

Université de Montréal

**Étude corrélacionnelle entre les dimensions des molaires maxillaires et la taille des bagues  
orthodontiques à l'aide de modèles numériques**

*Par*

Étienne Tremblay

Département de santé buccale, Section orthodontie de 2<sup>e</sup> cycle

Mémoire présenté en vue de l'obtention du grade de Maîtrise  
en médecine dentaire, option orthodontie

Mai 2023

© Etienne Tremblay, 2023

Université de Montréal

Département d'orthodontie, Faculté de médecine dentaire

---

*Ce mémoire intitulé*

**Étude corrélationnelle entre les dimensions des molaires maxillaires et la taille des bagues  
orthodontiques à l'aide de modèles numériques**

*Présenté par*

**Étienne Tremblay**

*A été évalué par un jury composé des personnes suivantes*

**Dr Jack Turkewicz**

Président-rapporteur

**Dr Khang Le**

Directeur de recherche

**Dr Jean Rizkallah**

Codirecteur

**Dr Olivier Roca**

Membre du jury

# Résumé

Introduction : L’empreinte numérique et l’impression 3D dans le domaine dentaire ont permis de perfectionner plusieurs techniques de confection d’appareils orthodontiques afin de les rendre plus efficaces et d’améliorer le confort pour le patient. L’objectif de cette étude était d’obtenir une corrélation entre les dimensions des molaires et la taille des bagues orthodontiques à l’aide de modèles numériques.

Méthode : Les dimensions bucco-linguales, mésio-distales ainsi que la circonférence ont été mesurées sur 193 dents à l’aide du logiciel d’analyse OrthoAnalyzer™. Des corrélations de Pearson univariées ont été effectuées afin de déterminer les variables indépendantes présentant des corrélations statistiquement significatives avec la taille de la bague orthodontique. Une régression simple a ensuite été utilisée afin d’obtenir un modèle prédisant la taille des bagues orthodontiques à partir des variables indépendantes retenues.

Résultats : La circonférence moyenne des premières molaires maxillaires des sujets de sexe masculin ( $36,55 \pm 1,96$  mm) est plus grande que pour les sujets de sexe féminin ( $35,37 \pm 1,49$  mm), la différence étant statistiquement significative ( $p < 0,001$ ). Une corrélation de  $R=0,952$  a été obtenue entre la mesure de la circonférence des molaires et la taille de la bague orthodontique pour le groupe avec séparateurs.

Conclusion : Il existe une corrélation entre la mesure de la circonférence de la première molaire maxillaire permanente et la taille de la bague orthodontique qui permet de prédire à 90% la taille de celle-ci.

**Mots-clés** : Bague orthodontique, orthodontie digitale, empreinte numérique, taille.

## **Abstract**

Introduction: Digital impressions and 3D printing in dentistry have drastically changed the fabrication process of orthodontic appliances, making it more efficient and improving the patient's comfort. The objective of this study was to obtain a correlation between the dimensions of the molars and the size of the orthodontic bands using a digital model.

Method: The buccolingual, mesiodistal, and circumference dimensions were measured on 193 teeth using the OrthoAnalyzer™ software. Univariate Pearson correlations were performed to determine the independent variables with statistically significant correlations with orthodontic band sizes. A simple regression was then used to obtain a model governing the size of orthodontic bands from the independent variables retained.

Results: The mean circumference of maxillary first molars for male subjects ( $36.55 \pm 1.96$  mm) was greater than for female subjects ( $35.37 \pm 1.49$  mm), the difference being statistically significant ( $p < 0.001$ ). A correlation of  $R=0.952$  was obtained between the circumference of the molars and the size of the orthodontic bands for the group with separators.

Conclusion: There was a correlation between the circumference of the first permanent maxillary molar and the size of the orthodontic band, making it possible to predict the size of the band with 90% accuracy.

**Keywords :** Orthodontic band, digital orthodontics, digital impression, size.

# Table des matières

RÉSUMÉ.....	1
ABSTRACT.....	2
TABLE DES MATIÈRES.....	3
LISTE DES TABLEAUX.....	6
LISTE DES FIGURES.....	7
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS .....	8
REMERCIEMENTS.....	11
1 INTRODUCTION.....	13
2 RECENSION DES ÉCRITS.....	15
<b>2.1 Expansion palatine .....</b>	<b>15</b>
2.1.1 Définition.....	15
2.1.2 Protocole d'expansion palatine.....	15
2.1.3 Signes cliniques .....	17
2.1.4 Appareils orthodontiques pour expansion palatine.....	18
<b>2.2 Bagues orthodontiques .....</b>	<b>19</b>
2.2.1 Séparateurs orthodontiques .....	20
2.2.2 Technique d'impression pour appareils sur bagues.....	22
<b>2.3 Différents ciments pour bagues orthodontiques .....</b>	<b>23</b>
2.3.1 Ciment au phosphate de zinc : .....	23
2.3.2 Ciment au polycarboxylate de zinc: .....	24

2.3.3	Ciment au verre ionomère conventionnel : .....	24
2.3.4	Ciment verre ionomère modifié à la résine: .....	25
2.3.5	Ciment résine composite modifiée par polyacide : .....	26
<b>2.4</b>	<b>Empreintes dentaires .....</b>	<b>26</b>
2.4.1	Matériaux à empreintes traditionnels .....	27
2.4.2	Scanners intraoraux.....	30
2.4.3	Avantages des IOS .....	37
2.4.4	Désavantages des IOS.....	38
<b>2.5</b>	<b>Technologie d'analyse numérique .....</b>	<b>39</b>
<b>2.6</b>	<b>Impression 3D .....</b>	<b>41</b>
2.6.1	Stéréolithographie.....	42
2.6.2	Jet de photopolymère .....	43
2.6.3	Imprimante par liage de poudre .....	44
2.6.4	Frittage sélectif par laser .....	45
<b>2.7</b>	<b>Intelligence artificielle en dentisterie .....</b>	<b>45</b>
<b>3</b>	<b>PROBLÉMATIQUE DE RECHERCHE .....</b>	<b>48</b>
<b>3.1</b>	<b>Objectifs de recherche.....</b>	<b>48</b>
3.1.1	Objectif principal .....	48
3.1.2	Objectif secondaire .....	48
<b>3.2</b>	<b>Hypothèses.....</b>	<b>48</b>
3.2.1	Hypothèse de recherche .....	48
3.2.2	Hypothèse nulle .....	48
<b>4</b>	<b>MATÉRIEL ET MÉTHODE.....</b>	<b>49</b>
<b>4.1</b>	<b>Type de recherche .....</b>	<b>49</b>
4.1.1	Échantillon.....	49
4.1.2	Critères d'inclusion.....	49
4.1.3	Critères d'exclusion .....	49
<b>4.2</b>	<b>Procédures expérimentales .....</b>	<b>49</b>

4.2.1 Commission d'accès à l'information du Québec .....	49
4.2.2 Collecte de données et mesures .....	50
4.2.3 Variables .....	52
4.2.4 Test de fiabilité intra-examineur et inter-examineurs .....	52
4.2.5 Analyses statistiques .....	52
<b>4.3 Résultat attendu.....</b>	<b>53</b>
<b>5 ARTICLE SOUMIS.....</b>	<b>54</b>
<b>6 DISCUSSION .....</b>	<b>65</b>
<b>6.1 Vérification des hypothèses .....</b>	<b>66</b>
<b>6.2 Intérêt clinique.....</b>	<b>66</b>
<b>6.3 Limitation de l'étude .....</b>	<b>67</b>
<b>6.4 Avenues de recherche .....</b>	<b>67</b>
<b>6.5 Sources de financement .....</b>	<b>68</b>
<b>7 CONCLUSION .....</b>	<b>69</b>
<b>RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....</b>	<b>70</b>
<b>ANNEXES .....</b>	<b>79</b>
<b>1 Approbation de la Commission d'accès à l'information du Québec .....</b>	<b>79</b>

## Liste des tableaux

Table 1. Inter-rater calibration .....	58
Table 2. Intra-rater calibration .....	59
Table 3. Independent sample t-test between males and females for the circumference and band size .....	60
Table 4. Correlation with separators.....	60
Table 5. Correlation without separators .....	61
Table 6. R square with separators and without separators .....	63



## Liste des figures

Figure 1. –	Articulé croisé.....	18
Figure 2. –	A. Hass vs B. Hyrax .....	19
Figure 3. –	Séparateur élastomérique .....	21
Figure 4. –	Séparateur métallique.....	22
Figure 5. –	Fichier STL.....	31
Figure 6. –	Exactitude.....	34
Figure 7. –	Précision empreinte numérique et conventionnelle .....	35
Figure 8. –	Distorsion par la salive .....	37
Figure 9. –	Stéréolithographie.....	43
Figure 10. –	Organigramme collecte de données .....	51
Figure 11. –	Circumference and Buccolingual measurements .....	57
Figure 12. –	Mesiodistal measurement in occlusal view and lingual view .....	58
Figure 13. –	Correlation between circumference and band size for the group with separators 61	
Figure 14. –	Correlation between circumference and band size for the group without separators	62

## Liste des sigles et abréviations

AWS : *Active Wavefront Sampling* - L'échantillonnage actif du front d'onde

CAI: Couronne en acier inoxydable

EPR: Expansion palatine rapide

EPL: Expansion palatine lente

EPSR: Expansion palatine semi-rapide

CBCT: *Cone Beam Computed Tomography* - Tomodensitométrie à faisceau conique

RMGI: *Resin-Modified Glass Ionomer* - Verre ionomère modifié à la résine

PMCR: *Polyacid-Modified Composite Resin* - Résine composite modifiée par polyacide

MPa: Mégapascal

GIC: *Glass Ionomer Cement* - Ciment au verre ionomère conventionnel

Ca: Calcium

Al: Aluminium

F: Fluor

HEMA: Hydroxyéthyl-méthacrylate

Bis-GMA: Diméthacrylate glycidique de bisphénol A

°C: Degré Celsius

PVS: Polyvinylesiloxane

IOS: *Intraoral Scanner* - Scanner intraoral

STL : *Standard Tessellation Language*

MIT: *Massachusetts Institute of Technology*

ISO: Organisation internationale de normalisation

CAO: Conception assistée par ordinateur

CAD: *Computer-Aided-Design*

IA: Intelligence artificielle

PPJ: *Photopolymer Jetting* - Jet de photopolymère

PBP: *Power Binding Printer* - Imprimante par liage de poudre

SLS: *Selective Laser Sintering* - Frittage sélectif par laser

*À ma famille,*

## Remerciements

Je tiens à remercier chaleureusement toutes les personnes qui m'ont aidé et soutenu dans mon travail de maîtrise :

Merci particulièrement au Dr Khang Le, mon directeur de recherche, qui m'a épaulé et guidé tout au long de ce projet avec sa rigueur et son souci du détail remarquables.

Merci également au Dr Jean Rizkallah, mon codirecteur de recherche, qui a eu l'idée de cette étude et chez qui la cohorte de patients a été sélectionnée.

Merci à M. Pierre Rompré pour ses analyses statistiques, sa disponibilité et sa patience pour répondre à mes interrogations.

Merci aux membres de mon jury, Dr Jack Turkewicz, président rapporteur et Dr Olivier Roca, pour leur expertise et leur temps dans la correction de ce mémoire.

Merci à tous les professeurs et cliniciens pour leur enseignement, leurs conseils, le partage de leurs expériences et surtout leur précieux temps. Ils m'ont transmis leur passion pour l'orthodontie, mais également pour l'enseignement.

Merci aux assistantes, aux secrétaires et au personnel de soutien de la section d'orthodontie pour leur travail indispensable au bon fonctionnement de la clinique.

Merci à M. Michel Sanchez pour son support informatique qui a grandement optimisé mon efficacité dans ma collecte de données.

Merci à mes tous mes corésidents avec qui j'ai eu le plaisir de partager les trois dernières années. Ils m'ont fait évoluer sur le plan orthodontique, mais également sur le plan personnel et culturel par nos nombreux échanges et discussions.

Merci à la Bourse des études supérieures et postdoctorales-intelligence artificielle, à la Bourse de mobilité (ESP) de l'Université de Montréal ainsi qu'au Fonds Paul-Geoffrion pour leur soutien financier.

Finalement, merci à ma famille et amis pour leur soutien et leur amour tout au long de ce parcours. Merci particulièrement à la femme de ma vie, Lucie. Son amour, son soutien et son organisation incroyable ont grandement facilité mon parcours d'étudiant avec nos trois enfants Elliot, Laura et Nathan.

# 1 Introduction

Un traitement d'orthodontie implique l'utilisation d'appareillages intraoraux et/ou extraoraux qui sont généralement attachés aux dents de façon fixe ou amovible. Dans le cadre d'un traitement d'orthodontie complet, l'utilisation de boîtiers collés directement sur les dents à l'aide de résine composite a presque entièrement remplacé l'usage des bagues orthodontiques. Cependant, celles-ci sont fréquemment utilisées dans des situations où il est impossible de coller un boîtier : sur une dent où l'isolation est impossible, sur une dent avec une couronne clinique courte, sur une couronne en acier inoxydable (CAI) ou dans une situation où des forces importantes seront transmises aux dents (1). L'insertion ainsi que le retrait des bagues orthodontiques peuvent occasionner de l'inconfort pour le patient étant donné la proximité de celles-ci avec la gencive. L'inconfort en début de traitement peut affecter négativement la coopération ainsi que la volonté du patient à poursuivre les soins (2, 3). De plus, quelques jours avant l'essayage des bagues, des séparateurs doivent être mis en place afin de créer un espace entre les contacts interproximaux des dents et ainsi faciliter l'ajustement des bagues. En plus de l'inconfort causé par cette procédure (2-4), la mise en place des séparateurs nécessite un rendez-vous supplémentaire, ce qui signifie un déplacement pour le patient et du temps pour le clinicien. Puisque les séparateurs sont mis en bouche plusieurs semaines avant l'appareil fixe, il arrive que ceux-ci soient perdus lorsque l'espace se crée entre les dents et le patient doit alors retourner chez l'orthodontiste.

Le clinicien doit tenir un inventaire à jour des différentes tailles de bagues étant donné qu'en général, afin de trouver la bonne taille, plusieurs bagues sont essayées par dent. Il est important d'avoir une bague qui est bien ajustée à la dent, car cela augmente la rétention mécanique en plus de diminuer le risque de carie par infiltration (5). Les bagues qui ont été essayées en bouche, mais qui n'ont pas été sélectionnées doivent être stérilisées afin d'être réutilisées. De plus, il arrive parfois que la bague soit abîmée lors de l'essayage et ne puisse ainsi plus être utilisée à nouveau. Une fois la sélection de la bague effectuée, une empreinte en alginate avec les bagues en bouche doit être prise. Les bagues sont ensuite retirées pour être

repositionnées dans l’empreinte qui est ensuite coulée en pierre. Toutes ces étapes ajoutent des risques d’erreurs, des risques d’infection croisée (6, 7) et nécessitent du temps de laboratoire, en plus des coûts de matériel (6).

L’arrivée de l’empreinte numérique et de l’impression 3D dans le monde de la dentisterie ont rendu possible l’amélioration des procédures pour la confection des appareils orthodontiques. Ces procédures sont maintenant plus efficaces et plus confortables pour le patient (8). En effet, il a été démontré que les patients qui ont recours à des traitements orthodontiques préféraient la technique d’empreinte numérique à la méthode d’alginate (8, 9). L’objectif principal de ce projet de recherche était d’obtenir une corrélation entre les dimensions des molaires et la taille des bagues orthodontiques. L’hypothèse de recherche était donc qu’il existe une corrélation entre les dimensions des molaires et la taille des bagues orthodontiques. L’objectif secondaire était de découvrir un algorithme qui permettrait de prédéterminer la taille de la bague orthodontique idéale à l’aide d’une empreinte numérique sans avoir à essayer les bagues directement en bouche. Par conséquent, cela permettrait d’améliorer le confort pour le patient, de retarder la mise en place de séparateurs, d’éviter l’empreinte en alginate et finalement, de diminuer les étapes de laboratoire en plus des coûts pour l’orthodontiste.



## **2 Recension des écrits**

### **2.1 Expansion palatine**

#### **2.1.1 Définition**

L'expansion palatine est une technique utilisée dans le domaine de l'orthodontie depuis de nombreuses années afin de corriger une déficience de la dimension transverse du maxillaire, chez les patients dont la suture palatine n'est pas complètement fermée. Cette méthode a été décrite dans la littérature, pour la première fois, il y a plus de 150 ans par Edward Angle (10), pour ensuite être popularisée par Haas au début des années 1960 (11). Son but était de permettre une séparation de la suture palatine avec un minimum de bascule dentaire (12). Plus précisément, la suture palatine correspond à la jonction entre les deux procès palatins des os maxillaires en antérieur et à la jonction des deux os palatins en postérieur (13).

#### **2.1.2 Protocole d'expansion palatine**

Différents protocoles selon la fréquence des activations, l'ampleur de la force appliquée, la durée du traitement et l'âge du patient permettent de produire une expansion rapide, semi-rapide ou lente (14). Dans la littérature, le protocole le plus utilisé pour la correction du manque transverse au maxillaire est l'expansion palatine rapide (EPR) (14, 15). Elle consiste en une expansion de 0,5 mm, soit deux tours par jour, ce qui représente une force d'environ 100 N au niveau de la suture (16). La force est appliquée au niveau des dents postérieures à l'aide d'un appareil orthodontique. Cependant, puisque le niveau de la force est élevé et que celle-ci est réactivée tous les jours, cela ne laisse pas suffisamment de temps pour que le mouvement dentaire se produise, ce qui transmet la force au niveau de la suture palatine et entraîne l'ouverture de celle-ci. Bien qu'à la fin de l'expansion palatine, une bascule buccale des molaires soit observable, la force appliquée excédant la force idéale pour le mouvement dentaire donne un ratio favorable entre les expansions squelettique et dentaire (17).

Le protocole d'expansion palatine lente (EPL) consiste en une expansion de 0,25 mm tous les deux jours, ce qui représente une force d'environ 5 à 20 N au niveau de la suture (18). La théorie derrière l'EPL est que la principale résistance à l'ouverture de la suture palatine chez les jeunes patients n'est pas la suture en elle-même, mais plutôt les tissus avoisinants. Ainsi, avec une force légère, cela permet de limiter les déchirures et le risque d'hémorragie au niveau de la suture. De plus, elle permettrait une meilleure adaptation des tissus chez les jeunes en limitant le risque de causer des déformations faciales (bosse nasale) (1, 17).

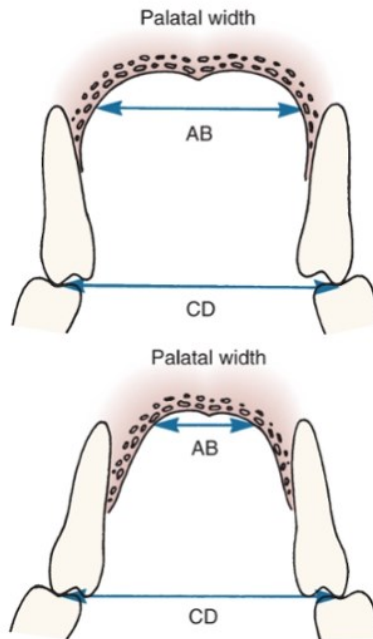
Le protocole d'expansion palatine le plus utilisé à la clinique d'orthodontie de l'Université de Montréal est l'expansion palatine semi-rapide (EPSR). Il consiste en une activation d'un tour par jour, ce qui correspond à 0,25 mm par jour (1). Il existe peu d'études dans la littérature sur ce type de protocole, mais les effets squelettiques sur les plans transverse, vertical et sagittal, lorsqu'utilisé en dentition mixte, seraient similaires à l'EPR (14). Cependant, le protocole d'EPSR dans la littérature est différent de celui utilisé à l'Université de Montréal, car il consiste à faire 2 tours par jour pendant la première semaine, puis 1 tour par jour (14, 19) ou 3 tours par semaine par la suite (20).

Plus on approche de la fin du pic de croissance, moins il y a de chances d'avoir une séparation de la suture palatine, étant donné que celle-ci devient de plus en plus interdigitée avec l'âge (1). En général, il existe un consensus sur le fait que l'expansion palatine rapide est prévisible jusqu'à l'âge de 14 ans (21). Cependant, plusieurs variations individuelles par rapport au processus de fusion de la suture palatine font en sorte que la réponse peut être très variable d'un individu à l'autre. Quelques études ont été effectuées afin de trouver des indicateurs permettant de déterminer la maturité de la suture palatine. Notamment, des études ont tenté d'obtenir une corrélation entre la quantité d'expansion squelettique obtenue et une radiographie occlusale de la suture palatine (22), une radiographie évaluant la maturité squelettique au niveau du poignet (23) ou au niveau cervical (24). Aucun de ces indicateurs n'a été démontré comme fiable pour déterminer la quantité d'expansion squelettique qu'il serait possible d'obtenir avec une expansion palatine rapide. Grüneid et al. ont démontré que la densité de la suture palatine évaluée à l'aide de la tomographie à faisceau conique (CBCT pour *Cone Beam Computed Tomography*) peut prédire la quantité d'expansion squelettique obtenue à long terme avec une

corrélation de  $R = -0,7877$  (25). Ce prédicteur clinique est utile afin d'aider à savoir si l'expansion palatine rapide conventionnelle peut être efficace ou si une alternative chirurgicale devrait être préconisée.

### **2.1.3 Signes cliniques**

Plusieurs signes cliniques peuvent suggérer un manque transverse du maxillaire. Le plus connu est l'occlusion croisée postérieure qui peut être unilatérale ou bilatérale (26). Cette malocclusion est l'une des plus communes et peut être rencontrée chez 8% à 22% de la population, selon le type de population étudiée (27-29). Cependant, il est important de s'assurer que l'occlusion croisée n'est pas d'origine dentaire. En effet, tel que l'illustre la figure 1, une occlusion croisée peut être causée par une courbe de Monson inversée. Cependant une courbe de Wilson accentuée peut camoufler un manque transverse sans qu'il n'y ait pour autant d'occlusion croisée postérieure (1). De plus, une relation sagittale de classe II peut camoufler un manque transverse relatif bien qu'aucun articulé croisé ne soit présent et que les courbes de Wilson et Monson soient normales. Lorsque les arcades sont repositionnées afin que les canines se retrouvent en classe I, il est fréquent de remarquer la présence d'un articulé croisé postérieur unilatéral ou bilatéral. Tolaro et al. (30) ont démontré que le maxillaire, chez les patients en classe II qui ne présentent pas d'articulé croisé postérieur, peut en effet avoir un déficit transverse de 3 à 5 mm par rapport à la mandibule. D'autres signes cliniques, comme la présence de chevauchement important ou de corridors buccaux, peuvent être une manifestation d'un manque transverse du maxillaire (26).



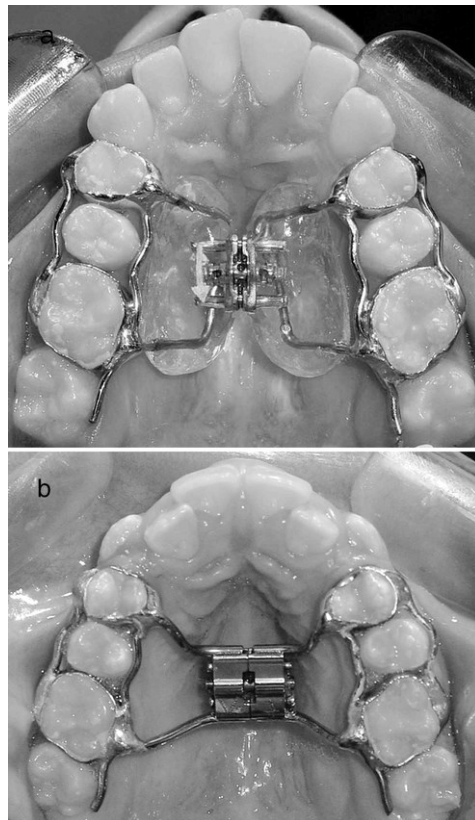
**Figure 1. – Articulé croisé.**

(Tirée et adaptée du *Contemporary Orthodontics* p. 201 (1) )

#### **2.1.4 Appareils orthodontiques pour expansion palatine**

Il existe une multitude d'appareils orthodontiques pour effectuer une expansion palatine comme le Hyrax, le Haas, le Pendulum, le Quad-hélix, le MARPE etc. (1). En clinique, les deux appareils les plus utilisés sont le Hyrax et le Haas et il a été démontré que leur efficacité au niveau de l'expansion squelettique est très similaire (31-33). Le nom Hyrax provient de l'expression anglaise « *hygienic rapid palatal expander appliance* ». Cette technique est considérée plus hygiénique, car il s'agit d'un appareil qui est uniquement supporté par les dents et aucunement par les tissus mous (figure 2). L'hygiène est ainsi facilitée, ce qui limite par le fait même l'inflammation des tissus mous (33). Il est typiquement fixé aux premières molaires supérieures à l'aide de bagues orthodontiques et peut également avoir un appui sur les premières prémolaires ou premières molaires primaires, soit par une bague ou simplement par un bras métallique.

L'appareil de type Haas porte son nom en référence à l'inventeur de l'appareil. Contrairement au Hyrax, en plus d'être supporté par les dents de la même façon que le Hyrax, il est également supporté par les tissus mous à l'aide de deux plaques d'acrylique qui recouvrent la muqueuse palatine bilatéralement (figure 2). Les deux appareils sont activés de la même façon, soit par une vis centrale de dimension variable selon la quantité d'expansion désirée.



**Figure 2. – A. Hass vs B. Hyrax**

(Tirée et adaptée de l'article de Garib et al. (33) )

## **2.2 Bagues orthodontiques**

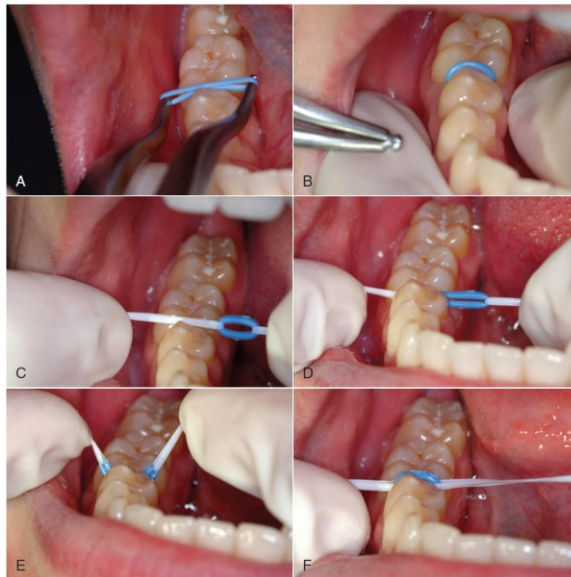
Les bagues orthodontiques étaient auparavant utilisées sur toutes les dents pour le traitement d'orthodontie fixe complet. Avant le début du traitement, l'orthodontiste devait créer

de l'espace à l'aide de séparateurs entre chaque dent afin d'y insérer des bagues sur lesquelles étaient soudées des boîtiers orthodontiques (34). De nos jours, les boîtiers orthodontiques collés directement sur la dent par l'entremise d'une résine composite ont presque entièrement remplacé l'utilisation des bagues. Cependant, ces dernières sont encore fréquemment utilisées dans des situations où il est impossible d'y adapter un boîtier comme sur une CAI, sur une dent ayant une couronne clinique courte, sur une dent où l'isolation est impossible ou encore dans un cas où des forces importantes seraient transmises aux dents (1). Les bagues sont également utilisées pour certains appareils tels que les mainteneurs d'espaces, head-gears, lip bumpers, hyrax, etc. Dans ces types d'appareils, les bagues doivent résister aux forces intrinsèques provenant de l'appareil en plus des forces reliées à la mastication. Les bagues doivent être bien adaptées à la dent afin de diminuer le risque d'infiltration pouvant causer de la carie et/ou la décimentation. Leur rétention, qui est principalement mécanique, est influencée par une multitude de facteurs comme l'adaptation à la dent, la présence d'obturation ou d'hypoplasie d'émail, une forme atypique de la dent, la technique d'isolation, l'expérience de l'opérateur, le type de ciment utilisé ainsi que par l'hygiène et les habitudes du patient (35).

### **2.2.1 Séparateurs orthodontiques**

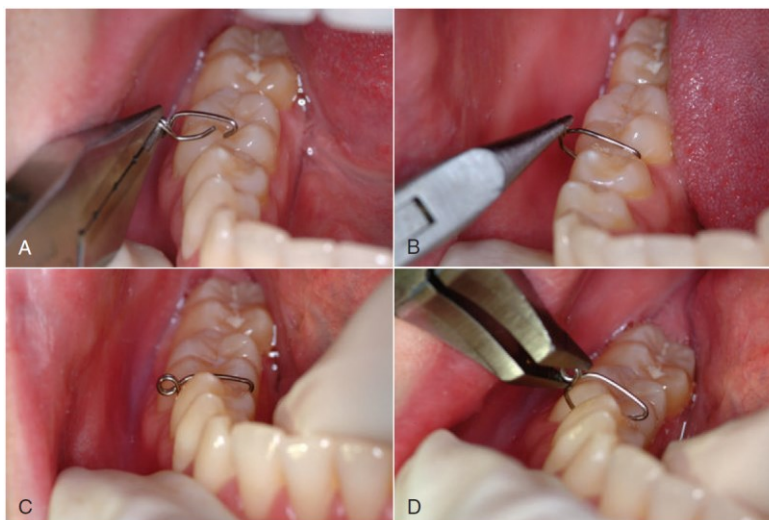
Quelques jours avant l'essayage de bagues orthodontiques, des séparateurs peuvent être mis en place dans le but de créer un espace entre les dents et ainsi faciliter l'ajustement. Évidemment, cette étape nécessite un rendez-vous supplémentaire pour le clinicien et le patient. Pour un ajustement optimal de la bague, un espace de 0,25 mm devrait être créé entre les dents (4, 36). Il existe différents types de séparateurs mais les plus utilisés sont les séparateurs élastomériques (figure 3) ainsi que les clips métalliques (figure 4) (1, 37). Ces derniers exercent une force en ciseaux au-dessus et en dessous du point de contact interdentaire, ce qui permet de créer un espace suffisant, environ en une semaine. Les séparateurs élastomériques consistent en un élastique en forme de beigne qui entoure le point de contact interdentaire et exerce une pression permettant la séparation des dents en quelques jours (1).

Pour le patient, la mise en place de séparateurs est parfois considérée comme étant l'étape du traitement orthodontique la plus désagréable en raison de la douleur qu'elle peut provoquer (1). La douleur, causée par la mise en place de séparateurs, est généralement perçue 4 heures après l'installation et augmente sur 24 heures, puis diminue dans un délai de 7 jours (38-40). Les séparateurs de type élastomériques sont considérés comme étant plus inconfortables que ceux de type clips métalliques et produisent également une plus grande séparation entre les dents (2, 4).



**Figure 3. – Séparateur élastomérique**

(Tirée et adaptée du *Contemporary Orthodontics* p. 326 (1) )



**Figure 4. – Séparateur métallique**

(Tirée et adaptée du *Contemporary Orthodontics* p. 326 (1) )

### **2.2.2 Technique d'impression pour appareils sur bagues**

En orthodontie, le matériel de choix pour la confection d'appareils orthodontiques sur bagues est l'hydrocolloïde irréversible, mieux connu sous le nom d'alginat (41). Il sera décrit en détails dans la section sur les matériaux d'empreintes traditionnels. Une fois l'espace créé entre les dents à l'aide de séparateurs, les bagues peuvent être ajustées directement en bouche. Plusieurs bagues sont essayées afin de sélectionner la plus petite bague qu'il est possible d'insérer sous les crêtes marginales mésiales et distales. La bague doit avoir suffisamment de rétention afin qu'il ne soit pas possible de la retirer seulement avec les doigts. Une fois la sélection de la bague effectuée, une empreinte en alginat avec les bagues en bouche est prise. Les bagues sont ensuite retirées pour être transférées dans l'empreinte qui est coulée en pierre. Plusieurs techniques ont été proposées afin de stabiliser les bagues dans l'empreinte en alginat comme l'utilisation de cire collante, de cyanoacrylate (krazy glue) ou encore une section de fil 0,020 pouce en acier inoxydable qui traverse l'alginat au-dessus de la bague (42). Lors de cette étape, il est possible que la bague ne soit pas parfaitement positionnée dans l'empreinte ou encore qu'elle soit déplacée lors de la coulée, ce qui affecte l'adaptation finale de l'appareil (43).



## 2.3 Différents ciments pour bagues orthodontiques

Il existe plusieurs ciments pour l'adhésion des bagues orthodontiques. Le ciment idéal doit permettre une adhésion suffisante pendant toute la durée du traitement sans toutefois endommager la dent lors du retrait de la bague. Il doit avoir une résistance élevée en cisaillement, en tension et en compression. De plus, le ciment doit idéalement être facile à utiliser, être non soluble en bouche, avoir un coût raisonnable et protéger contre la carie. En effet, il a été démontré que le risque de déminéralisation était plus important sur les dents ayant des bagues que sur les dents avec boitiers (44). Les ciments au phosphate de zinc et au polycarboxylate de zinc ont été les principaux utilisés jusqu'au début des années 1990 (45). Les ciments plus récents peuvent être classifiés en deux grandes catégories : les ciments au verre ionomère modifié à la résine (RMGI pour *Resin-Modified Glass Ionomer*) et les résines composites modifiées par polyacide (PMCR pour *Polyacid-Modified Composite Resin*) également connues sous le nom de compomère. Ces deux dernières catégories ont démontré des forces de liaisons significativement supérieures à celles du phosphate de zinc et du verre ionomère (44). Cependant, il n'y aurait pas de différence statistiquement significative entre le RMGI et le PMCR (44).

### 2.3.1 Ciment au phosphate de zinc :

Introduit en 1878, le ciment au phosphate de zinc est devenu le standard auquel tous les autres ont été comparés en raison de son utilisation clinique bien documentée depuis de nombreuses années. Sa réaction de prise est possible grâce à une réaction acide-base lorsque la poudre et le liquide sont mélangés. La poudre est principalement composée d'oxyde de zinc et le liquide, d'acide ortho-phosphorique et d'eau (46). Ce type de ciment a une solubilité intraorale importante. Il présente une force en compression entre 80 MPa et 110 MPa, une force en traction de 5MPa à 7 MPa et un module d'élasticité de 13 GPa, dépendamment du ratio poudre/liquide utilisé (47). Le ciment au phosphate de zinc est fragile et a une faible résistance en traction (44). De plus, il n'existe aucun lien chimique entre la dent et l'acier inoxydable de la bague orthodontique, l'adhésion étant donc purement mécanique (47).

### **2.3.2 Ciment au polycarboxylate de zinc:**

Le ciment au polycarboxylate de zinc, qui a été inventé par Smith en 1968 (48), est également composé d'une poudre et d'un liquide. La poudre est un oxyde de zinc modifié et le liquide, une solution aqueuse d'acide polyacrylique. La réaction de prise s'effectue par une réaction chimique acide-base dans laquelle les ions de zinc lient les molécules d'acide polyacrylique produisant une grande structure de chélate réticulé. Les molécules d'acide polyacrylique ont la capacité de se chélater aux ions de calcium de l'hydroxyapatite de l'émail ainsi qu'à l'acier inoxydable. Cette capacité à réagir chimiquement avec l'émail dentaire et à l'acier inoxydable est un grand avantage par rapport au ciment au phosphate de zinc. Le ciment au polycarboxylate de zinc présente une force en compression de 55 à 85 MPa et une force en tension de 8 à 12 MPa (47). Un inconvénient de ce ciment est que les temps de travail et de prise sont courts et peuvent rendre difficile le scellement de deux bagues à partir d'un même mélange. De plus, la viscosité du ciment peut rendre la cimentation difficile (49).

### **2.3.3 Ciment au verre ionomère conventionnel :**

Le ciment au verre ionomère (GIC pour *Glass Ionomer Cement*) a été introduit en 1972 par Wilson et Kent (47). Il est composé d'une poudre qui contient de la silice, de l'alumine et des fluorures ainsi que d'un liquide qui contient de l'acide polyacrylique, de l'acide itaconique et de l'acide tartrique. Les verres ionomères durcissent à l'aide d'une réaction acido-basique. Celle-ci se produit lorsque le liquide, soit l'acide, est mélangé à la poudre. Les ions H<sup>+</sup> réagissent avec les particules de verre de la poudre et libèrent du Ca, de l'Al et du F, ce qui forme un gel de silice qui durcit par la suite. Lors de la réaction de prise, la présence d'eau est importante, car elle agit comme plastifiant et réduit la rigidité du ciment le rendant moins cassant. C'est pour cette raison qu'il est important de ne pas assécher la dent complètement lorsque l'on cimente une bague avec du verre ionomère. Ce dernier est donc un ciment intéressant lorsque l'isolation complète est impossible. Cependant, si l'eau est en excès, cela favorise la dissolution du ciment, réduisant ainsi ses propriétés mécaniques (50). Les propriétés favorables de ce ciment comprennent une faible solubilité dans les fluides oraux, un coefficient d'expansion thermique faible, une résistance à la

traction et à la compression (140 MPa) (47) supérieure à celle du phosphate de zinc, une capacité à se lier chimiquement à l'émail et à la dentine en plus de former une liaison ionique avec l'acier inoxydable des bagues orthodontiques. Également, la capacité de libération et de recharge de fluorure du ciment sans perte de résistance permet la prévention de la déminéralisation de l'émail en plus de favoriser une activité bactériostatique. Plus précisément, le fluorure libéré par le ciment au verre ionomère a la capacité de remplacer les ions d'hydroxyde dans l'apatite de l'émail. Ainsi, lorsque la quantité de fluorure est importante à la surface de l'émail, cela réduit le risque de déminéralisation par l'acide (51). Les propriétés défavorables comprennent la sensibilité et la fragilité à la contamination par l'eau lors de la prise du ciment, ce qui entraîne une adhérence plus faible (44). Également, les ciments au verre ionomère conventionnel ont un faible module d'élasticité, ils sont faibles en tension et ont une faible résistance à la fracture (50). C'est pour ces raisons que plusieurs ont essayé de modifier les verres ionomères afin d'en améliorer leurs propriétés mécaniques.

### **2.3.4 Ciment verre ionomère modifié à la résine:**

Les ciments au verre ionomère modifié à la résine (RMGI) ont été créés afin d'obtenir une meilleure esthétique et stabilité chimique. Il s'agit d'un ciment hybride de verre ionomère et combine les propriétés des GIC en plus d'une résistance supplémentaire offerte par sa composante de résine composite. La réaction de prise des RMGI se fait non seulement par la réaction acido-basique des GIC, mais aussi par une polymérisation photochimique typique des résines composites. Une petite quantité de monomères résineux, d'initiateurs solubles et d'activateurs photosensibles y sont ajoutés. En effet, environ 4,5% à 6% d'hydroxyéthyl-méthacrylate (HEMA) ou de diméthacrylate glycidique de bisphénol A (Bis GMA) y sont ajoutés afin de renforcer la matrice acide-base par une matrice résineuse (52). Les ciments au verre ionomère modifié à la résine ont la capacité de libérer et se de recharger en fluor tout comme les verres ionomères conventionnels (53). Contrairement aux études qui ont été publiées il y a quelques années (54), de récentes études ont démontré que les RMGI ne libéreraient pas moins de fluorure que les GIC (55, 56). De plus, Caccifesta et al. (57) ont montré qu'une contamination

par la salive améliorerait la résistance au cisaillement. Cette amélioration de la force de liaison en milieu humide pourrait être expliquée par la présence du monomère HEMA. Celui-ci est hydrosoluble et hydrophile, ce qui favorise le mouillage ainsi que la pénétration de la résine, améliorant ainsi le contact intime avec l'émail (53).

### **2.3.5 Ciment résine composite modifiée par polyacide :**

Le ciment à résine composite modifiée par polyacide (PMCR) est mieux connu sous le nom de compomère. Comme son nom l'indique, il s'agit d'une résine composite qui a été modifiée par polyacide. Ce matériel ressemble beaucoup plus à un composite qu'un verre ionomère. La réaction de prise est principalement effectuée par la photopolymérisation comme les résines composites. En effet, la quantité d'acide polymérique est en quantité insuffisante pour permettre une réaction acide-base sans l'utilisation de lumière photopolymérisable. On pense que le PMCR libérerait beaucoup moins de fluorure que les RMGI, mais il a été démontré qu'ils ont tout de même un effet bénéfique sur la prévention de la déminéralisation de l'émail (58).

## **2.4 Empreintes dentaires**

Le développement des matériaux à empreintes dentaires a commencé au début des années 1800. La cire d'abeille a été l'un des premiers matériaux utilisés jusqu'à ce que la gutta-percha soit inventée au milieu du 19<sup>e</sup> siècle. Puis, en 1857, Charles Stent a créé une pâte thermoplastique (*compound*) similaire à celle qui est toujours utilisée de nos jours. Le problème avec tous ces matériaux est qu'ils étaient rigides après leur réaction de prise. Il était donc impossible de reproduire des zones de contre-dépouille. La nécessité d'un matériau élastique suite à la réaction de prise était donc nécessaire. Le premier matériau à empreinte élastique utilisé dans le domaine dentaire a été l'hydrocolloïde réversible, un matériau produit à partir d'algues, dont la procédure d'utilisation était très compliquée. C'est lors de la 2<sup>e</sup> guerre mondiale, alors que l'algue utilisée pour les hydrocolloïdes réversibles n'était plus disponible, que les Américains ont utilisé une algue locale: l'algue brune. C'est ainsi que l'alginat, un hydrocolloïde

irréversible, a été inventé. Son utilisation était grandement simplifiée par rapport à son prédécesseur. Les principaux désavantages des alginates sont leur instabilité dimensionnelle et leur faible résistance en tension. Pour contrer à ces inconvénients, d'autres matériaux élastiques ont été inventés tels que les polysulfures, polyéther, silicone d'addition et de condensation. Au cours du 20<sup>e</sup> siècle, les avancées au niveau des matériaux à empreintes ont grandement diminué, car la plupart des matériaux actuels étaient déjà inventés. C'est avec l'arrivée de la technologie numérique, dans le domaine dentaire vers le milieu des années 1980, qu'une nouvelle technique d'empreintes a vu le jour avec les scanners intraoraux (59). Ces différentes techniques d'empreintes seront discutées dans les prochains paragraphes.

## **2.4.1 Matériaux à empreintes traditionnels**

### **2.4.1.1 Les hydrocolloïdes réversibles**

Les hydrocolloïdes réversibles, introduits pour la première fois en 1937, ont été les premiers matériaux à empreinte élastique utilisés dans le domaine de la dentisterie. Ils ont principalement été utilisés pour la confection de prothèses complètes et partielles et, de nos jours, ne sont plus utilisés en raison de leur coût élevé et de leur décontamination difficile. Ils sont composés d'agar-agar qui est un ester sulfurique extrait des algues rouges (rhodophycées). Constitués de particules en suspension suffisamment petites afin que le mélange soit homogène, ces colloïdes sont présents sous forme de liquide ou de gel. Ils se retrouvent sous forme de gel entre 30°C et 50 °C et deviennent liquide entre 71°C et 100 °C. Cliniquement, c'est cette propriété physique qui permet l'enregistrement des tissus dentaires. D'abord, le colloïde est chauffé dans un bain-marie à 100 °C afin de rompre les liens de fibrilles de la gélose. Le produit est ensuite conservé dans un bain de stockage à une température de 65 °C. L'empreinte est prise en bouche avec un porte-empreinte spécifique à circulation d'eau afin de tempérer l'hydrocolloïde à une température de 46 °C. Le refroidissement entraîne un changement de phase sous forme de gel et l'hydrocolloïde devient ainsi élastique, ce qui permet son retrait de la bouche. La propriété hydrophile de ce matériau lui confère une bonne mouillabilité, ce qui permet une précision de surface très élevée ainsi qu'une reproduction très fine des détails de l'ordre de 10 µm. Cependant,

cette propriété hydrophile fait en sorte que les empreintes d'agar-agar perdent leur précision rapidement pendant l'entreposage. Il se produit un phénomène de synérèse lorsque l'empreinte est laissée à l'air libre, ce qui se traduit par une contraction de celle-ci et inversement, un phénomène d'imbibition en présence d'humidité. Il est donc important de couler les modèles dans un délai le plus court possible (60, 61).

#### 2.4.1.2 Les hydrocolloïdes irréversibles

Mieux connu sous le nom de l'alginate, ce matériau à empreintes est l'un des plus utilisés en dentisterie depuis 1947. En orthodontie, il est notamment utilisé pour la prise de modèles d'étude et de modèles pour la confection d'appareils orthodontiques. Les hydrocolloïdes irréversibles sont formés à partir de sels d'acide alginique, un polysaccharide extrait des parois cellulaires des algues brunes. L'acide alginique est ensuite transformé en sel (alginate) de sodium, calcium, potassium ou magnésium. Dans le domaine dentaire, c'est l'alginate de sodium (Na) et de potassium (K) qui sont utilisés, car ils sont solubles dans l'eau (61). L'alginate dentaire se présente sous forme de poudre qui doit être mélangée avec de l'eau. Ils sont dits irréversibles, car la réaction de prise s'effectue par une réaction chimique de précipitation qui ne peut pas être renversée par un moyen physique comme la température dans le cas des hydrocolloïdes réversibles. Lorsque la poudre est mélangée avec l'eau, une réaction de prise s'effectue en deux temps. D'abord, le phosphate de sodium réagit avec le sulfate de calcium, ce qui permet un temps de travail. Par la suite, le sulfate de calcium restant réagit avec l'alginate de sodium pour former de l'alginate de calcium insoluble et ainsi former un gel. Le temps de prise de l'alginate peut être influencé de deux façons différentes, soit par ratio eau/poudre ou par la température de l'eau. Plus la quantité de poudre est élevée par rapport au volume d'eau, plus la réaction est rapide. Également, plus la température est élevée, plus la réaction de prise sera rapide. Les avantages de l'alginate sont, entre autres, son faible coût, sa facilité d'utilisation, son temps d'exécution rapide et sa capacité de reproduction précise même en présence de contre-dépouille (61, 62).

#### 2.4.1.3 Les silicones

Les silicones sont utilisés comme matériaux d'empreintes dentaires depuis le début des années 1970. Ils sont principalement utilisés pour des restaurations prothétiques fixes en raison de leur grande précision. Il existe deux types de silicone : ceux de condensation et ceux d'addition.

Le silicone de condensation est obtenu par une réaction croisée de polymères d'hydroxyde de polysiloxane avec des tétraalcoxysilanes catalysés par le dilaurate de dibutylétain. Ce processus de condensation libère de l'alcool, ce qui contribue à la contraction de l'empreinte. Les avantages de ce matériau d'empreinte sont qu'il est précis à court terme et qu'il a une bonne élasticité. Cependant, il n'est pas stable dimensionnellement à long terme et il est hydrophobe.

Les silicones d'addition, mieux connus sous le nom de polyvinylesiloxane (PVS), ne produisent pas de sous-produit volatile lors de leur polymérisation et par conséquent, les changements dimensionnels suite à la polymérisation sont faibles. Le PVS est obtenu par une réaction croisée entre le polysiloxane de vinyle et le silicone méthylhydrogène, avec le platine comme catalyseur. Ce dernier peut libérer de l'hydrogène gazeux à partir de l'eau ou des groupes hydroxyde immédiatement après la prise. Ainsi, si la coulée du modèle n'est pas retardée de 30 à 60 minutes après l'empreinte, des bulles peuvent se retrouver à la surface de celui-ci. Pour remédier à ce problème, du palladium, qui est également utilisé comme catalyseur dans les silicones, est ajouté et permet d'absorber l'hydrogène (63).

#### 2.4.1.4 Les polysulfures

Les polysulfures ont été les premiers élastomères à être introduits comme matériau à empreintes dentaires. Ils se présentent sous forme de base et catalyseur. Le prépolymère de polysulfure présent dans la base réagit avec l'oxyde de plomb du catalyseur formant un caoutchouc de polysulfure et de l'eau. Le sous-produit de réaction affecte grandement la stabilité dimensionnelle, alors l'empreinte doit être coulée immédiatement. Bien que très difficiles à manipuler, les polysulfures ont un très long temps de travail. De plus, ils sont parmi les matériaux élastomères les plus flexibles et ainsi ne se déforment pas sous les zones de contre-dépouille importante. De nos jours, ils sont principalement utilisés en prothèses dentaires complètes (59).

#### 2.4.1.5 Les polyéthers

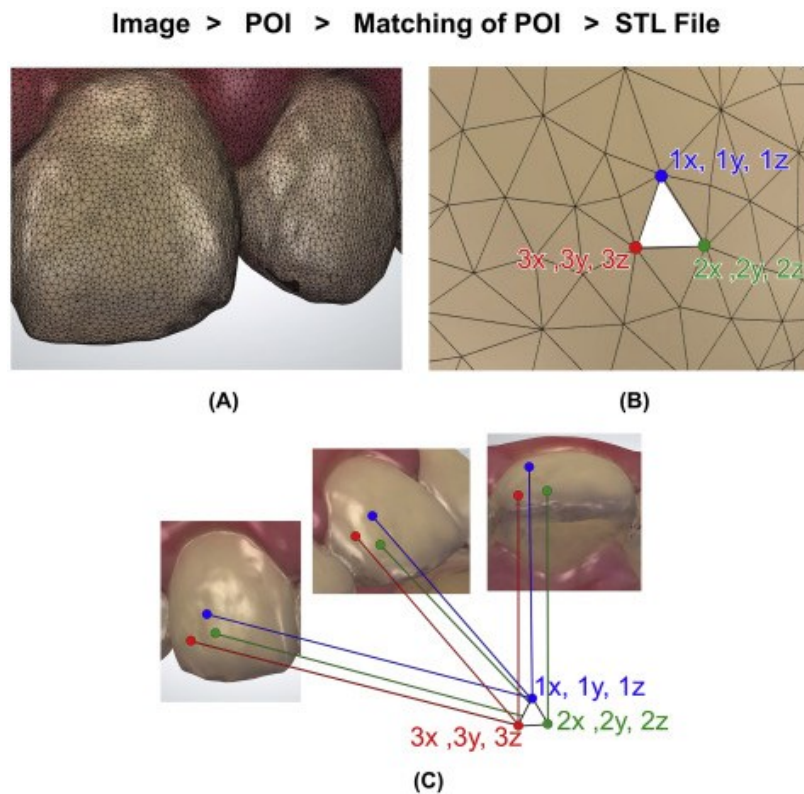
Les polyéthers sont constitués d'un polyéther de poids moléculaire relativement faible, de silice de remplissage ainsi que d'un plastifiant. Ce matériau à empreinte se polymérise par un processus cationique lors du mélange des ingrédients. Étant donné que leur structure chimique contient des groupes fonctionnels de carbonyle et d'éther qui peuvent réagir avec l'eau par liaison hydrogène, il est important de ne pas entreposer les empreintes dans un milieu humide. Cela pourrait entraîner un gonflement de l'empreinte et ainsi diminuer la précision. Les polyéthers sont principalement utilisés pour les empreintes d'implants en raison de leur stabilité dimensionnelle, leur résistance à la déchirure et leur rigidité. De plus, ils possèdent une bonne mouillabilité, ce qui permet de réduire au minimum les porosités (64).

#### 2.4.2 Scanners intraoraux

Les scanners intraoraux (IOS pour *Intraoral Scanner*) sont des dispositifs d'empreinte optique directe utilisés pour les différentes sphères de la dentisterie. Le but des IOS est d'enregistrer avec précision la géométrie tridimensionnelle d'un objet. Le format numérique le plus utilisé est le *Standard Tessellation Language* (STL). Ce format est déjà utilisé dans plusieurs domaines et décrit une succession de surfaces triangulées où chaque triangle est défini par trois points et une surface. Dans la littérature, l'explication de l'abréviation STL n'est pas unanime. Certains auteurs pensent qu'il s'agit de l'abréviation du mot stéréolithographie (65, 66) alors que d'autres font référence au *Standard Tessellation Language* (67, 68). La tessellation est l'action de daller une surface avec des formes géométriques comme des triangles. Il existe d'autres formats afin d'enregistrer la couleur, la transparence ou la texture des tissus dentaires comme les fichiers polygone (PLY) (68). Quel que soit le type de technologie d'imagerie utilisé par l'IOS, toutes les caméras projettent une source lumineuse (laser, ou plus précisément une lumière structurée) sur l'objet à scanner. Les images ou les vidéos ainsi obtenus par les capteurs d'imagerie sont traités par un logiciel de numérisation qui génère des nuages de points. Les deux premières coordonnées (x et y) de chaque point sont évaluées sur l'image et la 3<sup>e</sup> coordonnée (z) est ensuite calculée en fonction de la distance avec la caméra (figure 5). Les points sont ensuite triangulés par le même



logiciel pour créer un modèle de surface 3D (maillage). Plus la quantité de points est dense, plus l’empreinte sera détaillée, mais nécessitera également plus d’espace pour l’entreposage virtuel. Ces modèles numériques 3D représentent l’alternative virtuelle au modèle de plâtre conventionnel (66, 68, 69). L’empreinte numérique en 3D est donc l’alternative des méthodes conventionnelles décrites précédemment.



**Figure 5. – Fichier STL**

Image A : Image 3D composée d’une succession de triangles

Image B : Grossissement de l’image 3D

Image C : Correspondance des coordonnées d’un triangle

(Camci et al. (66))

#### 2.4.2.1 Projection de lumière

Il existe deux techniques de projection de lumière qui sont dites soit active ou passive. La technique passive repose seulement sur la lumière ambiante pour l'éclairage de l'objet et dépend ainsi du niveau de texture de celui-ci. La technique active utilise des lumières structurées blanches, rouges et bleues projetées depuis la caméra sur l'objet et dépend ainsi moins de la texture et de la couleur réelles de l'objet pour la reconstruction. Avec la technique active, un point lumineux est projeté sur l'objet et la distance à l'objet est calculée par triangulation. Une alternative est la projection de motifs lumineux comme des lignes ou des mailles (68, 70).

#### 2.4.2.2 Distance de l'objet :

La distance de l'objet peut être déterminée selon différentes techniques : la triangulation, l'imagerie confocale, l'échantillonnage actif du front d'onde (AWS pour *Active Wavefront Sampling*) et la stéréophotogrammétrie.

##### 2.4.2.2.1 La triangulation :

La triangulation est basée sur le principe que la position d'un point d'un triangle (objet) peut être calculée en connaissant la position et les angles de deux points de vue. Ceux-ci peuvent être produits par deux détecteurs différents, un seul détecteur utilisant un prisme, ou calculés à deux instants différents (68, 71).

##### 2.4.2.2.2 L'imagerie confocale :

L'imagerie confocale est une technique basée sur l'acquisition d'images focalisées et défocalisées à partir de profondeurs sélectionnées. Cette technologie peut déterminer la zone la plus nette de l'image pour ainsi déduire la distance de l'objet qui est ensuite corrélée à la distance focale de l'objectif. Un objet peut alors être reconstruit par des images successives prises à différents foyers et valeurs d'ouverture et sous différents angles autour de l'objet. La zone de netteté est directement liée à la dextérité de l'opérateur qui peut générer un flou de mouvement

(72). De plus, cette technique nécessite des lentilles de grande dimension qui peuvent conduire à des difficultés pratiques en clinique (68). C'est la technologie qui est retrouvée dans les scanner iTero de Cadent et Trios de 3Shape.

#### *2.4.2.2.3 L'échantillonnage actif du front d'onde :*

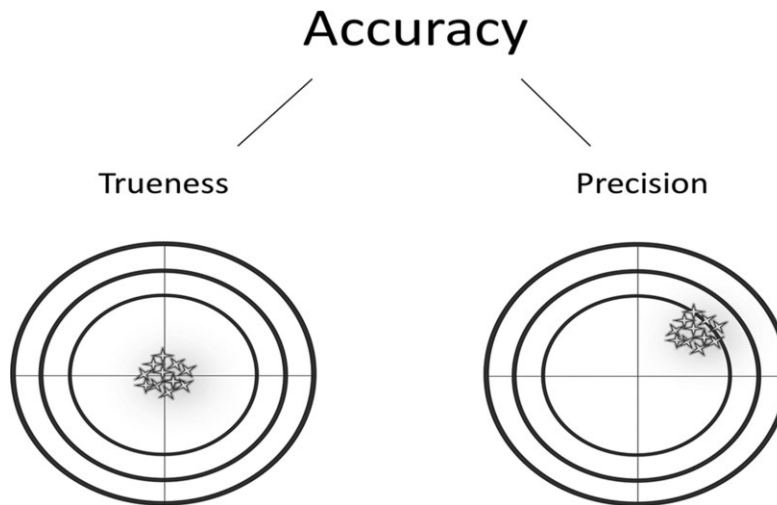
L'AWS est une technique d'imagerie de surface. Cette technologie complexe a été décrite en 2006 par une équipe du *Massachusetts Institute of Technology* (MIT) à Boston. Un rayon lumineux est projeté à travers une lentille en rotation dont le mouvement est connu. Le point lumineux qui est projeté sur l'objet subit lui aussi une rotation qui est identifiable. Les informations de distance et de profondeur sont ensuite dérivées et calculées à partir du motif produit par chaque point (68). Le système LAVA COS développé par 3M™ utilise cette technologie pour la prise d'empreinte optique.

#### *2.4.2.2.4 La stéréophotogrammétrie :*

La stéréophotogrammétrie estime toutes les coordonnées (x, y et z) uniquement grâce à une analyse algorithmique des images. Comme cette approche repose sur une projection lumineuse passive et un logiciel plutôt que sur une projection active, la caméra est relativement petite, sa manipulation est plus facile et sa production est moins chère (73).

#### *2.4.2.3 L'exactitude de l'IOS*

L'exactitude de l'IOS, définie par l'Organisation internationale de normalisation (ISO), fait référence à deux méthodes de mesures : la justesse et la précision. La justesse est en rapport avec l'accord entre le résultat du test et la valeur de référence vraie alors que la précision se réfère à la proximité des résultats les uns par rapport aux autres (74-76) (figure 6).

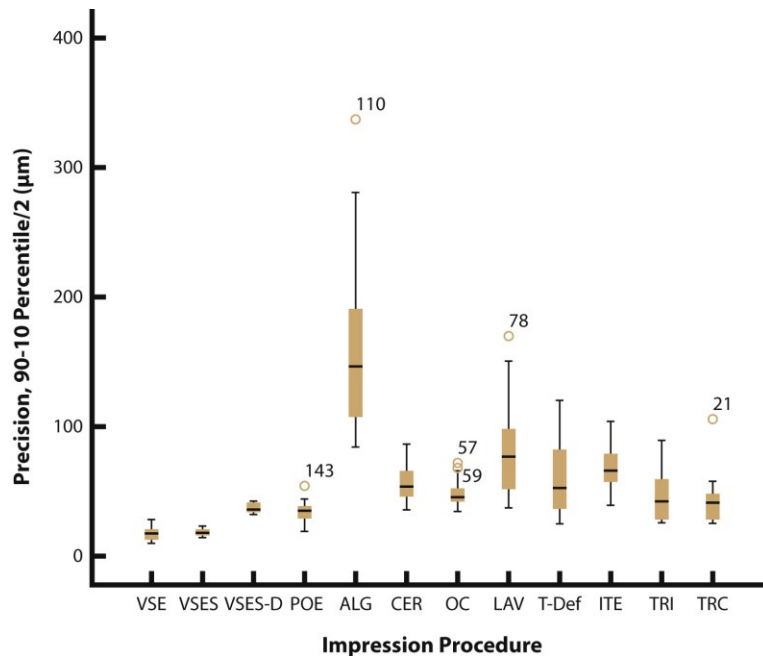


**Figure 6. – Exactitude**

(Latham et al. 2020 (75) )

Plusieurs études ont démontré une justesse et une précision de l’IOS cliniquement valable autant in vitro qu’in vivo. Par exemple, Ender et al. (77) ont rapporté que la précision moyenne des différentes technologies IOS est comprise entre  $48,6 \pm 11,6 \mu\text{m}$  et  $82,8 \pm 39,3 \mu\text{m}$  alors que la précision moyenne de l’alginate se trouve à  $162,2 \pm 71,3 \mu\text{m}$  (77) (figure 7). L’alginate est l’un des matériaux d’empreintes le plus utilisé en orthodontie pour la fabrication de modèles d’étude et de différents appareils. Les modèles de plâtre obtenus à l’aide de ce matériau à empreintes fournissent une représentation physique adéquate de l’arcade dentaire d’un patient. Des preuves suffisantes pour confirmer cette hypothèse sont fournies par le fait que les appareils dentaires fabriqués à partir de modèles de plâtre s’adaptent adéquatement aux dents (41). Les seize études présentes dans la revue systématique de Luca Canto et al. (41) ont conclu que l’exactitude des modèles numériques obtenus en scannant des modèles de plâtre sont cliniquement acceptables en tant qu’outil diagnostique. Cependant, l’empreinte numérique in vivo de l’arcade complète serait associée à un phénomène de distorsion, en particulier pour les technologies de triangulation, d’imagerie confocale et AWS (77-79). Par conséquent, les empreintes numériques ne sont pas suffisamment précises pour une réhabilitation complète sur implant comme décrit dans la revue systématique de Zhang et al. (80). Bien que l’exactitude des scanners numériques

soit moindre que celle du PVS et du polyéther dans le cas d'arcade complète, selon la revue systématique de Abduo J et al. (79), l'exactitude dans le cas d'empreinte de pilier unitaire ou de quelques dents s'est avérée similaire.



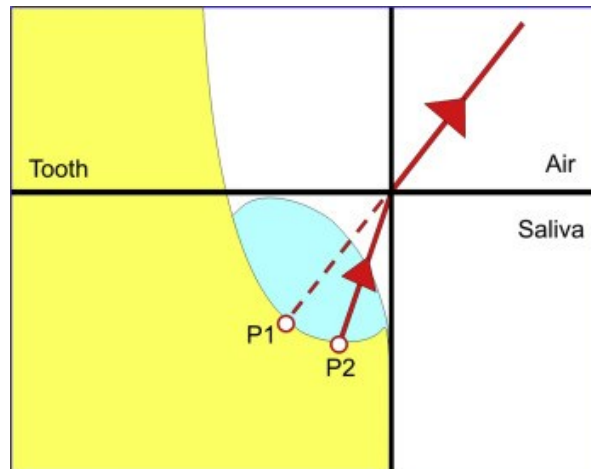
**Figure 7. – Précision empreinte numérique et conventionnelle**

(Ender et al. 2016 (77) )

Il est difficile de comparer les différentes technologies d'IOS afin de terminer celle qui a la meilleure exactitude et d'arriver à une conclusion générale en raison de l'hétérogénéité des données dans la littérature (81). En effet, il existe une multitude d'études individuelles avec des protocoles in vivo ou in vitro sur des arcades complètes, édentées partiellement ou encore sur des dents unitaires (82-84). De plus, plusieurs facteurs influencent l'exactitude des IOS, entre autres la technologie du scanner, le logiciel de numérisation, l'utilisation de poudre, le patron de numérisation en plus de la dextérité de l'opérateur.

#### 2.4.2.4 Facteurs influençant l'exactitude des IOS

L'exactitude des IOS peut être influencée par plusieurs facteurs. D'abord, la simple version du logiciel d'intégration d'images pour un même IOS peut avoir un impact significatif sur la précision de l'image (85). Les mises à jour des logiciels sont très importantes et les chercheurs devraient publier la version du logiciel utilisée lors de la publication de leurs résultats. Comme l'empreinte optique utilise la réflexion de la lumière sur l'objet pour la reconstruction virtuelle de celui-ci, une réflexion excessive ou insuffisante exercera une influence sur la qualité de l'image. Par exemple, une restauration métallique produira une réflexion excessive alors qu'à l'inverse, une zone de contre-dépouille où l'accès à la lumière est limité, manquera de réflexion lumineuse. Ces endroits sont donc associés à une plus grande imprécision (79). Afin d'uniformiser les différentes surfaces réfléchissantes présentes en bouche, certaines caméras utilisent un revêtement de poudre d'une épaisseur de 20  $\mu\text{m}$  à 40  $\mu\text{m}$  qui permet de réduire la réflectivité. Évidemment, l'épaisseur de poudre peut varier d'un opérateur à l'autre et ainsi réduire la précision des images. Cependant, le logiciel de l'IOS est capable de prendre en compte une épaisseur moyenne (86). Une autre stratégie qui permet d'uniformiser la réflexion de lumière est l'utilisation d'un filtre polarisant directement sur la caméra (87). La réflexion de la lumière peut également être influencée par la quantité de salive (figure 8). Contrairement aux empreintes en alginate qui ont de bonnes propriétés hydrophiles, une distorsion par la salive est présente avec les empreintes numériques (66). De plus, comme une arcade complète ne peut pas être numérisée par une seule image, plusieurs images d'une même portion de l'objet se superposent et doivent être combinées par un algorithme d'assemblage. Ce processus de reconstruction est susceptible d'introduire des imprécisions et c'est ce qui contribue au fait qu'un scan d'une arcade complète est moins précis que le scan d'un pilier unitaire, ce dernier comprenant moins d'images nécessitant une superposition (80, 83). Finalement, le patron de numérisation a une influence sur la précision et la justesse des différents IOS (75, 88). En effet, Latham et al. (75) ont démontré une différence statistiquement significative entre les quatre IOS étudiés avec cinq différents patrons de numérisation dans le cas d'arcade complète. Cependant, Mennito et al. (89) ont démontré que pour un sextant, le patron de numérisation n'affecte pas de façon significative l'exactitude des IOS.



**Figure 8. – Distorsion par la salive**

(Camci et al. 2020 (66) )

### 2.4.3 Avantages des IOS

Les IOS présentent plusieurs avantages par rapport aux empreintes conventionnelles. Ils offrent la possibilité d’obtenir des modèles numériques directement à partir du patient sans avoir à prendre d’empreintes. Cela permet de réduire le délai entre l’examen du patient et le diagnostic complet, car l’empreinte n’a pas à être transférée au laboratoire pour la coulée et la taille des modèles, éliminant par le fait même le risque de contamination croisée. De plus, les modèles numériques produits peuvent être manipulés et modifiés directement à l’aide d’un logiciel d’analyse comme Orthocad® ou OrthoAnalyzer™, ce qui aide au diagnostic en plus de faciliter la communication avec le patient. Par exemple, il est possible de montrer une simulation de traitement directement au patient à partir du modèle numérique ou encore mesurer les dents afin d’établir s’il existe une disharmonie dento-dentaire entre les arcades supérieure et inférieure.

Également, les modèles numériques permettent l’accessibilité instantanée et infinie à des informations 3D sans qu’il soit nécessaire de récupérer des modèles de plâtre dans un site d’entreposage. Le transfert des modèles 3D peut s’effectuer facilement entre différents

professionnels dentaires pour consultation ou référence. Encore une fois, le risque de contamination croisée est éliminé par le transfert numérique des modèles.

Avec l'utilisation de la méthode d'empreintes traditionnelle et des modèles de plâtre, il existe un risque de bris ou de perte de ceux-ci. De plus, l'espace requis pour l'entreposage des modèles est important. En effet, pour cent patients, cela représente environ 17 m<sup>3</sup> (90). Ce problème est particulièrement présent en orthodontie où la quantité de modèles de plâtre générés est importante. Le stockage numérique élimine donc le risque de bris de modèles en plus du problème relié à l'entreposage physique. Bien que l'entreposage numérique ne nécessite pas d'espace physique, il nécessite tout de même un espace virtuel qui doit être protégé étant donné qu'il s'agit de données personnelles aux patients. Également, des sauvegardes doivent être effectuées régulièrement afin d'éviter le risque de pertes de données informatiques.

D'un point de vue confort et acceptabilité pour le patient, il a été démontré de façon statistiquement significative que les empreintes numériques sont mieux tolérées que les empreintes conventionnelles (68, 91-93). D'autres études ont obtenu des résultats opposés en raison de la dimension de la caméra intraorale (94). Heureusement, la dimension des caméras intraorales diminue de plus en plus.

Bien que le temps requis pour la numérisation intraorale puisse parfois être plus long que la méthode d'empreintes conventionnelle, elle permet de prendre des empreintes chez des patients avec un réflexe nauséux important (41). La présence d'un réflexe de nausée lors d'un traitement dentaire est courante. Ce réflexe peut amener les patients à refuser les traitements dentaires ou encore limiter la qualité des soins prodigués par le praticien (95). Il a été démontré que l'utilisation d'IOS diminuait le réflexe nauséux par rapport aux empreintes traditionnelles (76, 91).

#### **2.4.4 Désavantages des IOS**

Les inconvénients reliés aux IOS comprennent évidemment le coût associé à l'acquisition de ce type d'équipement en plus des frais annuels de mise à jour et de support technique. Également, tel que mentionné précédemment, le temps relié à la prise d'empreintes numériques peut parfois être plus long que celui de l'empreinte conventionnelle. Comme toute nouvelle procédure, il



existe une courbe d'apprentissage lors des premières empreintes avec un système numérique. Pour un opérateur habitué à prendre des empreintes conventionnelles et qui commence à prendre des empreintes numériques, le temps de numérisation sera sans doute plus long que s'il prenait une empreinte en alginate. Cependant, la littérature démontre que la technique d'empreinte numérique est plus facile pour le clinicien que l'utilisation de matériel conventionnel (70, 96-98). Ainsi, des études récentes ont démontré que la technique d'impression numérique était en fait plus rapide que la technique conventionnelle (9, 99). L'utilisation de poudre pour uniformiser la réflexion de la lumière peut être relativement inconfortable pour le patient. Il arrive que la poudre soit contaminée par la salive, ce qui nécessite un nettoyage et l'application de nouvelle poudre, augmentant ainsi le temps de l'impression (100). En orthodontie, pour l'impression d'arcades complètes, étant donné qu'il est difficile de maintenir le revêtement de poudre sans contamination pendant toute la durée du scan, il est recommandé d'utiliser des technologies d'IOS sans poudre (101). Finalement, étant donné la dimension de certaines caméras, des régions de la cavité buccale peuvent être enregistrées plus difficilement, par exemple, la région rétromolaire supérieure où parfois la branche montante restreint l'accès avec la caméra. Certaines zones de contre- dépouille, comme une molaire avec une angulation mésiale, sont parfois plus difficiles à enregistrer à l'aide de la technologie IOS.

## **2.5 Technologie d'analyse numérique**

Les modèles d'études en orthodontie sont essentiels pour établir un diagnostic et un plan de traitement en plus d'être utilisés pour des fins médico-légales. Les modèles de plâtres obtenus à l'aide d'empreintes en alginate sont depuis longtemps le standard de la pratique. Cependant, ces modèles physiques représentent plusieurs désavantages tels que l'entreposage ou encore le risque de bris ou de perte. La première contribution pour remédier à ces désavantages a été développée par Quickceph. En réalité, il s'agissait de cinq photos des modèles d'étude avec une vue frontale, droite, gauche, et occlusale supérieure et inférieure. Ces photos pouvaient donc être entreposées sans prendre d'espace physique et permettaient même de mesurer les dents en vue occlusale pour l'analyse d'espace. Cependant, cette technologie ne permettait pas la

manipulation des modèles et n'éliminait pas le fait qu'une empreinte devait être prise pour être ensuite coulée et taillée (102).

Par la suite, vers la fin de l'année 1999, OrthoCad® a introduit le premier logiciel permettant une reconstruction 3D numérique des modèles d'étude. Tel que son nom l'indique, OrthoCad® utilise une technologie de conception assistée par ordinateur (CAO en français ou CAD en anglais, *computer-aided-design*). Puis, en 2001, Emodels a introduit le même type de logiciel. Bien que leur produit semble similaire sur un écran d'ordinateur, la technologie utilisée par ces deux compagnies est complètement différente. Emodels numérise la surface d'un modèle de pierre alors qu'OrthoCad® utilise une « numérisation destructive » avec plusieurs numérisations du modèle en tranches minces. Emodels utilise un logiciel pour trancher l'image alors qu'OrthoCad® coupe le modèle en images. Par conséquent, la numérisation avec Emodels prend moins d'espace numériquement que OrthoCad®, 0,8 MB vs 3 MB respectivement (103). Ces deux dernières technologies présentent tous les avantages des modèles de plâtre mis à part le fait qu'il n'est pas possible de manipuler les modèles physiquement dans les mains. Il est cependant possible de les manipuler numériquement dans tous les plans de l'espace et dans toutes les vues possibles. De plus, ces logiciels permettent des coupes dans tous les plans voulus et mettent à disposition les différents outils diagnostiques pour l'analyse d'espace et les calculs de Bolton. Il a été démontré que la différence des mesures prises sur des modèles de plâtre comparées aux mesures calculées numériquement était statistiquement significative, mais cliniquement non significative (104). Avec les logiciels d'analyse numérique, il est également possible de manipuler les dents virtuellement afin de visualiser l'effet de l'extraction de certaines dents sur l'occlusion finale. Somme toute, ces technologies n'éliminent toujours pas le fait qu'il est nécessaire de couler les empreintes prises directement dans la bouche du patient, car les modèles sont produits à partir d'une numérisation des modèles de pierre.

Avec l'arrivée de l'empreinte numérique dans le domaine de la dentisterie, l'obtention de modèles 3D numériques directement à partir de la bouche du patient est maintenant possible. En effet, avec les scanner intraoraux, un modèle numérique 3D peut être obtenu sans avoir à prendre d'empreintes traditionnelles en bouche. Si un modèle physique est nécessaire pour

l'analyse diagnostique ou encore pour la confection d'appareils, il est maintenant possible d'imprimer le modèle à l'aide d'une imprimante 3D (105, 106).

## 2.6 Impression 3D

Le terme impression 3D est généralement utilisé pour la fabrication d'objets par l'ajout de couches minces. D'autres termes tels que fabrication additive ou prototypage rapide sont également utilisés. Sans logiciel de conception assistée par ordinateur (CAO), l'impression 3D est impossible. Ces logiciels permettent la conception et/ou la visualisation d'objets 3D dans un environnement virtuel (107).

L'arrivée de l'impression 3D dans le domaine dentaire marque un tournant majeur. En orthodontie, l'impression des modèles en 3D permet de remplacer les modèles d'études physiques coulés en plâtre. Loflin et al. (106) ont démontré que l'impression de modèles avec des couches de 100  $\mu\text{m}$  était cliniquement acceptable pour des fins de diagnostic et de plan de traitement. De plus, des logiciels peuvent aligner numériquement les dents puis créer une série de modèles imprimés en 3D sur lesquels sont formés des coquilles d'alignements (108). Un autre exemple d'impression 3D est pour la confection de guide de positionnement de boîtiers qui est imprimé en fonction d'un positionnement numérique précis (109, 110). En plus du guide de positionnement, l'impression de boîtiers personnalisés en céramique est maintenant commercialisée avec la compagnie LightForce. Également, la planification et la simulation virtuelle assistée par ordinateur en vue de chirurgie orthognatique sont également possibles afin d'améliorer la prédiction des résultats. L'empreinte numérique de l'arcade dentaire peut être superposée au CBCT du patient à l'aide d'un logiciel comme le Dolphin et le chirurgien peut ainsi planifier ses mouvements chirurgicaux. Des guides de positionnement ou encore des gabarits de coupe sont ensuite imprimés en 3D afin de repositionner le maxillaire et la mandibule de façon précise lors de la chirurgie (111, 112).

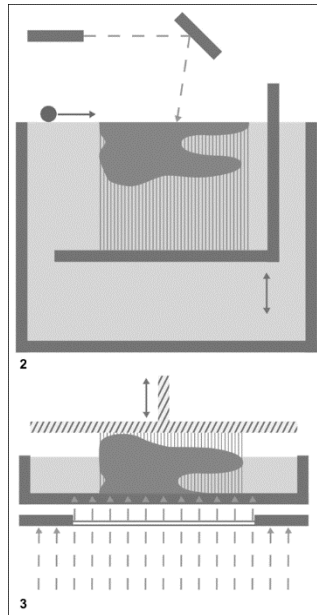
Il existe plusieurs technologies d'impression 3D comme la stéréolithographie (SLA pour *Stereolithography*), le jet de photopolymère (PPJ pour *Photopolymer Jetting*), l'imprimante par

liage de poudre (PBP pour *Power Binding Printer*) ainsi que le frittage sélectif par laser (SLS pour *Selective Laser Sintering*).

### **2.6.1 Stéréolithographie**

La stéréolithographie est la méthode d'impression la plus ancienne et la plus couramment utilisée en dentisterie. Le modèle à construire doit d'abord être exporté au format STL puis découpé en tranches 2D par un logiciel. L'épaisseur des couches est fixe et détermine la résolution de l'objet à construire. Plus les tranches sont minces, plus la précision est importante.

Cette technologie utilise un laser à balayage pour construire des objets, une couche à la fois, dans une cuve de résine photo polymérisable (108) (figure 9). Plus précisément, le laser permet de photopolymériser les couches de monomère liquide qui constituent la structure en couche de l'objet. Il existe deux différentes techniques en fonction de la projection du laser qui se fait soit par le haut ou par le bas. Dans la première approche, un laser balaie depuis le haut du réservoir. La plateforme de construction est initialement recouverte d'une mince couche de résine qui est polymérisée par le laser en fonction de la forme de l'objet voulu. Lorsque la première couche est polymérisée, la plateforme descend et une nouvelle couche de résine non durcie recouvre la surface de l'objet en construction. Ce cycle est répété pour chacune des couches que constitue l'objet. Dans l'approche où le laser émet vers le bas, la plateforme est d'abord abaissée au fond du réservoir. Une couche de monomère peut se répandre entre le fond du réservoir et la plateforme. Le laser balaie la forme voulue à partir du fond du réservoir. Entre chaque couche, la plateforme est élevée pour permettre à la résine de s'écouler entre l'objet et le fond du réservoir. C'est ainsi que chacune des couches est apposée sur l'objet en construction (113).



**Figure 9. – Stéréolithographie**

Image 2 : Projection vers le haut

Image 3 : Projection vers le bas

(Kessler et al. (113) )

Pour ces deux techniques, une fois l'impression terminée, les pièces doivent être nettoyées à l'aide d'un solvant qui est généralement de l'alcool isopropylique, afin de retirer l'excédent de résine non polymérisée. Puis, un traitement dans un four UV est ensuite nécessaire pour finaliser le processus de photopolymérisation (108).

### **2.6.2 Jet de photopolymère**

Tout comme la stéréolithographie, cette technologie repose sur l'utilisation d'une résine photopolymérisable qui est déposée en couches. De façon similaire à une imprimante à jet d'encre, une tête d'impression projette des centaines de microgouttelettes de résine qui polymérisent à la lumière ultraviolette. C'est ainsi que les couches sont apposées les unes sur les

autres afin de former un solide en trois dimensions (114). Il existe deux types d'imprimantes, soit avec une plateforme fixe et une tête d'impression dynamique ou à l'inverse, une tête d'impression fixe et une plateforme dynamique.

Un avantage de cette technologie est qu'une imprimante avec plusieurs têtes d'impression peut produire un objet avec différents matériaux de rigidité différente et même de couleurs différentes. Ce type d'imprimante est, entre autres, utilisé en orthodontie pour la confection de guide de positionnement de boîtiers (108). De plus, la précision des pièces imprimées avec ce type d'imprimante est très élevée, car les couches peuvent être aussi minces que 16  $\mu\text{m}$ . Ainsi, les rugosités de surface créées par les différentes couches sont donc peu perceptibles (114).

L'inconvénient majeur de cette technologie est qu'elle est très coûteuse. De plus, l'impression de pièce grand format n'est pas encore possible avec ce type d'imprimante.

### **2.6.3 Imprimante par liage de poudre**

L'imprimante par liage de poudre est une technologie qui a été inventée au MIT en 1993. Elle a d'abord été utilisée pour l'impression 3D de pièces en céramique. Il s'agit en fait d'une variante de l'imprimante au jet de photopolymères. Précisément, c'est un adhésif liquide qui est pulvérisé à l'aide d'une tête d'impression sur un substrat sous forme de poudre qui se trouve sur une plateforme de construction. À chaque couche, la plateforme s'abaisse et une nouvelle couche de poudre est appliquée pour ensuite être durcie par le liquide. Une particularité de cette technologie est qu'aucune structure de support n'est nécessaire car l'objet est supporté par la poudre en elle-même. Plusieurs types de substrats peuvent être utilisés avec cette technologie comme de la poudre de gypse, des céramiques, du sable, des polymères et même des métaux. Tout comme l'imprimante au jet de photopolymères, des objets de différentes couleurs peuvent être imprimés si plusieurs têtes d'impression avec différentes couleurs sont utilisées (114).

### **2.6.4 Frittage sélectif par laser**

L'impression par frittage sélectif au laser est une technologie qui, tel que son nom l'indique, utilise un rayonnement laser afin de fritter une poudre et la solidifier. Ainsi, tous les matériaux qui peuvent être frittés ou fondus par un rayonnement laser et se solidifier suite au refroidissement peuvent être utilisés avec ce type d'impression. Des métaux, des céramiques ainsi que des polymères peuvent donc être imprimés à l'aide de cette technique. De la même manière que l'imprimante par liage de poudre, une fine couche de poudre est étalée sur la plateforme de construction. Cette poudre est ensuite chauffée à une température qui approche le point de fusion mais qui permet la recristallisation lors du refroidissement. Cela permet de réduire l'énergie nécessaire par le laser pour fusionner ou fritter les particules de poudre, évitant ainsi les grandes variations thermiques qui pourraient causer des distorsions dans l'objet à imprimer (114). Les objets sont construits couche par couche, tout comme dans les autres technologies d'imprimante 3D. Le laser balaie la première couche de poudre pour y faire solidifier la forme voulue. Ensuite, la plateforme s'abaisse et une nouvelle couche de poudre y est étalée. Au passage du laser, cette 2<sup>e</sup> couche de poudre est solidifiée et fusionnée à la première et c'est ainsi que les objets sont construits. Théoriquement, les structures de support ne sont également pas nécessaires avec cette technologie, car l'objet en construction est supporté par la poudre tout comme dans le cas l'imprimante par liage de poudre. Cependant, en réalité, ces structures de supports sont parfois utilisées pour permettre de dissiper la chaleur et ainsi réduire le risque de distorsion de la pièce (115).

## **2.7 Intelligence artificielle en dentisterie**

Depuis les deux dernières décennies, la numérisation de la dentisterie a grandement augmenté. L'agenda des patients, la gestion, les photographies, les radiographies, les dossiers patients, les empreintes et les modèles peuvent maintenant être obtenus de façon numérique. Avec cette digitalisation de la dentisterie, l'intelligence artificielle (IA) peut être mise à profit dans différentes sphères de la médecine dentaire afin d'effectuer plusieurs tâches avec une grande précision et moins de risques d'erreurs, tout en nécessitant moins de personnel. Elle est

notamment utilisée pour l'aide au diagnostic, la prédiction du pronostic de traitement, l'analyse d'images, la tenue de dossier, la recherche, etc. (116). Le terme intelligence artificielle a été inventé par le mathématicien John McCarthy en 1955. Il décrit comment la technologie est utilisée pour développer des logiciels qui peuvent imiter l'intelligence humaine afin d'accomplir des tâches spécifiques (117). Une sous-catégorie de l'IA est l'apprentissage automatique (*machine learning*), qui apprend des modèles statistiques à l'aide de banques de données pour formuler des prédictions. L'apprentissage en profondeur (*deep learning*) est une forme d'apprentissage automatique qui, à l'aide de modèles mathématiques multicouches, permet d'analyser des données plus complexes comme de l'imagerie. Ce type d'apprentissage est constitué d'un réseau de neurones artificiels, inspirés des neurones humains, qui, à l'aide d'opérations mathématiques non linéaires permet d'effectuer des tâches complexes comme l'identification de carie sur une radiographie (118, 119). La différence, entre l'apprentissage automatique ou celui en profondeur, est que dans la première catégorie, l'humain doit d'abord catégoriser les données pour qu'un logiciel puisse ensuite les étudier. Avec l'apprentissage en profondeur, les données sont intégrées et catégorisées directement par un logiciel sans l'aide de l'être humain, ce qui permet l'analyse de données plus complexes comme des images ou du langage (118).

Contrairement à ce que l'on pourrait penser, l'intelligence artificielle dans le domaine de la santé permet d'humaniser les soins, car il permet au médecin/dentiste de passer plus de temps avec son patient. Par exemple, avec la reconnaissance de la voix, cela permet de réduire le temps alloué à la tenue de dossier et donc d'optimiser le temps avec les patients (120).

L'application de l'intelligence artificielle dans le domaine dentaire est très variée. En orthodontie, un diagnostic juste est impératif pour l'établissement d'un bon plan de traitement. Par exemple, la décision d'extraire des dents ou non est l'une des parties les plus importantes en vue de l'établissement de ce plan. Évidemment, le patron d'extraction est d'autant plus important car il est irréversible. Un logiciel d'apprentissage en profondeur avec réseau de neurones a permis d'obtenir une précision de 93% quant à la décision d'extraire ou de ne pas extraire des dents et une précision de 84% par rapport au patron d'extraction (121).



Toujours dans l'aide au diagnostic en orthodontie, l'analyse céphalométrique contribue à l'établissement de celui-ci. Une étude effectuée par Niño-Sandova et al. (122) a démontré qu'un logiciel d'apprentissage en profondeur a permis d'obtenir un diagnostic céphalométrique qui était d'un accord modéré à presque parfait entre les données du spécialiste et de la machine (122). Dans une revue systématique effectuée par Hung et al. (123), 19 études présentaient la précision d'un modèle d'intelligence artificielle pour l'analyse céphalométrique. L'écart moyen pour la localisation des points variaient entre 1.1 mm à 4,09 mm. Une différence cliniquement acceptable devrait être de moins de 2 mm (124). Cela démontre que la performance diagnostique des différents modèles d'IA varie selon les algorithmes utilisés et qu'on ne peut pas généraliser sur leur précision.

D'autres sphères de la dentisterie pourront bénéficier de l'intelligence artificielle, notamment en dentisterie esthétique où la couleur d'une restauration comporte un enjeu très important. Un réseau de neurones à rétropropagation a déjà été utilisé pour permettre la correspondance de couleur par ordinateur et ainsi obtenir une analyse subjective de celle-ci. Cependant, la précision reste à améliorer mais cette avancée a une grande valeur d'application dans la pratique de la dentisterie esthétique (125). Le domaine de l'endodontie peut également bénéficier de l'intelligence artificielle. En effet, Saghiri et al. (126) ont démontré que la longueur de travail calculée par un réseau de neurones artificiels était plus précise que lorsqu'elle était calculée par des endodontistes.

L'intelligence artificielle est très prometteuse dans l'amélioration des soins en dentisterie. Entre autres, elle pourra permettre d'améliorer la qualité du traitement et de réduire le risque d'erreurs médicales, tout en le rendant plus rapide et économique pour les patients (116). Cependant, elle comporte tout de même certains enjeux sur le plan éthique. En effet, comme cette technologie utilise des banques de données médicales d'une multitude de patients, la protection et la sécurité de ces données demeurent un enjeu majeur (118, 127).

## **3 Problématique de recherche**

### **3.1 Objectifs de recherche**

#### **3.1.1 Objectif principal**

L'objectif principal de cette étude est d'investiguer s'il existe une corrélation entre les dimensions des molaires et la taille des bagues orthodontiques à l'aide de modèles numériques.

#### **3.1.2 Objectif secondaire**

L'objectif secondaire est de découvrir un modèle qui permettrait de déterminer quelle bague orthodontique doit être utilisée à l'aide d'une empreinte numérique sans avoir à essayer les bagues directement en bouche.

### **3.2 Hypothèses**

#### **3.2.1 Hypothèse de recherche**

L'hypothèse de recherche est qu'il y a une corrélation entre les dimensions des molaires et la taille des bagues orthodontiques.

#### **3.2.2 Hypothèse nulle**

L'hypothèse nulle est qu'il n'y a pas de corrélation entre les dimensions des molaires et la taille des bagues orthodontiques.

## **4 Matériel et méthode**

### **4.1 Type de recherche**

Étude corrélacionnelle rétrospective

#### **4.1.1 Échantillon**

Une taille d'échantillon de 92 dents permet de faire un modèle de régression multiple avec cinq variables indépendantes, basé sur une taille de l'effet  $f^2$  de 0.15, un pouvoir de 80% et un alpha de 0.05.

#### **4.1.2 Critères d'inclusion**

Patients féminins ou masculins ayant eu une adaptation de bagues orthodontiques en vue de fabriquer un appareil Hyrax ou Haas à la clinique d'orthodontie Yulsmile du Dr Jean Rizkallah. Une empreinte numérique de l'arcade supérieure devait être disponible pour chaque patient.

#### **4.1.3 Critères d'exclusion**

Patient dont l'appareil a décimenté en cours de traitement, molaire avec présence d'hypominéralisation, restaurations impliquant toutes surfaces autres que l'occlusale (128), forme atypique comme la présence d'une cuspide de Carabelli volumineuse, éruption non complétée ou présence d'opercule qui ne permet pas de visualiser la surface distale de la molaire.

## **4.2 Procédures expérimentales**

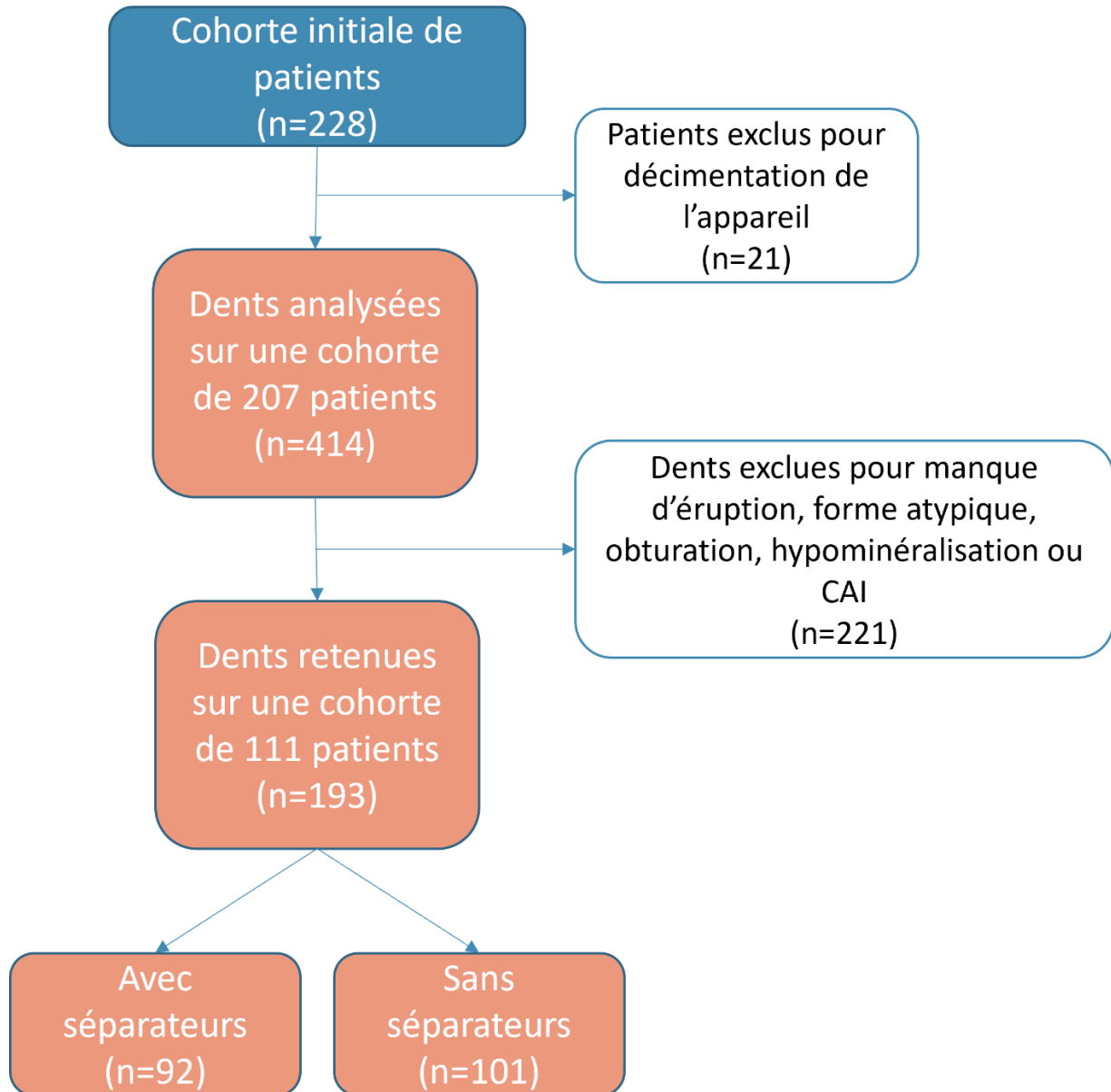
### **4.2.1 Commission d'accès à l'information du Québec**

La Commission d'accès à l'information du Québec nous a donné accès aux renseignements personnels des patients ayant eu une adaptation de bagues orthodontiques à la clinique d'orthodontie Yulsmile en vue de fabriquer un appareil Hyrax ou Haas, entre le 1<sup>er</sup> janvier 2018 et le 31 janvier 2021 (Annexe 1).

#### **4.2.2 Collecte de données et mesures**

Un total de 228 patients, masculins ou féminins, ayant débuté un traitement d'expansion palatine avec un appareil de type Hyrax ou Haas ont été sélectionnés. Une empreinte numérique a été obtenue pour tous ces patients avec un scanner intraoral de type iTero Element 2. Les bagues orthodontiques de la compagnie 3M™ ont été essayées directement en bouche afin d'obtenir la meilleure adaptation pour chacune des molaires. Plus précisément, plusieurs bagues ont été essayées afin de sélectionner la plus petite bague qu'il était possible d'asseoir sous les crêtes marginales mésiales et distales de la molaire. De plus, la bague devait avoir suffisamment de rétention afin qu'il ne soit pas possible de la retirer seulement avec les doigts. Des séparateurs ont été préalablement mis en place avant l'essayage des bagues pour les patients qui présentaient des dents permanentes adjacentes aux premières molaires permanentes. Pour les patients qui n'avaient pas de dents permanentes adjacentes aux premières molaires, les bagues étaient essayées sans séparateurs. La taille de la bague utilisée a été prise en note pour chaque dent. Dans la présente étude, toutes les bagues ont été cimentées avec la même technique d'isolation, soit avec des rétracteurs de type Nola et pompe à salive. Également, le même ciment Fuji GC a été utilisé pour toutes les bagues. 111 patients ont respecté ces critères pour un total de 193 dents (figure 10).

Figure 10. – Organigramme collecte de données



Les modèles numériques ont été exportés en fichier STL dans le logiciel d'analyse OrthoAnalyzer™ afin de procéder aux différentes mesures. La circonférence, les dimensions bucco-linguale et mésio-distale ont été mesurées sur les modèles numériques à l'aide du logiciel. La circonférence a été calculée de façon automatique avec le logiciel OrthoAnalyzer™ et correspond au périmètre maximal sur un plan parallèle aux crêtes marginales. La largeur bucco-linguale était mesurée à deux endroits différents, soit entre les sillons buccal et lingual ainsi qu'entre les cuspidés mésiobuccale et mésiolinguale. La mesure au niveau des cuspidés était prise au maximum de convexité en vue occlusale et au niveau de la ligne qui correspond à la circonférence maximale de la molaire en vue buccale et linguale (figure 11). La mesure au niveau des sillons buccal et lingual a été prise au niveau des sillons respectifs en vue occlusale et au niveau de la ligne qui correspond à la circonférence maximale de la molaire en vue buccale et linguale. La largeur mésiodistale a été mesurée entre les deux plans parallèles et perpendiculaires au sillon central en vue occlusale et perpendiculaires à la ligne reliant le sommet des crêtes marginales en vue buccale, l'un tangentiel au point le plus mésial et l'autre tangentiel au point le plus distal de la couronne (figure 12).

#### **4.2.3 Variables**

La variable dépendante est la taille de la bague orthodontique. Les variables indépendantes sont les dimensions des molaires supérieures selon leur largeur mésio-distale, bucco-linguale et la circonférence.

#### **4.2.4 Test de fiabilité intra-examineur et inter-examineurs**

D'une part, dans le but de faire un test de fiabilité intra-examineur, dix dents ont été choisies au hasard et mesurées à l'aide du logiciel OrthoAnalyzer™ par le même opérateur, Étienne Tremblay, à un intervalle de deux semaines. D'autre part, les mêmes mesures ont été prises par un autre opérateur, Dr Khang Le, afin d'effectuer un test de fiabilité inter-examineurs.

#### **4.2.5 Analyses statistiques**

Des corrélations de Pearson univariées ont été effectuées afin de déterminer les variables indépendantes présentant des corrélations statistiquement significatives avec la taille de la bague

orthodontique. Une régression multiple a ensuite été utilisée pour obtenir un modèle prédisant la taille des bagues orthodontiques (variable dépendante) à partir des variables indépendantes retenues.

### **4.3 Résultat attendu**

Obtention d'une corrélation entre les dimensions des molaires et la taille des bagues orthodontiques à l'aide de modèles numériques.

## 5 Article soumis

Correlational study between the dimensions of maxillary molars and the size of orthodontic bands using digital models

Etienne Tremblay<sup>a</sup>, Jean Rizkallah<sup>b</sup>, Pierre Rompre<sup>c</sup>, George Dinh-Khang Le<sup>d</sup>

<sup>a</sup> Résident en Maîtrise en orthodontie, DMD, Université de Montréal, Québec, Canada

<sup>b</sup> Clinicien en orthodontie, DMD, M. Sc., FRCDC ©, Université de Montréal, Québec Canada

<sup>c</sup> Statisticien, Université de Montréal, Québec, Canada

<sup>d</sup> Professeur adjoint en orthodontie, DMD, M.Sc., Cert Ortho, Université de Montréal, Québec, Canada

Section d'orthodontie, Faculté de médecine dentaire, Université de Montréal, Montréal, Canada

Cet article sera soumis à la revue *The American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. (AJO-DO)

### Adresse de correspondance

Etienne Tremblay

Faculté de médecine dentaire, Département de santé buccale

Section d'orthodontie

Université de Montréal

3525 chemin Queen Mary

Montréal, Qc, H3V 1H9, CANADA



## Introduction:

In modern orthodontic practice, brackets bonded directly to the teeth using composite resin have almost entirely replaced the use of bands. However, orthodontic bands are still frequently used in situations where it is difficult to bond an attachment, such as when isolation from saliva is impossible, when a tooth has a short clinical crown, on a stainless-steel crown, or in a situation where significant forces will be transmitted to the teeth.(1) Adaptation, insertion and removal of bands can cause discomfort for the patient because of the gum's proximity and due to the slight spacing that occurs between the teeth to accommodate the thickness of the band. Discomfort at the beginning of treatment can negatively affect cooperation as well as the patient's willingness to continue treatment. (2, 3) Moreover, a few days before fitting bands, separators must be placed in between the interproximal contacts of the teeth to create space and thus facilitate the adjustment of the bands. In addition to the discomfort caused by this procedure(2, 4), placement of separators requires a distinct appointment, which necessitates additional chair time for the clinician and an extra clinic visit for patients. Because the separators are placed one to two weeks prior to band cementation, they can accidentally fall out once the space is created, requiring the patient to return to the clinic to have new ones placed.

Orthodontists must keep a large inventory of multiple band sizes in order to accommodate a variety of molar shapes. It is important to have a precise adaptation between the band and the abutment tooth, as this not only increases mechanical retention but also reduces the risk of caries due to infiltration(5). During the process of band adaptation, those with an inadequate fit must be re-sterilized and some may even become damaged, rendering them impossible to be reused . Once the bands have been properly fitted around the teeth, an alginate impression must be taken. The bands are then removed to be repositioned in the impression which is then poured up in stone. Each of these steps not only add risks of error and of cross contamination(6, 7) but also require lab time and material costs.(6)

Digital impressions and 3D printing in dentistry have greatly simplified the fabrication of orthodontic appliances by making it more efficient and improving the patient's comfort.(8) In fact, studies have shown that patients who undergo orthodontic treatment preferred a digital

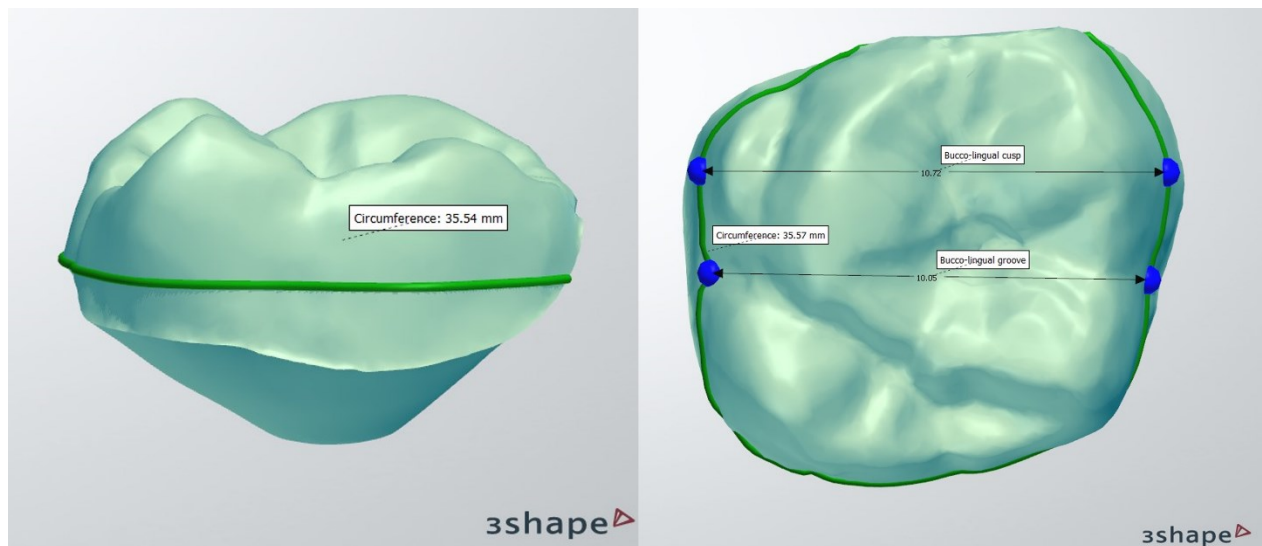
impression technique over alginate impressions. (8, 9)The main objective of this study was to obtain a correlation between the dimensions of the maxillary first permanent molars and the size of the orthodontic bands. The research hypothesis was that there is a correlation between the dimensions of the molars and the size of the orthodontic bands. The secondary objective was to discover a model that would determine which orthodontic band should be used with a digital impression, without having to try bands directly in the mouth. Consequently, this would improve comfort for patients, remove the need for band adjustment, avoid alginate impressions and ultimately reduce the laboratory costs for the orthodontist.

## Methods

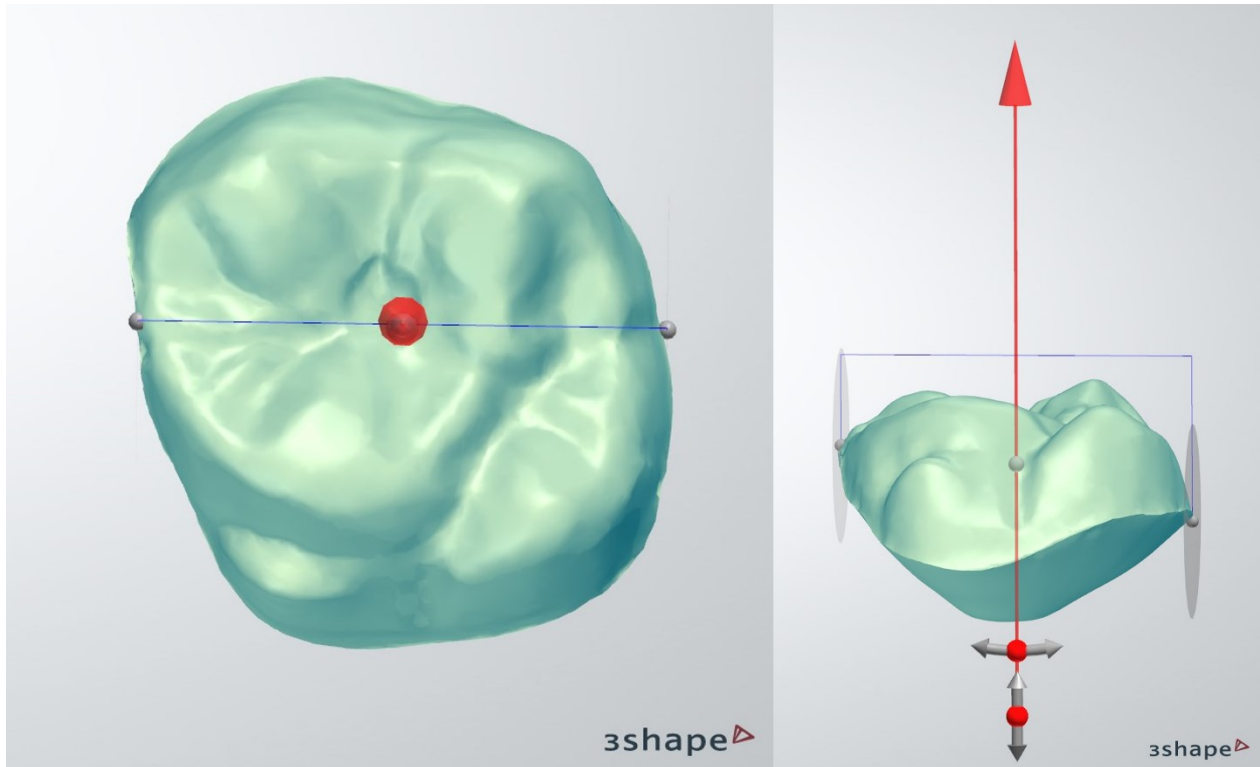
Authorization to proceed with the selection of patients in a private orthodontic practice in Montreal called *Yulsmile* was obtained in March 2022 by the Quebec Access to Information Commission. A total of 228 male and female patients, who initiated a palatal expansion treatment with a Hyrax-type device were selected. These patients all had initial intraoral digital impression with an iTero Element 2 scanner. Separators were then placed before fitting the bands for patients who had permanent teeth adjacent to the maxillary first permanent molars. For patients who had no permanent teeth adjacent to the first molars, bands were adjusted without separators. Orthodontic bands (3M™) were fitted directly in the mouth of the patients to obtain the best adaptation with the molars. More precisely, several bands were tried in order to select the smallest one that could be seated under the mesial and distal marginal ridges of the molar. In addition, the bands needed to be retentive enough that it was not possible to simply remove them with the clinician's fingers.(128) The size of the band used was noted for each tooth. Exclusion criteria included the presence of molar incisor hypomineralisation (MIH), restorations involving any surfaces other than the occlusal(128), an atypical shape such as the presence a large Carabelli cusp, an incomplete eruption, or the presence of an operculum that did not allow visualization of the distal surface of the molar. Finally, patients whose expander failed during treatment due to loss of retention were excluded. In the present study, all bands were cemented using the same isolation technique, consisting of Nola-type retractors and saliva suction. Also, the same Fuji GC cement was used for all bands. A total of 111 patients with 193 teeth met these criteria.

The initial digital casts were exported in the OrthoAnalyzer™ software in STL file to carry out the various measurements. This orthodontic software from 3Shape allows analysis and diagnosis based on 3D models. Circumference, buccolingual and mesiodistal dimensions were measured on the digital casts. The circumference was calculated automatically with the OrthoAnalyzer™ software and corresponded to the largest perimeter on a plane parallel to the marginal ridges. The buccolingual width was measured at two different locations, between the buccal and lingual grooves as well as between the mesiobuccal and mesiolingual cusp. The measurement between the buccal and lingual grooves was taken at the level of the respective groove from an occlusal view and at the level of the line which corresponds to the largest circumference of the molar in the buccal and lingual view. The measurement between the mesiobuccal and mesiolingual cusps was taken at the maximal convexity in the occlusal view and at the level of the line which corresponds to the largest circumference of the molar in the buccal and lingual view (see Figure 11). The mesiodistal width was measured between two parallel planes perpendicular to the central groove in the occlusal view. In the buccal view, the parallel planes were perpendicular to the line that connects the top of the marginal ridge (see Figure 12).

**Figure 11. – Circumference and Buccolingual measurements**



**Figure 12. – Mesiodistal measurement in occlusal view and lingual view**



In this study, all digital measurements were collected by a single operator. An inter-rater intra-rater calibration was performed before the start of data collection. The intra-rater correlation was performed two weeks apart and the intraclass correlation coefficients (ICC) were all above 0.90, which corresponds to excellent according to the guideline of Koo and Li (129). (See Table 1 and Table 2)

**Table 1. Inter-rater calibration**

Measures	ICC
<b>Mesiodistal</b>	0.884
<b>Buccolingual (cusp)</b>	0.957
<b>Buccolingual (groove)</b>	0.954
<b>Circumference</b>	0.993

**Table 2. Intra-rater calibration**

Measures	ICC
Mesiodistal	0.983
Buccolingual (cusp)	0.984
Buccolingual (groove)	0.932
Circumference	0.999

Univariate Pearson correlations were performed to determine the independent variables with statistically significant correlations with orthodontic band sizes. A simple regression was then used to obtain a model governing the size of orthodontic bands from the independent variables retained.

### Results

A total of 111 patients met the inclusion criteria, of which 68 were females and 43 were males. 82 patients had both molars accepted in the study while 29 patients had only one molar accepted for a total of 193 teeth. The 193 teeth were separated into two different groups, either with separators (n=92) and without separators (n=101). The mean age for patients without separators was younger ( $9.32 \pm 3.05$  years) than for patients with separators ( $12.35 \pm 1.41$  years). There was a statistically significant difference between the sexes ( $p < 0.01$ ) for circumference of the maxillary molars. The average circumference was  $35.37 \pm 1.49$  mm for females and  $36.55 \pm 1.96$  mm for males. This same difference was present with respect to the size of the bands used, which were statistically larger for male subjects than for female subjects. (see Table 3)

**Table 3. Independent sample t-test between males and females for the circumference and band size**

	Sexe	N	Mean (mm)	Std. Deviation	Std. Error Mean
Circumference	F	119	35.3697	1.48879	0.13648
	M	74	36.5473	1.96256	0.22814
Band Size	F	119	36.437	1.4060	0.1289
	M	74	37.709	1.8037	0.2097

Table 4 and Table 5 present the Pearson correlations that were carried out in the groups with separators and without separators for each of the measurements in relation to the band size used. All correlations were statistically significant with a  $p < 0.001$ . The best correlation was between the circumference of the tooth and the size of the band used in the group with separators (0.952) while the worst correlation was between the buccolingual measurement at the level of the groove and the size of the band (0.738) in the group without separators. As we can see on the graph of correlation between the circumference of the tooth and the band size shown in Figures 13 and 14, there was a difference between the group with separators ( $R^2$  Linear = 0.906) and without separators ( $R^2$  Linear = 0.802).

**Table 4. Correlation with separators**

	Pearson Correlation	Sig. (2-tailed)	95% Confidence Intervals (2-tailed) <sup>a</sup>	
			Lower	Upper
Size – mesiodistal	0.801	<.001	0.718	0.861
Size- Buccolingual cusp	0.741	<.001	0.638	0.818
Size – Buccolingual groove	0.738	<.001	0.634	0.816
Size - circumference	0.896	<.001	0.849	0.929

a. Estimation is based on Fisher's r-to-z transformation

**Table 5. Correlation without separators**

	Pearson Correlation	Sig. (2-tailed)	95% Confidence Intervals (2-tailed) <sup>a</sup>	
			Lower	Upper
Size – mesiodistal	0.874	<.001	0.816	0.915
Size- Buccolingual cusp	0.870	<.001	0.810	0.913
Size – Buccolingual groove	0.807	<.001	0.721	0.868
Size - circumference	0.952	<.001	0.928	0.968

a. Estimation is based on Fisher's r-to-z transformation

**Figure 13. – Correlation between circumference and band size for the group with separators**

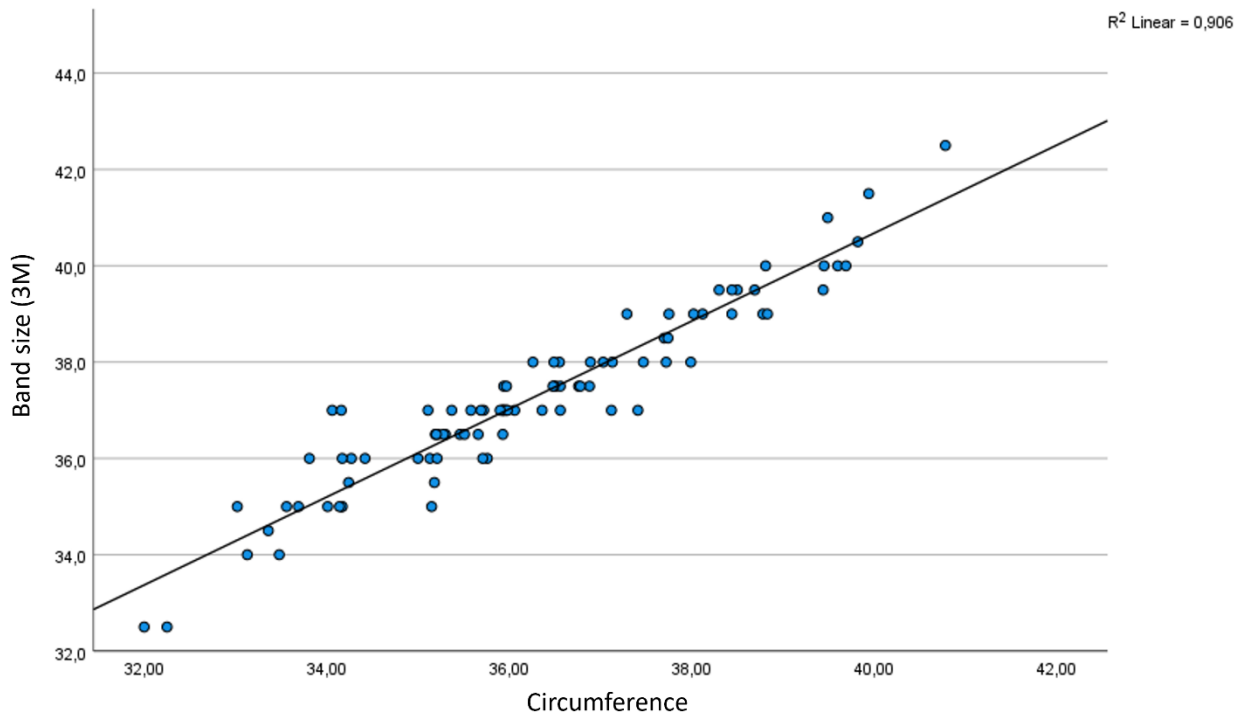
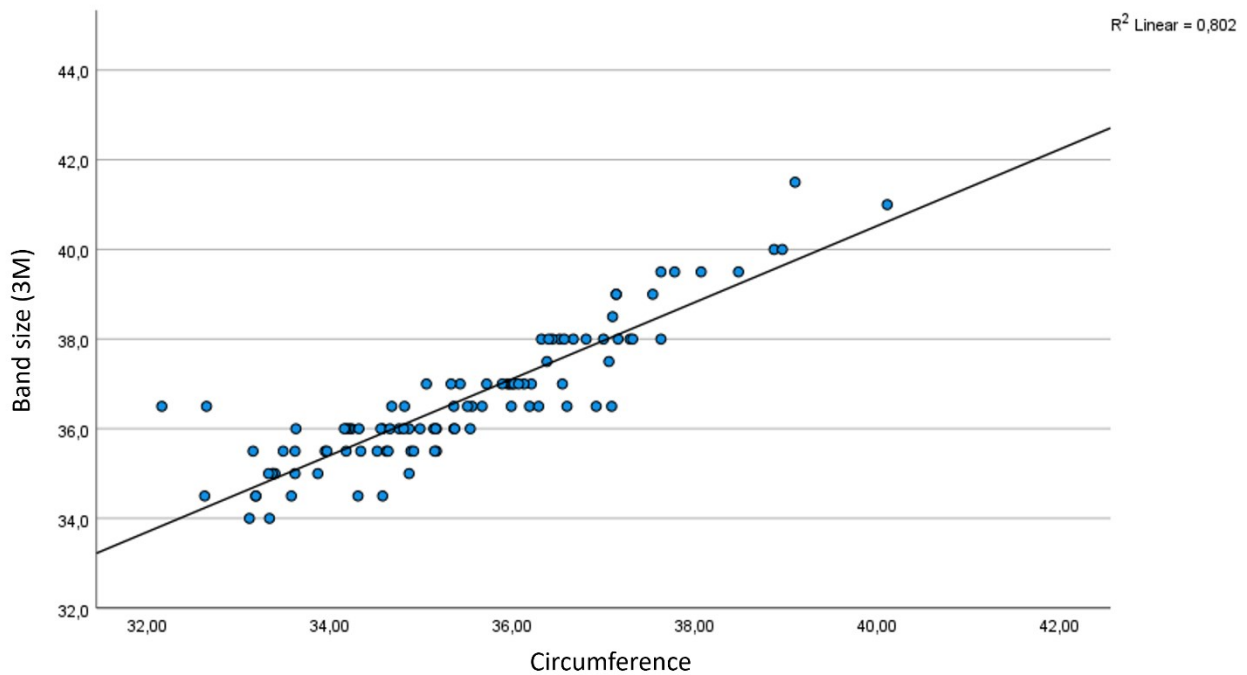


Figure 14. – Correlation between circumference and band size for the group without separators



### Discussion

The main objective of this study was to obtain a correlation between the dimensions of the molars and the size of the orthodontic bands. The correlation between the circumference of the tooth and the size of the orthodontic band in the group with separators was 0.952, which corresponded to an  $R^2$  of 0.906 (see Table 6). We can deduce that in 90% of cases, the model predicts the size of the band.



**Table 6. R square with separators and without separators**

	R	R Square	Adjusted R Square	Std. Error of the Estimate
<b>Without separators</b>	0.896 <sup>b</sup>	0.802	0.800	0.6780
<b>With separators</b>	0.952 <sup>b</sup>	0.906	0.905	0.5576

Some orthodontists make their appliances without trying the bands directly in the mouth. The laboratory uses a stone or a printed model, makes slices on the mesial and distal of the tooth that needs a band and adjusts it directly on the model(5). However, this technique is not as precise as when the bands are tried directly in the patient. In this study, the model obtained to predict the size of the band, according to the tooth's circumference, could guide laboratories in their band selection.

Although the correlation seems encouraging, it is important to remember that measurements were taken on teeth that had an ideal shape with no fillings other than on the occlusal surface, as well as in the absence of MIH and with sufficient eruption to allow good visualization of the tooth. Therefore, it is not possible to apply our results in every clinical situation. The judgement of the orthodontist will still be necessary in order to select which patients have favorable clinical conditions to allow using this method of band selection. In the present study, a total of 221 teeth had to be excluded because they did not meet the criteria mentioned above, which represented 53.4%, leaving 193 teeth that were analysed.

The correlation between circumference and the size of the orthodontic band was  $R=0.896$  in the group without separators, which was lower than in the group with separators  $R=0.952$ , but still statistically and clinically significant. However, the groups with separators and without separators were not equal. The group with separators was on average 3.03 years older than the group without separators, because the protocol used for placing separators depended on the presence of permanent teeth adjacent to the molar on which the band was adapted. If there is

no permanent tooth adjacent to the molar, it means that there is no interfering interproximal contact distal to the molar, but only an interproximal contact with a second primary molar that may have already started its root resorption. This contact can still interfere with the band adaptation procedure. In the present study, therefore, it cannot be concluded that the presence or the absence of elastomeric separators affected the selection of the band size.

Digital technologies in the field of orthodontics have greatly contributed to the optimization of treatment. Artificial intelligence can be used to assist the orthodontist in several aspects such as diagnostic, treatment planning (121) and cephalometric analysis (122, 123). It may one day be able to determine which size of orthodontic band should be used directly on a digital model without having to take a measurement. Thus, it is important to continue research with new technologies and artificial intelligence to make treatments that are more effective and comfortable for the orthodontist and patients.

### Conclusion

There is a correlation between the circumference of the first permanent maxillary molar and the size of the orthodontic band, making it possible to predict the size of the band in 90% of situations.

Furthermore, there is a statistically significant difference in the size of the first maxillary molar between males and females.

## 6 Discussion

L'objectif principal de cette étude est d'obtenir une corrélation entre les dimensions des molaires et la taille de la bague orthodontique. La corrélation entre la circonférence de la dent et la taille de la bague orthodontique, dans le groupe avec séparateurs, est de 0,952, ce qui correspond à un R<sup>2</sup> de 0,906. On peut en déduire que dans 90% des cas, le modèle prédit la taille de la bague.

Plusieurs mesures ont été prises sur les dents telles que la circonférence, la mesure mésio-distale ainsi que les mesures buccolinguales. La circonférence a été la seule mesure retenue dans le modèle prédisant la taille de la bague. En effet, la circonférence à elle seule permet de mieux prédire la taille de la bague que la régression multiple incluant toutes les autres variables.

Bien que cette corrélation semble encourageante, il est important de comprendre que les mesures ont été prises sur des dents qui avaient une forme idéale, sans obturation autre que sur la surface occlusale, une absence de MIH ainsi qu'une éruption qui permet une bonne visualisation de la dent. Ce n'est donc pas avec toutes les dents qu'il est possible de mesurer une circonférence permettant de prédire la taille de la bague. Dans la présente étude, 221 dents ont dû être exclues, car ils ne respectaient pas les critères mentionnés précédemment, ce qui représente 53,4%, laissant 193 dents qui ont été analysées.

La corrélation entre la circonférence et la taille de la bague orthodontique est de R=0,896 dans le groupe sans séparateurs, ce qui est moins élevé que dans le groupe avec séparateurs (R=0,952), mais tout de même statistiquement et cliniquement significatif. Cependant, les groupes avec séparateurs et sans séparateurs ne sont pas deux groupes égaux. Le groupe avec séparateurs est en moyenne âgé de 3,03 ans de plus que le groupe sans séparateurs. Le protocole, pour la mise en place de séparateurs ou non, dépend de la présence de dents permanentes adjacentes à la molaire sur laquelle la bague est ajustée. S'il n'y a pas de dent permanente adjacente à la molaire, cela signifie qu'au distal de la dent, il n'y a pas de deuxième molaire qui interfère au niveau du point de contact mais seulement une deuxième molaire primaire au mésial qui a possiblement déjà débuté sa résorption radiculaire. Ce contact peut tout de même interférer

lors de la procédure d'essayage de la bague. Dans la présente étude, on ne peut donc pas conclure qu'avec ou sans séparateurs, l'adaptation de la bague est cliniquement similaire.

L'arrivée des technologies numériques dans le domaine de l'orthodontie a grandement contribué à l'optimisation des traitements. L'intelligence artificielle peut être mise à profit afin d'assister l'orthodontiste sur plusieurs aspects. Notamment, elle peut assister les spécialistes au niveau du diagnostic, de l'élaboration d'un plan de traitement(121) ou encore pour l'analyse céphalométrique (122, 123). L'intelligence artificielle pourra peut-être un jour nous permettre de déterminer quelle taille de bague orthodontique doit être utilisée directement sur un modèle numérique sans même avoir à prendre de mesure. Il donc est important de continuer la recherche avec les nouvelles technologies ainsi que l'intelligence artificielle afin de rendre les traitements encore plus efficaces pour l'orthodontiste, mais surtout pour les patients.

## **6.1 Vérification des hypothèses**

Selon les résultats obtenus, l'hypothèse de recherche a été confirmée, car il existe une corrélation statistiquement et cliniquement significative entre les dimensions des molaires et la taille des bagues orthodontiques. La circonférence est la mesure qui prédit le mieux la taille de la bague avec une corrélation de 0,953 suivie de la mesure mésiodistale avec une corrélation de 0,874, de la mesure buccolinguale au niveau des cuspides avec une corrélation de 0,870 et de la mesure buccolinguale au niveau du sillon avec une corrélation de 0.807.

## **6.2 Intérêt clinique**

Certains orthodontistes confectionnent leurs appareils sans l'essayage de bagues au préalable. Le laboratoire utilise le modèle de pierre ou encore un modèle imprimé, effectue des tranches au mésial et au distal des molaires afin d'y ajuster les bagues directement sur le modèle. Cependant, cette technique n'est évidemment pas aussi précise que lorsque les bagues sont essayées en bouche. Le modèle obtenu pour prédire la taille des bagues en fonction de la circonférence de la dent pourrait être intégré dans un logiciel tel que OrthoAnalyzer™ et permettrait de guider les laboratoires dans leur choix de bague.

En prédisant la taille de la bague directement à partir d'une empreinte numérique, cela permet d'éviter le rendez-vous d'essayage de bagues, ce qui représente plusieurs avantages pour le clinicien et le patient. En effet, cela permet d'améliorer le confort du patient, de retarder la mise en place de séparateurs, d'éviter l'empreinte en alginate, de diminuer le risque de contamination croisée, de réduire les étapes de laboratoire en plus des coûts pour l'orthodontiste.

### **6.3 Limitation de l'étude**

Dans la présente étude, plusieurs facteurs ont pu avoir un effet sur les résultats obtenus. D'abord, prendre des mesures sur des molaires qui n'ont pas une forme géométrique parfaite implique une partie subjective. Bien que des balises claires pour les mesures aient été établies au préalable et qu'une calibration inter-examineur et intra-examineur ait été effectuée, il peut exister des différences entre les mesures auprès d'un même examineur.

De plus, il arrive que les dents ne soient pas parfaitement propres lors du scan intraoral. Cela peut influencer les mesures si une fine couche de plaque est présente sur les molaires. Il aurait donc pu être pertinent de faire une prophylaxie avant de faire le scan.

Une autre limitation de cette étude est le fait que ce ne sont pas tous les patients qui ont eu des séparateurs avant l'essayage des bagues. En effet, si tous les patients en avaient eu, ils auraient pu être inclus dans un même groupe, ce qui aurait augmenté la taille de l'échantillon.

### **6.4 Avenues de recherche**

Dans le cadre de cette étude, 228 patients ayant eu l'ajustement de bagues en vue d'un traitement d'expansion palatine ont été sélectionnés. Cette cohorte de patients pourrait être utilisée dans le cadre d'une recherche future. Par exemple, comme la taille de la bague utilisée pour chacun de ces patients est connue, des bagues pourraient être ajustées sur des modèles imprimés de ces patients afin d'être comparées avec la taille de la bague qui a été ajustée en bouche et celle obtenue avec le modèle de la présente étude.

## **6.5 Sources de financement**

Le logiciel d'analyse OrthoAnalyzer™ a été fourni par l'Université de Montréal et la Bourse des études supérieures et postdoctorales-intelligence artificielle a permis l'acquisition de matériel informatique pour supporter le logiciel.

## **7 Conclusion**

À la suite de l'analyse des résultats de cette étude, il est possible de conclure qu'il existe une corrélation entre la circonférence de la première molaire maxillaire permanente mesurée à partir d'un modèle numérique et la taille de la bague orthodontique. Cette corrélation permet d'établir un modèle mathématique qui prédit à 90% la taille de la bague orthodontique avec la circonférence de la bague.

De plus, il existe une différence de taille au niveau de la première molaire maxillaire qui est statistiquement significative entre le sexe masculin et féminin.

## Références bibliographiques

1. Proffit WR, Fields HW, Larsen Jr. B E, Sarver DM. Contemporary Orthodontics. 6th ed 2019. 729 p.
2. Al-Balbeesi HO, Bin Huraib SM, AlNahas NW, AlKawari HM, Abu-Amara AB, Vellappally S, et al. Pain and distress induced by elastomeric and spring separators in patients undergoing orthodontic treatment. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2016;6(6):549-53.
3. Sergl HG, Klages U, Zentner A. Pain and discomfort during orthodontic treatment: causative factors and effects on compliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998;114(6):684-91.
4. Tripathi T, Singh N, Rai P, Khanna N. Separation and pain perception of Elastomeric, Kesling and Kansal separators. *Dental Press J Orthod.* 2019;24(2):42-8.
5. Tokuc M, Yilmaz H. Comparison of fit accuracy between conventional and CAD/CAM-fabricated band-loop space maintainers. *Int J Paediatr Dent.* 2022;32(5):764-71.
6. Al Mortadi N, Al-Khatib A, Alzoubi KH, Khabour OF. Disinfection of dental impressions: knowledge and practice among dental technicians. *Clin Cosmet Investig Dent.* 2019;11:103-8.
7. Haralur SB, Al-Dowah OS, Gana NS, Al-Hytham A. Effect of alginate chemical disinfection on bacterial count over gypsum cast. *J Adv Prosthodont.* 2012;4(2):84-8.
8. Yilmaz H, Aydin MN. Digital versus conventional impression method in children: Comfort, preference and time. *Int J Paediatr Dent.* 2019;29(6):728-35.
9. Burhardt L, Livas C, Kerdijk W, van der Meer WJ, Ren Y. Treatment comfort, time perception, and preference for conventional and digital impression techniques: A comparative study in young patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2016;150(2):261-7.
10. Angell DJDC. Treatment of irregularity of the permanent or adult teeth. *Dent Cosmos* 1860;1:540-4.
11. Haas AJ. Rapid expansion of the maxillary dental arch and nasal cavity by opening the midpalatal suture. *Angle Orthod.* 1961;31(2):73-90.
12. Weissheimer A, de Menezes LM, Mezomo M, Dias DM, de Lima EM, Rizzato SM. Immediate effects of rapid maxillary expansion with Haas-type and hyrax-type expanders: a randomized clinical trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;140(3):366-76.
13. Norton NS. Netter. Précis d'anatomie clinique de la tête et du cou. Française ed 2009.
14. Ramoglu SI, Sari Z. Maxillary expansion in the mixed dentition: rapid or semi-rapid? *Eur J Orthod.* 2010;32(1):11-8.
15. Agostino P, Ugolini A, Signori A, Silvestrini-Biavati A, Harrison JE, Riley P. Orthodontic treatment for posterior crossbites. *Cochrane Database Syst Rev.* 2014(8):Cd000979.
16. Bell RA. A review of maxillary expansion in relation to rate of expansion and patient's age. *Am J Orthod.* 1982;81(1):32-7.
17. Huynh T, Kennedy DB, Joondeph DR, Bollen AM. Treatment response and stability of slow maxillary expansion using Haas, hyrax, and quad-helix appliances: a retrospective study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;136(3):331-9.



18. Hicks EP. Slow maxillary expansion. A clinical study of the skeletal versus dental response to low-magnitude force. *Am J Orthod.* 1978;73(2):121-41.
19. Hoxha S, Kaya-Sezginer E, Bakar-Ates F, Köktürk O, Toygar-Memikoğlu U. Effect of semi-rapid maxillary expansion in children with obstructive sleep apnea syndrome: 5-month follow-up study. *Sleep Breath.* 2018;22(4):1053-61.
20. Korkmaz YN, Yagci A, Buyuk SK. Quantitative light-induced fluorescence assessment of white spots following semi-rapid maxillary expansion. *Photodiagnosis Photodyn Ther.* 2019;26:59-64.
21. Christovam IO, Lisboa CO, Vilani GNL, Brandão RCB, Visconti M, Mattos CT, et al. Tomographic analysis of midpalatal suture prior to rapid maxillary expansion. *Dental Press J Orthod.* 2021;26(3):e2119300.
22. Wehrbein H, Yildizhan F. The mid-palatal suture in young adults. A radiological-histological investigation. *Eur J Orthod.* 2001;23(2):105-14.
23. Fishman LS. Radiographic evaluation of skeletal maturation. A clinically oriented method based on hand-wrist films. *Angle Orthod.* 1982;52(2):88-112.
24. Baccetti T, Franchi L, Cameron CG, McNamara JA, Jr. Treatment timing for rapid maxillary expansion. *Angle Orthod.* 2001;71(5):343-50.
25. Grünheid T, Larson CE, Larson BE. Midpalatal suture density ratio: A novel predictor of skeletal response to rapid maxillary expansion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2017;151(2):267-76.
26. McNamara JA. Maxillary transverse deficiency. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2000;117(5):567-70.
27. da Silva Filho OG, Santamaria M, Jr., Capelozza Filho L. Epidemiology of posterior crossbite in the primary dentition. *J Clin Pediatr Dent.* 2007;32(1):73-8.
28. Egermark-Eriksson I, Carlsson GE, Magnusson T, Thilander B. A longitudinal study on malocclusion in relation to signs and symptoms of cranio-mandibular disorders in children and adolescents. *Eur J Orthod.* 1990;12(4):399-407.
29. Dacosta OO, Utomi IL. A clinical review of crossbite in an orthodontic population. *West Afr J Med.* 2011;30(1):24-8.
30. Tollaro I, Baccetti T, Franchi L, Tanasescu CD. Role of posterior transverse interarch discrepancy in Class II, Division 1 malocclusion during the mixed dentition phase. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996;110(4):417-22.
31. Rodrigues Ado P, Monini Ada C, Gandini LG, Jr., Santos-Pinto A. Rapid palatal expansion: a comparison of two appliances. *Braz Oral Res.* 2012;26(3):242-8.
32. McNamara JA, Jr., Sigler LM, Franchi L, Guest SS, Baccetti T. Changes in occlusal relationships in mixed dentition patients treated with rapid maxillary expansion. A prospective clinical study. *Angle Orthod.* 2010;80(2):230-8.
33. Garib DG, Henriques JF, Janson G, Freitas MR, Coelho RA. Rapid maxillary expansion--tooth tissue-borne versus tooth-borne expanders: a computed tomography evaluation of dentoskeletal effects. *Angle Orthod.* 2005;75(4):548-57.
34. Gange P. The evolution of bonding in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2015;147(4 Suppl):S56-63.
35. Aguiar DA, Ritter DE, Rocha R, Locks A, Borgatto AF. Evaluation of mechanical properties of five cements for orthodontic band cementation. *Braz Oral Res.* 2013;27(2):136-41.
36. McGann BD. A nickel titanium separating spring. *J Clin Orthod.* 1991;25(5):315-8.

37. Beck VJ, Farella M, Chandler NP, Kieser JA, Thomson WM. Factors associated with pain induced by orthodontic separators. *J Oral Rehabil.* 2014;41(4):282-8.
38. Bondemark L, Fredriksson K, Ilros S. Separation effect and perception of pain and discomfort from two types of orthodontic separators. *World J Orthod.* 2004;5(2):172-6.
39. Asiry MA, Albarakati SF, Al-Marwan MS, Al-Shammari RR. Perception of pain and discomfort from elastomeric separators in Saudi adolescents. *Saudi Med J.* 2014;35(5):504-7.
40. Nalbantgil D, Cakan DG, Oztoprak MO, Arun T. Perception of pain and discomfort during tooth separation. *Aust Orthod J.* 2009;25(2):110-5.
41. De Luca Canto G, Pachêco-Pereira C, Lagravere MO, Flores-Mir C, Major PW. Intra-arch dimensional measurement validity of laser-scanned digital dental models compared with the original plaster models: a systematic review. *Orthod Craniofac Res.* 2015;18(2):65-76.
42. Lisenby WC, Bowman SJ. Accurate band positioning in impressions. *J Clin Orthod.* 2002;36(9):500.
43. Tiebout LA. Direct/indirect band placement. *J Dent Technol.* 1998;15(5):11-2.
44. Aggarwal M, Foley TF, Rix D. A comparison of shear-peel band strengths of 5 orthodontic cements. *Angle Orthod.* 2000;70(4):308-16.
45. Millett D, Mandall N, Hickman J, Mattick R, Glenny AM. Adhesives for fixed orthodontic bands. A systematic review. *Angle Orthod.* 2009;79(1):193-9.
46. Stirrups DR. A comparative clinical trial of a glass ionomer and a zinc phosphate cement for securing orthodontic bands. *Br J Orthod.* 1991;18(1):15-20.
47. Maijer R, Smith DC. A comparison between zinc phosphate and glass ionomer cement in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1988;93(4):273-9.
48. Cohen B, Smit DC. A new dental cement. *Br Dent J.* 1968;125(10):432.
49. Norris DS, McInnes-Ledoux P, Schwaninger B, Weinberg R. Retention of orthodontic bands with new fluoride-releasing cements. *Am J Orthod.* 1986;89(3):206-11.
50. McLean JW. Clinical applications of glass-ionomer cements. *Oper Dent.* 1992;Suppl 5:184-90.
51. Chan WD, Yang L, Wan W, Rizkalla AS. Fluoride release from dental cements and composites: a mechanistic study. *Dent Mater.* 2006;22(4):366-73.
52. Sidhu SK. Glass-ionomer cement restorative materials: a sticky subject? *Aust Dent J.* 2011;56 Suppl 1:23-30.
53. Cabral MF, Martinho RL, Guedes-Neto MV, Rebelo MA, Pontes DG, Cohen-Carneiro F. Do conventional glass ionomer cements release more fluoride than resin-modified glass ionomer cements? *Restor Dent Endod.* 2015;40(3):209-15.
54. Nigam AG, Jaiswal J, Murthy R, Pandey R. Estimation of fluoride release from various dental materials in different media-an in vitro study. *Int J Clin Pediatr Dent.* 2009;2(1):1-8.
55. Brenes-Alvarado A, Cury JA. Fluoride Release from Glass Ionomer Cement and Resin-modified Glass Ionomer Cement Materials under Conditions Mimicking the Caries Process. *Oper Dent.* 2021;46(4):457-66.
56. Dziuk Y, Chhatwani S, Möhlhenrich SC, Tulka S, Naumova EA, Danesh G. Fluoride release from two types of fluoride-containing orthodontic adhesives: Conventional versus resin-modified glass ionomer cements-An in vitro study. *PLoS One.* 2021;16(2):e0247716.

57. Cacciafesta V, Jost-Brinkmann PG, Süssenberger U, Miethke RR. Effects of saliva and water contamination on the enamel shear bond strength of a light-cured glass ionomer cement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998;113(4):402-7.
58. Chung CK, Millett DT, Creanor SL, Gilmour WH, Foye RH. Fluoride release and cariostatic ability of a compomer and a resin-modified glass ionomer cement used for orthodontic bonding. *J Dent.* 1998;26(5-6):533-8.
59. Gupta R, Brizuela M. *Dental Impression Materials.* StatPearls. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing  
Copyright © 2021, StatPearls Publishing LLC.; 2021.
60. Schleier PE, Gardner FM, Nelson SK, Pashley DH. The effect of storage time on the accuracy and dimensional stability of reversible hydrocolloid impression material. *J Prosthet Dent.* 2001;86(3):244-50.
61. Cervino G, Fiorillo L, Herford AS, Laino L, Troiano G, Amoroso G, et al. Alginate Materials and Dental Impression Technique: A Current State of the Art and Application to Dental Practice. *Mar Drugs.* 2018;17(1).
62. Dilip A, Gupta R, Geiger Z. *Dental Alginate Impressions.* StatPearls. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing  
Copyright © 2022, StatPearls Publishing LLC.; 2022.
63. Naumovski B, Kapushevska B. Dimensional Stability and Accuracy of Silicone - Based Impression Materials Using Different Impression Techniques - A Literature Review. *Pril (Makedon Akad Nauk Umet Odd Med Nauki).* 2017;38(2):131-8.
64. Tabesh M, Alikhasi M, Siadat H. A Comparison of implant impression precision: Different materials and techniques. *J Clin Exp Dent.* 2018;10(2):e151-e7.
65. Muric A, Gokcen Röhlig B, Ongul D, Evlioglu G. Comparing the precision of reproducibility of computer-aided occlusal design to conventional methods. *J Prosthodont Res.* 2019;63(1):110-4.
66. Camcı H, Salmanpour F. Effect of saliva isolation and intraoral light levels on performance of intraoral scanners. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2020;158(5):759-66.
67. Kernen F, Kramer J, Wanner L, Wismeijer D, Nelson K, Flügge T. A review of virtual planning software for guided implant surgery - data import and visualization, drill guide design and manufacturing. *BMC Oral Health.* 2020;20(1):251.
68. Richert R, Goujat A, Venet L, Viguie G, Viennot S, Robinson P, et al. Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression. *J Healthc Eng.* 2017;2017:8427595.
69. Mangano F, Gandolfi A, Luongo G, Logozzo S. Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature. *BMC Oral Health.* 2017;17(1):149.
70. Imburgia M, Logozzo S, Hauschild U, Veronesi G, Mangano C, Mangano FG. Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health.* 2017;17(1):92.
71. Costa MF. Optical triangulation-based microtopographic inspection of surfaces. *Sensors (Basel).* 2012;12(4):4399-420.
72. Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradíes G. Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17 Suppl 1:e54-64.

73. Heike CL, Upson K, Stuhaug E, Weinberg SM. 3D digital stereophotogrammetry: a practical guide to facial image acquisition. *Head Face Med.* 2010;6:18.
74. Braian M, Wennerberg A. Trueness and precision of 5 intraoral scanners for scanning edentulous and dentate complete-arch mandibular casts: A comparative in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2019;122(2):129-36.e2.
75. Latham J, Ludlow M, Mennito A, Kelly A, Evans Z, Renne W. Effect of scan pattern on complete-arch scans with 4 digital scanners. *J Prosthet Dent.* 2020;123(1):85-95.
76. Kihara H, Hatakeyama W, Komine F, Takafuji K, Takahashi T, Yokota J, et al. Accuracy and practicality of intraoral scanner in dentistry: A literature review. *J Prosthodont Res.* 2020;64(2):109-13.
77. Ender A, Attin T, Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *J Prosthet Dent.* 2016;115(3):313-20.
78. Gan N, Xiong Y, Jiao T. Accuracy of Intraoral Digital Impressions for Whole Upper Jaws, Including Full Dentitions and Palatal Soft Tissues. *PLoS One.* 2016;11(7):e0158800.
79. Abduo J, Elseyoufi M. Accuracy of Intraoral Scanners: A Systematic Review of Influencing Factors. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2018;26(3):101-21.
80. Zhang YJ, Shi JY, Qian SJ, Qiao SC, Lai HC. Accuracy of full-arch digital implant impressions taken using intraoral scanners and related variables: A systematic review. *Int J Oral Implantol (Berl).* 2021;14(2):157-79.
81. Aswani K, Wankhade S, Khalikar A, Deogade S. Accuracy of an intraoral digital impression: A review. *J Indian Prosthodont Soc.* 2020;20(1):27-37.
82. Güth JF, Runkel C, Beuer F, Stimmelmayer M, Edelhoff D, Keul C. Accuracy of five intraoral scanners compared to indirect digitalization. *Clin Oral Investig.* 2017;21(5):1445-55.
83. Kim RJ, Park JM, Shim JS. Accuracy of 9 intraoral scanners for complete-arch image acquisition: A qualitative and quantitative evaluation. *J Prosthet Dent.* 2018;120(6):895-903.e1.
84. Treesh JC, Liacouras PC, Taft RM, Brooks DI, Raiciulescu S, Ellert DO, et al. Complete-arch accuracy of intraoral scanners. *J Prosthet Dent.* 2018;120(3):382-8.
85. Haddadi Y, Bahrami G, Isidor F. Effect of Software Version on the Accuracy of an Intraoral Scanning Device. *Int J Prosthodont.* 2018;31(4):375-6.
86. da Costa JB, Pelogia F, Hagedorn B, Ferracane JL. Evaluation of different methods of optical impression making on the marginal gap of onlays created with CEREC 3D. *Oper Dent.* 2010;35(3):324-9.
87. Burgner J, Simpson AL, Fitzpatrick JM, Lathrop RA, Herrell SD, Miga MI, et al. A study on the theoretical and practical accuracy of conoscopic holography-based surface measurements: toward image registration in minimally invasive surgery. *Int J Med Robot.* 2013;9(2):190-203.
88. Müller P, Ender A, Joda T, Katsoulis J. Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence Int.* 2016;47(4):343-9.
89. Mennito AS, Evans ZP, Lauer AW, Patel RB, Ludlow ME, Renne WG. Evaluation of the effect scan pattern has on the trueness and precision of six intraoral digital impression systems. *J Esthet Restor Dent.* 2018;30(2):113-8.
90. McGuinness NJ, Stephens CD. Storage of orthodontic study models in hospital units in the U.K. *Br J Orthod.* 1992;19(3):227-32.

91. Mangano A, Beretta M, Luongo G, Mangano C, Mangano F. Conventional Vs Digital Impressions: Acceptability, Treatment Comfort and Stress Among Young Orthodontic Patients. *Open Dent J.* 2018;12:118-24.
92. Wismeijer D, Mans R, van Genuchten M, Reijers HA. Patients' preferences when comparing analogue implant impressions using a polyether impression material versus digital impressions (Intraoral Scan) of dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25(10):1113-8.
93. Patzelt SB, Lamprinos C, Stampf S, Att W. The time efficiency of intraoral scanners: an in vitro comparative study. *J Am Dent Assoc.* 2014;145(6):542-51.
94. Grünheid T, McCarthy SD, Larson BE. Clinical use of a direct chairside oral scanner: an assessment of accuracy, time, and patient acceptance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014;146(5):673-82.
95. Dickinson CM, Fiske J. A review of gagging problems in dentistry: I. Aetiology and classification. *Dent Update.* 2005;32(1):26-8, 31-2.
96. Yuzbasioglu E, Kurt H, Turunc R, Bilir H. Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC Oral Health.* 2014;14:10.
97. Park HR, Park JM, Chun YS, Lee KN, Kim M. Changes in views on digital intraoral scanners among dental hygienists after training in digital impression taking. *BMC Oral Health.* 2015;15(1):151.
98. Joda T, Brägger U. Time-Efficiency Analysis Comparing Digital and Conventional Workflows for Implant Crowns: A Prospective Clinical Crossover Trial. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015;30(5):1047-53.
99. Gjølvd B, Chrcanovic BR, Korduner EK, Collin-Bagewitz I, Kisch J. Intraoral Digital Impression Technique Compared to Conventional Impression Technique. A Randomized Clinical Trial. *J Prosthodont.* 2016;25(4):282-7.
100. Joda T, Brägger U. Patient-centered outcomes comparing digital and conventional implant impression procedures: a randomized crossover trial. *Clin Oral Implants Res.* 2016;27(12):e185-e9.
101. Zimmermann M, Mehl A, Mörmann WH, Reich S. Intraoral scanning systems - a current overview. *Int J Comput Dent.* 2015;18(2):101-29.
102. Joffe L. OrthoCAD: digital models for a digital era. *J Orthod.* 2004;31(4):344-7.
103. 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.
104. Camardella LT, Breuning H, de Vasconcellos Vilella O. Accuracy and reproducibility of measurements on plaster models and digital models created using an intraoral scanner. *J Orofac Orthop.* 2017;78(3):211-20.
105. Tian Y, Chen C, Xu X, Wang J, Hou X, Li K, et al. A Review of 3D Printing in Dentistry: Technologies, Affecting Factors, and Applications. *Scanning.* 2021;2021:9950131.
106. Loflin WA, English JD, Borders C, Harris LM, Moon A, Holland JN, et al. Effect of print layer height on the assessment of 3D-printed models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2019;156(2):283-9.
107. Andonović V, Vrtanoski GJMESJ. Growing rapid prototyping as a technology in dental medicine. 2010;29(1):31-9.

108. Dawood A, Marti Marti B, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *Br Dent J.* 2015;219(11):521-9.
109. Ciuffolo F, Epifania E, Duranti G, De Luca V, Raviglia D, Rezza S, et al. Rapid prototyping: a new method of preparing trays for indirect bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;129(1):75-7.
110. Bachour PC, Klabunde R, Grünheid T. Transfer accuracy of 3D-printed trays for indirect bonding of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2022;92(3):372-9.
111. Lin HH, Lonic D, Lo LJ. 3D printing in orthognathic surgery - A literature review. *J Formos Med Assoc.* 2018;117(7):547-58.
112. Elnagar MH, Aronovich S, Kusnoto B. Digital Workflow for Combined Orthodontics and Orthognathic Surgery. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am.* 2020;32(1):1-14.
113. Kessler A, Hickel R, Reymus M. 3D Printing in Dentistry-State of the Art. *Oper Dent.* 2020;45(1):30-40.
114. Gülcan O, Günaydın K, Tamer A. The State of the Art of Material Jetting-A Critical Review. *Polymers (Basel).* 2021;13(16).
115. Bibb R, Eggbeer D, Williams RJRPJ. Rapid manufacture of removable partial denture frameworks. 2006.
116. Ahmed N, Abbasi MS, Zuberi F, Qamar W, Halim MSB, Maqsood A, et al. Artificial Intelligence Techniques: Analysis, Application, and Outcome in Dentistry-A Systematic Review. *Biomed Res Int.* 2021;2021:9751564.
117. Khanagar SB, Al-Ehaideb A, Maganur PC, Vishwanathaiah S, Patil S, Baeshen HA, et al. Developments, application, and performance of artificial intelligence in dentistry - A systematic review. *J Dent Sci.* 2021;16(1):508-22.
118. Schwendicke F, Samek W, Krois J. Artificial Intelligence in Dentistry: Chances and Challenges. *J Dent Res.* 2020;99(7):769-74.
119. Schwendicke F, Golla T, Dreher M, Krois J. Convolutional neural networks for dental image diagnostics: A scoping review. *J Dent.* 2019;91:103226.
120. Israni ST, Verghese A. Humanizing Artificial Intelligence. *Jama.* 2019;321(1):29-30.
121. Jung SK, Kim TW. New approach for the diagnosis of extractions with neural network machine learning. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2016;149(1):127-33.
122. Niño-Sandoval TC, Guevara Pérez SV, González FA, Jaque RA, Infante-Contreras C. Use of automated learning techniques for predicting mandibular morphology in skeletal class I, II and III. *Forensic Sci Int.* 2017;281:187.e1-.e7.
123. Hung K, Montalvao C, Tanaka R, Kawai T, Bornstein MM. The use and performance of artificial intelligence applications in dental and maxillofacial radiology: A systematic review. *Dentomaxillofac Radiol.* 2020;49(1):20190107.
124. Leonardi R, Giordano D, Maiorana F, Spampinato C. Automatic cephalometric analysis. *Angle Orthod.* 2008;78(1):145-51.
125. Li H, Lai L, Chen L, Lu C, Cai Q. The prediction in computer color matching of dentistry based on GA+BP neural network. *Comput Math Methods Med.* 2015;2015:816719.
126. Saghiri MA, Garcia-Godoy F, Gutmann JL, Lotfi M, Asgar K. The reliability of artificial neural network in locating minor apical foramen: a cadaver study. *J Endod.* 2012;38(8):1130-4.
127. Machoy ME, Szyszka-Sommerfeld L, Vegh A, Gedrange T, Woźniak K. The ways of using machine learning in dentistry. *Adv Clin Exp Med.* 2020;29(3):375-84.

128. Gillgrass TJ, Benington PC, Millett DT, Newell J, Gilmour WH. Modified composite or conventional glass ionomer for band cementation? A comparative clinical trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001;120(1):49-53.
129. Koo TK, Li MY. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *J Chiropr Med.* 2016;15(2):155-63.





# Annexes

## 1 Approbation de la Commission d'accès à l'information du Québec



Commission  
d'accès à l'information  
du Québec

**Québec**  
Bureau 2-36  
525, boulevard René-Lévesque Est  
Québec (Québec) G1R 5S9  
Téléphone : 418 528-7741  
Télécopieur : 418 529-3102

**Montréal**  
Bureau 900  
2045, rue Stanley  
Montréal (Québec) H3A 2V4  
Téléphone : 514 873-4196  
Télécopieur : 514 844-6170

Sans frais: 1 888 528-7741 cai.communications@cai.gouv.qc.ca www.cai.gouv.qc.ca

### Commission d'accès à l'information du Québec

**Dossier :** 1027174-S

**Date :** Le 4 mars 2022

**Autorisation émise par : Madame Ralitsa Dimova, directrice de la surveillance**

**KHANG LE**

Université de Montréal

Demandeur

**CLINIQUE D'ORTHODONTIE  
YULSMILE**

Entreprise

---

### AUTORISATION

---

#### OBJET

AUTORISATION à recevoir communication de renseignements personnels en vertu de l'article 21 de la *Loi sur la protection des renseignements personnels dans le secteur privé*<sup>1</sup>.

RECHERCHE intitulée « *Étude corrélationnelle entre les dimensions des molaires maxillaires et la taille des bagues orthodontiques à l'aide de modèles numériques* » (la Recherche).

La Commission d'accès à l'information (la Commission) est saisie d'une demande d'autorisation conformément à l'article 21 de la Loi sur le privé qui prévoit qu'elle peut accorder à une personne l'autorisation de recevoir à des fins d'étude, de

<sup>1</sup> RLRQ, c. P-39.1, ci-après la Loi sur le privé.

recherche ou de statistique, communication de renseignements personnels, sans le consentement des personnes concernées.

Le 15 octobre 2021, Khang Le (le demandeur), orthodontiste et professeur en orthodontie à l'Université de Montréal, soumet une demande à la Commission dans le cadre de la Recherche.

L'objectif principal de cette étude est d'obtenir une corrélation entre les dimensions des molaires et la taille des bagues orthodontiques. L'objectif secondaire est de découvrir un algorithme qui permettrait de déterminer quelle bague orthodontique doit être utilisée à l'aide d'une empreinte numérique sans avoir à essayer les bagues directement en bouche.

La population étudiée est constituée d'hommes et de femmes ayant eu adaptation de bagues orthodontiques entre le 1<sup>er</sup> janvier 2018 et le 31 janvier 2021, en vue de fabriquer un appareil Hyrax ou Haas à la Clinique d'Orthodontie YulSmile. Pour la Recherche, le demandeur a besoin d'un échantillon de 92 dents (la Cohorte).

Les renseignements personnels nécessaires à l'étude sont détenus par la Clinique d'orthodontie YulSmile.

### **AUTORISATION**

Considérant que l'analyse de la présente demande démontre que les conditions de l'article 21 de la Loi sur le privé sont rencontrées, la Commission autorise le demandeur à recevoir, de la Clinique d'orthodontie YulSmile, communication des renseignements personnels énumérés à l'annexe 1 :

- pour la Cohorte dans le cadre de la Recherche;
- pour la période comprise entre le 1<sup>er</sup> janvier 2018 et le 31 janvier 2021.

### **CONDITIONS D'AUTORISATION**

- [1] La confidentialité des renseignements communiqués au demandeur en vertu de la présente autorisation doit être assurée en tout temps, et ce, peu importe leur support et quelle que soit la forme sous laquelle ils sont détenus (écrite, informatisée ou autre);

- [2] Des mesures de sécurité adéquates doivent être maintenues en tout temps afin de protéger les renseignements personnels;
- [3] Le demandeur doit informer la Commission de tout changement du lieu d'entreposage de ces renseignements et de tout événement susceptible d'en compromettre la sécurité ou la confidentialité (ex. : perte, vol, piratage, ordonnance d'un tribunal, assignation pour produire des documents);
- [4] Seuls le demandeur et les membres de son équipe de recherche peuvent avoir accès à ces renseignements. Le demandeur doit conserver une liste contenant les nom, prénom, titre, fonction, adresse et numéro de téléphone au travail de ces personnes;
- [5] Un engagement à la confidentialité, à durée indéterminée, doit être signé par tout membre de l'équipe de recherche ayant accès à ces renseignements qui n'est pas signataire du formulaire de demande d'autorisation. Ces engagements doivent être conservés par le demandeur;
- [6] Les renseignements communiqués au demandeur en vertu de la présente autorisation doivent être utilisés aux seules fins de la Recherche, telle que décrite par le demandeur au soutien de la présente demande;
- [7] En tout temps ces renseignements doivent être conservés séparément de tout autre fichier de renseignements, notamment de fichiers reçus par le demandeur dans le cadre d'autres études;
- [8] La présente autorisation ne vaut que pour le demandeur. Il ne peut la transférer à une autre personne sans l'autorisation préalable de la Commission;
- [9] Il est interdit de publier ou autrement diffuser un renseignement autorisé qui permettrait d'identifier une personne physique;
- [10] Le demandeur doit informer la Commission de la date de publication des résultats de la Recherche et doit rendre disponible sur demande la ou les publications;
- [11] Tous les renseignements communiqués au demandeur en vertu de la présente autorisation doivent être détruits de manière sécuritaire au plus tard le **16 juin 2023**. Le demandeur doit aviser la Commission, par écrit, de cette destruction.

La Commission rappelle que la décision de communiquer les renseignements personnels visés par la présente autorisation relève de la compétence de la Clinique d'orthodontie YulSmile qui bénéficie d'une discrétion pour accepter ou non de les communiquer au demandeur.

Cette autorisation est accordée pour la période et aux conditions fixées par la Commission. Elle peut être révoquée, avant l'expiration de la période pour laquelle elle est accordée, si la Commission a des raisons de croire que le demandeur ne respecte pas le caractère confidentiel des renseignements qui lui ont été communiqués ou les conditions énumérées.



Ralitsa Dimova, Directrice de la surveillance

p. j. (1)

---

## **ANNEXE 1**

Renseignements que le demandeur est autorisé à recevoir au sujet de la population visée par la Recherche pour la période comprise entre le 1<sup>er</sup> janvier 2018 et le 31 janvier 2021

### **Clinique YulSmile**

1. Sexe
2. Date de naissance (MM/AAAA)
3. Taille bague
4. Initiales de l'opérateur
5. Date de mise en bouche de l'appareil (JJ/MM/AAAA)
6. Date de retrait de l'appareil (JJ/MM/AAAA)
7. Décimentation
8. Modèle 3D numérique