Jose, Californie) et Unitek TMP Digital (3M, Monrovia, Californie) en comparaison avec celles obtenues sur les modèles de plâtre (*gold standard*). L'objectif secondaire était de comparer les deux différents matériaux à empreinte (l'alginate et le polyvinylsiloxane-PVS) afin de déterminer si le choix du matériau affectait la précision des mesures.

**Méthodes:** Le premier volet de l'étude impliquait les modèles digitaux Unitek et iTero, obtenus à partir de 25 paires de modèles de plâtre choisis de façon randomisée et provenant de la pratique privée d'un des co-auteurs. Des empreintes d'alginate et de PVS ont été prises sur les modèles de plâtre et numérisées par le scanner Unitek. Les modèles ont ensuite été numérisés avec le scanner iTero. Le deuxième volet de l'étude cherchait à comparer les modèles digitaux iTero (numérisation intra-orale) avec les modèles de plâtre (empreintes d'alginate et de PVS) obtenus à partir de 25 patients de la clinique d'orthodontie de l'Université de Montréal ayant besoin d'un traitement orthodontique. Dans les deux volets de l'étude, deux auteurs ont pris les mesures suivantes sur les différents modèles: largeur mésio-distale de chaque dent de la première molaire à l'autre première molaire, le périmètre d'arcade, les distances intermolaire et intercanine, le surplomb vertical et le surplomb horizontal. Les ratios et excès Bolton 6 et 12, l'espace requis et les différentiels d'espace au maxillaire et à la mandibule, ont été calculés.

**Résultats:** La fiabilité (ICC) entre les modèles digitaux (Unitek et iTero) et les modèles de plâtre était bonne à excellente pour toutes les mesures [ICC=0,762–0,998], et la fiabilité entre les deux matériaux à empreinte était excellente [ICC=0,947–0,996]. Dans les deux volets de l'étude, les mesures faites sur les modèles iTero étaient généralement plus grandes que celles faites sur les modèles de plâtre. Les plus grandes différences moyennes pour la comparaison iTero-plâtre étaient trouvées au niveau de l'espace disponible au maxillaire et à la mandibule (systématiquement plus grande pour cette variable), soit 2,24 mm et 2,02 mm respectivement dans le premier volet, et 1,17 mm et 1,39 mm respectivement dans le deuxième volet. Les différences étaient considérées cliniquement non significatives pour toutes les variables. La reproductibilité intra-examineur était bonne à excellente pour les modèles de plâtre et les modèles digitaux, à l'exception du différentiel d'espace à la mandibule pour les modèles Unitek [ICC=0,690-0,692]. La reproductibilité inter-examineur était bonne à excellente pour les modèles de plâtre et les modèles digitaux dans les deux volets de l'étude, mais acceptable à modérée pour les modèles Unitek au niveau des analyses Bolton 6 et 12, et des différentiels d'espace au maxillaire et à la mandibule [ICC=0,362-0,548].

**Conclusions:** La précision et la fiabilité des mesures dentaires faites sur les modèles digitaux Unitek et iTero étaient cliniquement acceptables et reproductibles en comparaison avec les celles faites sur les modèles de plâtre. Le choix de matériel à empreinte entre l'alginate et le PVS n'affectait pas la précision des mesures. Cette étude semble démontrer que les modèles digitaux Unitek et iTero, utilisés avec leur logiciel respectif, sont une alternative fiable et reproductible aux modèles de plâtre pour le diagnostic et l'analyse des modèles orthodontiques.

Mots-clés : Modèles digitaux, Scanners intra-oraux, Matériaux à empreinte, Orthodontie

## Abstract

**Objective:** The primary objective of this study was to evaluate the validity, reliability and reproducibility of dental measurements obtained on digital models produced by iTero (Align Technology, San Jose, California) and by Unitek TMP Digital (3M, Monrovia, California) in comparison with those obtained on plaster models (gold standard). The secondary objective was to compare two different impression materials (alginate and polyvinylsiloxane-PVS) to determine whether the material used affects accuracy of the measurements.

**Methods:** The first part of the study involved Unitek and iTero digital models, which were all obtained from 25 pairs of plaster models randomly selected from one of the co-author's private practice. Alginate and PVS impressions were taken on plaster models and were scanned by the Unitek scanner. The same models were then scanned with the iTero scanner. The second part of the study sought to compare iTero digital models (intraoral scans) with plaster models (alginate and PVS impressions) taken on 25 patients requiring treatment from the Orthodontic clinic of the University of Montreal. In both parts of the study, two authors took the following measurements on the different models: mesio-distal width of each tooth from first molar to the other first molar, intermolar and intercanine distances, overbite and overjet. Bolton 6 and 12 ratios and excesses, maxillary and mandibular space available and required were also calculated in order to determine space differentials.

**Results:** A good to excellent reliability (ICC) was found for all measurements when comparing digital (Unitek and iTero) and plaster models [ICC=0.762–0.998], and excellent reliability when comparing both impression materials [ICC=0.947–0.996]. In the two parts of the study, measurements on iTero models were generally larger than on plaster models. Highest mean differences for iTero-plaster were found for maxillary space available and mandibular space available (systematically larger for that variable): 2.24 mm and 2.02 mm respectively in the first part of the study, 1.17 mm and 1.39 mm respectively in the second part. Differences were considered clinically insignificant for all variables. Intraexaminer reproducibility was good to excellent for plaster and digital models, except for mandibular space differential on Unitek models [ICC=0.690-0.692]. Interexaminer reproducibility was good to excellent for plaster and digital models in both parts of study, but fair to moderate for Unitek models regarding Bolton 6 and 12, and maxillary and mandibular space differentials [ICC=0.362-0.548].

**Conclusions:** The accuracy and reliability of dental measurements done on Unitek and iTero digital models were clinically acceptable and reproducible when compared with measurements done on traditional plaster models. The choice of impression material between alginate and PVS did not affect accuracy of the measurements. This study tends to indicate that Unitek and iTero digital models examined with their associated software can be reliably used for orthodontic cast analysis and diagnosis.

**Keywords :** Digital models, Intraoral scanners, Impression materials, Orthodontics

# Table des matières

<b>Résumé</b> .....	<b>i</b>
<b>Abstract</b> .....	<b>ii</b>
<b>Table des matières</b> .....	<b>iii</b>
<b>Liste des tableaux</b> .....	<b>v</b>
<b>Liste des figures</b> .....	<b>vii</b>
<b>Remerciements</b> .....	<b>x</b>
<b>Introduction</b> .....	<b>1</b>
<b>Chapitre 1: Revue de littérature</b> .....	<b>3</b>
<b>1.1 Introduction</b> .....	<b>3</b>
<b>1.2 Modèles de plâtre orthodontiques</b> .....	<b>3</b>
<b>1.3 Avancées pour le remplacement des modèles de plâtre</b> .....	<b>5</b>
<b>1.4 L'arrivée des modèles digitaux</b> .....	<b>6</b>
1.4.1 Méthodes indirectes de fabrication des modèles digitaux .....	<b>6</b>
1.4.1.1 Choix du matériel à empreinte.....	<b>8</b>
1.4.2 Méthode directe de fabrication des modèles digitaux.....	<b>9</b>
<b>1.5 Les scanners intra-oraux</b> .....	<b>10</b>
1.5.1 Composantes des scanners intra-oraux.....	<b>11</b>
1.5.2 Différentes technologies d'imagerie des scanners intra-oraux.....	<b>12</b>
1.5.3 Processus de numérisation de la dentition .....	<b>17</b>
1.5.4 Avantages des scanners intra-oraux .....	<b>18</b>
1.5.5 Applications cliniques possibles .....	<b>19</b>
1.5.6 Désavantages des scanners intra-oraux .....	<b>20</b>
<b>1.6 Revue de littérature sur les scanners intra-oraux</b> .....	<b>20</b>
<b>Chapitre 2: Objectifs, questions et hypothèses de recherche</b> .....	<b>29</b>
<b>2.1 Objectifs de la présente étude</b> .....	<b>29</b>
<b>2.2 Questions de recherche</b> .....	<b>29</b>
<b>2.3 Hypothèses expérimentales</b> .....	<b>30</b>

<b>Chapitre 3: Matériels et Méthodes .....</b>	<b>32</b>
3.1.1 Échantillonnage - Volet 1 .....	32
3.1.2 Échantillonnage - Volet 2 .....	33
3.2.1 Procédures expérimentales - Volet 1 .....	33
3.2.2 Procédures expérimentales - Volet 2 .....	34
3.3 Instrumentation .....	34
3.4 Prise des données sur les modèles .....	35
3.5 Analyses de fiabilité .....	37
3.6 Analyses statistiques .....	37
<b>Chapitre 4: Article.....</b>	<b>39</b>
<b>Chapitre 5: Discussion.....</b>	<b>57</b>
5.1 Intérêt clinique .....	57
5.2 Résultats cliniques .....	58
5.3 Limitations de l'étude et perspectives futures .....	64
<b>Chapitre 6: Conclusion .....</b>	<b>68</b>
<b>Annexe I .....</b>	<b>70</b>
<b>Annexe II.....</b>	<b>71</b>
<b>Bibliographie.....</b>	<b>74</b>

## Liste des tableaux

### Article

Table I. Intraclass Correlation Coefficient (ICC) test between the plaster and digital models	43
Table II. Bland-Altman analysis to compare the plaster and digital models .....	44
Table III. Dahlberg Statistic to compare the plaster and digital models.....	44
Table IV. Intraexaminer ICC, Dahlberg statistic and Bland-Altman analysis to evaluate reproducibility of measurements for plaster and digital models (Observation 1-Observation 2) .....	45
Table V. Interexaminer ICC, Dahlberg statistic and Bland-Altman analysis to evaluate reproducibility of measurements for plaster and digital models (Examiner 1-Examiner 2).....	46
Table VI. Intraclass Correlation Coefficient (ICC) test between the plaster and iTero digital models .....	47
Table VII. Bland-Altman analysis to compare the plaster and iTero digital models .....	48
Table VIII. Dahlberg Statistic to compare the plaster and iTero digital models .....	48
Table IX. Intraexaminer ICC, Dahlberg statistic and Bland-Altman analysis to evaluate reproducibility of measurements for plaster and iTero digital models (Observation 1 - Observation 2).....	49
Table X. Interexaminer ICC, Dahlberg statistic and Bland-Altman analysis to evaluate reproducibility of measurements for plaster and iTero digital models (Examiner 1-Examiner 2) .....	50
Table XIa. Operator time (minutes) for clinical manipulations.....	51
Table XIb. Operator time (minutes) for measurements on models (Observation 1) .....	51

**Annexe I**

Tableau 1. Sommaire des scanners intra-oraux sur le marché en orthodontie..... 69

Tableau 2. Graphe de Bland-Altman: Espace disponible au maxillaire (Plâtre - iTero), volet 1  
..... 69

## Liste des figures

Figure 1. Unitek TMP Digital (3M): Séquence pour obtenir des modèles digitaux à partir des empreintes .....	7
Figure 2. Modèles digitaux 3D (AnatoModel) obtenus à partir des données d'un CBCT .....	8
Figure 3. Vue céphalométrique latérale reconstruite à partir des données d'un CBCT (Anatomage) .....	8
Figure 4. Scanners CEREC et E4D.....	11
Figure 5. Scanners intra-oraux présents sur le marché en orthodontie .....	12
Figure 6. Échantillonnage par triangulation.....	14
Figure 7. Mince couche de poudre opaque (contrastant).....	14
Figure 8. Imagerie confocale parallèle.....	15
Figure 9. Imagerie confocale parallèle (scanner iTero) .....	15
Figure 10. Technologie AFI ( <i>Accordion Fringe Interferometry</i> ) .....	16

### Annexe II

Figure 1. Pied à coulisse électronique et règle millimétrique .....	70
Figure 2. Méthode de Staley pour déterminer le périmètre d'arcade .....	70
Figure 3. Largeurs inter-molaire et inter-canine (OrthoCAD et modèle de plâtre) .....	71
Figure 4. Comparaison de la méthode de calcul de l'espace disponible entre les modèles de plâtre et les modèles digitaux (ici, avec le logiciel OrthoCAD) .....	71
Figure 5. Appareils fixe et amovible fabriqués à partir des modèles stéréolithographiques, ces derniers étant imprimés à partir des données obtenues par le scanner intra-oral.....	72

## Liste des abréviations

Alg : Alginate

PVS : Polyvinylsiloxane

CBCT : Cone beam computed tomography

Fig. : Figure

*Pour mes parents, qui m'ont toujours tout donné.*

*Pour ma femme, qui me rend tous les jours  
heureux et meilleur par sa tendresse et son amour.*

*Pour Gabriel, ma deuxième moitié...*

*et mes autres soeurs et frères,  
qui ont toujours été derrière moi.*

## Remerciements

Merci à mon directeur de recherche, Dr Normand Bach, pour votre mentorat tout au long de ce projet et de mon cheminement durant les trois années de mon programme. Merci également pour votre aide et support dans l'élaboration et le suivi du projet de recherche que nous avons réalisé dans la période précédant mon acceptation en orthodontie. Merci également au Dre Athena Papadakis pour votre aide et votre positivisme. À vous deux, je vous serai toujours reconnaissant.

Merci à mon président-rapporteur, Dr Jack Turkewicz, et mon membre du jury, Dre Clarice Nishio, pour votre expertise et votre temps dans la correction de ce mémoire.

Merci à Dr Claude Remise, directeur du programme d'orthodontie, pour votre dévouement et générosité à vouloir former les meilleurs orthodontistes qui soit, et pour votre support inconditionnel envers les résidents, de nous épauler à l'atteinte de nos objectifs dans un climat de rigueur et persévérance qui récompensera dans notre futur.

Merci à mes collègues de classe de 1ère et 2e année (Pascale, Natasha, Cynthia, Caroline, Julien, Charles, Jérémie et Mélanie) de même que mes collègues séniors (Ariane, Audrey, Stéphanie, Laurent, Kenneth, Clarice, Dong Phung, Judith et Jean) pour votre support et tous les bons moments passés ensembles.

Un grand remerciement à mes collègues de classe, Claire et Jennifer. Vous êtes devenus des confidents au fil des années et vous m'avez aidé à passer trois années des plus agréables. Merci pour votre support, votre écoute et votre camaraderie!

Finalement, un énorme merci à ma famille et à ma femme Ariane. Votre support fut très précieux durant ce périple de trois ans, où j'ai du traverser des moments heureux mais d'autres plus difficiles! Vous êtes tout ce qui compte le plus dans ma vie... je suis chanceux de vous avoir... je vous aime plus que tout au monde!

# **Introduction**

## Introduction

De nos jours, de nombreux orthodontistes ont intégré la composante digitale au niveau des différents aspects de leur pratique. Ceci inclut entre autres les logiciels de gestion, la prise de radiographies digitales et la photographie digitale. Quant aux modèles d'étude orthodontique en plâtre classiques, ceux-ci sont encore fréquemment utilisés et commencent seulement à être remplacés par des modèles digitaux. L'obtention de ces modèles digitaux est aujourd'hui possible grâce à la digitalisation d'empreintes ou des modèles d'étude en plâtre. Plus récemment, une nouvelle méthode de prise d'empreinte en bouche au moyen d'un scanner intra-oral pour obtenir des modèles digitaux est disponible [1].

Le diagnostic et la planification de traitement en orthodontie nécessitent l'interprétation et l'assimilation de tous les éléments diagnostics mis à la disposition de l'orthodontiste, incluant les observations cliniques, les photographies, les radiographies et les modèles d'étude. Les modèles d'étude sont une donnée statique de la dentition du patient essentiels pour la communication interdisciplinaire, la présentation de cas, et l'évaluation de la progression et des résultats du traitement. Depuis un peu plus d'une décennie, plusieurs compagnies offrent un service de modèles digitaux tridimensionnels. Les avantages de cette avancée digitale sont nombreux, les plus intéressants étant probablement la facilité d'accès et l'échange d'information en tout temps peu importe où l'on se trouve, et l'élimination de l'espace de stockage nécessaire pour les modèles de plâtre [2, 3]. Plus récemment, les scanners intra-oraux sont apparus sur le marché, avec l'objectif principal d'éliminer les empreintes conventionnelles. De plus, leurs capacités de mesures, de simulation de traitement et l'intégration de ces fichiers numériques pouvant mener à la fabrication d'appareils orthodontiques représenteront très certainement une avancée scientifique importante dans le monde de l'orthodontie [4-6]. Mais encore aujourd'hui, malgré les avantages connus des modèles digitaux et les défauts que l'on peut reprocher aux modèles en plâtre, ces derniers sont encore considérés comme le *gold standard* pour le diagnostic; beaucoup de recherche est nécessaire avant de les voir disparaître [7].

# **Chapitre 1**

## **Revue de littérature**

# Chapitre 1: Revue de littérature

## 1.1 Introduction

La technologie digitale a pris beaucoup d'ampleur en orthodontie dans les dernières décennies. Les logiciels de gestion, ainsi que la photographie et la radiographie digitales, ont été les premiers éléments à être introduits dans la pratique des orthodontistes. L'arrivée de la tomодensitométrie à faisceau conique, communément référée au terme anglais « cone beam computed tomography » (CBCT), a également été innovatrice dans le domaine médical et son application en orthodontie constitue un outil diagnostique supplémentaire de grande précision. Plus récemment, les modèles d'étude orthodontique en plâtre, considérés comme les derniers éléments diagnostiques "physiques" à avoir fait la transition vers le monde digital, ont commencé, depuis quelques années à être remplacés par les modèles digitaux. Plusieurs façons d'obtenir ces modèles digitaux existent déjà sur le marché et les compagnies développent, chacun leur tour, un nouveau produit pour suivre la progression de la technologie. En orthodontie, la plus récente innovation permettant l'obtention de modèles digitaux, est l'apparition du scanner intra-oral. Cette technologie vise entre autre à éliminer la prise d'empreintes conventionnelles en bouche. Aujourd'hui, alors que certains orthodontistes ont fait la transition assez rapidement vers les modèles digitaux et les diverses applications s'y rattachant, d'autres préfèrent utiliser les méthodes conventionnelles et songent possiblement à faire la transition prochainement. L'émergence de ces récentes technologies digitales a transformé tout ce qui a trait à l'efficacité clinique, le stockage, l'accès, ainsi que l'utilisation et l'échange de données affectant toutes les sphères oro-faciales de l'orthodontie (i.e. orthognatique, orthopédie dento-faciale).

## 1.2 Modèles de plâtre orthodontiques

En orthodontie, les modèles d'étude en plâtre ont traditionnellement été utilisés pour deux raisons principales: la reproduction tridimensionnelle physique de la malocclusion et comme source d'informations pour le diagnostic et la planification de traitement [1, 8]. Ils ont été très longtemps considérés comme le *gold standard* pour l'analyse de l'occlusion et le diagnostic [7]. Le succès, dans la planification du traitement orthodontique, repose sur les

éléments qui permettent un diagnostic précis. À cet effet, plusieurs auteurs ont considéré les modèles d'étude en plâtre comme la donnée du patient la plus importante pour la planification de traitement [9-11]. D'autres auteurs ont remis en question leur importance dans la planification de traitement. Callahan et al [12] ont trouvé, parmi un groupe d'orthodontistes, que les plans de traitement basés sur les photographies digitales, les radiographies panoramiques et les radiographies céphalométriques latérales ne sont pas différents lorsque les modèles en plâtre leur étaient remis. Malgré ce rapport, l'analyse des modèles orthodontiques en plâtre demeure encore une référence primaire lors du traitement orthodontique.

Les mesures de routine sont plus faciles à prendre sur les modèles d'étude que directement en bouche [13]. Les mesures et les analyses normalement effectuées incluent [14]: les largeurs mésio-distales des dents, les périmètres d'arcade, la dysharmonie au niveau de l'arcade (chevauchement ou surplus d'espace), les analyses Bolton [15] pour déterminer s'il y a dysharmonie de masse dentaire entre les deux arcades, les surplombs vertical et horizontal, la concordance entre les lignes médianes, la courbe de Spee, et les largeurs inter-molaires et inter-canines. Traditionnellement, un compas à pointes sèches ou un pied à coulisse manuel étaient utilisés pour effectuer les mesures et étaient la référence lorsque des nouvelles méthodes voulaient se comparer [15-17]. Plus récemment, les pieds à coulisse électroniques ont été utilisés [3, 7, 18-20]. Une règle millimétrique est utilisée pour mesurer les surplombs vertical et horizontal.

Cependant, de par leur nature physique, de multiples désavantages sont associés aux modèles de plâtre; ils sont cassables, peuvent se perdre, nécessitent de l'espace d'entreposage, et les inconvénients reliés à leur reproduction et transfert rendent la communication interdisciplinaire difficile [1, 8, 21]. L'entreposage des modèles en plâtre a longtemps été un problème en orthodontie. Les principales préoccupations reliées à l'entreposage des modèles concernent le montant d'espace alloué dans la clinique, l'entreposage hors site et la récupération de ceux-ci à des fins de référence, et la durée durant laquelle les modèles doivent être conservés. Traditionnellement, un espace est prévu à la clinique pour conserver les modèles des patients qui sont en traitement actif et ceux des patients qui ont terminé leur traitement récemment. Les autres modèles sont généralement entreposés à l'extérieur de la

clinique: au domicile, ou en louant un espace dans un entrepôt. Une étude faite en Angleterre en 1992 a démontré que 80% des orthodontistes éprouvaient des problèmes avec l'entreposage et 25% gardaient les modèles des cas complétés dans un entrepôt hors site [22]. Étant donné la nature cassante du plâtre, il est facile de s'imaginer que les modèles peuvent s'endommager, surtout s'ils doivent être déplacés et entreposés à l'extérieur de la clinique. Une fois que l'espace nécessaire a été trouvé, pour combien de temps doivent être conservés les modèles? Selon l'Association Américaine des Orthodontistes, la durée dont les données diagnostiques doivent être conservé varie d'un État à l'autre [23]. Elle mentionne qu'il peut parfois être difficile de déterminer une date correspondant au début de traitement, par exemple lorsqu'il y a un long délai entre la consultation initiale et l'acceptation du traitement par le patient. Par conséquent, leur position est que la façon la plus sécuritaire de gérer le dilemme est de préserver les données indéfiniment. Ce point de vue a été repris par plusieurs auteurs [22, 24], ce qui peut laisser croire aux orthodontistes qu'il s'agit là de l'action la plus prudente. Au Québec, le syndic de l'Ordre des dentistes du Québec suggère de conserver les modèles d'étude entre 7 et 10 ans après le traitement orthodontique [25].

### **1.3 Avancées pour le remplacement des modèles de plâtre**

Au fil du temps, d'autres méthodes pour prendre des mesures sur les modèles d'étude ont été développées. Certains auteurs ont comparé les mesures faites sur les modèles en plâtre avec celles effectuées sur des photocopies de ces modèles [26, 27]. Bien que la technique soit simple, il a été démontré que la précision n'était pas aussi bonne que la technique manuelle utilisant les modèles et le pied à coulisse. De plus, cette technique nécessite tout de même des modèles en plâtre, n'éliminant donc pas le problème relié à l'entreposage des modèles, et les mesures sont faites sur une représentation bidimensionnelle d'un objet tridimensionnelle. Martensson et Ryden [28] ont évalué un système capable de produire des images holographiques à partir des modèles en plâtre et permettant de prendre des mesures tridimensionnelles. Selon les auteurs, cette technique pouvait régler les problèmes reliés à l'entreposage en remplaçant les modèles de plâtre. La méthode s'est avérée être plus précise que certaines méthodes précédentes. Cependant, aucun de ces systèmes n'a pu démontrer être pratique dans des conditions cliniques et ils n'ont donc pas gagné en popularité [17, 29].

La recherche de méthodes alternatives pour remplacer les modèles en plâtre s'est intensifiée avec les progrès récents en technologie et la poussée vers la digitalisation de la clinique. En 1989, Yamamoto et al [30] ont développé une méthode optique pour créer des modèles tridimensionnels informatisés en utilisant un faisceau laser. Par la suite, d'autres tentatives ont été effectuées pour créer des modèles virtuels tridimensionnels à partir des modèles en plâtre [31-34] ou directement à partir d'une numérisation intra-orale [35]. Ces modèles virtuels sont accompagnés d'un logiciel qui permet de mesurer les distances et calculer les ratios, à des fins de diagnostic et de planification de traitement [3].

## **1.4 L'arrivée des modèles digitaux**

La notion de modèles virtuels tridimensionnels était alors prometteuse pour le monde de l'orthodontie. Les avantages des modèles digitaux sont multiples et éliminent les inconvénients reliés aux modèles de plâtre: facilité d'accès en tout temps peu importe où l'on se trouve, élimination de l'espace de stockage physique, indestructibilité, économique en temps et en dépenses [2, 3], facilité de communication entre les professionnels et également entre les professionnels et les patients [36].

### **1.4.1 Méthodes indirectes de fabrication des modèles digitaux**

À ce jour, il existe deux méthodes indirectes pour obtenir des modèles digitaux [2, 37]. La première consiste à digitaliser soit les modèles de plâtre, soit les empreintes conventionnelles avec des matériaux comme l'alginat ou le polyvinylsiloxane (PVS), en utilisant un scanner de laboratoire doté de la technologie de type laser. La première apparition des modèles digitaux orthodontiques sur le marché remonte en 1999 avec OrthoCAD (Cadent), suivi de plusieurs autres, dont Lava Digital 3D (3M) devenu aujourd'hui Unitek TMP Digital (Treatment Management Portal). Plusieurs études ont démontré la validité de cette technique et ont conclu que les modèles digitaux étaient une alternative acceptable aux modèles de plâtre [3, 7, 17, 19, 20, 38-44]. Toutefois, aucune étude scientifique n'a testée spécifiquement la validité des modèles digitaux Unitek TMP Digital (3M) obtenus à partir de la numérisation d'empreintes. Le terme "méthode indirecte" est utilisé pour décrire cette technique parce qu'elle requiert plusieurs étapes distinctes pour obtenir les modèles digitaux. La technique suit généralement la séquence suivante: prise des empreintes et de l'articulé

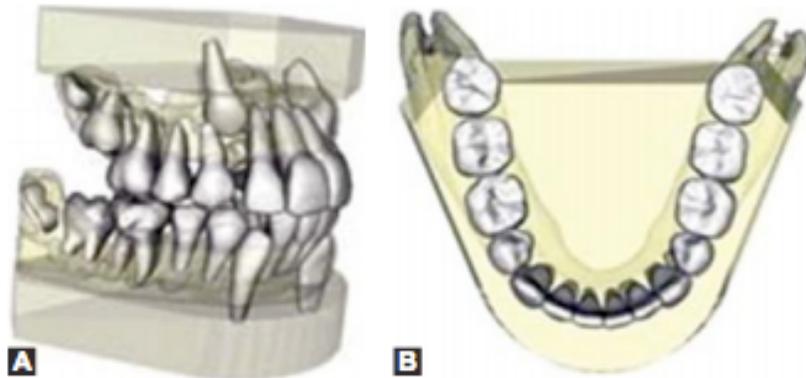
d'occlusion en bouche; envoi par courrier accéléré à la compagnie; numérisation des empreintes ou des modèles de plâtre obtenus par la coulée des empreintes avec un scanner de laboratoire (Figure 1).



**Figure 1.** Unitek TMP Digital (3M): Séquence pour obtenir des modèles digitaux à partir des empreintes

La deuxième méthode pour obtenir des modèles digitaux consiste à utiliser la tomodensitométrie à faisceau conique (CBCT) suivant la méthode directe ou indirecte. La méthode indirecte, similaire à la dernière technique, consiste à utiliser le CBCT pour numériser des empreintes conventionnelles ou des modèles de plâtre existants pour obtenir des modèles digitaux. À l'opposé, la méthode directe consiste à procéder à un CBCT directement avec le patient, sans la nécessité de prendre des empreintes. Un avantage fort intéressant et unique que possèdent les modèles digitaux obtenus par la prise d'un CBCT chez un patient, est sans aucun doute la grande valeur diagnostique qu'ils dénotent. Outre la dentition, les modèles digitaux permettent la visualisation des structures supra-gingivales, des dents incluses, des niveaux osseux et des articulations temporo-mandibulaires (Figures 2 et 3) [45-47]. D'un autre côté, les désavantages ne sont pas négligeables; exposition du patient à une grande dose de radiation (équivalente à la dose de radiation émise par environ quatre radiographies panoramiques digitales) et coût onéreux de l'équipement pour le praticien [48]. Il n'est pas recommandé d'exposer les patients à autant de radiation pour obtenir des modèles digitaux. Étant donné que ce ne sont pas tous les patients qui ont besoin d'un CBCT à des fins de diagnostic, le fait de prendre un CBCT chez un patient dans le seul but d'obtenir des modèles digitaux est une violation flagrante du principe ALARA (*as low as reasonably achievable*). Certains auteurs ont également été préoccupés par l'absence des tissus gingivaux dans les fichiers digitaux obtenus par le CBCT et l'incapacité d'analyser de façon précise l'os alvéolaire au buccal [49-51].

À ce jour, plusieurs études cliniques et in vitro ont été réalisées pour évaluer la validité du CBCT comme méthode pour obtenir des modèles digitaux 3D en orthodontie. Les résultats ont démontré que l'obtention de modèles digitaux à partir du CBCT est une méthode valide, fiable et reproductible pour obtenir des mesures dentaires aux fins de diagnostic [2, 49, 52-57].



**Figure 2.** Modèles digitaux 3D (AnatoModel) obtenus à partir des données d'un CBCT



**Figure 3.** Vue céphalométrique latérale reconstruite à partir des données d'un CBCT (Anatomage)

#### 1.4.1.1 Choix du matériel à empreinte

Le choix du matériel à empreinte variait au sein des études qui ont évaluées la fiabilité des modèles digitaux obtenus à partir d'empreintes conventionnelles. La plupart des auteurs utilisaient l'alginat [7, 17, 19, 20], alors que d'autres ont utilisé un matériel à base de silicone

[3, 18]. White et al [52] ont publié en 2010 un article qui visait à comparer les mesures dentaires intra- et inter-arcades prises sur les modèles digitaux provenant de la numérisation des empreintes avec la tomodensitométrie à faisceau conique (CBCT), avec deux matériaux à empreinte différents. Les auteurs ont conclu que l'alginate (Kromopan 100, un alginate stable dimensionnellement sur une période de 100 heures) avait une précision comparable au polyvinylsiloxane en ce qui a trait aux mesures linéaires intra-arcades faites sur les modèles digitaux. Torassian et al [58] ont comparé la stabilité dimensionnelle dans le temps de quatre différents matériaux à empreinte. Deux alginate traditionnels (Identic et imprEssix) et deux substituts d'alginate (Alginot FS et Position PentaQuick) ont été utilisés. Les auteurs ont conclu que le matériel Identic a présenté des changements statistiquement et cliniquement significatifs dans toutes les dimensions à l'intérieur de 72 heures, et qu'il ne devrait donc pas être utilisé si les empreintes ne sont pas coulées immédiatement. Quant aux substituts d'alginate, ils furent stables dimensionnellement sur une période de temps prolongée. Les auteurs suggèrent ainsi qu'un alginate stable dimensionnellement à long-terme est nécessaire si les empreintes ne vont pas être coulées ou numérisées dans un délai raisonnable. Lands et al [43] ont évalué les effets de trois différents matériaux à empreinte (Alginate, Alginot, PVS) quant à la précision et la fiabilité des modèles digitaux. Selon cette étude, le choix du matériel à empreinte n'a pas semblé affecter le résultat des mesures.

Malgré la grande avancée scientifique et les multiples avantages attribuables aux modèles digitaux obtenus par l'une ou l'autre des deux méthodes précédentes, il faut considérer les inconvénients reliés aux matériaux à empreinte. En effet, les problèmes reliés aux matériaux à empreinte incluent la stabilité dimensionnelle et les déformations permanentes des matériaux et de l'articulé d'occlusion en cire, l'inconfort et les problèmes de nausée que peut engendrer la prise d'empreintes pour le patient.

### **1.4.2 Méthode directe de fabrication des modèles digitaux**

La méthode directe permet d'obtenir des modèles digitaux en une seule étape, soit par la numérisation de la dentition complète du patient directement en bouche. Les scanners intra-oraux ont fait leur apparition récemment dans le monde de l'orthodontie avec l'objectif d'éliminer les empreintes conventionnelles et les inconvénients qui y sont reliés. Ils éliminent

tous les inconforts associés à la prise-même des empreintes, soit les problèmes de réflexe de nausée, le goût désagréable du matériel et les dégâts dont ils sont la source. Le plus grand avantage qu'offre la prise d'empreinte directement en bouche avec un scanner intra-oral est sans doute la précision et la capacité de pouvoir acquérir des données sans défauts (bulles, porosités, déformations) et de reproduire l'anatomie de la dentition et de la gencive. Ainsi sont éliminés les problèmes reliés aux empreintes conventionnelles soit, la déformation dimensionnelle qui peut survenir lors du transport des empreintes (température extérieure très froide, par exemple), le temps de délai avant leur utilisation [58, 59] ainsi que les déformations permanentes qui peuvent survenir avec tous les matériaux dans les endroits de contre-dépouille (par exemple au niveau des papilles inter-dentaires ou en présence de boîtiers orthodontiques collés sur les dents) [2]. Aussi, les problèmes reliés à la distorsion de l'articulé permettant l'articulation des modèles supérieurs et inférieurs sont éliminés car un scan intra-oral ne nécessite pas la prise d'un tel articulé.

## **1.5 Les scanners intra-oraux**

L'apparition des scanners intra-oraux sur le marché remonte à plusieurs années. En fait, elle a coïncidé avec le développement de la technologie CAD/CAM (*computer-aided design and manufacturing*) et l'introduction, en 1984, de la restauration CEREC (*chairside economical restoration of esthetic ceramics*). Ce système de restauration, encore très répandu aujourd'hui dans les cliniques dentaires, permet au praticien d'obtenir une restauration esthétique toute porcelaine au même rendez-vous que la préparation de la dent. Le scanner CEREC, qui en est à sa 5<sup>e</sup> génération avec la sortie de "Omniscam" en 2012, permet de capter les détails de la préparation dentaire et de transmettre les données à une unité d'usinage qui fabrique la restauration correspondante [60]. Traditionnellement, et jusqu'à récemment, les scanners intra-oraux permettaient de numériser l'équivalent d'un quadrant (segment partiel d'un arcade) et servaient principalement à la confection de restaurations dentaires (restaurations indirectes, couronnes et incrustations). C'était le cas des premières générations de scanners intra-oraux CEREC de même que les versions plus récentes, tel le scanner E4D (D4D Technologies) apparu en début 2000 (Figure 4) [4, 37, 61].



**Figure 4.** Scanners CEREC et E4D

La compagnie Cadent, rachetée par Align Technology en 2011, a développé le scanner intra-oral iTero en 2006, qui permettait initialement la numérisation d'un seul segment d'arcade. Ce n'est qu'à partir du début de l'année 2008, avec le scanner iTero, que la numérisation intra-orale d'une arcade complète était rendu possible [62, 63]. Depuis ce temps, plusieurs compagnies ont développé et mis sur le marché leur propre scanner intra-oral, se différenciant chacun par des composantes et des accessoires uniques à leur produit, par leur fonctionnement ou plus précisément par la technologie d'imagerie utilisée, et les applications orthodontiques possibles.

### 1.5.1 Composantes des scanners intra-oraux

Chaque scanner intra-oral possède trois composantes majeures [62-65]:

1. Une station mobile qui renferme les plateformes informatiques, les conducteurs électroniques supportant l'entrée des données, un module pour connexion sans-fil et la source d'alimentation électrique;
2. Un écran plat pour naviguer à travers le système informatique: entrer des prescriptions, visualiser la progression du scan, approuver les scans et examiner les modèles digitaux;
3. Une caméra, se présentant sous forme de baguette tenue dans les mains, pour recueillir les données de numérisation intra-orale du patient.

Les principaux scanners, de même que leur année d'apparition sur le marché en orthodontie, sont illustrés sur la figure 5 [66-72]. Le développement de la technologie des

scanners intra-oraux est en constante progression. Ce n'est qu'une question de temps avant que de nouveaux scanners plus performants et plus précis apparaissent.



Figure 5. Scanners intra-oraux présents sur le marché en orthodontie

### 1.5.2 Différentes technologies d'imagerie des scanners intra-oraux

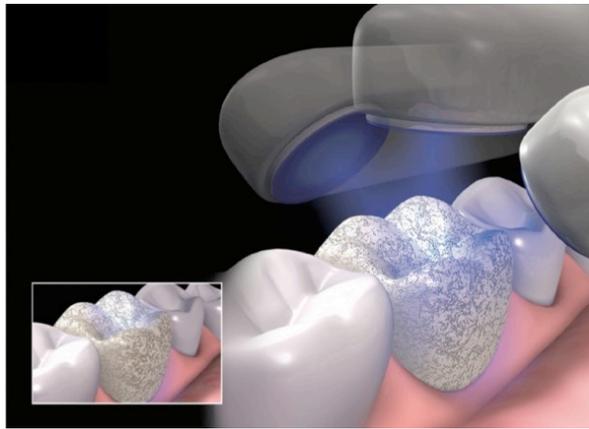
Il existe aujourd'hui quatre technologies d'imagerie numérique dans l'industrie des scanners dentaires intra-oraux; les deux premières existent depuis plus longtemps et sont mieux décrites dans la littérature, alors que les deux dernières sont très récentes [37, 62]:

- Échantillonnage par triangulation
- Imagerie confocale parallèle: prise de clichés successifs
- Interférométrie AFI (*Accordion Fringe Interferometry*)
- Vidéo tridimensionnelle en continu (*3D In Motion*)

Les scanners reposant sur la triangulation appliquent généralement un faisceau oblique de lumière pour capturer une image unique à 15 000 micromètres (ou 15 mm) (Figure 6) [73]. Le terme se base sur l'application de la théorie de la "triangulation de la lumière", dans laquelle trois faisceaux de lumière laser se croisent pour localiser un point dans l'espace. Connaissant la distance entre la source laser et le capteur situé à l'intérieur de la tête du scanner, le système est capable de déterminer l'angle de réflexion, et la distance entre la source laser et la surface visée grâce au théorème de Pythagore. Un des problèmes rencontré avec ce type d'imagerie est la différence de translucidité qui existe au niveau des surfaces dentaires, ce qui affecte la dispersion de la lumière différemment d'un point à l'autre. Cette différence de translucidité peut ainsi affecter la précision du scan. La translucidité de l'émail est différente de celle de la dentine, de même que celle d'une restauration en composite ou en porcelaine. Afin de réduire ce phénomène, la technologie d'échantillonnage par triangulation nécessite l'application d'une mince couche de poudre opaque sur les tissus ciblés. La poudre consiste généralement à un mélange à base de dioxyde de titane ou, plus rarement, d'oxyde de zirconium. Cette poudre, appliquée dans un champ opératoire sec, agit comme contrastant; elle permet d'obtenir une dispersion uniforme de la lumière et permet ainsi au scanner de localiser les points de référence (Figure 7) [63]. Cette poudre est onéreuse et inconfortable pour le patient. Elle est également peu pratique, dans le sens où une couche mince et homogène doit être appliquée pour éviter les distorsions, et qu'une bonne isolation n'est pas toujours facile à obtenir dans certains cas. L'application de poudre peut aussi ajouter une source d'erreur, comme celle de produire une couche d'épaisseur variable [74], qui risque, dans pareille circonstance, d'affecter la précision de la numérisation. Dans cette catégorie d'imagerie, parmi plusieurs autres, on retrouve les scanners Lava COS (3M ESPE), OraScanner (SureSmile), Planscan (Planmeca) et les multiples générations de CEREC (Sirona) [2, 37].

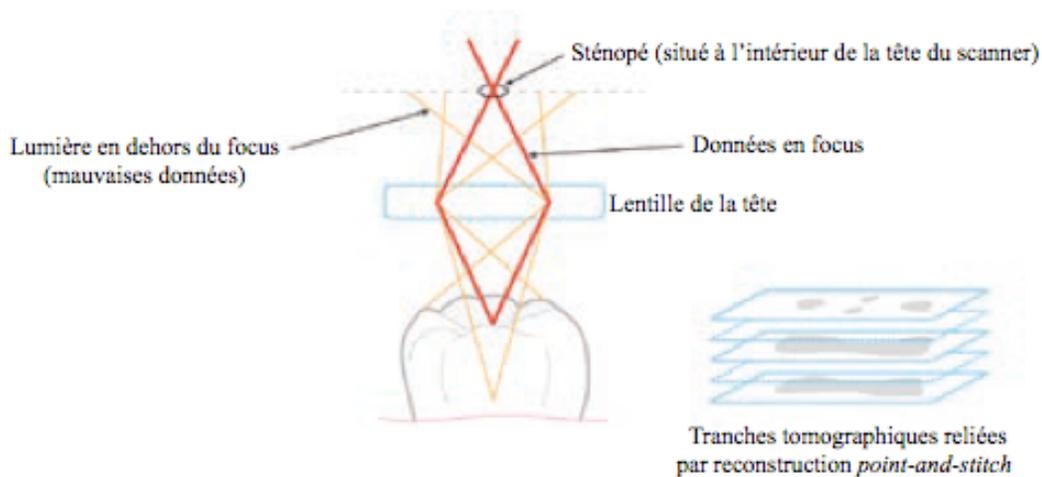


**Figure 6.** Échantillonnage par triangulation



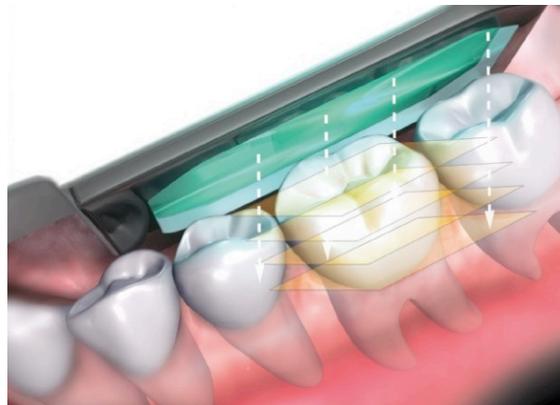
**Figure 7.** Mince couche de poudre opaque (contrastant)

L'imagerie confocale parallèle, tel qu'utilisé par les scanners iTero (Align Technology), Trios (3Shape) et CS3500 (Carestream), utilise le scannage laser et optique pour capturer la géométrie tridimensionnelle de la dentition et des tissus mous [5]. À travers la tête du scanner, la lumière laser passe par un sténopé (une petite ouverture de très faible diamètre, permettant une très grande profondeur de champ), lequel filtre et concentre la lumière sur la surface visée (Figure 8) [62, 63]. Le capteur se place dans un plan d'imagerie confocale (c'est-à-dire en focus) par rapport à la cible, et une petite ouverture devant le capteur bloque toute lumière qui n'est pas en focus. Après avoir capté la cible, seule la lumière réfléchiée en focus va repasser par le sténopé et être convertie en données digitales par le capteur. La lumière qui n'est pas en focus (mauvaises données) est éliminée, maximisant ainsi la précision de la numérisation. Le système d'imagerie confocale parallèle suit le concept de la tomographie, parce qu'il permet de reconstruire le volume de l'objet visé à partir d'une série de mesures effectuées "par tranche" depuis l'extérieur et à distance de cet objet. Ce processus de reconstruction digitale, qui rassemble des milliers de tranches de données pour créer une image complète, est appelé en anglais "*point-and-stitch reconstruction*" (Figure 8). Le scannage confocal parallèle enregistre tous les éléments et les matériaux présents dans la bouche ne nécessitant pas d'application d'une poudre sur les dents, ce qui rend le scan plus confortable pour le patient.



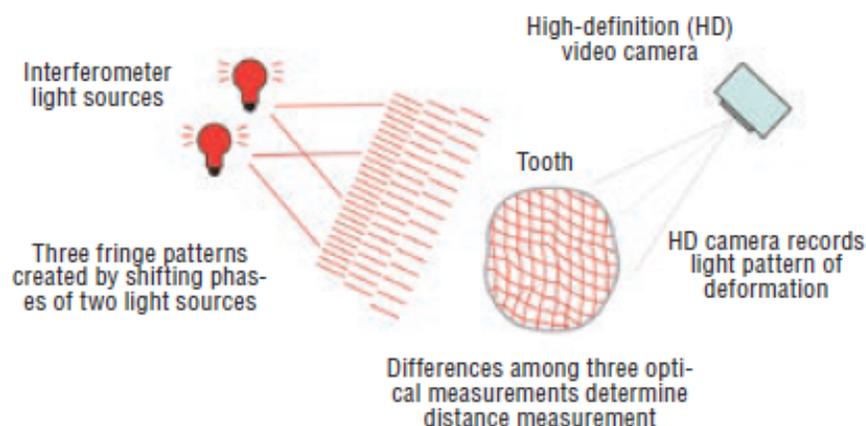
**Figure 8.** Imagerie confocale parallèle

Une publication écrite par Jones en 2012 [63] et évaluée par des pairs, décrit très bien le procédé utilisé par le scanner iTero qui sera utilisé dans notre étude. Le scanner iTero capture 100 000 points de lumière laser avec une mise au point parfaite (à 300 profondeurs focales) de la structure de la dent. La lumière est captée à travers une ouverture de 14x18 mm au bout de la tête, créant une profondeur de scan de 15 mm. Ces images de profondeur focale sont distantes les unes des autres d'environ 50 micromètres (Figure 9). Seule la lumière réfléchie qui est en focus et dans le plan confocal va repasser par le sténopé, puis par le capteur de type CMOS (*complementary metal oxide semiconductor*) qui convertit la lumière réfléchie en données digitales en l'espace d'environ un tiers de seconde, avec une précision de 15 micromètres.



**Figure 9.** Imagerie confocale parallèle (scanner iTero)

L'imagerie par interférométrie AFI (*Accordion Fringe Interferometry*), utilise deux sources lumineuses de type laser pour projeter trois patrons de lumière, appelés "fringe patterns", sur les dents et les tissus (Figure 10) [75]. Une fois que le patron de lumière frappe la surface visée, il se déforme et prend un nouveau patron selon la courbure de la surface ("fringe curvature"). À son tour, une caméra vidéo à haute définition enregistre les images de surface (le "fringe curvature"), et un logiciel construit et analyse des nuages de points de données pour obtenir de l'information telles les dimensions et les variations de forme. Le scanner AFI ne nécessite pas l'application d'une poudre sur les dents et les tissus parce que les scanners renferment une grande gamme de luminosité, ce qui fait que les mesures ne sont pas affectées par les changements de couleur ou de matériel des dents.



**Figure 10.** Technologie AFI (*Accordion Fringe Interferometry*)

La technologie de la vidéo tridimensionnelle en continu (*3D In Motion*) utilise une caméra vidéo qui se base sur le principe de l'imagerie trinoculaire, où trois lentilles optiques créent trois différentes images de l'objet visé. Un capteur convertit la lumière réfléchiée en données digitales, qui sont aussitôt transformées pour obtenir une reproduction 3D de l'objet en temps réel. Comme pour la technique d'échantillonnage par triangulation, une mince couche de poudre doit être appliquée sur les dents et les tissus lors de la numérisation pour pouvoir capter les détails de surface.

Le fait que les technologies AFI et vidéo 3D en continu utilisent une caméra vidéo de haute-définition plutôt qu'un capteur pour capter les images en temps réel, est considéré plus rapide que la méthode de "*point-and-stitch reconstruction*" retrouvée dans les technologies de l'échantillonnage par triangulation et l'imagerie confocale parallèle.

### **1.5.3 Processus de numérisation de la dentition**

Le processus de numérisation avec le scanner iTero commence typiquement dans le quadrant gauche de la mandibule, et l'opérateur déplace la baguette de l'arrière vers l'avant [64]. L'opérateur place la tête du scanner directement sur les dents pour prendre une série d'images individuelles en 3D, qui sont ensuite combinées pour former une représentation précise des dents du patient en 3D. Un modèle agrégé en temps réel apparaît à l'écran de l'opérateur. Après la numérisation de l'arcade inférieure, l'opérateur procède à l'arcade supérieure, à l'articulé d'occlusion, et au palais (si nécessaire, pour la fabrication d'un appareil de rétention de type Hawley par exemple). Une fois la numérisation complétée, le système prend environ une minute pour compiler toutes les données et générer un modèle digital complet en 3D. À ce moment, les données du modèle sont accessibles seulement sur l'unité du scanner. Pour obtenir un modèle digital accessible à partir du réseau de la clinique ou autre connexion internet sécurisée (et à des fins de sauvegarde), l'opérateur doit exporter les données électroniquement à la compagnie OrthoCAD. Ceci est fait à partir du logiciel-même ayant servi à la numérisation. Quelques minutes plus tard, le cas est disponible sur le réseau et l'orthodontiste peut visualiser, diagnostiquer, et présenter le cas à la clinique ou ailleurs en utilisant le logiciel OrthoCAD (en format OrthoCAD 3DM).

Les autres scanners intra-oraux sur le marché utilisent un processus de numérisation similaire. Chacune des compagnies fournit le logiciel qui accompagne le scanner, permettant à l'orthodontiste de visualiser, manipuler et mesurer les modèles digitaux. Les modèles digitaux d'une compagnie ne peuvent cependant pas être visualisés sur le logiciel d'une autre compagnie. Les différents logiciels sont similaires avec quelques variations au niveau des outils offerts. Un logiciel de base permet d'effectuer les mesures de diagnostic incluant les largeurs des dents, les périmètres et les largeurs d'arcade, les ratios Bolton 6 et 12, les surplombs vertical et horizontal. Les modèles peuvent être manipulés dans n'importe quelle direction et peuvent être

agrandis ou réduits. Les modèles peuvent être observés individuellement par arcade, ou en occlusion statique. Selon le logiciel, des outils supplémentaires peuvent permettre de visualiser les mouvements fonctionnels, de sectionner les modèles et de faire des montages diagnostiques, éliminant ainsi la nécessité de demander au laboratoire de faire un tirage diagnostique. Un tableau sommaire (Tableau 1) situé à l'annexe I permet de comparer les différents scanners intra-oraux présents sur le marché en date de l'année 2014.

#### **1.5.4 Avantages des scanners intra-oraux**

Les avantages des scanners intra-oraux, tel que décrit par les compagnies sur leur site internet, incluent [66-70]:

- Entreposage: Élimine l'espace de stockage nécessaire pour les modèles de plâtre.
- Précis: La capture des données intra-orales est précise et détaillée.
- Confortable: Meilleure expérience pour le patient et pour l'équipe dentaire qu'avec les matériaux à empreinte conventionnels. Les scanners éliminent les problèmes de nausée pour le patient, de même que les inconforts reliés au mauvais goût et aux dégâts.
- Facilité d'accès: les données peuvent être visionnées à tout moment à partir d'une connexion Internet, sur n'importe quel ordinateur où le logiciel est présent.
- Efficacité clinique augmentée:
  - Rapide, diminue le temps à la chaise. En moyenne, un scan complet peut prendre moins de dix minutes selon les données rapportées par les différents rapports cliniques publiés: 7 [70] à 9,5 minutes [64].
  - Élimine les reprises d'empreintes: la visualisation en 3D des dents sur l'écran permettant un ajustement immédiat des défauts afin d'obtenir le scan idéal.
- Économique:
  - Quoique l'achat initial du scanner soit dispendieux, il permet d'éliminer les frais reliés aux matériaux à empreinte (surtout dans le cas du PVS) et les frais d'expédition par courrier rapide des empreintes au laboratoire.
  - Les frais pour obtenir les modèles digitaux sont beaucoup moins élevés que les frais chargés par le laboratoire pour fabriquer les modèles de plâtre, ce qui constitue une économie importante à long-terme.

- Visualisation de la dentition immédiatement après le scan, permettant à l'orthodontiste de communiquer facilement avec le patient et de donner des explications relativement au diagnostic et au plan de traitement. Ceci facilite la compréhension du patient et améliore le taux d'acceptation de traitement.

### **1.5.5 Applications cliniques possibles**

En plus de la capacité d'obtenir des modèles digitaux avec les scanners intra-oraux, l'intégration des fichiers numériques peut servir à plusieurs applications intéressantes. Les modèles digitaux ne sont pas seulement disponibles dans le format émis par le scanner-même (par exemple, en format OrthoCAD 3DM pour le scanner iTero) mais aussi en fichier stéréolithographique (STL) universel. Il existe, depuis très récemment, des imprimantes 3D permettant au technicien de laboratoire ou à l'orthodontiste d'utiliser ces fichiers STL pour imprimer des modèles STL physiques, similaires aux modèles de plâtre, qui seraient normalement conçus à partir d'empreintes conventionnelles. Le terme "stéréolithographie" a été introduit la première fois par Charles W. Hull en 1986, la définissant comme une méthode pour fabriquer des objets solides en imprimant successivement des minces couches de matériel polymérisable (avec la lumière UV) une sur l'autre [4]. Le matériel utilisé est un polymère de type acrylique, plus précisément le polyuréthane. Les couches peuvent être aussi minces que 10 à 150 micromètres [62]. Ces modèles imprimés peuvent à leur tour être utilisés pour fabriquer des appareils de rétention et autres types d'appareils fixes ou amovibles [4-6].

Une autre application dont l'orthodontiste peut bénéficier, est de procéder à une planification digitale du traitement après avoir soumis en ligne son plan de traitement et ses directives, comme c'est le cas des traitements avec les coquilles transparentes Invisalign par exemple. À partir de ce plan de traitement et du type de boîtier orthodontique souhaité, le praticien peut recevoir quelques jours plus tard un montage virtuel avec les boîtiers positionnés sur les modèles digitaux. Une fois le montage accepté par l'orthodontiste, des guides de positionnement pour le collage indirect des boîtiers peuvent être fabriqués [64].

Il est également possible aujourd'hui de combiner ces fichiers avec les images obtenus par la tomodensitométrie, permettant d'obtenir une reproduction très précise de la dentition

[76-78]. Ceci est un avantage considérable pour la chirurgie orthognatique notamment, car elle permet au chirurgien d'augmenter la précision de leur planification virtuelle en chirurgie orthognatique et celle de leurs guides chirurgicaux fabriqués par la technologie CAD/CAM [76].

### **1.5.6 Désavantages des scanners intra-oraux**

Les désavantages des scanners intra-oraux et, indirectement ceux des modèles digitaux, incluent le fait de dépendre du fournisseur pour obtenir un support technique, les coûts reliés à l'achat initial du scanner, aux frais annuels de mises à jour, de garanties et d'accessoires (par exemple les embouts jetables pour protéger la tête du scanner). Aussi, les modèles digitaux sur un écran d'ordinateur manquent de présentation tridimensionnelle réelle et, comme toute nouvelle technologie, il y a une courbe d'apprentissage pour bien maîtriser le bon fonctionnement du scanner et pour faire les mesures dentaires sur les modèles digitaux. De fait, l'orthodontiste ou les membres de l'équipe doivent apprendre à utiliser le scanner et se familiariser avec le logiciel informatique pour effectuer un scan complet de la bouche. Ils doivent maîtriser tous les outils mis à leur disposition pour obtenir des modèles digitaux complets. L'application de poudre sur la dentition, nécessaire avec certains scanners, représente une étape clinique supplémentaire et un inconfort pour le patient. Suite à la prise du scan, l'orthodontiste doit apprendre comment utiliser le logiciel fourni avec le scanner pour analyser les modèles dentaires sur l'écran, ou en faire usage pour toute autre application orthodontique. Dans le passé, un autre désavantage pouvait être rencontré, soit la perte de données reliée à un problème majeure de stockage des données ("crash" informatique). Aujourd'hui, les données digitales du scan peuvent être entreposées sur un nouveau type de stockage informatique, appelé communément "cloud" (nuage), de façon à pouvoir y accéder de manière sécuritaire et en tout temps simplement avec une connexion internet. La plupart des scanners offrent des données dites "à plateforme ouverte", qui permettent de transférer les données par courriel dans le format standard de l'industrie (.stl).

## **1.6 Revue de littérature sur les scanners intra-oraux**

La plupart des études publiées à ce jour au sujet de la validité et la fiabilité des scanners intra-oraux mettent l'emphase sur la prosthodontie et l'implantologie, se concentrant

souvent sur une portion d'arcade. Plus récemment, une étude in vitro dans le domaine de l'implantologie a été menée sur une arcade complète. Van der Meer et al [79] ont comparé la précision de trois scanners intra-oraux: CEREC (Sirona), iTero (Cadent) et Lava COS (3M). Un modèle maître en plâtre, sur lequel trois piliers cylindriques pour implants ont été placés, a été numérisé par les trois scanners intra-oraux. Les données digitales des trois scans ont été importées dans un logiciel, et la distance entre les centres des piliers et l'angulation entre les piliers a été mesurée. Ces valeurs ont été comparées aux mesures faites sur un scan tridimensionnel de haute précision du modèle maître. Les résultats ont démontré que le scanner Lava COS renfermait les erreurs de distance moyennes les plus petites et les plus consistantes parmi les trois scanners pour les deux distances mesurées (piliers 1-2 et piliers 1-3). Quant à la mesure de l'angulation entre les piliers, le scanner Lava COS renfermait les plus petites erreurs d'angulation moyenne entre les piliers 1-2 et les plus grandes erreurs entre les piliers 1-3, alors que la différence avec la meilleure valeur moyenne (obtenue avec le scanner iTero) était minime ( $0,0529^\circ$ ). Les auteurs ont noté une augmentation des erreurs au niveau de la distance et de l'angulation au fur et à mesure que la longueur d'arcade augmentait, expliquée par l'accumulation d'erreurs lors du processus de reconstruction du scan qui rassemble les multiples segments 3D, toutefois les effets étaient statistiquement non-significatifs.

À ce jour, seulement quelques études ont évalué la validité, la fiabilité et la reproductibilité des mesures prises sur les modèles digitaux orthodontiques obtenus avec un scanner intra-oral.

Cuperus et al [14] ont évalué la validité et la reproductibilité des mesures dentaires effectuées sur des modèles stéréolithographiques et des modèles digitaux tridimensionnels. Dans cette étude in vitro, la dentition de dix crânes humains a été numérisée avec le scanner intra-oral Lava COS (3M ESPE), menant à l'obtention de dix modèles stéréolithographiques (imprimés en résine epoxy à partir d'une imprimante 3D) et dix modèles digitaux (en utilisant le logiciel OrthoProof). Deux examinateurs ont effectué, à quatre reprises, des mesures sur ces deux types de modèles et directement sur les crânes. Les mesures effectuées sur les crânes étaient considérées comme les mesures de contrôle. La prise des mesures s'est faite en utilisant un pied à coulisse électronique pour les modèles stéréolithographiques, et avec le logiciel

DigiModel (OrthoProof) pour les modèles digitaux. Les mesures effectuées comprenaient les distances inter-molaire et inter-canine, largeur mésio-distale des dents, et longueur des segments dentaires (périmètre d'arcade). À partir de ces mesures ont été calculé les dysharmonies de longueur d'arcade, de même que les ratios antérieurs et totaux de Bolton. Les résultats ont révélé que parmi un total de 44 variables mesurées, 37 variables ont montré des différences statistiquement significatives entre les crânes et les modèles stéréolithographiques, tandis que 15 variables ont montré des différences statistiquement significatives entre les crânes et les modèles digitaux ( $p < 0.05$ ). Ces différences étaient cependant considérées cliniquement non-significatives. En général, les mesures prises sur les modèles stéréolithographiques et les modèles digitaux (tous deux obtenus à partir du scan intra-oral) étaient plus petites que les mesures prises directement sur les crânes. Aussi, la reproductibilité des mesures prises sur les modèles digitaux (mesure digitale) était supérieure à celle des modèles STL et des crânes (mesures manuelles avec le pied-à-coulisse électronique). Les auteurs ont conclu que les modèles stéréolithographiques et les modèles digitaux obtenus à partir d'un scanner intra-oral représentent une méthode valide et reproductible pour la prise de mesures dentaires.

Wiranto et al [2] ont évalué, dans une étude à double insu, la validité, la fiabilité et la reproductibilité des modèles digitaux pour les mesures dentaires habituellement utilisées en orthodontie. Des modèles de plâtre ont été obtenus à partir d'empreintes en alginate prises sur vingt-deux sujets. Les modèles digitaux ont été obtenus à l'aide de deux techniques: la numérisation intra-orale avec le scanner intra-oral Lava COS (3M ESPE) nécessitant une poudre d'oxyde de titanium, et la numérisation des empreintes en alginate par la tomodensitométrie à faisceau conique (CBCT). Les mesures évaluées étaient la largeur mésio-distale des dents et les analyses de Bolton. La prise des mesures s'est faite en utilisant un pied à coulisse électronique pour les modèles de plâtre, et le logiciel DigiModel (OrthoProof) pour les deux types de modèles digitaux. Une particularité intéressante qui a été étudiée par les auteurs est le temps requis pour scanner la dentition de tous les patients. Les résultats ont démontré, au niveau des largeurs dentaires, qu'il n'existait pas de différence significative entre les mesures des modèles digitaux obtenus par le scanner Lava COS et les modèles de plâtre ( $p > 0.05$ ). Quant aux mesures prises sur les modèles digitaux obtenus à partir du CBCT,

quelques différences significatives avec les mesures des modèles de plâtre ont été trouvées ( $p < 0.05$ ), mais aucune n'excédait 0,2 mm et étaient donc jugées cliniquement acceptables. Les résultats concernant les analyses de Bolton ont démontré qu'il existait des différences significatives entre les deux types de modèles digitaux et les modèles de plâtre ( $p < 0.05$ ). Or, ces différences n'excédaient jamais 1.5 mm et étaient donc cliniquement non significatives. Quant aux temps nécessaires pour effectuer chaque scan, les temps minimaux et maximaux enregistrés étaient respectivement 14 et 40 minutes, pour un temps moyen de 23 minutes. Les auteurs ont conclu que les deux techniques digitales étaient valides, fiables et reproductibles pour effectuer les mesures dentaires à des fins de diagnostic en orthodontie. Les auteurs ont également conclu que plus de recherche était nécessaire afin d'établir la validité des différentes techniques de numérisation intra-orale avant de voir disparaître les empreintes conventionnelles.

Naidu et al [80] sont les premiers auteurs à s'être penché sur la précision du scanner iTero dans le monde de l'orthodontie. Dans cette étude in vivo, ils ont évalué la validité, la fiabilité et la reproductibilité du scanner intra-oral iTero (et du logiciel associé OrthoCAD) à mesurer les largeurs dentaires et les analyses de Bolton. Des empreintes en alginate ont été faites au sein de trente sujets pour obtenir des modèles d'étude en plâtre, suivi d'un scan de la dentition complète avec le scanner iTero pour obtenir les modèles digitaux. Trois examinateurs ont effectué les mesures dentaires sur les différents modèles. Les résultats ont démontré que les mesures des largeurs dentaires prises sur les modèles digitaux avec le logiciel OrthoCAD étaient en moyenne 0,024 mm plus grandes que celles prises sur les modèles de plâtre avec le pied à coulisse électronique. Même si cette différence était statistiquement significative ( $p = 0.0083$ ), elle était considérée cliniquement non-significative. Pour les ratios de Bolton, des différences statistiquement significatives existaient entre les deux méthodes, mais celles-ci étaient considérées cliniquement non significatives. La fiabilité intra-opérateur pour les mesures des largeurs dentaires était excellente pour les deux techniques ( $r = 0.99$ ). La reproductibilité des mesures était très bonne; tous les coefficients de corrélation intra-classe (ICC) excédaient 87% pour les deux techniques. Les auteurs concluent que le système iTero/OrthoCAD représente une alternative cliniquement acceptable aux modèles de plâtre pour la prise de ces mesures en orthodontie. Les auteurs mentionnent que

bien qu'ils aient testé l'efficacité du scanner iTero, il serait maintenant intéressant d'évaluer son efficacité/rendement clinique. En ce sens, ils précisent que de futures études devraient se pencher sur le temps opératoire nécessaire pour scanner une dentition complète et mesurer les modèles digitaux sur l'ordinateur, en comparaison avec la prise d'empreintes en alginate suivi de la prise des mesures sur les modèles de plâtre.

Akyalcin et al [59] ont évalué la précision des modèles digitaux tridimensionnels obtenus à partir du scanner iTero en comparaison avec les mesures prises manuellement et la tomodensitométrie à faisceau conique (CBCT). Ils ont utilisé soixante (60) crânes humains; la dentition complète de chacun d'eux a été numérisée avec le scanner iTero et ensuite avec le CBCT. Les mesures linéaires effectuées sur les crânes et les deux modèles digitaux respectifs consistaient à l'analyse d'espace (périmètre d'arcade, largeurs mésio-distales des dents) et la mesure de trois dents par arcade dans les trois dimensions (antéro-postérieure, transverse et verticale). Les mesures manuelles prises sur les crânes humains avec un pied-à-coulisse électronique étaient considérées comme le *gold standard*. Les résultats étaient basés sur le niveau d'accord par rapport aux mesures prises manuellement, selon le coefficient de corrélation intra-classe ICC. Les mesures prises sur les modèles digitaux iTero à partir du logiciel Studio Basic ont démontré une corrélation presque parfaite (ICC, 0.91-0.99). Les mesures sur les modèles CBCT avaient un niveau d'accord modéré à élevé (ICC, 0.65-0.99). Les auteurs ont conclu que les mesures obtenues sur les modèles CBCT et les modèles iTero étaient similaires aux mesures manuelles; ces deux méthodes étant donc valables pour les utiliser dans le diagnostic et la planification orthodontique. Les modèles iTero ont démontré un niveau de corrélation légèrement supérieur aux mesures prises sur les crânes et sont plus précises que les mesures du CBCT dans certaines régions.

Flügge et al [81] ont cherché à évaluer la précision de la numérisation intra-orale et extra-orale avec le scanner iTero, ainsi que la numérisation extra-orale des modèles en plâtre avec le scanner de laboratoire D250. Dans leur méthodologie, un même patient a reçu 10 scans intra-oraux complets avec le scanner iTero (groupe 1) ainsi que des empreintes conventionnelles avec un matériel à empreinte de type polyéther (Impregum Penta, 3M ESPE). Une paire de modèles en plâtre ont été fabriqués à partir de la coulée des empreintes.

Ces modèles ont été numérisés 10 fois avec le scanner iTero (groupe 2) et 10 fois avec le scanner extra-oral D250 de 3Shape (groupe 3). Le scanner D250 est doté d'un laser et deux caméras à haute résolution, et l'obtention des modèles digitaux se fait en utilisant le principe de triangulation. Dans chacun des trois groupes, et en utilisant le même logiciel pour tous (Rapidform XOR, Inus Technologies), l'ensemble des modèles digitaux ont été d'abord grossièrement alignés, puis les rebords des modèles ont été coupés suivant des plans de coupe pour créer des rebords communs. Puis, dans chacun des trois groupes, un deuxième alignement de modèles a été réalisé le long des distances les plus proches des surfaces (logiciel Artec Studio, Artec Group). Pour évaluer la précision, les auteurs ont comparé les déviations entre les sommets des surfaces dentaires qui existaient entre les différents modèles digitaux dans chacun des groupes. Les résultats, qui sont également présentés sous forme d'échelle de couleur pour illustrer, en millimètres, la déviation existante entre les modèles, ont démontré que les plus grandes déviations, donc la plus faible précision, se trouvaient au sein du groupe 1. La moyenne des déviations dans le groupe 1 était 50  $\mu\text{m}$ , avec une médiane de 37  $\mu\text{m}$  et des erreurs quadratiques moyennes (*root-mean-square errors*) de 73  $\mu\text{m}$ . Un fait intéressant à mentionner est que les déviations étaient plus importantes au maxillaire qu'à la mandibule. Le groupe 2 a démontré une meilleure précision, avec une moyenne de déviation de 25  $\mu\text{m}$ , une médiane de 18  $\mu\text{m}$  et des erreurs quadratiques moyennes de 51  $\mu\text{m}$ . Le scanner D250 (groupe 3) a démontré la plus grande précision, avec des déviations en moyenne de 10  $\mu\text{m}$ , une médiane de 5  $\mu\text{m}$  et des erreurs quadratiques moyennes de 20  $\mu\text{m}$ . Pour ce qui est de la numérisation intra-orale et extra-orale avec le scanner iTero, les plus grandes déviations se situaient au niveau des surfaces labiales des dents antérieures et les surfaces buccales des molaires. Selon les auteurs, l'imprécision de la numérisation des surfaces labiales des dents antérieures serait dû à la très grande inclinaison de la surface antérieure, qui nécessiterait la prise de scans additionnels dans différents angles, tel que suggéré précédemment par Mehl et al [82]. Quant à l'imprécision au niveau des surfaces buccales des molaires, les auteurs font référence à la théorie de Rudolph et al [83], qui a démontrée que la forme de la dent était un facteur dominant pour la précision et que les grandes déviations se trouvaient dans les endroits avec des changements importants de courbure.

En conclusion, les auteurs énoncent que la numérisation intra-orale avec le scanner iTero est moins précise que la numérisation extra-orale avec le scanner iTero et le scanner D250, ce dernier étant le plus précis. Quant au fait que la numérisation intra-orale avec le scanner iTero soit moins précise que la numérisation des modèles avec iTero, les auteurs ont attribué un rôle considérable aux conditions intra-orales reliées au patient (mouvement du patient, présence de salive, humidité intra-orale et espace limité pour effectuer le scan) comme facteurs d'imprécision des scans. Les auteurs supportent tout de même l'utilisation des modèles digitaux obtenus à partir de iTero pour la planification de traitement et la fabrication d'appareils orthodontiques. Le fait que les techniques de numérisation extra-orale (groupe 2 et 3) aient démontré une plus grande précision signifie en théorie que l'on peut s'attendre à une plus grande précision des appareils fabriqués (avec la technologie CAD/CAD). Cependant, on doit tenir compte des imprécisions reliées aux empreintes conventionnelles et, par le fait même, les additionner à tout type de données acquises par la numérisation in vitro.

Peu d'auteurs se sont penché sur l'efficacité clinique du scanner intra-oral. Comme il a été précisé précédemment, Wiranto et al ont enregistré les temps nécessaires pour effectuer chaque scan avec le scanner Lava COS (3M). Des temps minimaux et maximaux enregistrés étaient respectivement 14 et 40 minutes, pour un temps moyen de 23 minutes. Garino et Garino [64], en 2011, ont utilisé le scanner iTero pendant six mois dans leur clinique et ont cherché à évaluer leur nouvelle expérience et celle des soixante (60) patients sur lesquels une numérisation complète de la dentition a été effectuée. Les résultats de ce rapport clinique ont démontré que tous les patients ont préféré le scan intra-oral par rapport aux empreintes conventionnelles, et que la plupart (95%) ont trouvé l'expérience positive. Le temps moyen requis pour faire un scan complet - incluant les arcades supérieures et inférieures, le palais et la prise de l'articulé - était de 16,7 minutes pour les quarante (40) premiers cas et seulement 9,5 minutes pour les derniers vingt (20) patients.

À ce jour, aucune étude n'a utilisée spécifiquement le système digital Unitek TMP Digital (3M) pour comparer les mesures prises sur les modèles digitaux obtenus à partir d'empreintes conventionnelles avec les mesures prises sur les modèles de plâtre. De plus, il est raisonnable de dire que peu d'études dans le monde de l'orthodontie ont évalué la validité et la

fiabilité des mesures prises sur les modèles digitaux obtenus avec un scanner intra-oral. Parmi tous les scanners disponibles sur le marché, seuls les scanners Lava COS (3M) et iTero (Align Technology) ont été utilisés dans les études. L'étude de Naidu et al est la seule étude ayant utilisé le scanner intra-oral iTero dans un contexte in vivo pour évaluer leur fiabilité à reproduire les mesures de routine effectuées par les orthodontistes. Dans cette étude, les auteurs ont comparé les modèles digitaux iTero aux modèles de plâtre obtenus à partir d'empreintes en alginate. Il serait valable de comparer les modèles digitaux iTero avec le polyvinylsiloxane afin de tirer des conclusions démontrant la fiabilité de la numérisation intra-orale par rapport à ce matériel qui est reconnu en orthodontie pour sa grande précision, entre autre utilisé pour la confection des gouttières d'alignement de nombreuses compagnies [37]. Les mesures dentaires évaluées dans l'étude de Naidu et al incluait les largeurs mésio-distales des dents et les analyses de Bolton. Le fait d'inclure des mesures de distances plus grandes, par exemple les largeurs inter-canines et inter-molaires, de même que les mesures des surplombs horizontaux et verticaux pour évaluer la précision de l'enregistrement de l'occlusion, permettrait sans doute de renforcer les conclusions au sujet des scanners intra-oraux. Si une différence existe au niveau des surplombs horizontaux et/ou verticaux entre les modèles digitaux et les modèles de plâtre, il serait logique de croire qu'il y a possiblement eu déformation au niveau de l'articulé d'occlusion et/ou au niveau du matériel à empreinte au sein des modèles de plâtre, contrairement aux modèles digitaux où la relation occlusale est enregistrée directement par le biais de clichés obtenus avec le scanner intra-oral. Finalement, pour les deux techniques, il serait intéressant d'enregistrer les temps opératoires nécessaires pour les manipulations cliniques (prise d'empreintes conventionnelles versus scan avec iTero) et la prise des mesures sur les modèles respectifs, de façon à évaluer le rendement clinique des deux différentes méthodes.

## **Chapitre 2**

### **Objectifs, questions et hypothèses de recherche**

## **Chapitre 2: Objectifs, questions et hypothèses de recherche**

### **2.1 Objectifs de la présente étude**

Le monde digital est devenu une réalité en orthodontie et les scanners intra-oraux auront sans doute un grand impact au niveau clinique et de la recherche. Afin que le diagnostic et la planification de traitement soient précis, les mesures tirées des modèles digitaux doivent être similaires aux mesures prises sur les modèles de plâtre. Les mesures utilisées dans cette étude ont été choisies à cause de leur signification clinique pour l'orthodontiste, faisant parties intégralement de l'analyse pré-traitement des modèles d'étude. La précision et la fiabilité de l'analyse faite sur les modèles digitaux à l'aide de leur logiciel respectif, soit le logiciel Unitek TMP (3M, version 4.1.0) pour les modèles Unitek TMP Digital et le logiciel OrthoCAD (Cadent, version 3.5.0.38) pour les modèles iTero, seront comparées à l'analyse faite sur les modèles de plâtre avec un pied à coulisse électronique (*gold standard*).

L'objectif primaire de ce projet de recherche est d'évaluer la validité, la fiabilité et la reproductibilité des mesures dentaires obtenues sur les modèles digitaux avec iTero (Align Technology) et sur les modèles digitaux Unitek TMP Digital (3M) en comparaison avec celles obtenues sur les modèles de plâtre.

L'objectif secondaire est de comparer les deux différents matériaux à empreinte (i.e. l'alginat et le polyvinylsiloxane) et déterminer si le choix du matériau affecte la précision des mesures.

### **2.2 Questions de recherche**

1. Quelle est la précision de l'analyse des modèles d'étude digitaux utilisant les logiciels digitaux comparativement à l'analyse conventionnelle des modèles d'étude en plâtre?
2. Est-ce que le choix du matériel à empreinte affecte la précision de l'analyse des modèles d'étude?

## 2.3 Hypothèses expérimentales

1. Il n'existe pas de différence significative entre les mesures obtenues sur les deux types de modèles digitaux (Unitek TMP Digital et iTero) et les mesures obtenues sur modèles en plâtre (*gold standard*).
2. Il n'existe pas de différence significative entre les mesures obtenues sur les modèles provenant d'empreintes en alginate et les mesures obtenues sur les modèles provenant d'empreintes en polyvinylsiloxane.

# **Chapitre 3**

## **Matériels et Méthodes**

## Chapitre 3: Matériels et Méthodes

L'étude comporte deux volets distincts pour répondre aux deux hypothèses de recherche:

**1<sup>er</sup> Volet** (en laboratoire): Validité théorique des modèles digitaux iTero obtenus à partir du scanner iTero, et des modèles digitaux Unitek TMP Digital obtenus à partir des empreintes conventionnelles.

**2<sup>e</sup> Volet** (in vivo): Validité clinique des modèles digitaux iTero obtenus à partir de la numérisation intra-orale avec le scanner iTero.

Pour les deux volets, la détermination du nombre de patients nécessaires pour notre étude s'est faite par comparaison avec les études de fiabilité précédentes présentant des objectifs de recherche similaires. Le nombre de patients utilisés par les auteurs était en moyenne de 20 à 25 patients [2, 3, 7, 17, 19, 20, 44]. La taille de l'échantillon de 25 patients a pour but d'atteindre une puissance statistique adéquate afin de répondre aux objectifs de l'étude.

### 3.1.1 Échantillonnage - Volet 1

Vingt-cinq (25) paires de modèles d'étude en plâtre de patients ayant consulté un des auteurs en clinique privée ont été sélectionnées. Les modèles ont été conçus à partir d'empreintes initiales prises en bouche chez des patients âgés de 12 à 30 ans (femme ou homme) qui nécessitaient un traitement orthodontique. Les modèles pré-traitement ont été utilisés et le montant de chevauchement n'était pas un facteur dans la sélection des patients. Les modèles d'étude ont été choisis de façon randomisée, mais reflétaient la patientèle d'une clinique d'orthodontie et la répartition des types de malocclusion au sein de la population: douze garçons (48%) et treize filles (52%), et parmi ceux-ci, onze patients présentent une malocclusion de Cl I (44%), douze présentent une malocclusion de Cl II (48%) et deux présentent une malocclusion de Cl III (8%). Les mesures prises sur ces modèles en plâtre serviront de mesures de contrôle (*baseline*). Les critères d'inclusion étaient:

- Dentition permanente complète de la première molaire à l'autre première molaire
- Aucune modification interproximale (ex.: caries, restaurations extensives, morphologie dentaire anormale) pouvant affecter la largeur mésio-distale des dents

- Modèles de plâtre ne présentant aucune imperfection (vides, bulles, fracture de dent(s))

### **3.1.2 Échantillonnage - Volet 2**

Vingt-cinq (25) patients âgés de 12 à 30 ans (femme ou homme) de la clinique d'orthodontie de l'Université de Montréal ayant besoin d'un traitement orthodontique ont été sélectionnés. Ces patients sont différents de ceux sélectionnés dans le volet 1 de l'étude. Le montant de chevauchement n'était pas un facteur dans la sélection des patients. Le recrutement s'est fait de façon aléatoire et la participation des patients à l'étude était volontaire. Un consentement libre et éclairé a été signé par tous les patients et les parents (si le patient était âgé de moins de 18 ans). Les critères d'inclusion étaient:

- Dentition permanente complète de la première molaire à l'autre première molaire
- Aucune modification interproximale (ex.: caries, restaurations extensives, morphologie dentaire anormale) pouvant affecter la largeur mésio-distale des dents

### **3.2.1 Procédures expérimentales - Volet 1**

Une empreinte en alginate (Kromopan 100, Lascod, Italie) et une empreinte en polyvinylsiloxane en deux étapes (Imprint II Garant *Heavy body* et *Light Body*, 3M ESPE, CA) de l'arcade maxillaire et mandibulaire ont été prises sur les 25 paires de modèles de plâtre, ainsi que deux articulés en cire de l'occlusion. Pour chaque paire de modèles, la même taille de porte-empreinte en plastique rigide était utilisée pour chaque matériel à empreinte. Les empreintes et articulés ont été envoyés par courrier prioritaire à la compagnie 3M (London, Ontario). La date et le moment de la journée correspondant à l'envoi et la réception des colis ont été notés. La numérisation des empreintes faite par la compagnie 3M a permis d'obtenir des modèles digitaux Unitek TMP Digital. Finalement, les 25 paires de modèles d'étude en plâtre ont été numérisées avec le scanner iTero par l'opérateur principal (VCP) pour obtenir les modèles digitaux iTero de type *iRecord*.

### **3.2.2 Procédures expérimentales - Volet 2**

Une empreinte en alginate (Kromopan 100) et une empreinte en polyvinylsiloxane en deux étapes (Imprint II Garant *Heavy body* et *Light Body*) de l'arcade maxillaire et mandibulaire ont été prises en bouche chez les 25 patients sélectionnés, ainsi que deux articulés en cire de l'occlusion centrée. La même grosseur de porte-empreinte en plastique rigide était utilisée chez le même patient pour chaque matériel à empreinte. Les empreintes et articulés ont été envoyés à un laboratoire dentaire (le même pour la durée totale de l'étude) pour la coulée des empreintes et l'obtention des modèles de plâtre. La date et le moment de la journée correspondant à l'envoi et la réception des colis ont été notés.

L'opérateur principal (VCP) a par la suite procédé à la numérisation intra-orale de la dentition complète des patients avec le scanner iTero de manière à obtenir les modèles digitaux iTero de type *iRecord*. L'opérateur a complété dix numérisations complètes avec le scanner iTero avant le début de l'étude afin de se calibrer.

Pour tous les patients du deuxième volet, les temps requis pour effectuer les prises d'empreintes conventionnelles (alginate et polyvinylsiloxane) et la prise de l'articulé d'occlusion en cire ont été enregistré, de même que le temps requis pour effectuer chaque numérisation avec le scanner iTero. Toutes les manipulations cliniques ont été effectuées par l'opérateur principal (VCP).

### **3.3 Instrumentation**

Toutes les mesures digitales ont été effectuées en utilisant le logiciel Unitek Treatment Management Portal (3M, version 4.1.0) pour les modèles Lava 3D et le logiciel OrthoCAD (Cadent, version 3.5.0.38) pour les modèles iTero. Les mesures manuelles de la largeur mésio-distale des dents, l'espace disponible, la largeur inter-molaire et inter-canine ont été prises à l'aide d'un pied à coulisse électronique (Figure 2, Annexe II). Ces mesures ont été arrondies à 0.1 mm près. Les surplombs vertical et horizontal ont été mesurés avec une règle millimétrique et arrondis à 0.5 mm près. Les mesures ont été enregistrées dans un tableau Excel (Microsoft, Redmond, WA).

### 3.4 Prise des données sur les modèles

Deux auteurs (VCP et AP) ont procédé à la prise des mesures. Pour chaque volet de l'étude, les modèles de plâtre ont été mesurés en premier, suivi des modèles digitaux. Les mesures au niveau des deux arcades dentaires incluaient:

- La largeur mésio-distale de chaque dent, de la première molaire à l'autre première molaire, en mesurant la distance entre les points de contact anatomiques. Les mesures sur tous les modèles ont été prises en vue occlusale à moins que les deux points de contacts ne pouvaient être visualisés. L'outil de rotation était alors utilisé pour les modèles digitaux pour trouver une vue acceptable.
- L'espace disponible (périmètre d'arcade), en utilisant la méthode décrite par Staley en vue occlusale (Figure 3, Annexe II) [84]. Au niveau de chaque arcade, les segments postérieurs (distance entre le point de contact mésial des 1ères molaires et le point de contact distal des canines), les canines et les segments antérieurs (distance entre le point de contact mésial des incisives centrales et le point de contact mésial des canines) étaient mesurés. La somme de ces segments correspondait à l'espace disponible sur l'arcade.
- Les largeurs d'arcade étaient déterminées en mesurant les largeurs inter-molaire et inter-canine (Figure 4, Annexe II). La largeur inter-canine correspond à la distance entre les pointes de cuspide des canines. La largeur inter-molaire correspond à la distance entre les fosses centrales des premières molaires.
- Surplomb vertical, en mesurant le plus grand montant de recouvrement vertical au niveau des incisives centrales lorsque les modèles sont en occlusion.
- Surplomb horizontal, en mesurant la plus grande distance horizontale entre la surface labiale de l'incisive centrale inférieure et le point le plus labial du bord incisif, au niveau du milieu mésio-distal de l'incisive centrale supérieure droite ou gauche.

Les mesures précédentes ont permis le calcul de quatre catégories additionnelles:

- Espace requis: somme des largeurs mésio-distales des dents de chaque arcade, de la deuxième prémolaire à l'autre deuxième prémolaires.

- Soustraction de l'espace requis à l'espace disponible, permettant de déterminer s'il y a un surplus d'espace (valeur positive) ou chevauchement (valeur négative).
- Les largeurs des douze dents de l'arcade, de la première molaire à l'autre première molaire (6-6) et les six dents antérieures (3-3), sont converties en ratios dans l'analyse de Bolton. Les ratios sont les suivants:
  - Ratio total (Bolton 12) =  $\frac{\text{Somme 6-6 mandibulaires}}{\text{Somme 6-6 maxillaires}} \times 100$  (N = 91,3 %)
  - Ratio antérieur (Bolton 6) =  $\frac{\text{Somme 3-3 mandibulaires}}{\text{Somme 3-3 maxillaires}} \times 100$  (N = 77,2 %)
- La dysharmonie de Bolton peut aussi être exprimée en millimètres (mm). Par exemple, 0,913 x somme 6-6 maxillaires nous dira la somme idéale de 6-6 mandibulaires. La différence entre cette valeur et la somme actuelle de 6-6 mandibulaires correspond à la dysharmonie en mm qui existe entre les deux arcades. Une valeur de Bolton plus grande est considérée négative (excès mandibulaire ou déficience maxillaire) alors qu'une valeur plus petite est considérée comme positive (excès maxillaire ou déficience mandibulaire). Ces dysharmonies ont été calculées pour les ratios Bolton antérieurs et totaux.

Pour tous les modèles du deuxième volet, les temps requis par l'auteur principal (VCP) pour effectuer les mesures sur les modèles en plâtre et les modèles digitaux iTero ont été enregistré. Ainsi, à titre informatif pour les orthodontistes, il sera possible de comparer l'efficacité clinique en temps du scanner iTero et des modèles digitaux, en comparant le temps opératoire requis pour scanner la dentition avec iTero et prendre les mesures sur les modèles digitaux iTero sur un ordinateur, avec le temps opératoire nécessaire pour prendre les empreintes conventionnelles et l'articulé d'occlusion et effectuer les mesures manuellement sur les modèles de plâtre.

### 3.5 Analyses de fiabilité

Pour les deux volets de l'étude, l'auteur principal (VCP) a effectué les mesures sur tous les modèles une deuxième fois, après un intervalle d'au moins deux semaines. En comparant les mesures prises à deux différents moments pour chaque méthode, l'erreur intra-opérateur a pu être déterminé. Un autre auteur (AP) a effectué les mesures à une reprise sur dix paires de modèles, choisis aléatoirement, pour chacune des méthodes des deux volets. Ceci a ainsi permis de déterminer l'erreur inter-opérateur.

### 3.6 Analyses statistiques

Le coefficient de corrélation intra-classe (ICC) et les limites d'agrément de Bland-Altman ont été utilisés pour comparer les modèles digitaux (Unitek TMP Digital et iTero) aux modèles de plâtre, et pour comparer l'alginat et le polyvinylsiloxane. Ainsi, pour les deux volets de l'étude, chacune des méthodes a été comparée avec les autres; toutes les mesures obtenues sur les modèles de plâtre et les modèles digitaux seront comparées entre elles: ratios Bolton 6 (antérieur) et Bolton 12 (total), périmètres d'arcade, largeurs inter-canine et inter-molaire, surplombs vertical et horizontal. L'écart du ICC varie entre 0 et 1, avec 0 signifiant un "accord nul" ou "désaccord" et 1 signifiant un "accord parfait". L'interprétation conventionnelle du ICC a été utilisée:  $ICC < 0.3$  indique un accord faible,  $0.31 < ICC < 0.5$  indique un accord limite (*fair*),  $0.51 < ICC < 0.7$  indique un accord modéré,  $0.71 < ICC < 0.9$  indique un bon accord et  $0.91 < ICC$  indique un accord excellent.

Le coefficient de corrélation intra-classe (ICC) et les limites d'agrément de Bland-Altman ont également été utilisés pour évaluer la fiabilité intra-opérateur et inter-opérateur, soit la reproductibilité des mesures entre les deux temps (T1 et T2) et celle entre les deux opérateurs.

Le coefficient de Dahlberg a, quant à lui, été utilisé pour évaluer l'erreur technique associée à la prise des mesures. Ce coefficient est considéré comme la différence millimétrique moyenne attribuable à l'imprécision des mesures.

## **Chapitre 4**

### **Article**

## Chapitre 4: Article

### **Validity, reliability and reproducibility of digital models obtained with iTero<sup>®</sup> (Align Technology) and Unitek<sup>™</sup> TMP Digital<sup>®</sup> (3M) in comparison with plaster models**

**Vincent-Claude Péloquin, Athena Papadakis, Pierre Rompré, Normand Bach**

*University of Montreal, Quebec, Canada*

**Objective:** The primary objective of this study was to evaluate the validity, reliability and reproducibility of dental measurements obtained on digital models produced by iTero (Align Technology, San Jose, California) and by Unitek TMP Digital (3M, Monrovia, California) in comparison with those obtained on plaster models (gold standard). The secondary objective was to compare two different impression materials (alginate and polyvinylsiloxane-PVS) to determine whether the material used affects accuracy of the measurements.

**Methods:** The first part of the study involved Unitek and iTero digital models, which were all obtained from 25 pairs of plaster models randomly selected from one of the co-author's private practice. Alginate and PVS impressions were taken on plaster models and were scanned by the Unitek scanner. The same models were then scanned with the iTero scanner. The second part of the study sought to compare iTero digital models (intraoral scans) with plaster models (alginate and PVS impressions) taken on 25 patients requiring treatment from the Orthodontic clinic of the University of Montreal. In both parts of the study, two authors took the following measurements on the different models: mesio-distal width of each tooth from first molar to the other first molar, intermolar and intercanine distances, overbite and overjet. Bolton 6 and 12 ratios and excesses, maxillary and mandibular space available and required were also calculated in order to determine space differentials.

**Results:** A good to excellent reliability (ICC) was found for all measurements when comparing digital (Unitek and iTero) and plaster models [ICC=0.762–0.998], and excellent reliability when comparing both impression materials [ICC=0.947–0.996]. In the two parts of the study, measurements on iTero models were generally larger than on plaster models. Highest mean differences for iTero-plaster were found for maxillary space available and mandibular space available (systematically larger for that variable): 2.24 mm and 2.02 mm respectively in the first part of the study, 1.17 mm and 1.39 mm respectively in the second part. Differences were considered clinically insignificant for all variables. Intraexaminer reproducibility was good to excellent for plaster and digital models, except for mandibular space differential on Unitek models [ICC=0.690-0.692]. Interexaminer reproducibility was good to excellent for plaster and digital models in both parts of study, but fair to moderate for Unitek models regarding Bolton 6 and 12, and maxillary and mandibular space differentials [ICC=0.362-0.548].

**Conclusions:** The accuracy and reliability of dental measurements done on Unitek and iTero digital models were clinically acceptable and reproducible when compared with measurements done on traditional plaster models. The choice of impression material between alginate and PVS did not affect accuracy of the measurements. This study tends to indicate that Unitek and iTero digital models examined with their associated software can be reliably used for orthodontic cast analysis and diagnosis.

Nowadays, a lot of orthodontists have turned toward a computer-based practice, using paperless patient management software, digital radiographs and digital photographs. These advances in technology allow the practitioner to integrate patients' charts and records, as well as administrative functions including referral letters, patient billing and scheduling. Plaster study models, widely considered to be the gold standard of orthodontic records, are the last physical record of the patient to make that digital transition. Study models are fundamental for diagnosis and treatment planning, case presentations, and evaluation of treatment progress and results [1].

The introduction of digital models offers the orthodontist an interesting alternative to plaster study models. Advantages of these digital models are numerous and include: ease of retrieval, multi-site access, reduction of storage space, elimination of breakage, ease of interdisciplinary communication and cost-effectiveness [2, 3]. Many companies offer digital models, using a similar process to create them, with some differences in their methods. One method to fabricate digital models consists of taking impressions of the dental arches and a bite registration, and to send these to the digital model provider. The impressions, or plaster models obtained from these impressions, are scanned using a laser or cone-beam computed tomography to generate the digital models. The software provided by each company is similar with some variation in the tools, and allow the orthodontist to make simple diagnostic measurements including tooth width, Bolton 6 and 12 ratios, arch length and width, overbite and overjet. Various studies comparing dental measurements taken on plaster and digital models obtained with this method have been conducted and concluded there were no clinically significant differences between the two methods, and therefore, digital models appear to be a clinically acceptable alternative to plaster models [1, 2, 4-7]. No study has assessed the clinical applicability of Unitek TMP digital models (3M, Monrovia, California) obtained from laser scanning of the impressions.

The latest innovation is the direct generation of digital models with an intraoral scanner. This chairside unit allows the specialist to scan the patient's dentition using a hand-held camera and generate a 3-dimensional digital model in a short period of time. Digital scanners have revolutionized orthodontics and have promising applications. Along with their capacity to replace conventional impressions, their ability to electronically store patient information, as digital study models, has the advantage of eliminating the problems of storage,

breakage and retrieval of plaster models as well as simplifying office management and interdisciplinary communication [3, 8-12]. A review of the literature showed that two studies have assessed the accuracy of Lava Chairside Oral Scanner (3M ESPE) [3, 12]. To our knowledge, only a few studies [8-10] concerning the precision of digital scanning with iTero (Align Technology, San Jose, California) have been carried out, and only one [8] used the associated OrthoCAD software. The general conclusion of the studies was that digital models obtained from intraoral scanners are accurate and reproducible for dental measurements, and therefore, a valid alternative to plaster models for orthodontic cast analysis and diagnosis.

Some studies have examined the effects of different impression materials on the accuracy and reliability of digital models, The choice of impression material also varied with the studies, most of them using traditional alginate or alginate substitutes [1, 4-8, 13-14], while others used a silicone based impression material [2, 7, 13-15]. Most of the authors have reported that the choice of impression material did not seem to affect the outcome of measurements.

The primary objective of this study was to evaluate the validity, reliability and reproducibility of dental measurements made on digital models obtained from Unitek TMP Digital (3M) and from extraoral and intraoral scanning with iTero (Align Technology), in comparison with those made on plaster models. The secondary objective was to compare two different impression materials –alginate and polyvinylsiloxane (PVS)– used to obtain plaster models, and determine whether the choice of impression material affects accuracy of the measurements.

## **MATERIAL AND METHODS**

Institutional ethic board approval for this study was obtained from the University of Montreal. The first part of the study involved Unitek and iTero digital models, which were all obtained from 25 pairs of plaster models randomly selected from one of the co-author's private practice. The second part of the study sought to compare iTero digital models with plaster models made from alginate and PVS impressions, based on 25 patients aged from 12 to 30 years old (woman or man) requiring treatment from the Orthodontic clinic of the University of Montreal.

The inclusion criteria were the same for the two parts of the study: a complete permanent dentition from first molar to first molar, no interproximal modifications (e.g. caries, large restorations, abnormal tooth morphology) which could affect the mesio-distal width of the teeth, and plaster models with no imperfections (e.g. voids, blebs, fractures of teeth). In the first part of the study, maxillary and mandibular alginate (Kromopan 100, Lascod, Italie) and two-step PVS (Imprint II Garant *Heavy body & Light Body*, 3M ESPE, CA) impressions were taken directly on the original plaster models, along with a bite registration in wax. The plaster models were then scanned with the iTero scanner. The electronic data were transmitted to Cadent (Align Technology) for processing into iTero digital models. The impressions were sent by overnight courier to the Unitek digital model provider located in London (Ontario, Canada). At their arrival, the impressions were scanned to generate the Unitek digital models. Unitek and iTero digital models were returned electronically to the orthodontist through the manufacturer's software, where the model images could be viewed, manipulated and measured. In the second part of the study, alginate and PVS (same as above) impressions were taken on the participating patients, followed by a bite registration in wax. The impressions were sent by priority courier to a local orthodontic laboratory to produce plaster models. Afterwards, each patient's dentition and bite were scanned with the iTero scanner, and the resulting electronic data were transmitted to Cadent to obtain the iTero digital models. In order to evaluate the clinical efficiency of iTero, the operator time involved in scanning the dentition with iTero and measuring digital models on a computer was compared with the operator time required in taking traditional impressions and measuring stone casts manually.

Measurements done on the different group of models included: mesiodistal width of teeth from 1<sup>st</sup> molar to 1<sup>st</sup> molar, space available (arch perimeter), intermolar width, intercanine width, overbite and overjet. All measurements were made to the nearest 0.1 mm, except for the overbite and overjet which were rounded to the nearest 0.5 mm. Space required and space differential in maxillary and mandibular arches, as well as Bolton 6 and 12 ratios, were calculated using these data.

Measurements were made on plaster models using a digital caliper and millimetered ruler, and made on digital models using the Unitek TMP Digital (3M) and OrthoCAD (Align Technology) softwares for Unitek and iTero models, respectively. The primary examiner

(VCP) measured all the models twice, at a two-week interval in order to eliminate any recall bias. The second examiner (AP) made measurements on ten models of each group once.

### Statistical analysis

In order to assess intraexaminer reliability and test the hypotheses of no difference between plaster and digital (Unitek and iTero) models, and no difference between alginate and polyvinylsiloxane on the accuracy of measurements, the intraclass correlation coefficient (ICC) and Bland-Altman analysis were used. The intra- and interexaminer reproducibility of measurements for each method was evaluated using the same tests. The technical error of measurement was assessed using the conventional Dahlberg statistic. It is expressed as the average millimetric difference attributable to measurement imprecision.

## RESULTS - Part I

When comparing the plaster models and their digital counterparts (Table I), the ICC's were 0,762 or higher for Unitek models produced from alginate impressions, were 0,792 or higher for Unitek models produced from PVS impressions and were 0,787 or higher for iTero models obtained from scans of the plaster models. These results indicate a good to excellent correlation between measurements done on the four different models by the main operator.

**Table I.** Intraclass Correlation Coefficient (ICC) test between the plaster and digital models

Measurement	Unitek (Alginate)	Unitek (PVS)	iTero
Bolton 6 ratio	0,762	0,792	0,794
Bolton 6 excess (mm)	0,765	0,794	0,787
Bolton 12 ratio	0,843	0,843	0,802
Bolton 12 excess (mm)	0,845	0,846	0,808
Maxill space available	0,974	0,965	0,890
Mand space available	0,946	0,936	0,883
Maxill space required	0,963	0,937	0,958
Mand space required	0,956	0,897	0,951
Maxill space differential	0,955	0,956	0,902
Mand space differential	0,826	0,882	0,800
Maxill intermolar	0,991	0,991	0,994
Mand intermolar	0,991	0,984	0,990
Maxill intercanine	0,993	0,992	0,988
Mand intercanine	0,991	0,993	0,989
Overbite	0,925	0,924	0,962
Overjet	0,927	0,929	0,998
ICC mean	0,916	0,916	0,906
ICC min	0,762	0,792	0,787
ICC max	0,993	0,993	0,998

High correlation with values approaching 1.

The Bland-Altman analysis (Table II) shows that most of the measurements were generally larger (negative values) using both the Unitek and iTero digital technique. This is the case for the Bolton 6 and 12 ratios and excess (mm), the available space (mm) and the required space (mm) in both arches, as well as the maxillary and mandibular intermolar distances. The overbite was generally slightly larger for the plaster technique (positive values) compared to the digital technique. The largest 95% limits of agreement intervals between the plaster and both digital techniques (Unitek (Alginate and PVS) and iTero) were for the maxillary and mandibular space available (mm) (iTero with the highest limits for both variables), and the maxillary and mandibular space required (mm). Measurements on iTero models were systematically larger for the maxillary [-4,37 – -0,11] and mandibular [-3,65 – -0,39] space available. These previous four variables and the Bolton 6 ratio showed the highest average error of measurement as shown by the Dahlberg statistic (Table III).

**Table II.** Bland-Altman analysis to compare the plaster and digital models

Measurement	Unitek (Alginate)			Unitek (PVS)			iTero		
	Mean difference (SD)	95% Limits of agreement		Mean difference (SD)	95% Limits of agreement		Mean difference (SD)	95% Limits of agreement	
		Mean - 2 SD	Mean + 2 SD		Mean - 2 SD	Mean + 2 SD		Mean - 2 SD	Mean + 2 SD
Bolton 6 ratio	-0,39 (1,59)	-3,50	2,72	-0,68 (1,46)	-3,54	2,17	0,13 (1,43)	-2,69	2,94
Bolton 6 excess (mm)	-0,21 (0,81)	-1,79	1,37	-0,34 (0,75)	-1,81	1,14	-0,15 (0,80)	-1,72	1,42
Bolton 12 ratio	0,02 (0,99)	-1,93	1,97	-0,25 (1,00)	-2,20	1,70	-0,12 (0,99)	-2,07	1,82
Bolton 12 excess (mm)	0,04 (0,98)	-1,88	1,96	-0,22 (0,99)	-2,16	1,72	-0,16 (0,98)	-2,08	1,77
Maxill space available	-0,60 (0,97)	-2,51	1,31	-0,90 (0,98)	-2,81	1,02	-2,24 (1,09)	-4,37	-0,11
Mand space available	-1,02 (0,88)	-2,74	0,70	-1,24 (0,80)	-2,80	0,33	-2,02 (0,83)	-3,65	-0,39
Maxill space required	-0,49 (0,94)	-2,34	1,36	-1,13 (0,86)	-2,81	0,54	-1,04 (0,56)	-2,13	0,06
Mand space required	-0,68 (0,92)	-2,48	1,13	-1,45 (1,02)	-3,45	0,55	-0,94 (0,78)	-2,46	0,58
Maxill space differential	-0,11 (1,05)	-2,16	1,94	0,24 (1,02)	-1,77	2,24	-1,21 (1,04)	-3,25	0,83
Mand space differential	-0,34 (1,19)	-2,67	1,98	0,21 (1,01)	-1,77	2,19	-1,08 (1,03)	-3,10	0,95
Maxill intermolar	-0,32 (0,29)	-0,89	0,25	-0,31 (0,32)	-0,94	0,32	-0,14 (0,32)	-0,76	0,49
Mand intermolar	-0,12 (0,35)	-0,82	0,57	-0,32 (0,38)	-1,06	0,43	-0,29 (0,27)	-0,81	0,23
Maxill intercanine	-0,07 (0,34)	-0,73	0,59	-0,08 (0,36)	-0,79	0,63	0,12 (0,45)	-0,76	0,99
Mand intercanine	0,10 (0,39)	-0,66	0,85	-0,03 (0,34)	-0,69	0,64	0,07 (0,42)	-0,76	0,90
Overbite	0,26 (0,56)	-0,84	1,36	0,12 (0,62)	-1,09	1,33	0,28 (0,36)	-0,42	0,98
Overjet	0,00 (0,95)	-1,86	1,86	0,18 (0,89)	-1,56	1,92	-0,06 (0,17)	-0,39	0,27

**Table III.** Dahlberg Statistic to compare the plaster and digital models

Measurement	Unitek (Alginate)	Unitek (PVS)	iTero
Bolton 6 ratio	1,13	1,12	1,00
Bolton 6 excess (mm)	0,58	0,57	0,57
Bolton 12 ratio	0,69	0,71	0,69
Bolton 12 excess (mm)	0,68	0,70	0,69
Maxill space available	0,80	0,93	1,75
Mand space available	0,94	1,03	1,54
Maxill space required	0,74	1,00	0,83
Mand space required	0,80	1,24	0,86
Maxill space differential	0,73	0,73	1,12
Mand space differential	0,86	0,72	1,04
Maxill intermolar	0,30	0,31	0,24
Mand intermolar	0,26	0,35	0,27
Maxill intercanine	0,24	0,26	0,32
Mand intercanine	0,28	0,24	0,30
Overbite	0,43	0,44	0,32
Overjet	0,66	0,63	0,12

Intraexaminer reproducibility (Table IV) for plaster and iTero digital models with the ICC was excellent for all measurements, except for the Bolton 12 ratio and Bolton 12 excess (mm) that were good for the plaster models. However, regarding the Unitek digital models, the correlation was average for both material impressions for the mandibular space differential (mandibular crowding). Unitek digital models denoted a good to excellent correlation for all other measurements, and a perfect correlation for the overbite. The intraexaminer reproducibility was consistently excellent to near perfect for all different models for maxillary and mandibular intermolar distance, maxillary and mandibular intercanine distance, overbite and overjet. Repeated measures for plaster models yielded an average error of 0,10 mm for the overjet and 0,62% for the Bolton 6 ratio, with a largest 95% confidence interval of  $\pm 1,77\%$  for the Bolton 6 ratio. Repeated measures for Unitek models yielded an average error of 0 mm for the overbite (Alg and PVS) and 1,36% for the Bolton 6 ratio (Alg), with a largest 95% confidence interval of  $\pm 3,84\%$  for the Bolton 6 ratio (Alg). Repeated measures for iTero models yielded an average error of 0,10 mm for both the overbite and overjet and 0,63% for the Bolton 6 ratio, with a largest 95% confidence interval of  $\pm 1,79\%$  for the Bolton 6 ratio.

**Table IV.** Intraexaminer ICC, Dahlberg statistic and Bland-Altman analysis to evaluate reproducibility of measurements for plaster and digital models (Observation 1 - Observation 2)

Measurement	Plaster			Unitek (Alginate)			Unitek (PVS)			iTero		
	ICC	Dahlberg	Bland-Altman rep $\pm$ 2 SD	ICC	Dahlberg	Bland-Altman rep $\pm$ 2 SD	ICC	Dahlberg	Bland-Altman rep $\pm$ 2 SD	ICC	Dahlberg	Bland-Altman rep $\pm$ 2 SD
Bolton 6 ratio	0,930	0,62	1,77	0,713	1,36	3,84	0,816	1,10	3,10	0,906	0,63	1,79
Bolton 6 excess (mm)	0,906	0,37	1,05	0,710	0,71	2,01	0,829	0,56	1,58	0,908	0,38	1,08
Bolton 12 ratio	0,895	0,56	1,59	0,780	0,85	2,41	0,862	0,68	1,93	0,918	0,40	1,14
Bolton 12 excess (mm)	0,884	0,58	1,64	0,783	0,83	2,36	0,858	0,69	1,96	0,925	0,42	1,18
Maxill space available	0,985	0,60	1,70	0,993	0,41	1,15	0,987	0,55	1,55	0,992	0,45	1,28
Mand space available	0,979	0,60	1,70	0,985	0,51	1,45	0,985	0,49	1,39	0,996	0,28	0,79
Maxill space required	0,989	0,43	1,22	0,937	0,95	2,67	0,933	1,00	2,85	0,994	0,32	0,91
Mand space required	0,986	0,46	1,29	0,904	1,17	3,32	0,916	1,11	3,14	0,992	0,34	0,96
Maxill space differential	0,971	0,57	1,62	0,909	1,08	3,06	0,896	1,16	3,28	0,970	0,60	1,69
Mand space differential	0,938	0,56	1,59	0,692	1,23	3,48	0,690	1,18	3,34	0,960	0,44	1,24
Maxill intermolar	0,997	0,17	0,48	0,999	0,11	0,31	0,997	0,18	0,51	0,998	0,14	0,41
Mand intermolar	0,996	0,17	0,48	0,996	0,17	0,47	0,990	0,27	0,77	0,996	0,18	0,50
Maxill intercanine	0,997	0,16	0,46	0,992	0,25	0,71	0,994	0,23	0,65	0,994	0,21	0,61
Mand intercanine	0,997	0,17	0,47	0,991	0,27	0,77	0,996	0,18	0,51	0,996	0,18	0,51
Overbite	0,992	0,14	0,40	1,000	0,00	0,00	1,000	0,00	0,00	0,996	0,10	0,28
Overjet	0,999	0,10	0,28	0,999	0,07	0,20	0,999	0,07	0,20	0,999	0,10	0,28
ICC mean	0,965			0,899			0,922			0,971		
ICC min	0,884			0,692			0,690			0,906		
ICC max	0,999			1,000			1,000			0,999		

Interexaminer reproducibility (Table V) for plaster and iTero digital models with the ICC was good to excellent. However, regarding the Unitek digital models, the correlation was only fair for all Bolton ratios and excess, and for maxillary and mandibular space differentials. Repeated measures for plaster models yielded an average error of 0,19 mm for the overjet and 0,96 mm for the mandibular space differential, with a largest 95% confidence interval of  $\pm 2,71\%$  for the mandibular space differential. Repeated measures for Unitek models yielded an average error of 0,24 mm for the mandibular intercanine distance and 2,40 mm for the maxillary space differential, with a largest 95% confidence interval of  $\pm 6,80$  mm for the maxillary space differential. Repeated measures for iTero models yielded an average error of 0,16 mm for the overbite and 1,09 mm for the maxillary space differential, with a largest 95% confidence interval of  $\pm 3,09$  mm for the maxillary space differential.

**Table V.** Interexaminer ICC, Dahlberg statistic and Bland-Altman analysis to evaluate reproducibility of measurements for plaster and digital models (Examiner 1 - Examiner 2)

Measurement	Plaster			Unitek (Alginate)			Unitek (PVS)			iTero		
	ICC	Dahlberg	Bland-Altman rep $\pm$ 2 SD	ICC	Dahlberg	Bland-Altman rep $\pm$ 2 SD	ICC	Dahlberg	Bland-Altman rep $\pm$ 2 SD	ICC	Dahlberg	Bland-Altman rep $\pm$ 2 SD
Bolton 6 ratio	0,849	0,88	2,49	0,690	1,11	3,13	0,451	1,41	3,98	0,856	0,88	2,49
Bolton 6 excess (mm)	0,849	0,47	1,32	0,663	0,62	1,75	0,498	0,69	1,96	0,873	0,51	1,45
Bolton 12 ratio	0,746	0,92	2,61	0,845	0,76	2,15	0,362	1,35	3,82	0,921	0,40	1,14
Bolton 12 excess (mm)	0,734	0,91	2,59	0,825	0,78	2,20	0,368	1,30	3,69	0,917	0,44	1,23
Maxill space available	0,956	0,89	2,51	0,940	1,12	3,18	0,937	1,22	3,46	0,982	0,64	1,81
Mand space available	0,965	0,60	1,71	0,927	0,92	2,60	0,875	1,22	3,45	0,985	0,43	1,23
Maxill space required	0,965	0,69	1,94	0,872	1,33	3,76	0,869	1,44	4,08	0,941	0,95	2,70
Mand space required	0,953	0,77	2,18	0,918	1,04	2,94	0,848	1,42	4,02	0,949	0,89	2,52
Maxill space differential	0,748	0,93	2,62	0,443	2,20	6,23	0,453	2,40	6,80	0,716	1,09	3,09
Mand space differential	0,847	0,96	2,71	0,548	1,78	5,02	0,417	2,33	6,59	0,909	0,79	2,22
Maxill intermolar	0,911	0,64	1,81	0,917	0,58	1,63	0,927	0,53	1,50	0,923	0,55	1,55
Mand intermolar	0,981	0,29	0,82	0,971	0,38	1,08	0,974	0,38	1,08	0,967	0,42	1,18
Maxill intercanine	0,940	0,35	0,98	0,905	0,45	1,26	0,940	0,33	0,93	0,973	0,23	0,65
Mand intercanine	0,966	0,50	1,41	0,989	0,29	0,81	0,993	0,24	0,67	0,983	0,36	1,02
Overbite	0,968	0,22	0,63	0,886	0,45	1,26	0,853	0,46	1,30	0,983	0,16	0,45
Overjet	0,993	0,19	0,55	0,958	0,45	1,26	0,927	0,50	1,41	0,978	0,34	0,95
ICC mean	0,898			0,831			0,731			0,929		
ICC min	0,734			0,443			0,362			0,716		
ICC max	0,993			0,989			0,993			0,985		

## RESULTS - Part II

When comparing the plaster models made from alginate with those made from PVS impressions, and when comparing each of them with the iTero digital models produced from intraoral scans (Table VI), the correlation was excellent for all groups of comparison. ICC's were 0,947 or higher for the group "Alginate - PVS", 0,920 or higher for the group "Alginate - iTero" and 0,916 or higher for the group "PVS - iTero".

**Table VI.** Intraclass Correlation Coefficient (ICC) test between the plaster and iTero digital models

Measurement	Alg - PVS	Alg - iTero	PVS - iTero
Bolton 6 ratio	0,947	0,933	0,945
Bolton 6 excess (mm)	0,948	0,920	0,916
Bolton 12 ratio	0,965	0,936	0,938
Bolton 12 excess (mm)	0,947	0,933	0,919
Maxill space available	0,989	0,980	0,962
Mand space available	0,981	0,960	0,934
Maxill space required	0,980	0,937	0,976
Mand space required	0,988	0,953	0,967
Maxill space differential	0,962	0,980	0,963
Mand space differential	0,964	0,984	0,966
Maxill intermolar	0,989	0,975	0,979
Mand intermolar	0,989	0,989	0,984
Maxill intercanine	0,996	0,988	0,989
Mand intercanine	0,993	0,980	0,986
Overbite	0,985	0,976	0,971
Overjet	0,980	0,976	0,988
ICC mean	0,975	0,963	0,961
ICC min	0,947	0,920	0,916
ICC max	0,996	0,989	0,989

High correlation with values approaching 1.

As in first part of the study, the Bland-Altman analysis (Table VII) shows that the measurements were generally larger (negative values) using the digital technique, especially when comparing the plaster models made from PVS and the iTero models. The largest 95% limits of agreement intervals between the two methods were found for the space available and space required (mm) in both arches. Measurements on iTero models were systematically larger than those on plaster models made from PVS for the mandibular space available [-2,62 – -0,16]. These previous four variables generally showed the highest average error of measurement as shown by the Dahlberg statistic (Table VIII). The mandibular intermolar distance, the maxillary and mandibular intercanine distances, as well as the overbite and overjet, were the most consistent when comparing the two techniques. When comparing the plaster models made from alginate and those made from PVS, the greatest mean differences were found for the maxillary (0,89 mm) and mandibular (0,82 mm) space differentials.

**Table VII.** Bland-Altman analysis to compare the plaster and iTero digital models

Measurement	Alg - PVS			Alg - iTero			PVS - iTero		
	Mean difference (SD)	95% Limits of agreement		Mean difference (SD)	95% Limits of agreement		Mean difference (SD)	95% Limits of agreement	
		Mean - 2 SD	Mean + 2 SD		Mean - 2 SD	Mean + 2 SD		Mean - 2 SD	Mean + 2 SD
Bolton 6 ratio	0,49 (0,90)	-1,27	2,25	0,20 (1,08)	-1,93	2,32	-0,29 (0,96)	-2,18	1,59
Bolton 6 excess (mm)	0,25 (0,46)	-0,65	1,16	-0,16 (0,65)	-1,44	1,12	-0,41 (0,57)	-1,53	0,70
Bolton 12 ratio	0,30 (0,55)	-0,78	1,38	0,18 (0,83)	-1,46	1,81	-0,13 (0,84)	-1,77	1,52
Bolton 12 excess (mm)	0,15 (0,74)	-1,30	1,60	0,04 (0,88)	-1,68	1,76	-0,11 (0,97)	-2,02	1,80
Maxill space available	0,28 (0,72)	-1,13	1,70	-0,89 (0,59)	-2,04	0,26	-1,17 (0,85)	-2,84	0,49
Mand space available	0,53 (0,57)	-0,59	1,65	-0,86 (0,79)	-2,40	0,69	-1,39 (0,63)	-2,62	-0,16
Maxill space required	-0,60 (0,61)	-1,80	0,59	-1,18 (0,92)	-2,98	0,63	-0,58 (0,70)	-1,96	0,80
Mand space required	-0,29 (0,60)	-1,47	0,89	-0,94 (0,86)	-2,63	0,75	-0,65 (0,86)	-2,34	1,04
Maxill space differential	0,89 (0,89)	-0,85	2,62	0,29 (0,87)	-1,41	1,99	-0,59 (1,07)	-2,69	1,50
Mand space differential	0,82 (0,88)	-0,91	2,56	0,07 (0,79)	-1,47	1,61	-0,75 (0,92)	-2,55	1,05
Maxill intermolar	-0,05 (0,39)	-0,82	0,73	-0,48 (0,38)	-1,22	0,26	-0,43 (0,33)	-1,07	0,21
Mand intermolar	0,16 (0,35)	-0,52	0,84	-0,04 (0,38)	-0,80	0,71	-0,21 (0,40)	-1,00	0,59
Maxill intercanine	-0,07 (0,25)	-0,55	0,42	-0,23 (0,37)	-0,97	0,50	-0,17 (0,37)	-0,89	0,55
Mand intercanine	0,13 (0,30)	-0,46	0,71	-0,09 (0,40)	-0,87	0,70	-0,21 (0,41)	-1,02	0,60
Overbite	-0,10 (0,35)	-0,79	0,59	0,08 (0,47)	-0,84	1,00	0,18 (0,50)	-0,80	1,16
Overjet	-0,16 (0,37)	-0,89	0,57	-0,28 (0,36)	-0,98	0,42	-0,12 (0,30)	-0,71	0,47

**Table VIII.** Dahlberg Statistic to compare the plaster and iTero digital models

Measurement	Alg - PVS	Alg - iTero	PVS - iTero
Bolton 6 ratio	0,71	0,76	0,70
Bolton 6 excess (mm)	0,37	0,47	0,49
Bolton 12 ratio	0,44	0,59	0,59
Bolton 12 excess (mm)	0,52	0,61	0,68
Maxill space available	0,54	0,75	1,02
Mand space available	0,55	0,81	1,07
Maxill space required	0,60	1,05	0,64
Mand space required	0,46	0,89	0,75
Maxill space differential	0,88	0,64	0,85
Mand space differential	0,85	0,55	0,83
Maxill intermolar	0,28	0,43	0,38
Mand intermolar	0,27	0,27	0,32
Maxill intercanine	0,18	0,31	0,28
Mand intercanine	0,23	0,28	0,32
Overbite	0,25	0,33	0,37
Overjet	0,28	0,32	0,22

Intraexaminer reproducibility (Table IX) with the ICC was excellent for the two techniques and for all variables. Repeated measures for plaster models made from alginate impressions yielded an average error of 0,14 mm for the maxillary intercanine distance and 0,63 mm for the maxillary space differential, with a largest 95% confidence interval of  $\pm 1,78$  mm for the maxillary space differential. Repeated measures for plaster models made from PVS impressions yielded an average error of 0,12 mm for the mandibular intercanine distance and 0,91 mm for the mandibular space differential, with a largest 95% confidence interval of  $\pm 2,58$  mm for the mandibular space differential. Repeated measures for iTero models yielded an average error of 0,15 mm for both the maxillary and mandibular intermolar distances and 0,77% for the Bolton 6 ratio, with a largest 95% confidence interval of  $\pm 2,19\%$  for the Bolton 6 ratio.

**Table IX.** Intraexaminer ICC, Dahlberg statistic and Bland-Altman analysis to evaluate reproducibility of measurements for plaster and iTero digital models (Observation 1 - Observation 2)

Measurement	Plaster (Alginate)			Plaster (PVS)			iTero		
	ICC	Dahlberg	Bland-Altman rep $\pm$ 2 SD	ICC	Dahlberg	Bland-Altman rep $\pm$ 2 SD	ICC	Dahlberg	Bland-Altman rep $\pm$ 2 SD
Bolton 6 ratio	0,981	0,42	1,19	0,979	0,44	1,24	0,923	0,77	2,19
Bolton 6 excess (mm)	0,978	0,24	0,67	0,978	0,24	0,68	0,917	0,49	1,37
Bolton 12 ratio	0,981	0,32	0,91	0,979	0,35	0,98	0,924	0,66	1,85
Bolton 12 excess (mm)	0,983	0,30	0,84	0,957	0,48	1,37	0,921	0,70	1,98
Maxill space available	0,993	0,44	1,24	0,990	0,49	1,38	0,996	0,34	0,97
Mand space available	0,983	0,52	1,46	0,957	0,82	2,31	0,989	0,43	1,22
Maxill space required	0,994	0,31	0,89	0,995	0,28	0,79	0,981	0,56	1,58
Mand space required	0,996	0,26	0,74	0,998	0,20	0,58	0,979	0,59	1,66
Maxill space differential	0,981	0,63	1,78	0,981	0,61	1,72	0,983	0,60	1,68
Mand space differential	0,982	0,57	1,61	0,956	0,91	2,58	0,971	0,72	2,04
Maxill intermolar	0,995	0,19	0,52	0,998	0,13	0,36	0,997	0,15	0,42
Mand intermolar	0,988	0,28	0,78	0,995	0,17	0,48	0,996	0,15	0,43
Maxill intercanine	0,997	0,14	0,39	0,997	0,15	0,41	0,996	0,18	0,51
Mand intercanine	0,996	0,17	0,48	0,998	0,12	0,33	0,99	0,29	0,81
Overbite	0,994	0,16	0,45	0,989	0,21	0,60	0,994	0,17	0,49
Overjet	0,992	0,19	0,53	0,992	0,19	0,53	0,993	0,17	0,49
ICC mean	0,988			0,984			0,972		
ICC min	0,978			0,956			0,917		
ICC max	0,997			0,998			0,997		

Interexaminer reproducibility (Table X) with the ICC was good to excellent for the two techniques. The lowest ICC was consistently noted for the mandibular space differential in the three groups. Repeated measures for plaster models made from alginate impressions yielded an average error of 0,27 mm for the maxillary intercanine distance and 0,97 % for the Bolton 6 ratio, with a largest 95% confidence interval of  $\pm 2,73\%$  for the Bolton 6 ratio. Repeated measures for plaster models made from PVS impressions yielded an average error of 0,25 mm for both the overbite and overjet and 1,24 mm for the maxillary space available, with a largest 95% confidence interval of  $\pm 3,51$  mm for the maxillary space available. Repeated measures for iTero models yielded an average error of 0,16 mm for the overbite and 0,92 mm for the maxillary space differential, with a largest 95% confidence interval of  $\pm 2,61$  mm for the maxillary space differential.

**Table X.** Interexaminer ICC, Dahlberg statistic and Bland-Altman analysis to evaluate reproducibility of measurements for plaster and iTero digital models (Examiner 1 - Examiner 2)

Measurement	Plaster (Alginate)			Plaster (PVS)			iTero		
	ICC	Dahlberg	Bland-Altman rep $\pm$ 2 SD	ICC	Dahlberg	Bland-Altman rep $\pm$ 2 SD	ICC	Dahlberg	Bland-Altman rep $\pm$ 2 SD
Bolton 6 ratio	0,940	0,97	2,73	0,959	0,73	2,07	0,979	0,51	1,45
Bolton 6 excess (mm)	0,944	0,49	1,38	0,962	0,37	1,06	0,977	0,32	0,89
Bolton 12 ratio	0,978	0,42	1,19	0,957	0,66	1,86	0,948	0,72	2,04
Bolton 12 excess (mm)	0,976	0,43	1,22	0,958	0,64	1,80	0,945	0,78	2,20
Maxill space available	0,969	0,66	1,87	0,891	1,24	3,51	0,992	0,34	0,97
Mand space available	0,968	0,67	1,88	0,947	0,92	2,61	0,997	0,19	0,54
Maxill space required	0,981	0,35	0,99	0,941	0,64	1,80	0,899	0,83	2,35
Mand space required	0,977	0,47	1,34	0,983	0,43	1,23	0,935	0,76	2,14
Maxill space differential	0,952	0,79	2,23	0,923	0,87	2,47	0,925	0,92	2,61
Mand space differential	0,848	0,71	2,02	0,881	0,78	2,19	0,862	0,76	2,16
Maxill intermolar	0,979	0,35	0,99	0,981	0,30	0,85	0,976	0,36	1,02
Mand intermolar	0,992	0,31	0,86	0,990	0,34	0,97	0,994	0,26	0,73
Maxill intercanine	0,990	0,27	0,77	0,980	0,39	1,12	0,990	0,28	0,78
Mand intercanine	0,979	0,39	1,09	0,976	0,42	1,19	0,992	0,23	0,65
Overbite	0,953	0,37	1,05	0,979	0,25	0,71	0,991	0,16	0,45
Overjet	0,963	0,32	0,89	0,975	0,25	0,71	0,958	0,32	0,89
ICC mean	0,962			0,955			0,960		
ICC min	0,848			0,881			0,862		
ICC max	0,992			0,990			0,997		

Operator time measurements for each method and for all patients (Table XIa) revealed that taking alginate impressions and a bite registration was quicker (mean= 8,87 minutes) than scanning the dentition intraorally with the iTero scanner (mean= 14,42 minutes) and taking PVS impressions and a bite registration (mean= 16,65 minutes). The mean difference between the three methods was statistically significant (at the 0,05 level, with Bonferroni's correction); Alg-PVS ( $p < 0,001$ ), Alg-iTero ( $p < 0,001$ ), PVS-iTero ( $p = 0,002$ ). The quickest scan was completed in less than 10 minutes (9,98). Table XIb displays the operator time required by the main author to complete all measurements (and calculations in the case of plaster models) on models. The digital method was quicker (mean= 10,33 minutes) than the manual method (mean= 13,16 and 15,39 minutes for plaster models made from PVS and alginates models, respectively). The mean difference between the three methods was statistically significant (at the 0,05 level); Alg-PVS ( $p = 0,002$ ), Alg-iTero ( $p < 0,001$ ), PVS-iTero ( $p < 0,001$ ). The mean difference time between the first and second measurements was statistically significant for the three methods (at the 0,05 level), with the second measurement being faster (results not shown).

**Table XIa.** Operator time (minutes) for clinical manipulations

	Alginate	PVS	iTero
N	25	25	25
Mean	8,87	16,65	14,42
SD	1,45	2,88	3,41
Median	8,57	15,57	13,87
Minimum	7,20	13,05	9,98
Maximum	12,80	23,63	22,27

Mean difference between 3 methods is statistically significant ( $p < 0,05$ )\*:  
Alg-PVS ( $p < 0,001$ ), Alg-iTero ( $p < 0,001$ ), PVS-iTero ( $p = 0,002$ )

**Table XIb.** Operator time (minutes) for measurements on models (Observation 1)

	Alginate	PVS	iTero
N	25	25	25
Mean	15,39	13,16	10,33
SD	2,71	0,91	1,86
Median	14,65	13,29	9,90
Minimum	12,15	11,73	7,62
Maximum	22,92	15,47	14,63

Mean difference between 3 methods is statistically significant ( $p < 0,05$ )\*:  
Alg-PVS ( $p = 0,002$ ), Alg-iTero ( $p < 0,001$ ), PVS-iTero ( $p < 0,001$ )

Mean difference O1-O2 for 3 methods is statistically significant ( $p < 0,05$ )\*:  
O2 faster than O1

\* with Bonferroni correction

## DISCUSSION

This study is the first to evaluate the validity, reliability and reproducibility of the Unitek TMP digital models obtained from conventional impressions. It is also the first one to assess the validity, reliability and reproducibility of the iTero digital models, obtained with the iTero intraoral scanner and its associated OrthoCAD software, in measuring as many variables.

Although statistically significant differences were found, in the two parts of the study, between plaster and both digital models for mandibular and maxillary space available and space required, as well as space differential for iTero models only, these differences were not clinically significant. The largest mean differences were found for maxillary (2.24 mm) and mandible (2.02 mm) space available, but Bland-Altman analysis was able to show that the great majority of the 25 measurements taken by the first author were dispersed close to these mean differences and inside the  $\text{mean} \pm 1.96\text{SD}$  interval, suggesting that 95% of the differences

were in a practically acceptable range. Further, the technical errors of measurement were the largest for these variables. Because intra- and interexaminer reproducibility was excellent for these two variables, the differences were probably more related to the techniques used to calculate space available or to the system used (OrthoCAD), than to the examiner himself. No statistically significant differences were found, in both parts of this study, when evaluating the maxillary and mandibular intermolar and intercanine distances, the overbite and overjet.

In the two parts of the study, most of the digital measurements (Unitek and iTero) were larger than manual measurements. Moreover, measurements of maxillary (Part I) and mandibular (Parts I and II) space available were systematically larger on iTero models. A similar bias was found by Naidu et al [8], which found that tooth-width measurements on iTero models were 0.024 mm larger than those measured with the caliper. The authors mentioned that this mean difference was not consistent, and therefore clinically not significant, as almost equal numbers of overestimates and underestimates were observed. Conversely, in both parts of our study, measurements of variables including only two anatomic points, i.e. inter-canine and inter-molar widths as well as overbite and overjet, were the most consistent and showed the lowest differences.

When values of space available versus space required were used to calculate the space differential (crowding) in the first part of the study, the resulting mean differences were approximately 1 mm, with 95% limits of agreement between -3.25 mm and 0.95 mm. According to Proffit et al [16], crowding inferior to 4 mm rarely requires tooth extraction. However, other clinical factors, that might affect the decision whether to extract or not, include the following: patient's profile, incisors' protrusion and proclination, periodontal status, etc. The limits of differences found in our study were therefore considered clinically insignificant. The technical errors of measurement were also high, supporting the large differences that were obtained.

In the first part of the study, acceptable mean differences were found between digital and plaster models for anterior and overall Bolton excess (mm), but 95% limits of agreement were statistically significant. Limits for the anterior Bolton excess were between -1.81 and 1.37 mm for Unitek models (Alg and PVS) and between -1.72 and 1.42 mm for iTero models. Limits for the overall Bolton excess were between -2.16 and 1.96 mm for Unitek models (Alg and PVS) and between -2.08 and 1.77 mm for iTero models. Similar results were found

between iTero and plaster models in the second part of study. According to Proffit et al [16], as a general guideline, a 2 mm tooth size discrepancy noted from Bolton analysis is the threshold for clinical significance. Therefore, differences found for anterior Bolton were clinically non-significant, as well as the majority of differences found for overall Bolton. Naidu et al [8] have also found statistically significant mean differences in Bolton analysis, but the differences and 95% limits of agreement were smaller for anterior Bolton excess (mean diff.= 0.427 mm, limits between -0.099 and 0.953 mm) and overall Bolton excess (mean diff.= 0.209 mm, limits between -0.542 and 0.960 mm). The authors concluded that accuracy of the iTero/OrthoCAD system in measuring tooth widths and performing Bolton ratios is clinically acceptable.

Numerous factors could explain the differences between plaster and digital measurements. First, as discussed earlier, the differences found for space available could be due to differences in manual measurements versus algorithms used in digital techniques. Also, because it has been mentioned that digital measurements tended to be greater than manual measurements, this could explain the differences found in space required; the sum of each small tooth discrepancy ends up to be a large total discrepancy. From the manufacturer's end, the differences could be due to the process of generating Unitek digital models from impressions or generating iTero digital models from scans, and the display and measurement algorithms of each manufacturer's software. Also, technical differences could exist between scanners during the process of fabrication of digital models, for example in surface scanning algorithms. Differences in reflection and refraction of the light exist depending on the type of surface scanned. From the examiner's perspective, it first includes the learning curve associated with the softwares. Also, while the digital model is a true 3-D representation, what is displayed on screen is in two dimensions; the visualisation and identification of anatomic points, axes and planes is more difficult and less reliable with two-dimensional images. Identification of anatomic points corresponding to the greatest mesio-distal width of the teeth was particularly difficult to do in the anterior sextants, where crowding is generally present. Indeed, by the absence of interproximal contacts in these areas, anatomic contact points were more difficult to identify on a screen than on plaster models with a caliper.

Intraexaminer reproducibility was good to excellent for plaster and digital models, except for mandibular space differential on Unitek models [ICC=0.690-0.692]. Interexaminer

reproducibility was good to excellent for plaster and digital models in both parts of the study, but only fair to moderate for Unitek models regarding Bolton 6 and 12, and maxillary and mandibular space differentials [ICC=0.362-0.548].

The differences found in operator time for measurements on models (Table XIb) clearly demonstrate the great advantage of using a digital system over a manual one. A reason that could explain the faster measurement times on plaster models obtained from PVS impressions, versus plaster models obtained from alginate impressions, is that measurements on models from PVS were done after those on models from alginate. Therefore, the operator, in all likelihood, became gradually quicker by the time he completed measurements on models from alginate.

The choice of impression material did not seem to affect the outcome of the measurements. ICC values were excellent across all variables and materials. The differences between Unitek (PVS) and plaster models tended to be larger than the alginate counterpart. No such particular tendencies were found in the second part of the study. Measurement differences were small for all variables and judged clinically non significant, when comparing alginate and PVS used to generate Unitek digital models (part I) and plaster models (part II).

Limitations of this study were the use of a small sample size and the decision to omit examining further variables on the models. A larger sample size may have demonstrated clearer and more significant differences. Variables such as interarch relationships and occlusal interdigitation (in an antero-posterior, lateral or vertical dimension) may have shown some interesting findings regarding the ability of digital systems to reproduce the occlusal relationships compared to wax or PVS bite registrations. Since technology is advancing at a rapid rate and many companies are releasing intraoral scanners, future studies will be needed to evaluate their accuracy and their other promising applications in orthodontics, such as 3D printing of appliances and the integration of data obtained from an intraoral scan into a CBCT volumetric analysis.

## **CONCLUSIONS**

When evaluating whether digital models obtained by both Unitek's and iTero's scanners are valid for comprehensive cast analysis, the following conclusions can be drawn:

1. A good to excellent reliability was found for all measurements when comparing digital (Unitek and iTero) and plaster models, and excellent when comparing both impression materials.
2. Although statistically significant differences were found between plaster and digital models for maxillary and mandibular space available, space required and space differential, these differences were considered clinically insignificant.
3. Most of measurements taken on both digital models tended to be larger than those on plaster models. Measurements were systematically larger for maxillary space available (Part I) and mandibular space available (Parts I & II) for iTero models. These differences were considered clinically insignificant.
4. The choice of the impression material did not affect accuracy of the measurements.
5. It appears that Unitek and iTero digital models examined with their associated software can be reliably used for orthodontic diagnosis and cast analysis.

#### REFERENCES

1. Santoro M, Galkin S, Teredesai M, Nicolay OF, Cangialosi TJ. Comparison of measurements made on digital and plaster models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 124(1):101-5.
2. Zilberman O, Huggare JA, Parikakis KA. Evaluation of the validity of tooth size and arch width measurements using conventional and three-dimensional virtual orthodontic models. *Angle Orthod* 2003; 73(3):301-6.
3. Wiranto MG, Engelbrecht WP, Tutein Nolthenius HE, van der Meer WJ, Ren Y. Validity, reliability, and reproducibility of linear measurements on digital models obtained from intraoral and cone-beam computed tomography scans of alginate impressions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013; 143:140-147.
4. Quimby ML, Vig KW, Rashid RG, Firestone AR. The accuracy and reliability of measurements made on computer-based digital models. *Angle Orthod* 2004; 74(3):298-303.
5. Stevens DR, Flores-Mir C, Nebbe B, Raboud DW, Heo G, Major PW. Validity, reliability, and reproducibility of plaster vs digital study models: comparison of peer assessment rating and Bolton analysis and their constituent measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 129(6):794-803.
6. Mullen SR, Martin CA, Ngan P, Gladwin M. Accuracy of space analysis with emodels and plaster models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 132(3):346-52.
7. Lands B. The accuracy and reliability of plaster vs digital study models: A comparison of three different impression materials. Thesis, University of Montreal, 2010.
8. Naidu D, Freer TJ. Validity, reliability, and reproducibility of the iOC intraoral scanner: A comparison of tooth widths and Bolton ratios. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013; 144:304-310.
9. Flugge TV, Schlager S, Nelson K, Nahles S, Metzger MC. Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013; 144:471-478.
10. Akyalcin S, Cozad BE, English JD, Colville CD, Laman S. Diagnostic accuracy of impression-free digital models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013; 144:916-922.
11. Kravitz ND, Groth C, Jones PE, Graham JW, Redmond WR. Intraoral digital scanners. *J Clin Orthod* 2014; 48:337-347.
12. Cuperus AM, Harms MC, Rangel FA, Bronkhorst EM, Schols JG, Breuning KH. Dental models made with an intraoral scanner: a validation study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012; 142:308-313.
13. White AJ, Fallis DW, Vandewalle KS. Analysis of intra-arch and interarch measurements from digital models with 2 impression materials and a modeling process based on cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010; 137:456.e1-9.
14. Torassian G, Kau CH, English JD, Powers J, Bussa HI, Marie Salas-Lopez A, Corbett JA. Digital models vs plaster models using alginate and alginate substitute materials. *Angle Orthod* 2010; 80:474-481.
15. Garino F, Garino GB. Comparison of dental arch measurement between stone and digital casts. *World J Orthod* 2002; 3:250-254.
16. Proffit WR. Contemporary orthodontics. 5th ed. St. Louis, Miss.: Elsevier/Mosby 2013.

# **Chapitre 5**

## **Discussion**

## Chapitre 5: Discussion

### 5.1 Intérêt clinique

Cette étude est la première à évaluer les modèles digitaux ainsi que le logiciel Unitek TMP Digital fournit par la compagnie 3M. Elle est également la deuxième à évaluer la précision in vivo du scanner intra-oral iTero, de ses modèles digitaux et du logiciel OrthoCAD fournit par la compagnie Align Technology. La méthodologie utilisée dans les deux volets de l'étude était similaire à celle utilisée dans les autres études [2, 3, 7, 17, 19, 20, 80]. Les modèles digitaux sont d'un intérêt particulier pour les orthodontistes parce qu'ils réduisent l'espace d'entreposage nécessaire dans leur clinique, ils sont facilement accessibles et permettent une communication facile entre professionnels. De plus, dans le cas des modèles digitaux obtenus par numérisation intra-orale, les problèmes reliés à la prise d'empreinte conventionnelle (tels la déformation permanente du matériel et les problèmes de nausée) sont éliminés. Un autre avantage rapporté dans la littérature est la diminution du temps requis pour effectuer l'analyse orthodontique sur les modèles digitaux comparativement aux modèles de plâtre [2, 20, 64]. La notion de temps a été évaluée dans le volet clinique de notre étude pour comparer les temps requis entre les deux techniques pour effectuer les manipulations cliniques et l'analyse sur les modèles.

Les résultats de cette étude semblent être en accord avec notre connaissance actuelle sur la précision des modèles digitaux. Malgré que certaines différences statistiquement significatives aient été trouvées dans les deux volets de l'étude, ces différences ont été interprétées comme cliniquement non significatives.

Le monde digital a pris beaucoup d'importance en orthodontie durant les dernières décennies. Les logiciels de gestion, la photographie digitale, la radiographie digitale et les dossiers numériques sont aujourd'hui fréquemment utilisés. Les modèles d'étude digitaux, considérés comme le dernier élément diagnostique à avoir fait le virage digital, ont le potentiel d'améliorer le rendement et la qualité des services rendus par les orthodontistes.

## 5.2 Résultats cliniques

La très grande majorité des mesures prises sur les modèles digitaux Unitek et iTero étaient plus grandes que celles prises sur les modèles de plâtre, et ce, pour les deux volets de l'étude (Tableaux II et VII). De façon plus importante, les mesures sur les modèles iTero étaient systématiquement plus grandes que sur les modèles de plâtre au niveau de l'espace disponible au maxillaire (volet 1) et à la mandibule (volets 1 et 2). Une tendance similaire a été observée par Naidu et al, où les largeurs dentaires étaient en moyenne 0,024 mm plus grandes pour les modèles iTero en comparaison aux modèles de plâtre. Cependant, les auteurs précisent que cette différence n'était pas consistante étant donné la répartition presque équivalente de valeurs supérieures et inférieures.

Dans le premier volet de l'étude, des différences statistiquement significatives ont été trouvées par rapport aux modèles de plâtre quant aux montants d'espace disponible et requis au maxillaire et à la mandibule au niveau des deux types de modèles digitaux (Unitek et iTero), ainsi que les montants de chevauchement au maxillaire et à la mandibule au niveau des modèles iTero (Tableau II). Les plus grandes différences moyennes ont été trouvées au niveau des modèles iTero, pour les montants d'espace disponible au niveau du maxillaire (2,24 mm) et de la mandibule (2,02 mm). Le graphe de Bland-Altman (Annexe I, tableau 2) permet d'illustrer la dispersion des 25 mesures prises par l'examineur principal. On constate que l'ensemble des mesures sont dispersées relativement proches de la différence moyenne (-2,24 mm), et que toutes les mesures sauf une se trouvent à l'intérieur de l'intervalle "moyenne  $\pm$  1.96 SD", suggérant que 95% des différences entre les 2 mesures étaient compris dans un intervalle cliniquement acceptable. Dans le deuxième volet, les différences moyennes les plus grandes entre les modèles iTero et les modèles de plâtre étaient également trouvées au niveau des montants d'espace disponible dans les deux arcades (Tableau VII); les différences étaient cependant plus petites que celles retrouvées dans le premier volet. Pour évaluer, dans les deux volets, si les différences de mesure étaient dues au produit iTero/logiciel OrthoCAD ou à l'examineur, il convenait de se tourner vers la reproductibilité intra- et inter-opérateur des mesures effectuées sur les modèles iTero afin de voir si les mêmes variables faibles revenaient ou pas. Étant donné que la fiabilité intra-opérateur (Tableaux IV et IX) et inter-opérateur

(Tableaux V et X) était excellente pour ces deux variables, tout indique que les différences étaient plus reliées au scanner iTero et/ou au logiciel OrthoCAD qu'à l'examineur lui-même.

Lorsque que les valeurs du montant d'espace disponible étaient rapportées dans le calcul du montant de chevauchement dans le premier volet, les différences moyennes se trouvaient aux alentours de 1,00 millimètre, avec des limites d'agrément de 95% se situant entre -3,25 mm et 0,95 mm. Selon Proffit et al, lorsque le montant de chevauchement sur l'arcade est inférieur à 4 mm, rares sont les cas où des extractions dentaires seront requises [48]. Cependant, on doit tenir compte d'autres facteurs cliniques pouvant influencer la décision d'extraire ou pas, tels le profil du patient, la protrusion et la proclinaison des incisives, la condition parodontale, etc. Les limites des différences trouvées dans notre étude étaient donc jugées non significatives cliniquement. Dans les deux volets, l'erreur technique associée à la prise des mesures était grande pour toutes les variables discutées précédemment, ce qui supporte les grandes différences qui ont été obtenus (Tableaux III et VIII).

Des différences moyennes relativement acceptables ont été obtenues entre les modèles digitaux et les modèles de plâtre (premier volet) pour les excès (mm) Bolton 6 et 12, mais les limites d'agrément étaient statistiquement significatives. Les limites d'agrément de 95% pour l'excès Bolton 6 se situaient entre -1,81 et 1,37 mm pour les modèles Unitek (Alg et PVS) et entre -1,72 et 1,42 mm pour les modèles iTero. Les limites d'agrément de 95% pour l'excès Bolton 12 se situaient entre -2,16 et 1,96 mm pour les modèles Unitek (Alg et PVS) et entre -2,08 et 1,77 mm pour les modèles iTero. Selon Proffit et al, une dysharmonie de masse dentaire de 2 mm notée dans l'analyse Bolton correspond généralement au seuil de signification clinique [48]. Ceci signifie que les différences trouvées au niveau de l'excès Bolton 6 étaient cliniquement non significatives, de même que la grande majorité des différences au niveau de l'excès Bolton 12. Dans le deuxième volet, des différences moyennes et des limites d'agrément similaires ont été trouvées entre les modèles iTero et les modèles de plâtre (Alg et PVS) pour ces mêmes variables. Les limites d'agrément de 95% se situaient entre -1,53 et 1,12 mm pour l'excès Bolton 6 et entre -2,02 et 1,80 mm l'excès Bolton 12. Naidu et al [80], dans une étude in vivo qui comparaient les modèles iTero aux modèles de plâtre obtenus à partir d'empreintes en alginate, ont également obtenu des différences

moyennes statistiquement significatives au niveau des excès Bolton, mais les différences et les limites d'agrément de 95% étaient plus petites au niveau des excès Bolton 6 (diff. moy.= 0,427 mm, limites entre -0,099 et 0,953 mm) et Bolton 12 (diff. moy.= 0,209 mm, limites entre -0,542 et 0,960 mm). Ces différences étant également sous le seuil de signification clinique, les auteurs ont considéré ces différences comme étant cliniquement non significatives.

Au niveau du choix de matériel à empreinte utilisé pour l'obtention des modèles digitaux Unitek respectifs, on notait, en comparaison avec les mesures prises sur les modèles de plâtre, une tendance que les différences étaient plus grandes sur les modèles Unitek (PVS) par rapport à celles retrouvées avec les modèles Unitek (Alginate) pour les huit variables suivantes: analyses Bolton 6 et 12 (ratio et excès), montants d'espace disponible et requis au maxillaire et à la mandibule. Dans le deuxième volet de l'étude, on ne dénotait pas de tendance particulière dans la comparaison des mesures entre les modèles de plâtre (Alg) et les modèles de plâtre (PVS).

Dans le premier volet, la fiabilité (ICC) entre les modèles de plâtre et les modèles digitaux Unitek (Alg et PVS) et iTero étaient bonne à excellente pour toutes les variables (ICC= 0,762-0,998) (Tableau I). La moins bonne fiabilité était retrouvée au niveau du ratio et de l'excès (mm) Bolton 6, et ce, pour les trois différents modèles digitaux (ICC= 0,762-0,794). Dans le deuxième volet, la fiabilité (ICC) entre les modèles de plâtre et les modèles iTero était excellente pour toutes les variables [ICC= 0,916 – 0,989] (Tableau VI). Ainsi, il semblerait que les mesures faites directement entre deux points anatomiques sur les modèles digitaux seraient aussi précises que sur les modèles de plâtre. Akyalcin et al [59] ont rapporté des résultats similaires dans leur étude in vitro, soit une excellente fiabilité entre les mesures prises sur les modèles digitaux iTero et celles prises manuellement sur les crânes: ICC= 0,91-0,99 versus 0,787-0,998 dans le premier volet de notre étude. Le logiciel utilisé par les auteurs n'était pas OrthoCAD mais plutôt un logiciel allemand appelé Studio Basic. Il est donc possible qu'il existe des variations techniques entre les deux logiciels (ex.: outils de mesure et de visualisation des modèles digitaux), ceci devant être tenu en considération lorsque des résultats de la précision des modèles iTero sont comparés entre les différentes études. D'autres études portant sur la validité des modèles digitaux obtenus selon la technique indirecte (tels les

modèles Unitek dans notre étude) ont évalué des variables complexes tels l'espace disponible, l'index d'irrégularité et l'analyse Bolton. Malgré que des différences moyennes entre les modèles de plâtre et les modèles digitaux pouvaient excéder 1,5 mm, celles-ci étaient considérées acceptables cliniquement par les auteurs de ces études [7, 20, 39, 85].

La fiabilité intra-opérateur, évaluant la reproductibilité entre les deux observations de l'opérateur principal, était généralement bonne à excellente dans le premier volet pour les modèles de plâtre et les trois types de modèles digitaux, sauf pour les modèles digitaux Unitek (alginate et PVS) où le coefficient de corrélation intraclassé était modéré (ICC 0,690-0,692) pour le différentiel d'espace à la mandibule (Tableau IV). Dans le deuxième volet, la fiabilité intra-opérateur était excellente (ICC > 0,910) pour toutes les variables des trois différents modèles, soit les modèles de plâtre (Alg), les modèles de plâtre (PVS) et les modèles digitaux iTero (Tableau IX). Naidu et al. [80] ont utilisé le coefficient de Pearson pour évaluer la fiabilité intra-opérateur, et celle-ci était également excellente pour les mesures des largeurs dentaires faites sur les modèles de plâtre (Alg) et les modèles iTero ( $r=0.99$ ).

La fiabilité inter-opérateur était bonne à excellente dans le premier volet pour les modèles de plâtre et les modèles iTero, mais acceptable à modérée (ICC=0,362-0,548) pour les modèles Unitek au niveau des variables suivantes: Bolton 6, Bolton 12, différentiel d'espace au maxillaire et à la mandibule (Tableau V). Dans le deuxième volet, la fiabilité inter-opérateur pour l'ensemble des modèles était bonne pour le différentiel d'espace à la mandibule et excellente pour toutes les autres variables (Tableau X). Naidu et al. ont également utilisé le coefficient de corrélation intra-classe pour évaluer la fiabilité inter-opérateur, et tous les coefficients de corrélation intra-classe (ICC) excédaient 87% pour les deux techniques, dénotant une très bonne fiabilité.

Il y a plusieurs raisons pouvant expliquer les différences des mesures obtenues entre les modèles digitaux (Unitek et iTero) et les modèles de plâtre. Tout d'abord, la méthode pour calculer le montant d'espace disponible (mm) sur l'arcade, et ce pour les deux types de modèles digitaux, est légèrement différente entre les deux techniques. De fait, la somme des différents segments dentaires (Annexe II, fig. 5) servant à mesurer l'espace disponible sur

l'arcade est constituée de segments linéaires pour les modèles de plâtre alors qu'elle comprend des segments courbés suivant la courbe de l'arcade dentaire dans le cas des modèles digitaux Unitek et iTero. Les segments longs étant légèrement plus longs que les segments droits, ceci pourrait expliquer en partie les différences obtenues. Des différences similaires sont également retrouvées au niveau des modèles iTero dans le 2e volet, lorsque comparés avec les modèles de plâtre, ce qui renforce cette hypothèse. Deuxièmement, étant donné que la plupart des mesures prises sur les modèles digitaux avaient tendance à être plus grandes que sur les modèles de plâtre dans notre étude, ceci pourrait expliquer en partie les différences trouvées au niveau des analyses Bolton et du montant d'espace requis sur les arcades. Les petites différences de largeur dentaire, pour chacune des dents servant au calcul des variables précédentes, s'additionnent pour finalement résulter en une grande différence au total. Cette explication est d'autant plus valable lorsqu'on constate que de faibles différences moyennes aient été trouvées au niveau des mesures ne nécessitant que deux points anatomiques, soit les distances inter-molaire et inter-canine ainsi que les surplombs vertical et horizontal. Ensuite, malgré que les modèles digitaux soient une représentation 3-D réelle des modèles de plâtre ou de la dentition intra-orale, ce qui apparaît à l'écran est en deux dimensions. La visualisation et l'identification des points anatomiques, des axes et des plans sont plus difficiles et moins fiables avec des images bidimensionnelles. L'identification des points anatomiques correspondant à la plus grande largeur mésio-distale d'une dent était particulièrement plus difficile à réaliser dans les sextants antérieurs, où du chevauchement dentaire était généralement présent. En effet, l'absence de contacts interproximaux proprement dit dans les régions de chevauchement faisait en sorte que la détermination des points de contact anatomiques était plus difficile à cerner sur un écran qu'elle ne l'était sur les modèles de plâtre, où l'identification visuelle et tactile avec le pied-à-coulisse était plus facile étant donné la nature physique des modèles de plâtre.

Les différences trouvées entre les modèles digitaux et les modèles de plâtre peuvent également être attribuées au procédé de fabrication des modèles digitaux ainsi qu'à leur logiciel respectif. Pour les modèles Unitek, ceci implique le processus de numérisation et l'obtention des données digitales à partir des empreintes, ainsi que l'affichage et les algorithmes de mesures du logiciel informatique Unitek TMP Digital. Pour les modèles iTero, l'étape intermédiaire impliquant la numérisation des empreintes traditionnelles est éliminée,

mais il reste néanmoins les sources d'erreurs pouvant provenir du processus de numérisation de la dentition pour obtenir les données digitales, de même que l'affichage et les méthodes de mesure du logiciel OrthoCAD. D'autres auteurs dans la littérature ont suggéré que des différences techniques pouvaient premièrement exister au niveau des procédés de fabrication des modèles digitaux entre les différents scanners, par exemple au niveau des algorithmes de balayage de surface, et deuxièmement, par des variations de réflexion et réfraction de la lumière présentes selon le type de surface numérisée (dentiforme en plastique ou en chrome-cobalt, émail, plâtre, etc.) [86, 87]. Flügge et al [81] ont énoncé des raisons différentes pour expliquer la moins bonne précision des modèles digitaux obtenus par numérisation intra-orale par rapport à celle des modèles obtenus par numérisation extra-orale avec le scanner iTero. D'abord, un rôle considérable a été attribué aux conditions intra-orales reliées au patient: le mouvement du patient, la présence de salive, l'humidité intra-orale et l'espace limité pour effectuer la numérisation. Or, dans notre étude, cela ne semble pas avoir été un facteur important car la précision des modèles digitaux était très similaire dans les deux volets. Ensuite, les auteurs rapportaient que les plus grandes déviations se situaient au niveau des surfaces labiales des dents antérieures (leur très grande inclinaison de la surface antérieure nécessiterait la prise de clichés additionnels dans différents angles) et des surfaces buccales des molaires (supporté par la théorie de Rudolph et al [83], qui ont démontré que la forme des dents était un facteur dominant pour la précision et que les grandes déviations se trouvaient dans les endroits avec des changements importants de courbure).

Au niveau de la perspective de l'examineur, il y a tout d'abord la courbe d'apprentissage associée à l'utilisation des logiciels pour les modèles digitaux. Malgré le fait que les deux examineurs aient utilisé les logiciels avant le début de l'étude pour se pratiquer et explorer les différents outils de visualisation, la prise de mesures sur les modèles digitaux était la méthode la moins familière pour les examineurs et cela pourrait avoir introduit des imprécisions. Aussi, il faut tenir en compte que le niveau d'aisance au monde informatique n'est pas le même pour tout le monde; l'examineur principal (VCP) était en ce sens plus confortable que le deuxième examineur (AP).

Quant aux différences de mesure notées entre l'alginat et le PVS, on peut l'expliquer par la contraction des empreintes en alginat (Kromopan 100) qui pourrait avoir eu lieu durant le transport et le délai d'utilisation malgré qu'elles aient toujours été coulées à l'intérieur du délai de 100 heures proclamé par le fabricant (les délais ont été enregistrés par l'auteur principal, la compagnie 3M et le laboratoire produisant les modèles). À cet effet, Todd et al [88] ont démontré que l'alginat Kromopan 100 subissait des changements dimensionnels statistiquement significatifs à 24 heures et à 100 heures (0,85 à 2,22% à 100 heures). Cette contraction expliquerait possiblement les plus petites mesures obtenues sur les modèles digitaux Unitek (Alginat) dans le premier volet, et sur les modèles de plâtre (Alginat) dans le second volet.

Compte tenu des résultats obtenus, le choix du matériau à empreinte et les différences au niveau du délai d'utilisation des empreintes n'ont pas semblé être un facteur critique quant à la précision des mesures faites sur les modèles. Les différences notées entre les deux matériaux à empreinte menant à l'obtention des digitaux Unitek (volet 1) et des modèles de plâtre (volet 2) étaient petites pour toutes les variables et cliniquement non significatives. Le délai d'utilisation des empreintes qui a pu être mesuré dans le premier volet de l'étude correspondait au délai séparant l'envoi et la réception des empreintes par la compagnie 3M localisée à London (Ontario). Il était au minimum d'une demi-journée (*overnight*), soit environ 12 heures, et au maximum 3 jours et demi, soit environ 84 heures. Dans le deuxième volet, le délai d'utilisation des empreintes a pu être mesuré de manière plus précise et correspondait au délai séparant la prise des empreintes en bouche et la coulée des empreintes au laboratoire dentaire. Il était au minimum d'une journée, soit environ 24 heures, et au maximum 4 jours et 2 heures, soit environ 98 heures.

### **5.3 Limitations de l'étude et perspectives futures**

Un échantillon de plus grande taille, dans les deux volets, aurait possiblement permis de démontrer des différences plus claires et significatives. La méthodologie employée dans notre étude sous forme de deux volets, l'un *in vitro* et l'autre *in vivo*, pouvait rendre l'interprétation des résultats plus ardue et pesante aux yeux du lecteur. Toutefois, on considérerait l'utilité d'inclure un volet *in vitro* (en laboratoire) afin d'évaluer si les conditions

intra-orales étaient une source d'imprécision (mouvement du patient, présence de salive, humidité intra-orale et espace limité pour effectuer le scan) et de déterminer si les problèmes reliés aux matériaux à empreinte avaient un impact sur la précision des mesures effectuées sur les modèles de plâtre et les modèles digitaux obtenus à partir des empreintes par rapport aux modèles originaux. Également, il y aurait été pratiquement impossible d'évaluer la validité in vivo des modèles digitaux Unitek et iTero à l'intérieur d'un volet clinique commun. Il aurait fallu faire subir la prise de deux empreintes supplémentaires par arcade par rapport au deuxième volet de l'étude, pour un total de quatre empreintes par arcade, en plus de la numérisation intra-orale avec le scanner iTero.

La comparaison de fiabilité entre les différents articulés d'occlusion n'a pas été investigué dans notre étude. Il aurait été intéressant d'évaluer si une différence d'occlusion dans quelconque dimension (antéro-postérieurement, latéralement et/ou verticalement) existait entre un articulé en cire, un articulé à base de siloxane et un articulé enregistré numériquement avec un scanner intra-oral.

La comparaison individuelle des largeurs dentaires pour déterminer la présence ou non d'un moins bon niveau de fiabilité pour une dent ou un groupe de dents (incisive, canine, prémolaire, molaire) a été effectuée dans seulement quelques études. Naidu et al. [80] ont trouvé que la plus grande différence moyenne entre les mesures digitale et manuelle était 0,117 mm au niveau de la première molaire supérieure gauche, et la plus petite était -0,003 mm au niveau de la première molaire inférieure gauche. D'autres auteurs ont observé que les prémolaires supérieures et inférieures avaient le moins bon niveau de fiabilité entre la technique digitale et manuelle [43].

Le technologie évolue constamment en orthodontie et plusieurs compagnies font compétition entre elles en proposant chacune leur propre scanner intra-oral et logiciel de modèles digitaux, lesquels devront être testés pour évaluer leur précision et fiabilité. Plus récemment sur le marché est apparu le concept de fabrication d'appareils orthodontiques à partir des modèles stéréolithographiques imprimés via une imprimante 3D (Annexe II, figure 5). Un rapport de cas a démontré que certains laboratoires avaient fabriqué de tels appareils de rétention à partir de modèles imprimés en polymères, et leur adaptation en bouche s'était

révélée excellente [64]. D'autres avenues intéressantes concernent le montage virtuel du positionnement des boîtiers sur les modèles digitaux, la fabrication de maquettes de positionnement indirect des boîtiers. Des études scientifiques bien conçues seront nécessaires pour valider toutes ces méthodes de pratique.

# **Chapitre 6**

## **Conclusion**

## Chapitre 6: Conclusion

Les questions de recherche doivent maintenant être revues: Quelle est la précision de l'analyse des modèles d'étude digitaux utilisant les logiciels digitaux comparativement à l'analyse conventionnelle des modèles d'étude en plâtre? Est-ce que le choix du matériel à empreinte affecte la précision de l'analyse des modèles d'étude?

Quant à la première question, la fiabilité entre les modèles de plâtre et les modèles digitaux Unitek (Alg et PVS) et iTero étaient bonne à excellente pour toutes les variables. Cependant, des différences statistiquement significatives ont été trouvées par rapport aux modèles de plâtre quant aux montants d'espace disponible et requis au maxillaire et à la mandibule au niveau des deux types de modèles digitaux (Unitek et iTero), ainsi que les montants de chevauchement au maxillaire et à la mandibule au niveau des modèles iTero. Aussi, la très grande majorité des mesures prises sur les modèles digitaux Unitek et iTero était en moyenne plus grande que celles prises sur les modèles de plâtre. De façon plus importante, les mesures de l'espace disponible sur les modèles iTero étaient même systématiquement plus grandes que sur les modèles de plâtre, et ce, dans les deux volets de l'étude. Toutes ces différences étaient considérées non significatives cliniquement. La fiabilité intra-opérateur était bonne à excellente pour l'ensemble des modèles et variables. La fiabilité inter-opérateur était également bonne à excellente, mais seulement acceptable à modérée ( $ICC=0,362-0,548$ ) pour les modèles Unitek au niveau des variables suivantes: Bolton 6, Bolton 12, différentiel d'espace au maxillaire et à la mandibule.

Concernant la deuxième question, le choix d'utiliser l'alginat ou le PVS n'a pas affecté la précision des mesures obtenues sur les modèles de plâtre et les modèles digitaux. Ainsi, les coûts plus élevés pour le polyvinylsiloxane ne sont pas jugés nécessaires.

Lorsqu'on révisé les hypothèses de recherche:

1. Il n'existe pas de différence significative entre les mesures obtenues sur les deux types de modèles digitaux (Unitek TMP Digital et iTero) et les mesures obtenues sur modèles en plâtre (*gold standard*).
2. Il n'existe pas de différence significative entre les mesures obtenues sur les modèles provenant d'empreintes en alginate et les mesures obtenues sur les modèles provenant d'empreintes en polyvinylsiloxane.

Étant donné que toutes les différences trouvées étaient considérées cliniquement non significatives, les deux hypothèses de recherche peuvent être acceptées.

Il semble que les modèles digitaux Unitek et iTero, utilisés avec leur logiciel respectif, soient une alternative fiable et reproductible aux modèles de plâtre pour le diagnostic et l'analyse des modèles orthodontiques.

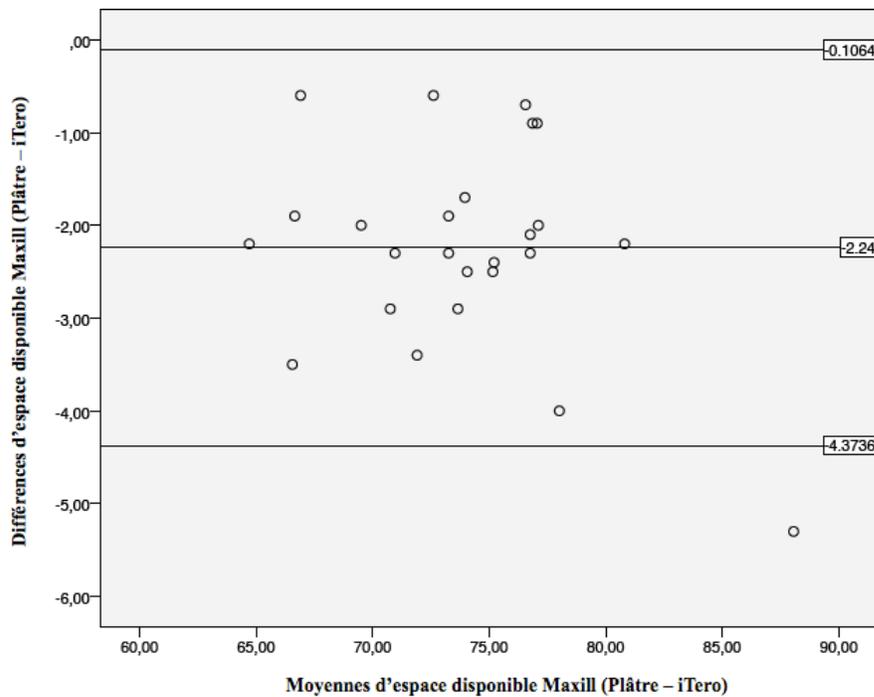
# Annexe I

COMPARAISON DES SCANNERS INTRA-ORAUX

	iTero Align Technology (San Jose, CA)	True Definition 3M Unitek (Monrovia, CA)	Lythos Ormco (Orange, CA)	Trios 3Shape (Warren, NJ)	CS3500 Carestream (Atlanta, GA)	Planscan Planmeca (Roselle, IL)
Technologie	Confocale parallèle	Vidéo 3D <i>In Motion</i>	AFI (Accordion Fringe Interferometry)	Confocale parallèle	Confocale parallèle	Échantillonnage par triangulation
Poudre	Non	Oui	Non*	Non	Non	Non*
Embout réutilisable (stérilisable à froid)	Non	Oui	Non	Non	Oui (jusqu'à 20 fois)	Oui
Type de fichier	Ouvert STL	Ouvert STL	Ouvert STL	Ouvert STL	Ouvert STL	Ouvert STL
Stockage "cloud"	Oui	Oui	Oui	Non	Non	Non
<b>Intégration avec:</b>						
Invisalign (Align Technology)	Oui	Oui	Non (en cours)	Non	Non	Non
Incognito (3M)	Oui	Oui	Non	Non	Non	Non
Harmony (American Orthodontics)	Oui	--	--	--	--	--
SureSmile (OraMetrix)	Oui	Non	Non	Oui	Non	Non
Insignia (Ormco)	Oui	Non	Oui	Non	Non	Non

\* Souvent sans poudre; l'utilisation de poudre peut aider pour les couronnes céramo-métalliques

Tableau 1. Sommaire des scanners intra-oraux sur le marché en orthodontie (en date de 2014)



## Annexe II



Figure 1. Pied à coulisse électronique et règle millimétrique

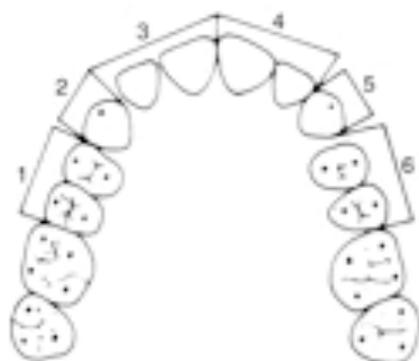


Figure 2. Méthode de Staley pour déterminer le périmètre d'arcade

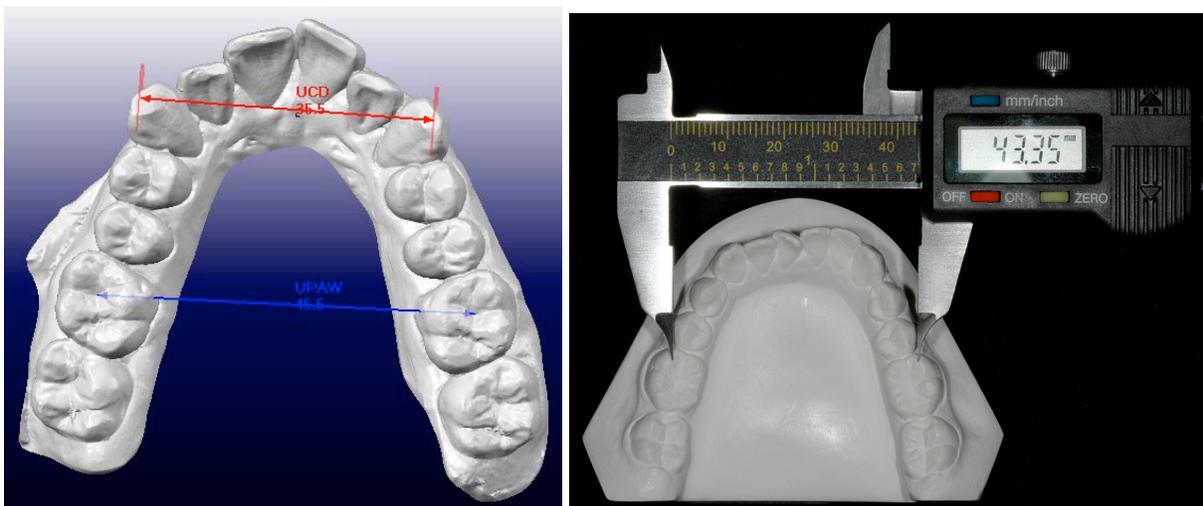


Figure 3. Largeurs inter-molaire et inter-canine (OrthoCAD et modèle de plâtre)

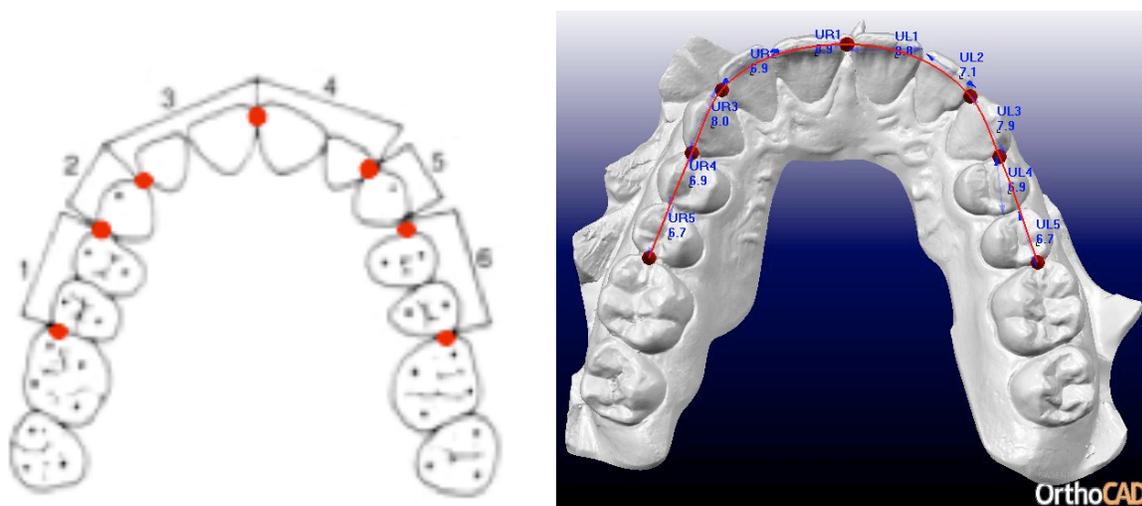


Figure 4. Comparaison de la méthode de calcul de l'espace disponible entre les modèles de plâtre et les modèles digitaux (ici, avec le logiciel OrthoCAD)



Figure 5. Appareils fixe et amovible fabriqués à partir des modèles stéréolithographiques, ces derniers étant imprimés à partir des données obtenues par le scanner intra-oral

## Bibliographie

1. Marcel TJ. Three-dimensional on-screen virtual models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001,**119**:666-668.
2. Wiranto MG, Engelbrecht WP, Tutein Nolthenius HE, van der Meer WJ, Ren Y. Validity, reliability, and reproducibility of linear measurements on digital models obtained from intraoral and cone-beam computed tomography scans of alginate impressions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013,**143**:140-147.
3. Zilberman O, Huggare JA, Parikakis KA. Evaluation of the validity of tooth size and arch width measurements using conventional and three-dimensional virtual orthodontic models. *Angle Orthod* 2003,**73**:301-306.
4. van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater* 2012,**28**:3-12.
5. Hurt AJ. Digital technology in the orthodontic laboratory. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012,**141**:245-247.
6. Grauer D, Wiechmann D, Heymann GC, Swift EJ, Jr. Computer-aided design/computer-aided manufacturing technology in customized orthodontic appliances. *J Esthet Restor Dent* 2012,**24**:3-9.
7. Stevens DR, Flores-Mir C, Nebbe B, Raboud DW, Heo G, Major PW. Validity, reliability, and reproducibility of plaster vs digital study models: comparison of peer assessment rating and Bolton analysis and their constituent measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006,**129**:794-803.
8. Redmond WR, Redmond WJ, Redmond MJ. Clinical implications of digital orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000,**117**:240-241.
9. Greenhill R, Basford K. The effects of varying diagnostic records on subjective orthodontic treatment priority assessments. *Aust Orthod J* 1979,**6**:55-63.
10. Bruks A, Enberg K, Nordqvist I, Hansson AS, Jansson L, Svenson B. Radiographic examinations as an aid to orthodontic diagnosis and treatment planning. *Swed Dent J* 1999,**23**:77-85.
11. Ellis PE, Benson PE. Does articulating study casts make a difference to treatment planning? *J Orthod* 2003,**30**:45-49; discussion 22-43.
12. Callahan C SP, Ferreira A. Diagnostic value of plaster models in contemporary orthodontics. *Semin Orthod* 2005,**11**:94-97.
13. Hunter WS, Priest WR. Errors and discrepancies in measurement of tooth size. *J Dent Res* 1960,**39**:405-414.
14. Cuperus AM, Harms MC, Rangel FA, Bronkhorst EM, Schols JG, Breuning KH. Dental models made with an intraoral scanner: a validation study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012,**142**:308-313.
15. WA B. Disharmony in tooth size and its relation to the analysis and treatment of malocclusion. *Angle Orthod* 1958,**28**:113-130.
16. Tomassetti JJ, Taloumis LJ, Denny JM, Fischer JR, Jr. A comparison of 3 computerized Bolton tooth-size analyses with a commonly used method. *Angle Orthod* 2001,**71**:351-357.
17. Santoro M, Galkin S, Teredesai M, Nicolay OF, Cangialosi TJ. Comparison of measurements made on digital and plaster models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003,**124**:101-105.

18. Garino F GG. Comparison of dental arch measurement between stone and digital casts. *World J Orthod* 2002;250-254.
19. Quimby ML, Vig KW, Rashid RG, Firestone AR. The accuracy and reliability of measurements made on computer-based digital models. *Angle Orthod* 2004;74:298-303.
20. Mullen SR, Martin CA, Ngan P, Gladwin M. Accuracy of space analysis with emodels and plaster models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;132:346-352.
21. Peluso MJ JS, Levine SW, Lorei BJ. Digital models: an introduction. *Semin Orthod* 2004;10:226-238.
22. McGuinness NJ, Stephens CD. Storage of orthodontic study models in hospital units in the U.K. *Br J Orthod* 1992;19:227-232.
23. 2014. Clinical practice guidelines for orthodontics and dentofacial orthopedics. In. pp. [cité; disponible à partir de: <http://www.aomembers.org>].
24. Williamson J. Orthodontic records: more than just models and photos. *Int J Orthod Milwaukee* 2003;14:33.
25. Ordre des dentistes du Québec; <http://www.odq.qc.ca>.
26. Champagne M. Reliability of measurements from photocopies of study models. *J Clin Orthod* 1992;26:648-650.
27. Schirmer UR, Wiltshire WA. Manual and computer-aided space analysis: a comparative study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;112:676-680.
28. Martensson B, Ryden H. The holodent system, a new technique for measurement and storage of dental casts. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992;102:113-119.
29. Rossouw PE, Benatar M, Stander I, Wynchank S. A critical comparison of three methods for measuring dental models. *J Dent Assoc S Afr* 1991;46:223-226.
30. Yamamoto K, Toshimitsu A, Mikami T, Hayashi S, Harada R, Nakamura S. Optical measurement of dental cast profile and application to analysis of three-dimensional tooth movement in orthodontics. *Front Med Biol Eng* 1989;1:119-130.
31. Yamamoto K, Hayashi S, Nishikawa H, Nakamura S, Mikami T. Measurements of dental cast profile and three-dimensional tooth movement during orthodontic treatment. *IEEE Trans Biomed Eng* 1991;38:360-365.
32. Motohashi N, Kuroda T. A 3D computer-aided design system applied to diagnosis and treatment planning in orthodontics and orthognathic surgery. *Eur J Orthod* 1999;21:263-274.
33. Sohmura T, Kojima T, Wakabayashi K, Takahashi J. Use of an ultrahigh-speed laser scanner for constructing three-dimensional shapes of dentition and occlusion. *J Prosthet Dent* 2000;84:345-352.
34. Kuroda T, Motohashi N, Tominaga R, Iwata K. Three-dimensional dental cast analyzing system using laser scanning. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;110:365-369.
35. Commer P, Bourauel C, Maier K, Jager A. Construction and testing of a computer-based intraoral laser scanner for determining tooth positions. *Med Eng Phys* 2000;22:625-635.
36. Hajeer MY, Millett DT, Ayoub AF, Siebert JP. Applications of 3D imaging in orthodontics: part II. *J Orthod* 2004;31:154-162.
37. Galhano GA, Pellizzer EP, Mazarov JV. Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *J Craniofac Surg* 2012;23:e575-579.

38. Rheude B, Sadowsky PL, Ferriera A, Jacobson A. An evaluation of the use of digital study models in orthodontic diagnosis and treatment planning. *Angle Orthod* 2005,**75**:300-304.
39. Leifert MF, Leifert MM, Efstratiadis SS, Cangialosi TJ. Comparison of space analysis evaluations with digital models and plaster dental casts. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009,**136**:16 e11-14; discussion 16.
40. Whetten JL, Williamson PC, Heo G, Varnhagen C, Major PW. Variations in orthodontic treatment planning decisions of Class II patients between virtual 3-dimensional models and traditional plaster study models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006,**130**:485-491.
41. Bootvong K, Liu Z, McGrath C, Hagg U, Wong RW, Bendeus M, *et al.* Virtual model analysis as an alternative approach to plaster model analysis: reliability and validity. *Eur J Orthod* 2010,**32**:589-595.
42. Alcan T, Ceylanoglu C, Baysal B. The relationship between digital model accuracy and time-dependent deformation of alginate impressions. *Angle Orthod* 2009,**79**:30-36.
43. Lands B. The accuracy and reliability of plaster vs digital study models: A comparison of three different impression materials: Université de Montréal; 2010:72.
44. Sousa MV, Vasconcelos EC, Janson G, Garib D, Pinzan A. Accuracy and reproducibility of 3-dimensional digital model measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012,**142**:269-273.
45. Mah J. The evolution of digital study models. *J Clin Orthod* 2007,**41**:557-561.
46. Agrawal JM, Agrawal MS, Nanjannawar LG, Parushetti AD. CBCT in orthodontics: the wave of future. *J Contemp Dent Pract* 2013,**14**:153-157.
47. Kau CH, Littlefield J, Rainy N, Nguyen JT, Creed B. Evaluation of CBCT digital models and traditional models using the Little's Index. *Angle Orthod* 2010,**80**:435-439.
48. Proffit WR. *Contemporary orthodontics*. 5th ed. St. Louis, Miss.: Elsevier/Mosby; 2013.
49. Lighthart KG, English JD, Kau CH, Akyalcin S, Bussa HI, Jr., McGrory KR, *et al.* Surface analysis of study models generated from OrthoCAD and cone-beam computed tomography imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012,**141**:686-693.
50. Leung CC, Palomo L, Griffith R, Hans MG. Accuracy and reliability of cone-beam computed tomography for measuring alveolar bone height and detecting bony dehiscences and fenestrations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010,**137**:S109-119.
51. Patcas R, Muller L, Ullrich O, Peltomaki T. Accuracy of cone-beam computed tomography at different resolutions assessed on the bony covering of the mandibular anterior teeth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012,**141**:41-50.
52. White AJ, Fallis DW, Vandewalle KS. Analysis of intra-arch and interarch measurements from digital models with 2 impression materials and a modeling process based on cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010,**137**:456 e451-459; discussion 456-457.
53. Lagravere MO, Carey J, Toogood RW, Major PW. Three-dimensional accuracy of measurements made with software on cone-beam computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008,**134**:112-116.
54. Tarazona B, Llamas JM, Cibrian R, Gandia JL, Paredes V. A comparison between dental measurements taken from CBCT models and those taken from a digital method. *Eur J Orthod* 2013,**35**:1-6.

55. Baumgaertel S, Palomo JM, Palomo L, Hans MG. Reliability and accuracy of cone-beam computed tomography dental measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009,**136**:19-25; discussion 25-18.
56. Damstra J, Fourie Z, Huddleston Slater JJ, Ren Y. Accuracy of linear measurements from cone-beam computed tomography-derived surface models of different voxel sizes. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010,**137**:16 e11-16; discussion 16-17.
57. Celikoglu M, Nur M, Kilkis D, Sezgin OS, Bayram M. Mesiodistal tooth dimensions and anterior and overall Bolton ratios evaluated by cone beam computed tomography. *Aust Orthod J* 2013,**29**:153-158.
58. Torassian G, Kau CH, English JD, Powers J, Bussa HI, Marie Salas-Lopez A, *et al*. Digital models vs plaster models using alginate and alginate substitute materials. *Angle Orthod* 2010,**80**:474-481.
59. Akyalcin S, Cozad BE, English JD, Colville CD, Laman S. Diagnostic accuracy of impression-free digital models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013,**144**:916-922.
60. Mormann W, Brandestini M, Ferru A, Lutz F, Krejci I. [Marginal adaptation of adhesive porcelain inlays in vitro]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed (1984)* 1985,**95**:1118-1129.
61. Al Mortadi N, Eggbeer D, Lewis J, Williams RJ. CAD/CAM/AM applications in the manufacture of dental appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012,**142**:727-733.
62. Kravitz ND, Groth C, Jones PE, Graham JW, Redmond WR. Intraoral digital scanners. *J Clin Orthod* 2014,**48**:337-347.
63. Jones P. Streamlining orthodontic and restorative care with digital scanning technology. In: PennWell; 2012.
64. Garino F GB. The OrthoCAD iOC intraoral scanner: a six-month user report. *Journal of Clinical Orthodontics* 2011,**45**:161-164.
65. Kachalia PR, Geissberger MJ. Dentistry a la carte: in-office CAD/CAM technology. *J Calif Dent Assoc* 2010,**38**:323-330.
66. Align Technology. iTero. 2007; <http://www.itero.com/index>. In.
67. 3M ESPE. Lava C.O.S. ("Chairside Oral Scanner"). 2008; [http://solutions.3mcanada.ca/wps/portal/3M/fr\\_CA/lavacanada/home/dentists/cosunit/](http://solutions.3mcanada.ca/wps/portal/3M/fr_CA/lavacanada/home/dentists/cosunit/). In.
68. 3M. True Definition Scanner. 2013; [http://solutions.3m.com/wps/portal/3M/en\\_US/orthodontics/Unitek/](http://solutions.3m.com/wps/portal/3M/en_US/orthodontics/Unitek/) In.
69. 3Shape. Trios. 2013; <http://www.3shapedental.com/orthodontics.aspx>. In.
70. Ormco. Lythos. 2013; <http://www.ormco.com/lythos/index.php> In.
71. Carestream. CS 3500. 2014 In.
72. Planscan. Planmeca. 2014; <http://www.planmeca.com/fr/CADCAM/CADCAM-dentaire/> In.
73. Straumann; <http://www.straumann.ca/fr/professionals/produits-et-solutions/solutions-numeriques/scannage-intra-oral/technologie.html>. In.
74. Meyer BJ, Mormann WH, Lutz F. [Optimization of the powder application in the Cerec method with environment-friendly propellant systems]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1990,**100**:1462-1468.
75. Bloss R. Accordion fringe interferometry: a revolutionary new digital shape-scanning technology. *Sensor Rev* 2008,**28**:22-26.

76. Metzger MC, Hohlweg-Majert B, Schwarz U, Teschner M, Hammer B, Schmelzeisen R. Manufacturing splints for orthognathic surgery using a three-dimensional printer. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008,**105**:e1-7.
77. Morris JB. CAD/CAM options in dental implant treatment planning. *J Calif Dent Assoc* 2010,**38**:333-336.
78. Patel N. Integrating three-dimensional digital technologies for comprehensive implant dentistry. *J Am Dent Assoc* 2010,**141 Suppl 2**:20S-24S.
79. van der Meer WJ, Andriessen FS, Wismeijer D, Ren Y. Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PLoS One* 2012,**7**:e43312.
80. Naidu D, Freer TJ. Validity, reliability, and reproducibility of the iOC intraoral scanner: A comparison of tooth widths and Bolton ratios. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013,**144**:304-310.
81. Flugge TV, Schlager S, Nelson K, Nahles S, Metzger MC. Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013,**144**:471-478.
82. Mehl A, Ender A, Mormann W, Attin T. Accuracy testing of a new intraoral 3D camera. *Int J Comput Dent* 2009,**12**:11-28.
83. Rudolph H, Luthardt RG, Walter MH. Computer-aided analysis of the influence of digitizing and surfacing on the accuracy in dental CAD/CAM technology. *Comput Biol Med* 2007,**37**:579-587.
84. Staley R. Tooth size-arch length analysis. In: *Textbook of Orthodontics*. Bishara SE, Saunders WB; 2001. pp. 135.
85. Goonewardene RW, Goonewardene MS, Razza JM, Murray K. Accuracy and validity of space analysis and irregularity index measurements using digital models. *Aust Orthod J* 2008,**24**:83-90.
86. Fleming PS, Marinho V, Johal A. Orthodontic measurements on digital study models compared with plaster models: a systematic review. *Orthod Craniofac Res* 2011,**14**:1-16.
87. Akyalcin S. Are digital models replacing plaster casts? *Dentistry* 2011,**1**.
88. Todd JA, Oesterle LJ, Newman SM, Shellhart WC. Dimensional changes of extended-pour alginate impression materials. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013,**143**:S55-63.

