

UNIVERSITE DE LILLE

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année de soutenance : 2024

N°:

THESE POUR LE

DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le 25 MARS 2024

Par Pierre MOREAU

Né(e) le 19/05/1994 à Gisors – France

ÉVALUATION PRELIMINAIRE DE LA RADIO OPACITE DES MATERIAUX
PROTHETIQUES AUX RAYONS X : NUMERISATION AU CBCT

JURY

Président :	Monsieur le Professeur Thomas COLARD
Assesseurs :	Monsieur le Docteur Philippe ROCHER
	Madame le Docteur Marion DEHURTEVENT
	<u>Madame le Docteur Angéline LEBLANC</u>
Membre(s) invité(s) :	

Président de l'Université	:	Pr. R. BORDET
Directrice Générale des Services de l'Université	:	M-D. SAVINA
Doyen UFR3S	:	Pr. D. LACROIX
Directrice des Services d'Appui UFR3S	:	G. PIERSON
Doyen de la faculté d'Odontologie – UFR3S	:	Pr. C. DELFOSSE
Responsable des Services	:	N. RICHARD
Responsable de la Scolarité	:	G. DUPONT

PERSONNEL ENSEIGNANT DE LA FACULTE.

PROFESSEURS DES UNIVERSITES :

K. AGOSSA	Parodontologie
P. BOITELLE	Responsable du département de Prothèse
T. COLARD	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
C. DELFOSSE	Doyen de la faculté d'Odontologie – UFR3S Odontologie Pédiatrique
E. DEVEAUX	Responsable du Département de Dentisterie Restauratrice Endodontie

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

T. BECAVIN	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
M. BEDEZ	Chirurgie Orale, Parodontologie, Biologie Orale
A. BLAIZOT	Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale.
F. BOSCHIN	Responsable du Département de Parodontologie
C. CATTEAU	Responsable du Département de Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale.
X. COUTEL	Biologie Orale
A. de BROUCKER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
M. DEHURTEVENT	Prothèses
T. DELCAMBRE	Prothèses
C. DENIS	Prothèses
F. DESCAMP	Prothèses
M. DUBAR	Parodontologie
A. GAMBIEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
F. GRAUX	Prothèses
M. LINEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
T. MARQUILLIER	Odontologie Pédiatrique
G. MAYER	Prothèses
L. NAWROCKI	Responsable du Département de Chirurgie Orale Chef du Service d'Odontologie A. Caumartin - CHRU Lille
C. OLEJNIK	Responsable du Département de Biologie Orale
P. ROCHER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
L. ROBBERECHT	Dentisterie Restauratrice Endodontie
M. SAVIGNAT	Responsable du Département des Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
T. TRENTESAUX	Responsable du Département d' Odontologie Pédiatrique
J. VANDOMME	Prothèses
R. WAKAM KOUAM	Prothèses

Table des abréviations

CBCT : Cone Beam Computed Tomographie
CFAO : Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur
RMS : Root Mean Square
RIM : Relation InterMaxillaire
FITTTM (Functional Impression Tissue Toner)
2D : 2 dimensions
3D : 3 dimensions
FOV : Field Of View
DICOM (Digital imaging and communications in medicine)
MPR : reconstructions multiplanaires
STL : STéréoLithographie

Table des matières

INTRODUCTION	8
1 LES MATERIAUX DE PROTHESES	10
1.1 LES MATERIAUX EN PROTHESE AMOVIBLE	10
1.1.1 Les élastomères	10
1.1.1.1 L'alginate	10
1.1.1.2 Le Bisico Function®	11
1.1.1.3 Les polysulfures	11
1.1.1.4 Les polyéthers.....	12
2.1.1 Les matériaux rigides.....	13
1.1.2.1 La pâte de Kerr (KERR)	13
1.1.2.2 L'aluwx®	14
1.1.2.3 L'Impression Paste® SS White	14
1.1.2.4 Le Stent's	15
2.1.1 Les matériaux de rebasage.....	15
1.1.3.1 Baslin R II®	15
1.1.3.2 Fitt™ (KERR)	16
1.1.3.3 Tissue Conditioner (GC)	16
2.1 LES MATERIAUX EN PROTHESE FIXEE	17
1.2.1 Les vinylpolysiloxanes	17
1.2.1.1 Les silicones	17
1.2.1.2 L'EXPRESS™ 2	18
1.2.2 Le Tab 2000® (KERR).....	18
2.1 LES AUTRES MATERIAUX DE PROTHESE.....	19
1.3.1 Les plâtres.....	19
1.3.2 Les résines	19
1.3.3 La cire école®	20
2 RAPPELS SUR LES RAYONS X ET LE CBCT.....	21
2.1 LES RAYONS X.....	21
2.1.1 La radioactivité	21
2.1.2 Interactions avec la matière	21
2.1.3 Effets biologiques	22
2.2 LE CONE BEAM (CBCT OU « CONE BEAM COMPUTED TOMOGRAPHIE).....	22
2.2.1 Principes et fonctionnement.....	22
2.2.2 Indications	23
2.2.3 Avantages et inconvénients.....	24
2.2.4 Génération de l'image en volume.....	24
3 MATERIEL ET METHODE	25
3.1 PREPARATION DES ECHANTILLONS DE MATERIAUX PROTHETIQUES	25
3.2 UTILISATION DU CONE BEAM	27
3.3 RECUEIL DES DONNEES ET MESURES	29
3.3.1 Logiciels utilisés pour le traitement des données	29
3.3.2 Exportation en fichier STL (STéréoLithographie).....	30
3.3.3 Détourage.....	30
3.3.4 Création d'un cube de référence.....	33
4 RESULTATS ET COMPARAISON DES NUMERISATIONS.....	36
4.1 COMPARAISON DES MODELES NUMERIQUES DES ECHANTILLONS AVEC UN MODELE VIRTUEL PAR CALCUL DE LA DISTANCE DE HAUSDORFF.....	36
4.2 RESULTATS ET MATCHING	36
4.2.1 Élastomères	37
4.2.1.1 Alginate.....	37
4.2.1.2 Bisico Function®	38
4.2.1.3 Polysulfures	40
4.2.1.4 Polyéthers.....	41

4.2.2 Matériaux rigides.....	44
4.2.2.1 Pâte de Kerr	44
4.2.2.2 Aluwax®	46
4.2.2.3 Impression Paste® SS White	47
4.2.2.4 Stent's.....	48
4.2.3 Matériaux de rebasage.....	50
4.2.3.1 Baslin R II®	50
4.2.3.2 Fitt™	51
4.2.3.3 Tissue Conditioner	52
4.2.4 Prothèse fixée	53
4.2.4.1 Le PRESIDENT THE ORIGINAL®	53
4.2.4.2 L'EXPRESS™ 2	54
4.2.4.3 Le Tab 2000®	55
4.2.5 Autres matériaux de prothèse	57
4.2.5.1 Les plâtres.....	57
4.2.5.2 Les résines	58
4.2.5.3 Les cires	60
4.3 TABLEAU RECAPITULATIF.....	61
4.4 COMPATIBILITE DES MATERIAUX AVEC LE CBCT.....	62
5 DISCUSSION ET PERSPECTIVES : LE CBCT, UN OUTIL D'AVENIR EN PROTHESE ?	63
CONCLUSION	65
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	66
TABLE DES ILLUSTRATIONS	67
TABLE DES TABLEAUX	70

Introduction

La chirurgie dentaire a connu des avancées significatives au cours des dernières décennies, avec une focalisation croissante sur des techniques d'imagerie plus avancées pour la planification et le suivi des interventions.

L'imagerie par rayons X, en particulier, est au cœur de celles-ci, fournissant aux chirurgiens-dentistes un outil précieux pour la visualisation des structures osseuses et des tissus environnants.

Parmi les technologies émergentes, le cone beam computed tomographie (CBCT), offre une vision tridimensionnelle des structures anatomiques du patient, comparativement aux technologies classiques, ne permettant qu'une vision en deux dimensions (2D). Le CBCT est donc indiqué pour la réalisation de clichés tridimensionnels (3D) de la zone maxillo-faciale, mais une application pourrait être possible pour réaliser des numérisations de différents éléments utiles pour le traitement des patients. Précédemment, la thèse de Samy Benchikh a déjà montré qu'il était possible de numériser des empreintes physiques en les passant au cone beam (1–4).

Une autre méthode d'acquisition numérique désormais assez développée, la Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO), utilise la caméra optique pour faire des empreintes numériques en bouche sans utiliser de matériau à empreinte mais cette technique alternative n'est à ce jour pas encore au point dans le cadre de la prothèse amovible et notamment pour la prothèse amovible complète par rapport aux empreintes classiques réalisées au fauteuil, car elle ne permet pas notamment d'enregistrer le jeu de la musculature lors des empreintes secondaires.

Les matériaux prothétiques sont fréquemment employés pour restaurer la fonction et l'esthétique dentaire, mais la réalisation de prothèses dentaires peut nécessiter de nombreuses étapes dont des transits entre le cabinet dentaire et le laboratoire. Ces différentes étapes peuvent constituer une perte de temps pour le traitement des empreintes et des travaux de prothèse ou être à l'origine de complications lors de leur transit : perte, vol ou altérations des propriétés des matériaux avec apparition de déformations. C'est pourquoi la numérisation des travaux de prothèse après leur réalisation permettrait de les transmettre au laboratoire de prothèse par voie informatique. Cependant, la visibilité des matériaux sur les images radiographiques au cone beam peut varier considérablement en fonction de leur composition chimique et de leurs propriétés radio-opaques.

Cette thèse vise ainsi à évaluer la radio-opacité des matériaux prothétiques au CBCT et à déterminer si certains matériaux offrent des perspectives d'utilisation futures avec le CBCT en chirurgie dentaire. En d'autres termes, cette thèse s'inscrit dans la continuité de celle de Samy Benchikh (4) en 2020 qui visait à étudier le cone beam comme solution de numérisation des empreintes classiques de prothèse amovible complète.

Au cours de ce travail, nous reviendrons sur les matériaux couramment utilisés en prothèse amovible et en prothèse fixée, les principes de la numérisation au cone beam ainsi que les propriétés radio-opaques de ces matériaux soumis au CBCT et leurs potentielles utilisations futures.

Ce travail s'inscrit dans le cadre d'une démarche multidisciplinaire visant à utiliser la technologie d'imagerie radiographique dans le domaine de la dentisterie, en contribuant à l'évolution continue des pratiques en chirurgie dentaire. Les résultats pourraient non seulement influencer les choix de matériaux dans les pratiques cliniques futures, mais aussi ouvrir la voie à de nouvelles techniques de conception des prothèses en offrant des avantages cliniques pour les professionnels et les patients.

1 Les matériaux de prothèses

1.1 Les matériaux en prothèse amovible

Les matériaux utilisés en prothèse amovible peuvent être regroupés au sein de trois grandes familles de matériaux, à savoir, les élastomères, les matériaux rigides et les matériaux de rebasage.

1.1.1 Les élastomères

Les élastomères sont une famille de matériaux présentant des propriétés élastiques, et sont obtenus après une réaction de réticulation, les faisant passer d'un état plastique à un état élastique (5).

1.1.1.1 L'alginate

Dans la famille des élastomères, on retrouve l'alginate, qui est un hydrocolloïde irréversible obtenu en mélangeant de la poudre d'alginate, comme on peut le voir ci-dessous, issue de l'agar-agar (un extrait d'algues marines) à de l'eau par une réaction chimique d'estérification. On distingue deux types d'alginate : le type I et le type II. Le type I possède un minimum de propriétés mécaniques à l'inverse du type II qui présente une meilleure résistance à la compression, moins de déformations et un temps de travail plus long. Ses indications sont essentiellement les empreintes primaires de prothèse amovible partielle et complète, la réalisation de modèles d'études et de modèles antagonistes (5–8).



Figure 1 : poudre d'alginate [photographie personnelle]

1.1.1.2 Le Bisico Function®

Le bisico function®, est un vinylpolysiloxane souple ayant une consistance « putty », obtenu par mélange d'une base et d'un catalyseur. C'est un silicone dit « par addition » qui est indiqué pour le marginage de l'empreinte secondaire en prothèse amovible partielle et complète, c'est-à-dire l'enregistrement du joint périphérique, en un temps (5–8).



Figure 2 : Bisico Function® ¹

1.1.1.3 Les polysulfures

On peut citer les matériaux polysulfurés, le permlastic® (KERR), mélange d'une base et d'un catalyseur par réaction de vulcanisation. Ce matériau est indiqué lors de la réalisation d'empreintes secondaires en prothèse amovible partielle et complète (5–8).



Figure 3 : Permlastic® Light ²

¹ <https://www.bisico.fr/sous-chapitre-0108/37-function.html>.

² <https://dentalisiberia.com/wp-content/uploads/2019/01/KE04502.jpg>.

1.1.1.4 Les polyéthers

On a de plus, les matériaux polyéthers, avec la Permadyne™ orange (3M ESPE), la Permadyne™ bleue (3M ESPE) et l'Impregum™ (3M ESPE). Ce sont des matériaux avec des propriétés mécaniques élevées, une grande stabilité dimensionnelle et une très grande rigidité (5).

La Permadyne™ orange est un matériau obtenu par mélange d'une base et d'un catalyseur dans un auto-mélangeur *Pentamix*® ou en tube grâce à une réaction de polymérisation par addition de type ionique. Elle est de consistance dense et utilisée pour l'enregistrement du joint périphérique (marginage) en prothèse amovible complète en un temps, mais est contre-indiquée en présence de contre-dépouilles ou en cas d'hyposialie ou d'asialie (5,6,8).

La Permadyne™ bleue est également obtenu par une réaction par addition de type ionique, en auto-mélangeur, en cartouche pour pistolet ou en tube. Elle est de consistance fluide et utilisée lors du surfaçage, c'est-à-dire lors de l'empreinte secondaire anatomo-fonctionnelle en prothèse amovible complète, mais est contre-indiquée en présence de contre-dépouilles ou en cas d'hyposialie ou d'asialie (5–8).



Figure 4 : Coffret de Permadyne™³

3

<https://mental-dental.com/media/catalog/product/cache/c687aa7517cf01e65c009f6943c2b1e9/i/m/impression-material-30312.jpg>.

L'Impregum™ est lui aussi obtenu par addition ionique, en auto-mélangeur de type *Pentamix* ou *en tube à spatuler*, et est indiqué lors d'empreintes implantaires à ciel ouvert ou fermé ainsi que lors de la réalisation d'empreinte de surfaçage en prothèse amovible complète (5–8).



Figure 5 : Coffret d'Impregum™ Penta™ Soft ⁴

2.1.1 Les matériaux rigides

1.1.2.1 La pâte de Kerr (KERR)

Il s'agit d'un matériau thermoplastique à haute viscosité, pouvant être en phase plastique lorsqu'il est chauffé à une température de 50°C pour la pâte de Kerr verte et 55°C pour la pâte de Kerr rouge et redevient rigide à température ambiante. Elle trouve son utilisation lors de l'enregistrement du joint périphérique en prothèse amovible partielle et complète en plusieurs temps mais est contre-indiquée en présence de contre-dépouilles (5–8).



Figure 6 : Bâtonnet de pâte de Kerr [photographie personnelle]

⁴ https://intemerata.eu/63-large_default/impregum-penta-soft-300ml-60ml.jpg.

1.1.2.2 L'aluwax®

C'est une cire renforcée avec de la poussière d'aluminium lui conférant un bas point de fusion. Elle permet de réaliser des indentations au cours de l'enregistrement de la relation intermaxillaire (RIM) (5–8).



Figure 7 : Feuille de cire Aluwax® [photographie personnelle]

1.1.2.3 L'Impression Paste® SS White

L'Impression Paste® est un matériau semi-rigide composé d'un mélange d'oxyde de zinc et d'eugénol, que l'on utilise pour les empreintes secondaires ou pour stabiliser les bases d'occlusion en prothèse amovible complète (PAC). Cette pâte ne doit cependant pas être utilisée en présence de contre-dépouilles, d'hyposialie ou d'asialie (5–8).



Figure 8 : Impression Paste® SS White [photographie personnelle]

1.1.2.4 Le Stent's

Il s'agit d'un matériau thermoplastique non élastique qui devient mou à 60°C et qui est utilisé en prothèse amovible complète pour la réalisation de bourrelets d'occlusion servant à enregistrer la RIM (5–9).



Figure 9 : Échantillon d'une plaquette de Stent's [photographie personnelle]

2.1.1 Les matériaux de rebasage

1.1.3.1 Baslin R II®

Le Baslin R II® (Bisico) est une résine composée de copolymères de méthacrylate d'éthyle, utilisée pour la réalisation des rebasages définitifs en prothèse amovible (5–9).



Figure 10 : Coffret Baslin R II®⁵

⁵ https://www.information-dentaire.fr/wp-content/thumbnails/uploads/2019/03/baslin-r-ii-tt-width-600-height-362-max_height-800-crop-1-bgcolor-f0f2f7-post_id-46409.png.

1.1.3.2 Fitt™ (KERR)

Le Fitt™ de KERR (Functional Impression Tissue Toner) est un matériau de rebasage de type résine, souple et à prise retardée sous forme de gel que l'on utilise lors d'empreintes fonctionnelles, de rebasages thérapeutiques temporaires ou de conditionnement des tissus, contre-indiqué par la toxicité du dibutylphthalate en cas de grossesse présumée ou avérée (5–9).



Figure 11 : Fitt™ de Kerr [photographie personnelle]

1.1.3.3 Tissue Conditioner (GC)

Il s'agit d'une résine acrylique souple à prise retardée sous forme de gel ayant pour indications les empreintes fonctionnelles, les rebasages temporaires et le conditionnement des tissus (5,6,9).



Figure 12 : Coffret GC Tissue Conditioner ⁶

6

https://www.nordenta.dk/Admin/Public/GetImage.ashx?Width=800&Height=800&Crop=5&DoNotUpscale=True&FillCanvas=True&Image=/Files/Images/Produkter/DN/13726_1.jpg&AlternativeImage=/Images/missing_image.jpg.

2.1 Les matériaux en prothèse fixée

1.2.1 Les vinylpolysiloxanes

C'est une famille de matériaux regroupant des plastomères obtenus par réticulation, soit par une réaction d'addition ou par condensation (permettant le passage de la phase plastique à élastique) (5).

1.2.1.1 Les silicones

Il s'agit d'un type de matériaux composés d'élastomères liés par un processus d'addition, de nature hydrophobe et ayant un faible module d'élasticité à température ambiante leur conférant ainsi une bonne stabilité dimensionnelle. On peut les différencier en fonction de leur viscosité : putty (haute viscosité), regular (viscosité moyenne) ou light (basse viscosité).

Le silicone haute viscosité est composé d'un mélange manuel de deux pâtes utilisées pour les empreintes *wash technique* et *double mélange* ou pour la réalisation de clés d'isomoulage.

Le silicone basse viscosité est quant à lui retrouvé sous forme de cartouche auto-mélangeuse lors des empreintes *wash technique* et *double mélange* en complément du silicone putty, ou lors de rebasages labo et d'essayages en prothèse amovible.

A noter qu'il existe de nombreuses marques de silicones. Celle utilisée pour l'étude des silicones dans le cadre de ce travail est celle employée dans le service d'odontologie du CHU de Lille, à savoir le PRESIDENT THE ORIGINAL® (COLTENE) (5–8,10).



Figure 13 : Coffret de silicone PRESIDENT THE ORIGINAL® ⁷

⁷ https://www.dentalgooddeal.com/images_upload/20180130/42901_original.jpg.

1.2.1.2 L'EXPRESS™ 2

Comme le matériau President, l'Express™ 2 est composé d'élastomères polyvinylsiloxanes utilisés lors de la réalisation des empreintes *wash technique* pour les matériaux Putty et Ultra-Light, et pour les empreintes *double mélange* avec les matériaux Putty et Light (5–8,10).



Figure 14 : Coffret Express™ 2 Putty Soft ⁸

1.2.2 Le Tab 2000® (KERR)

C'est une résine acrylique autopolymérisable composée de polymétacrylate de méthyl indiquée pour la réalisation de couronnes, bridges ou réparations provisoires obtenue par le mélange d'une poudre et d'un liquide. Cette résine peu chère et facile à utiliser présente cependant une réaction exothermique de prise et une contraction de polymérisation importante (5,6).



Figure 15 : Tab 2000® [photographie personnelle]

⁸ https://sdm-online.com/3696-thickbox_default/express-2-putty-soft-standard.jpg.

2.1 Les autres matériaux de prothèse

1.3.1 Les plâtres

Les plâtres sont des matériaux constitués d'un mélange d'une poudre issue de la déshydratation du gypse contenant de l'hémihydrate de sulfate de calcium, et d'un liquide, à savoir de l'eau. Ce sont des matériaux qui deviennent rigides après réaction de prise exothermique, présentant l'avantage d'être précis avec une bonne stabilité dimensionnelle, mais qui sont contre-indiqués en cas d'hyposialie, d'asialie ou en cas de contre-dépouille. Ils sont généralement utilisés pour la coulée des empreintes lors de la réalisation de modèles d'étude ou de travail, ou encore pour la prise d'empreinte en prothèse amovible complète (5,6,8).



Figure 16 : Seau de poudre de plâtre ⁹

1.3.2 Les résines

La résine utilisée le plus souvent en prothèse, notamment pour la conception des porte-empreinte individuels ainsi que les plaques base des bases d'occlusion est une résine photopolymérisable, présentée sous forme d'une feuille de résine préformée et malléable puis rigide après polymérisation (5,6,8).



Figure 17 : Feuilles de plaque base en résine photopolymérisable ¹⁰

⁹ https://www.dentalprive.fr/1105-large_default/platre-naturel-x-dur.jpg.

¹⁰ https://www.dentalprive.fr/768-large_default/plaque-base-thermoflex.jpg.

1.3.3 La cire école®

C'est un matériau rigide à température ambiante et rendu plastique par chauffage, couramment utilisé en prothèse lors de l'enregistrement de la RIM, pour la réalisation de plaques base ou pour l'adaptation de porte-empreinte individuels. Il existe aussi d'autres types de cires comme la cire Aluwax® ou la cire Moyco® (5,6,8).



Figure 18 : Plaques de cire [photographie personnelle]

2. Rappels sur les rayons X et le CBCT

2.1 Les rayons X

2.1.1 La radioactivité

L'Homme est exposé à la radioactivité en permanence, de manière naturelle (eaux, aliments, Radon, rayonnements terrestres et cosmiques) ou artificielle (exposition médicale, industrielle, militaire...) (2,3,11).

La radioactivité est l'émission de rayons par un atome. C'est un phénomène naturel ayant pour origine l'instabilité du noyau de certains atomes. Ces noyaux dits « radioactifs » ont en leur sein un nombre disproportionné de protons par rapport au nombre de neutrons, créant ainsi une instabilité dans le noyau de l'atome. Un noyau atomique instable va donc subir spontanément une transformation afin de passer à un état plus stable que le précédent. On dit alors que ce noyau a une durée de vie finie, contrairement aux noyaux dits « stables », avec une durée de vie infinie (le noyau reste identique de manière permanente) (2,3,11).

2.1.2 Interactions avec la matière

La transformation d'un noyau instable est caractérisée par l'émission de rayonnements pouvant être de différents types, à savoir :

- le rayonnement alpha (émission d'un noyau d'hélium),
- le rayonnement bêta (émission d'un électron)
- le rayonnement gamma (rayons X).

Les rayonnement alpha et bêta vont être arrêtés (sur une distance plus ou moins grande selon leur énergie lorsqu'ils traversent la matière contrairement aux rayons gamma qui ne seront jamais totalement arrêtés mais seulement atténués (2,3,11).

En effet, quand les rayons X traversent la matière, ils interagissent différemment en fonction de leur énergie :

- Non interaction : les rayons traversent simplement la matière,
- Effet photo-électrique ou effet Compton : si l'énergie des rayons est inférieure ou égale à 1,02 MeV,
- Production de paires : si l'énergie des rayons est supérieure à 1,02 MeV (2,3,11).

On peut ainsi obtenir une image radiographique grâce à l'atténuation du faisceau issu du générateur de rayons X après avoir traversé la matière. Cette atténuation est différentielle en fonction de la radiodensité de la matière traversée. Autrement dit, il s'agit de la capacité de la matière à laisser passer ou non les rayons X (1,2).

2.1.3 Effets biologiques

Les rayons X interagissent avec la matière et ont des effets biologiques au niveau moléculaire, cellulaire et tissulaire. Certains effets sont déterministes, c'est-à-dire obligatoires à partir d'une certaine dose, avec une gravité proportionnelle à celle-ci. D'autres effets sont stochastiques, c'est-à-dire aléatoires avec un risque de survenue proportionnel à la dose et à la fréquence de rayons reçus (11).

Le risque de survenue d'effets sur le plan biologique dépend également de la nature des tissus traversés. On remarque une plus grande sensibilité des tissus constitués de cellules peu différenciées par rapport à ceux constitués de cellules très différenciées (11).

Il convient ainsi, afin de limiter le risque de survenue d'effets biologiques, d'exposer le moins possible les individus et de baisser au plus bas les doses émises lors de la réalisation d'examens radiologiques. Pour cela, il existe trois grands principes de radioprotection à respecter, à savoir le principe :

- de **justification** (démontrer la réelle nécessité de l'examen, balance bénéfice-risque favorable),
- d'**optimisation** (concernant l'émission des rayons et la dose d'exposition des individus la plus faible possible),
- de **limitation** (de la dose à laquelle le sujet est exposé, celle-ci ne devant pas dépasser des valeurs limites) (2,11).

2.2 Le Cone Beam (CBCT ou « Cone Beam Computed Tomographie »)

2.2.1 Principes et fonctionnement

Le cone beam est une technique de tomographie volumique à faisceau conique utilisée pour réaliser des radiographies numériques en trois dimensions (2).

Cette technique de radiographie numérique utilise un générateur de rayons X qui génère un faisceau conique traversant la matière (et donc le sujet) qui atténue ainsi le faisceau émis. Le faisceau alors modifié est analysé par un détecteur généralement plan de forme rectangulaire. L'ensemble du dispositif générateur et détecteur réalise une rotation tout autour du sujet (180° à 360°) permettant ainsi l'acquisition d'un très grand nombre de clichés dans les trois plans de l'espace (3 dimensions) (2,12).

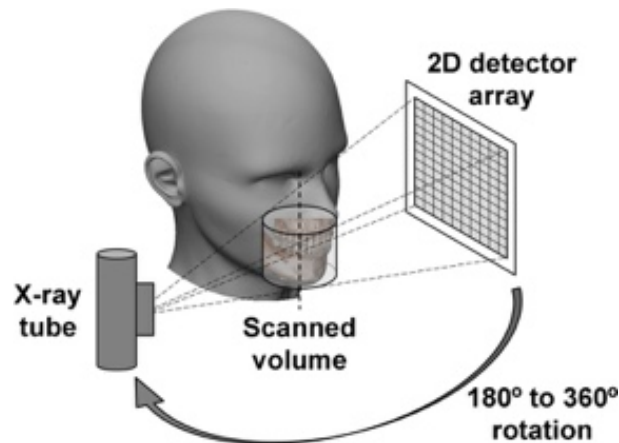


Figure 19 : Principe de fonctionnement du CBCT (12)

Tous les clichés obtenus forment individuellement des projections 2 dimensions (2D) transférées à un ordinateur qui génère alors une reconstruction volumique du sujet à l'aide de méthodes de calculs mathématiques (algorithmes) (1,2,12).

L'équivalent du pixel qui constitue un élément d'une image en 2D au cone beam est le voxel. C'est un pixel volumétrique, et il représente le plus petit élément constitutif d'un volume 3D. Il est caractérisé par les dimensions de ses arêtes, qui dans le cas du cone beam sont toutes de la même taille lui conférant une forme cubique. Le voxel est dit « isotrope » ou « isométrique ». L'image obtenue au cone beam est aussi dépendante du champ de vue également appelé « Field of View » (FOV) dont il existe différentes tailles (petit, moyen ou grand). Les champs utilisés en chirurgie-dentaire sont la plupart du temps limités à des champs de 8 x 8 cm (1–3,12).

2.2.2 Indications

Le cone beam est généralement utilisé dans le domaine dento-maxillo-facial, lorsque l'indication d'une imagerie tridimensionnelle est nécessaire. Ses indications sont de plus en plus nombreuses, notamment pour :

- La localisation de dent incluse,
- Les cas de résorption externe en relation avec une dent incluse,
- Les fentes palatines,
- L'orthopédie dento-faciale,
- La dentisterie restauratrice, pour le diagnostic de lésions carieuses, l'évaluation de lésions péri-apicales, la recherche de fractures dentaires,
- L'endodontie,
- Les traumatismes dentaires et faciaux,
- La parodontologie,
- La chirurgie buccale,
- L'implantologie,
- Les lésions osseuses,
- La chirurgie orthognatique,
- Les troubles de l'ATM (articulation temporo-mandibulaire) (1,2).

2.2.3 Avantages et inconvénients

Cette technique de radiographie, en comparaison avec la technique du scanner médical, permet au cone beam de limiter de manière significative les doses nécessaires et donc reçues par le sujet pour la réalisation de l'examen. Elle permet également d'obtenir une bien meilleure résolution qu'au scanner, c'est-à-dire que les voxels obtenus sont bien plus petits que ceux d'un scanner (1,3).

Autre avantage notable par rapport au scanner médical, les temps de réalisation et de traitement informatique pour la reconstruction volumique ou l'analyse du volume sont réduits (1).

Toutefois, les doses reçues par le patient étant bien supérieures au cone beam qu'avec les techniques de radiographies conventionnelles (rétro-coronaire, rétro-alvéolaire, panoramique), et pour respecter la triade de radioprotection précédemment évoquée (justification, optimisation et limitation), le recours au cone beam ne doit pas intervenir en première intention mais plutôt après avoir justifié de son indication, soit après une imagerie conventionnelle et/ou examen clinique. Il convient également d'utiliser le plus petit champ d'acquisition et la plus grande taille de voxel possible permettant une précision suffisante pour les besoins diagnostics attendus afin de réduire la dose reçue (1,2).

A noter que pour réaliser des numérisations d'échantillons de matériaux de prothèse, on peut utiliser le plus grand champ possible pour obtenir la meilleure précision possible car il n'y a pas de limitation liée aux principes de radioprotection.

Par ailleurs, on peut fréquemment voir des artéfacts sur les images obtenues au cone beam. Il en existe deux grands types, à savoir les **artéfacts métalliques** (dus à la présence de restaurations métalliques ou d'éléments prothétiques métalliques fixes) et les **artéfacts cinétiques**, produits au cours de l'acquisition de l'image par des mouvements du patient (notamment avec les enfants, les patients porteurs de handicaps, de maladies neurodégénératives, ... et pour les appareils réalisant des acquisitions en position debout ou assise) (1–3).

On peut noter que dans le cadre d'une numérisation d'échantillons de matériaux de prothèse, il n'y aura aucun artéfact cinétique. De même, nous n'avons pas utilisé de support métallique afin d'éviter les artéfacts métalliques.

2.2.4 Génération de l'image en volume

L'obtention d'un rendu tridimensionnel à partir d'images bidimensionnelles se fait en plusieurs étapes. Cela commence par une étape de **reconstruction primaire** qui permet de passer des images brutes acquises lors de la réalisation de l'examen à un volume tridimensionnel mais uniquement par revue de coupes axiales (1).

Le fichier généré est au format DICOM (Digital imaging and communications in medicine) qui est la norme pour les données numériques d'imagerie médicale. Le fichier contient alors à la

fois les données relatives à l'image et les données au contexte de la réalisation de l'examen. L'intérêt de ce format est qu'il est universel et donc compatible et lisible sur tout matériel informatique compatible (1,3).

Il faut ensuite une étape de **reconstructions secondaires** pour obtenir des reconstructions multiplanaires (MPR) ou des **rendus tridimensionnels** surfaciques ou volumique. Le rendu surfacique permet uniquement d'apprécier l'aspect du relief de surface alors que le rendu volumique permet d'apprécier les éléments internes selon leur densité (1,3).

3. Matériel et méthode

3.1 Préparation des échantillons de matériaux prothétiques

Pour ce travail, l'ensemble des matériaux cités dans la partie 1 vont être numérisés au cone beam. Pour cela, ont été réalisés des échantillons de chacun des matériaux à l'aide d'un moule métallique cubique mesurant 3 cm de côtés afin que l'ensemble des échantillons soient de la même dimension, de la même forme et pour ainsi obtenir des cubes de proportion la plus parfaite possible.

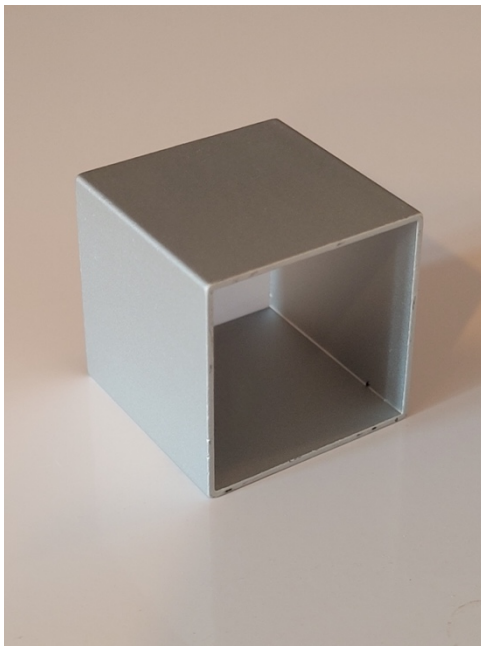


Figure 21 : Moule de conception des échantillons vu de côté [photographie personnelle]

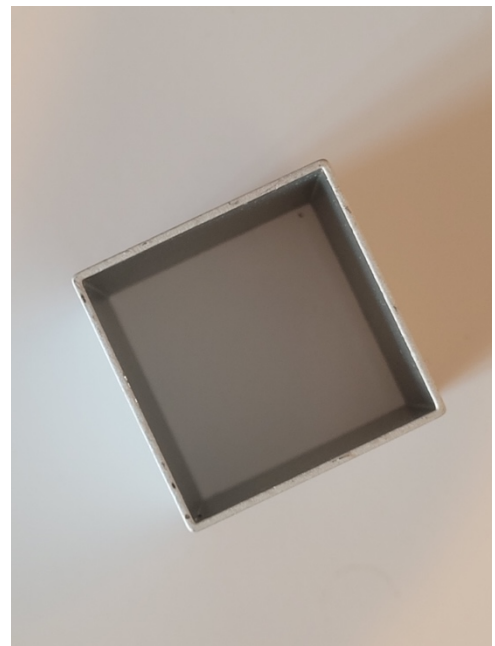


Figure 20 : Moule de conception des échantillons vu du dessus [photographie personnelle]

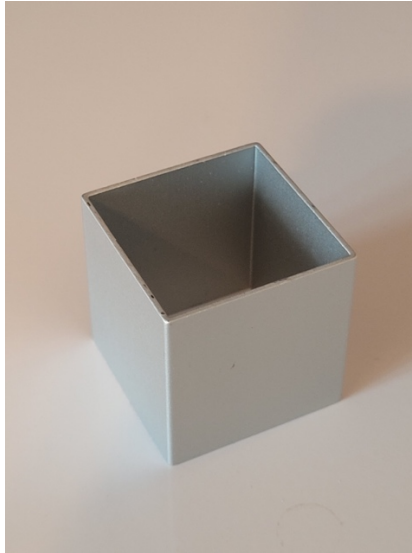


Figure 21 : Moule de conception des échantillons vu de côté [photographie personnelle]

Pour concevoir chaque échantillon, on injecte dans un moule le matériau à étudier, puis après prise du matériau, on démoule ce dernier délicatement afin de récupérer un échantillon cubique, identique aux autres échantillons.



Figure 22 : Matériau (plâtre) injecté dans le moule [photographie personnelle]



Figure 23 : Échantillon de matériau (plâtre) après démoulage [photographie personnelle]

Après démoulage, il aura fallu pour certains matériaux effectuer quelques retouches afin d'éliminer des petits excès à l'aide d'un bistouri.

3.2 Utilisation du Cone Beam

Le cone beam utilisé lors de ce travail est le **PaX-i3D Green** de chez **VATECH®**.

Ce cone beam possède un plateau permettant le positionnement des échantillons à scanner. En effet, ce plateau a permis de placer un à un chaque échantillon de matériau, de manière précise et reproductible. De plus, et afin d'être sûr que l'échantillon soit bien centré, le cone beam possède deux lasers, l'un vertical et l'autre horizontal, ajustables en hauteur et en largeur. Les échantillons ont donc été placés directement sur le plateau pour chaque numérisation.

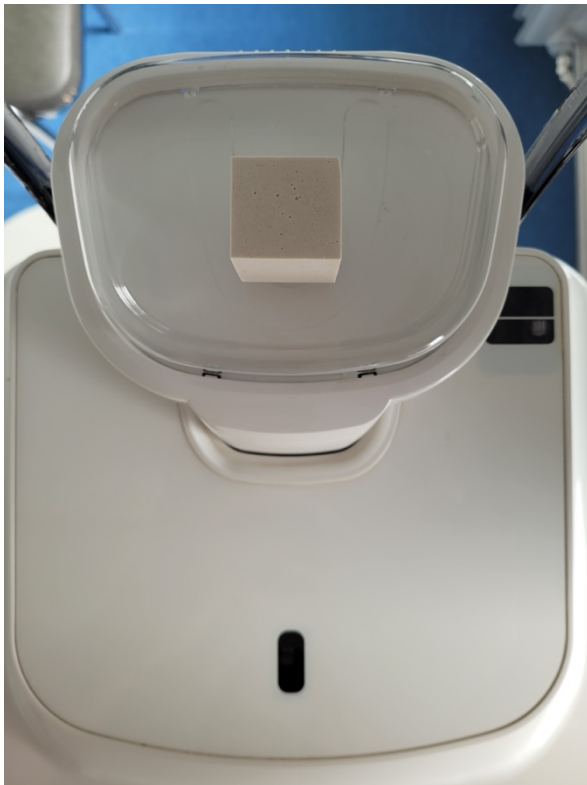


Figure 25 : Échantillon (plâtre) positionné sur le plateau VATECH® dans le cone beam, vue du dessus [photographie personnelle]



Figure 24 : Échantillon (plâtre) positionné sur le plateau VATECH® dans le cone beam, vue de ¾ face [photographie personnelle]

Par ailleurs, l'ensemble des numérisations ont été effectuées selon les mêmes paramètres d'acquisition afin d'avoir des résultats comparables. L'objet scanné étant un matériau de prothèse, il n'y avait aucune limitation quant à la dose de rayonnement reçue. Les paramètres d'acquisition ont donc été optimisés de telle sorte d'obtenir l'image la plus large et la plus précise possible, en jouant notamment sur les paramètres de champ et de résolution.

Les paramètres d'acquisition utilisés sur le logiciel EzDent-i® pour la numérisation des échantillons de matériaux sont les suivants :

Mode d'acquisition	« Tomodensitométrie ou CT »
FOV (Diameter x Height)	16 x 9
Vertical Option	Occlusion
Horizontal Option	Center
Image Option	High Resolution
Voxel Size	Standard (0.20)

Tableau 1 : Paramètres d'acquisition pour scanner les échantillons au CBCT [source personnelle]

3.3 Recueil des données et mesures

3.3.1 Logiciels utilisés pour le traitement des données

Afin de réaliser toutes les étapes nécessaires au traitement numérique des échantillons numérisés, plusieurs logiciels ont été requis, notamment par ordre d'utilisation :

	- Reconstructions et exportation en fichier STL (STéréoLithographie) - Logiciel propre au cone beam utilisé
 MeshMixer®	- Détourage du fichier STL - Création du cube virtuel de référence
 MeshLab®	- Matching des surfaces par calcul de la distance de Hausdorff

Tableau 2 : Logiciels utilisés pour le traitement numérique des échantillons de matériaux [source personnelle]

A noter qu'il existe des équivalents plus puissants de ces logiciels, pour leur part sous licence, tels que Geomagic Design XTM ainsi que Geomagic Control XTM. Ces logiciels permettent d'obtenir les mêmes résultats mais de manière plus rapide et facile (4).



Figure 26 : Geomagic Design XTM ¹¹

¹¹ <https://encdn.shining3d.com/2019/09/Geomagic-Design-X-1.png>.



Figure 27 : Geomagic Control X™ ¹²

3.3.2 Exportation en fichier STL (STéréoLithographie)

Après avoir effectué la numérisation de l'échantillon au cone beam, le logiciel EZ-3Di™ effectue les reconstructions primaires et secondaires, et l'on obtient alors un fichier DICOM contenant toutes les données de la numérisation.

A l'aide du même logiciel, on exporte alors ces données sous forme d'un fichier STL. Avec ce format de fichier, l'échantillon est défini selon sa surface externe. C'est grâce à ce fichier que l'on va pouvoir par la suite faire un matching.

Dans le logiciel, il faut pour cela aller dans l'onglet en haut à gauche « Menu Principal », puis sélectionner « Exporter le modèle de surface ». Une nouvelle fenêtre s'ouvre alors afin de régler les paramètres d'exportation. Les paramètres utilisés dans le cadre de ce travail sont les suivants :

- Format de fichier : Binaire
- Lissage : Moyen
- Taille du fichier : 100 %
- Exporter les données : Tomodensitométrie ou CT
- Valeur ISO : il s'agit ici d'un curseur qui permet d'inclure le nombre de points souhaité dans le fichier STL. En déplaçant le curseur vers la gauche, un plus grand nombre de points étaient inclus et inversement. Dans le cas des échantillons numérisés dans ce travail, il a fallu déplacer le curseur vers la gauche à chaque fois.

Il suffit de cliquer sur le bouton « OK » afin de finir l'exportation.

3.3.3 Détourage

Le fichier STL obtenu est ensuite importé dans le logiciel MeshMixer™ en cliquant sur le bouton « Import ».

¹² <https://www.nota3d.com/wp-content/uploads/2020/07/UiControlX.png>.

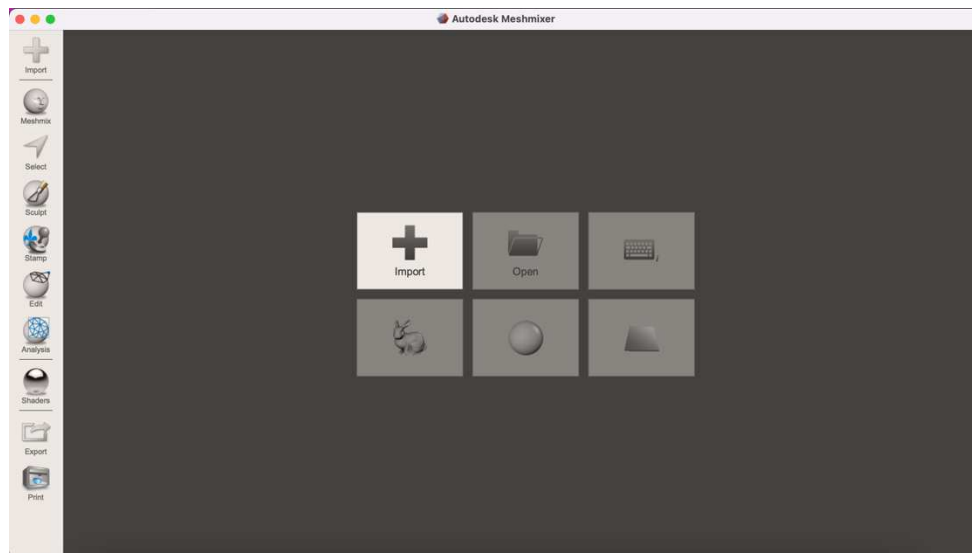


Figure 28 : Interface du logiciel MeshMixer™ pour importation du fichier STL [illustration personnelle]

Il convient effectivement d'effectuer un détourage du fichier obtenu car celui contient à la fois le cube représentant l'échantillon de matériau testé, mais aussi des éléments, enregistrés au cours de la numérisation, ne présentant aucun intérêt pour la suite de ce travail ou pouvant même nous empêcher de faire les étapes suivantes (il peut s'agir par exemple de la présence du support VATECH®).

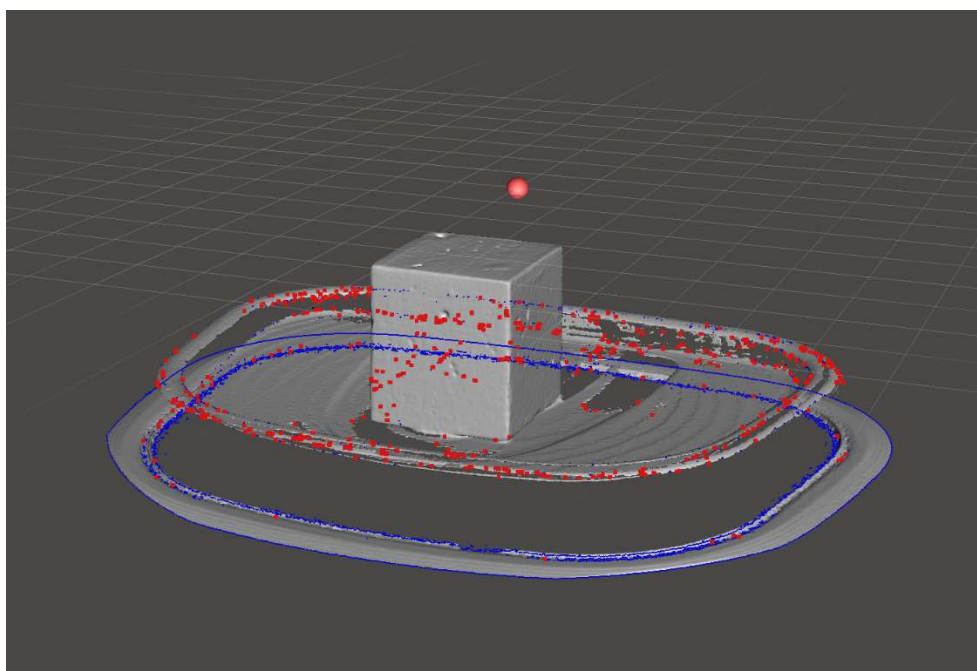


Figure 29 : fichier STL "brut" d'un échantillon après importation dans le logiciel MeshMixer™ [illustration personnelle]

Pour cela il faut utiliser l'outil « Lasso » après avoir sélectionné l'outil « Select » dans le menu de gauche, et entourer un à un les éléments que l'on souhaite supprimer puis d'aller dans l'onglet « Edit » et sélectionner « Discard » (ou appuyer sur la touche X du clavier pour gagner

du temps) afin de les faire disparaître. Il faut répéter cette opération autant de fois que nécessaire jusqu'à obtenir un fichier contenant uniquement un cube.

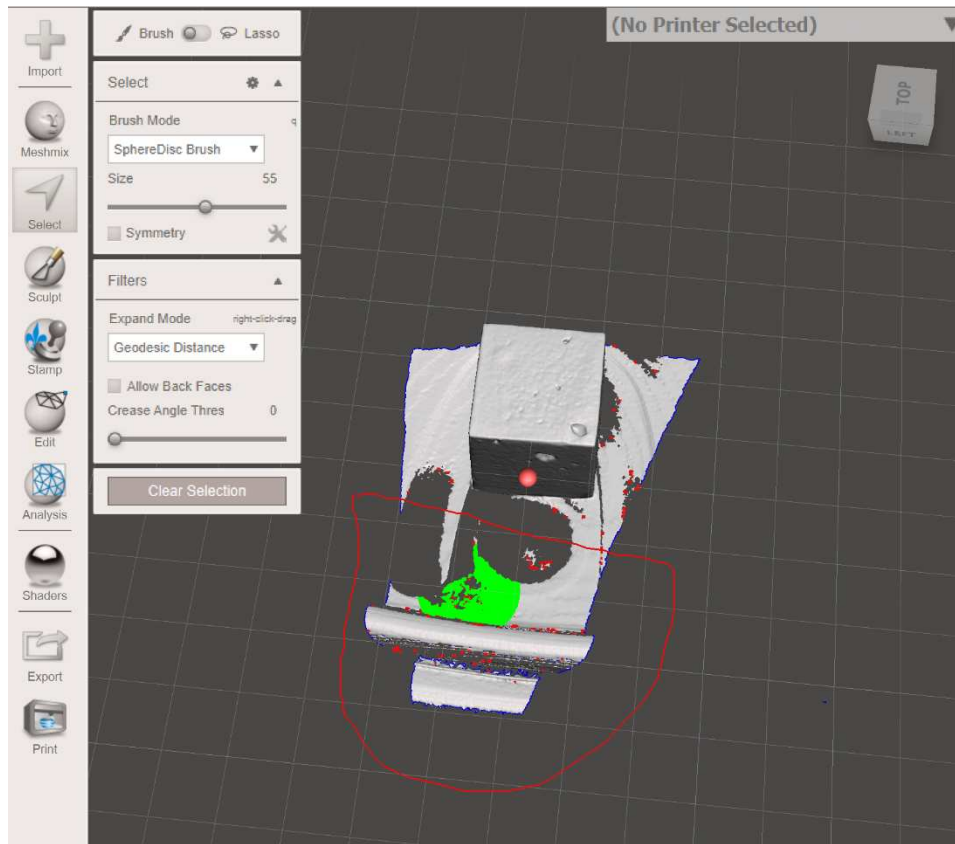


Figure 30 : Utilisation de l'outil "Lasso" dans le logiciel MeshMixer™ [illustration personnelle]

Il convient également de veiller à changer régulièrement d'orientation dans l'espace pour ne pas oublier d'éléments à supprimer, ceux-ci pouvant être non visibles selon l'orientation du modèle.

Pour finir le détournage il faut ensuite sélectionner l'ensemble des surfaces du cube, en utilisant l'outil « Brush » (les surfaces sélectionnées deviennent oranges) puis d'aller dans l'onglet « Edit » et « Separate » (ou appuyer sur la touche Y du clavier). Une nouvelle fenêtre apparaît et on peut alors enregistrer le fichier STL obtenu.

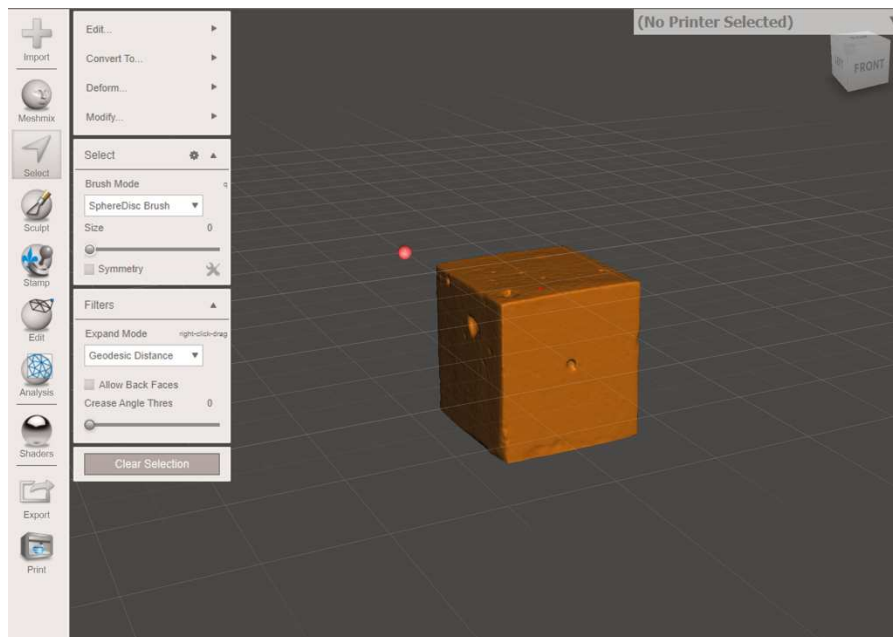


Figure 31 : Sélection de la surface d'appui dans le logiciel MeshMixer™ [illustration personnelle]

3.3.4 Création d'un cube de référence

La dernière étape avant la réalisation du matching consiste en la création d'un cube de référence, dit « parfait », conçu informatiquement à l'aide du logiciel MeshMixer™. C'est le cube qui va servir d'élément de comparaison avec le cube numérisé. Ce cube doit donc avoir les mêmes dimensions que celles des échantillons élaborés en amont.

Pour ce faire, il suffit de cliquer sur le bouton « MeshMix » dans la barre de menu de gauche, un volet déroulant s'ouvre. Il faut alors faire un « glisser-déposer » à partir de l'icône « cube » du volet déroulant.

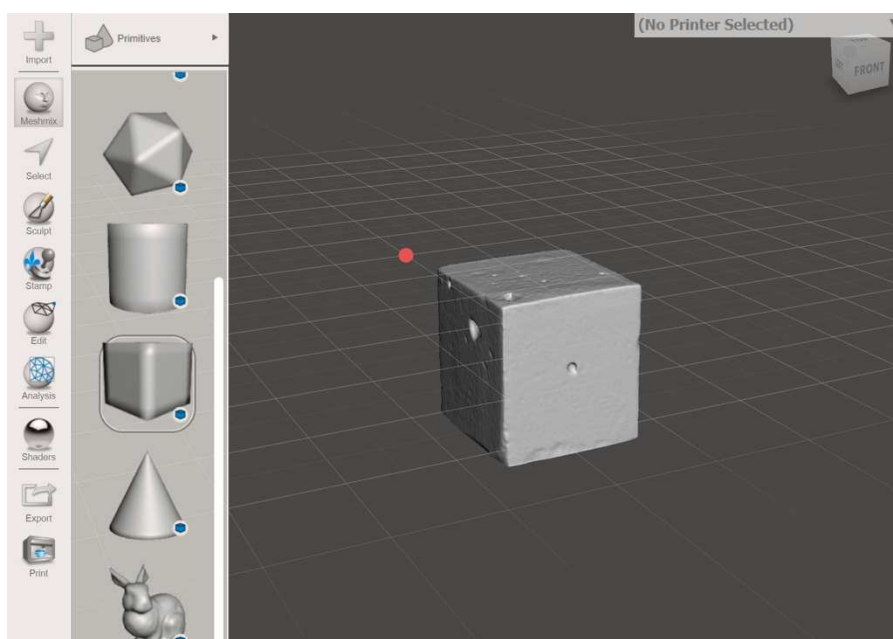


Figure 32 : Insertion d'un cube dans le logiciel MeshMixer™ [illustration personnelle]

Une fenêtre « Transform » s'ouvre dans laquelle il est possible de régler tous les paramètres du cube créé, notamment sa position dans l'espace et surtout ses dimensions. Il convient donc de remplir les champs « Size X », « Size Y » et « Size Z » avec les valeurs 30 mm.

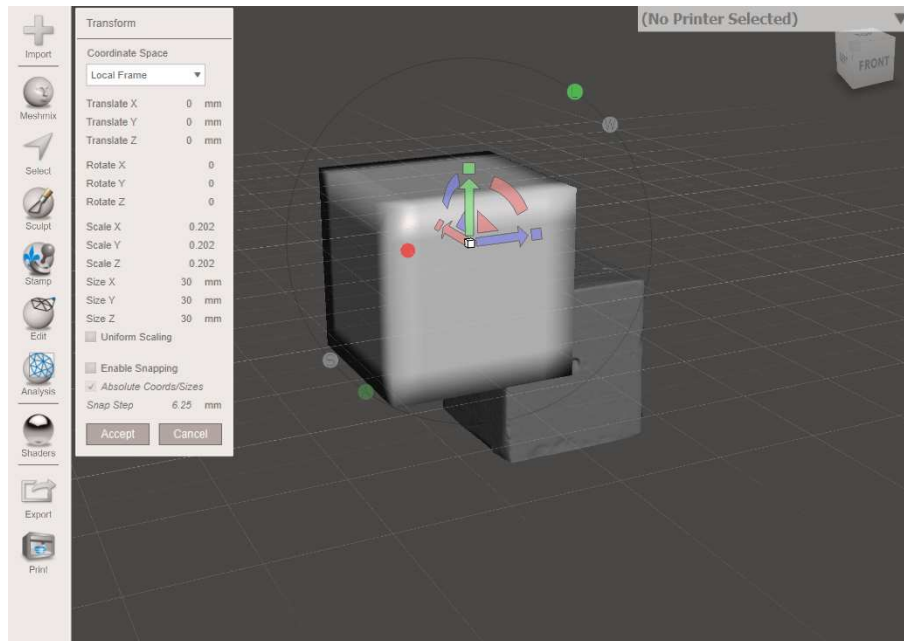


Figure 33 : Réglages des dimensions du cube dans le logiciel MeshMixer™ [illustration personnelle]

Enfin, il ne reste plus qu'à aligner le cube virtuel avec le cube numérisé, notamment à l'aide des flèches directionnelles permettant de déplacer le cube virtuel, mais aussi d'effectuer une rotation si besoin.

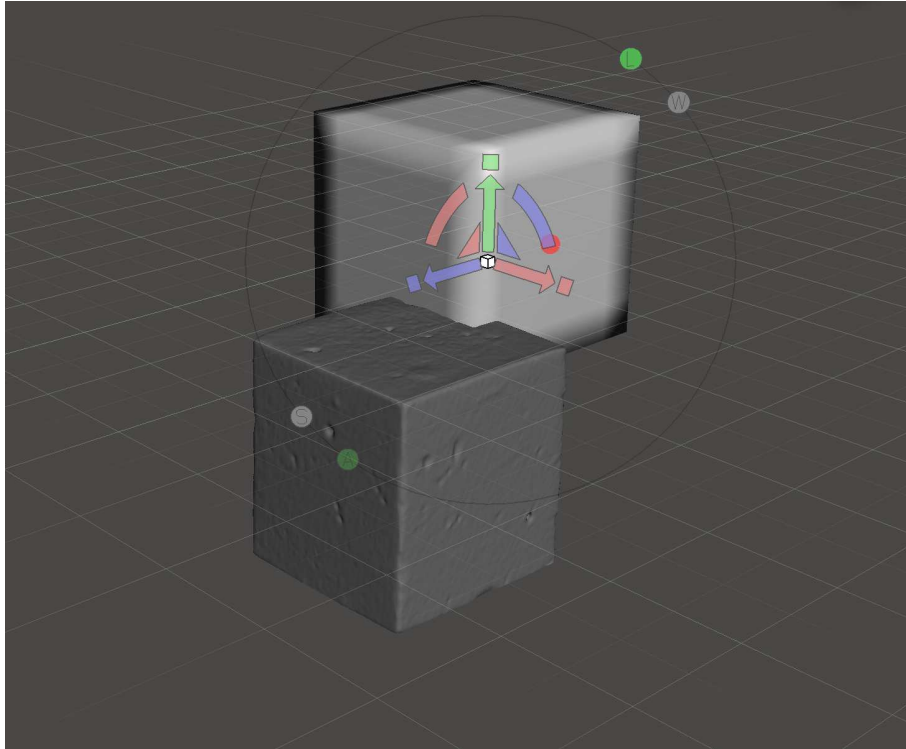


Figure 34 : Superposition des cubes dans le logiciel MeshMixer™ [illustration personnelle]

Les deux cubes étant ainsi alignés au sein du fichier STL, on peut dorénavant faire le matching des surfaces en calculant la distance de Hausdorff.

4 Résultats et comparaison des numérisations

4.1 Comparaison des modèles numériques des échantillons avec un modèle virtuel par calcul de la distance de Hausdorff

Pour chaque échantillon de matériau testé, nous avons un fichier STL contenant le modèle de surface de l'échantillon ainsi qu'un cube virtuel parfaitement alignés. Le but étant ici d'étudier la qualité de la numérisation et donc du modèle numérique en fonction de la nature du matériau.

Cette étude est permise par l'utilisation de la distance de Hausdorff, un outil mathématique, qui mesure la distance entre deux sous-ensembles d'un espace métrique.

Pour ce faire nous avons utilisé une nouvelle fois le logiciel MeshLab™, qui permet de visualiser le matching des surfaces des modèles numériques en comparaison avec le modèle virtuel. Cela se traduit par une échelle de couleur allant du rouge au vert, le rouge témoignant d'une très faible distance (et donc d'un bon matching) alors que le vert met en évidence les surfaces avec un éloignement plus important.

Il faut alors, dans le logiciel, aller dans le menu « Filters » de la barre de menus située en haut à gauche de l'écran, puis dans le menu « Sampling » et enfin cliquer sur le bouton « Hausdorff Distance ». Une nouvelle fenêtre apparaît dans laquelle on peut choisir les deux éléments à comparer. Il faut ensuite cliquer sur le bouton « Apply » pour pouvoir visualiser le résultat.

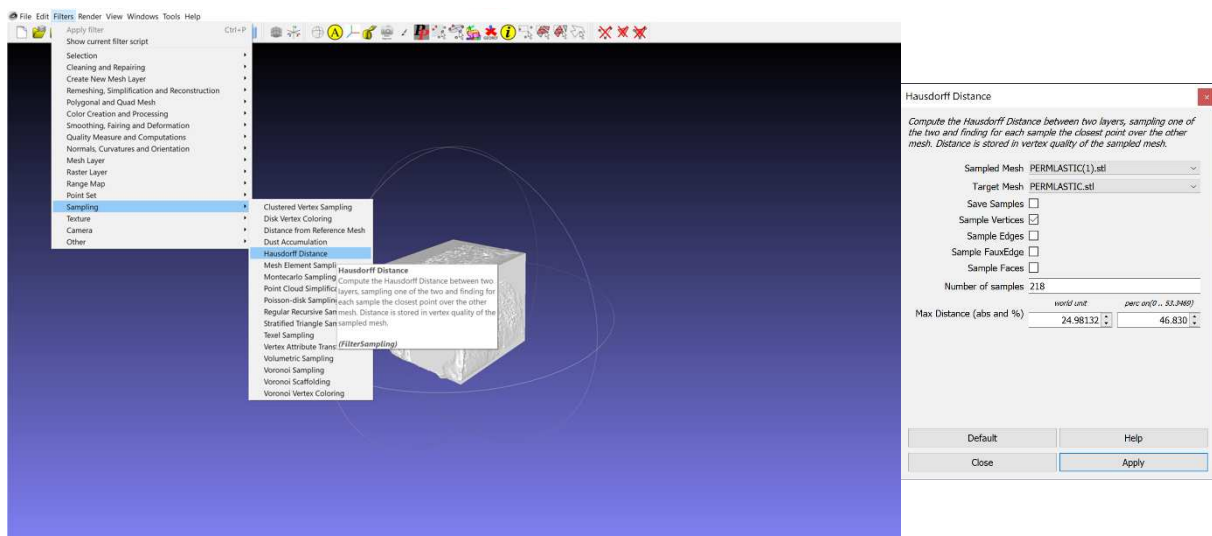


Figure 35 : Mesure de la distance de Hausdorff dans le logiciel MeshLab™ [illustration personnelle]

4.2 Résultats et matching

Afin d'obtenir le meilleur rendu possible dans les images issues du CBCT, un traitement d'image a été fait dans le logiciel EZ-3Di, dans le menu « Coloration VR ». Le traitement

présentant les meilleurs résultats est le « Soft Tissue », qui a été appliqué pour l'ensemble des reconstructions 3D.

Par ailleurs, et pour comparer les matériaux, on utilise la moyenne quadratique (RMS ou Root Mean Square), qui est un outil de mesure statistique correspondant à la racine carrée de la moyenne des carrés d'une série statistique et qui permet d'évaluer la dispersion des valeurs mesurées dans les échantillons. On utilise également la moyenne qui correspond à la distance qui sépare l'ensemble des points de l'image du matériau numérisé par rapport à ceux du cube virtuel. On étudie aussi la médiane, qui est la valeur centrale séparant en deux moitiés égales l'ensemble des valeurs de la distance entre le cube numérisé et le virtuel, mais aussi l'écart-type, qui estime la dispersion des valeurs par rapport à la moyenne. Cela va également permettre de classer les différents matériaux en fonction de la précision de leurs images au CBCT.

4.2.1 Élastomères

4.2.1.1 Alginate

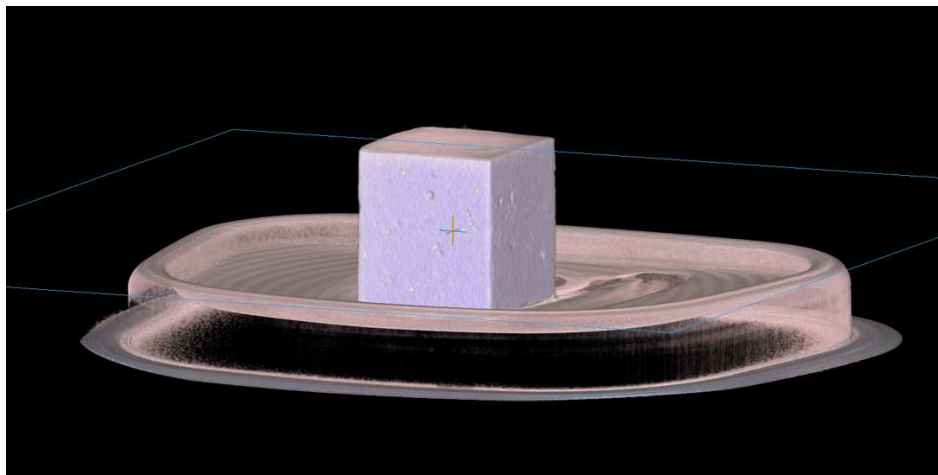


Figure 36 : Reconstruction 3D de l'échantillon d'alginate [illustration personnelle]

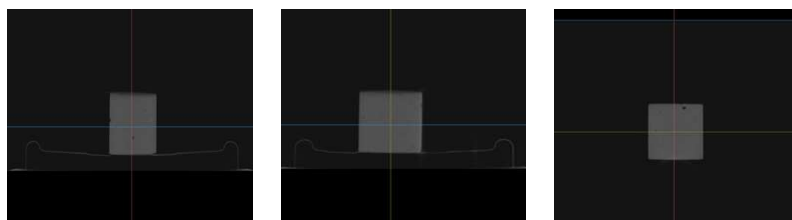


Figure 37 : Coupes au CBCT de l'échantillon d'alginate dans les plans transversal, sagittal et frontal [illustration personnelle]

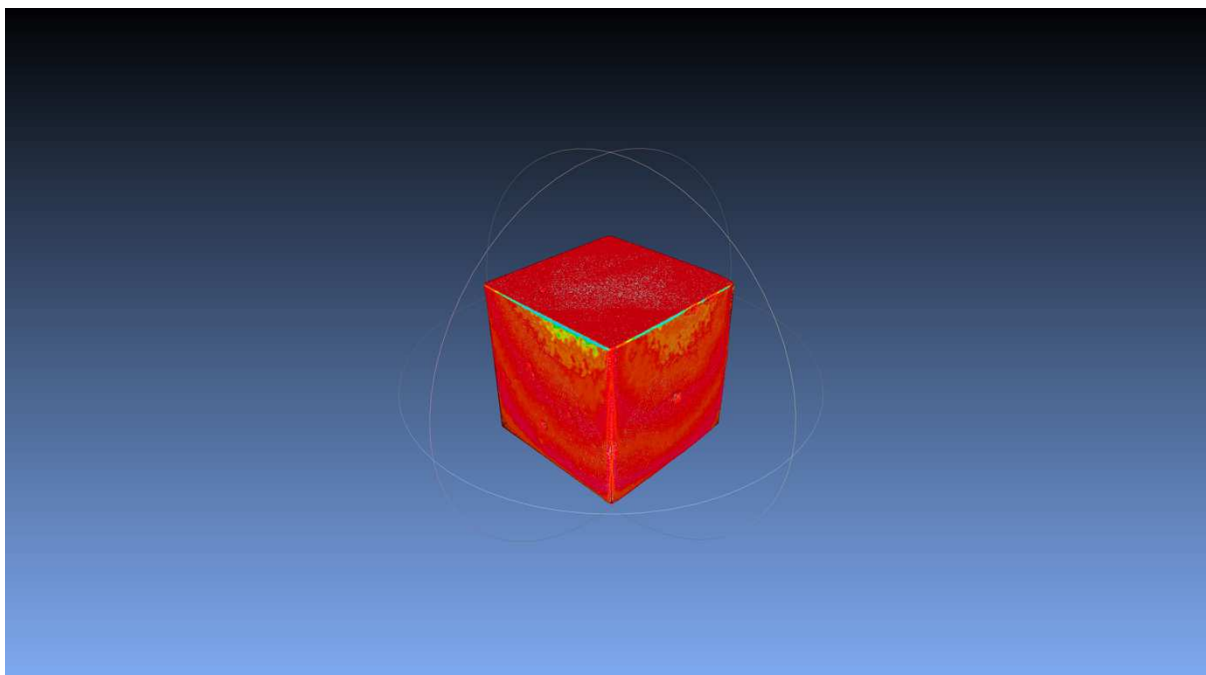


Figure 38 : Matching entre le modèle numérique de l'échantillon d'alginate et le modèle virtuel [illustration personnelle]

La distance moyenne est de 0,064mm, la médiane est de 0,041mm, et l'écart-type est de 0,02mm.

La RMS est de 0,071mm.

Matériaux	Moyenne	Médiane	Ecart-Type	Distance RMS
Alginate	0,064mm	0,041mm	0,02mm	0,071mm

Tableau 3 : Mesures du matching de l'échantillon d'alginate [source personnelle]

4.2.1.2 Bisico Function®

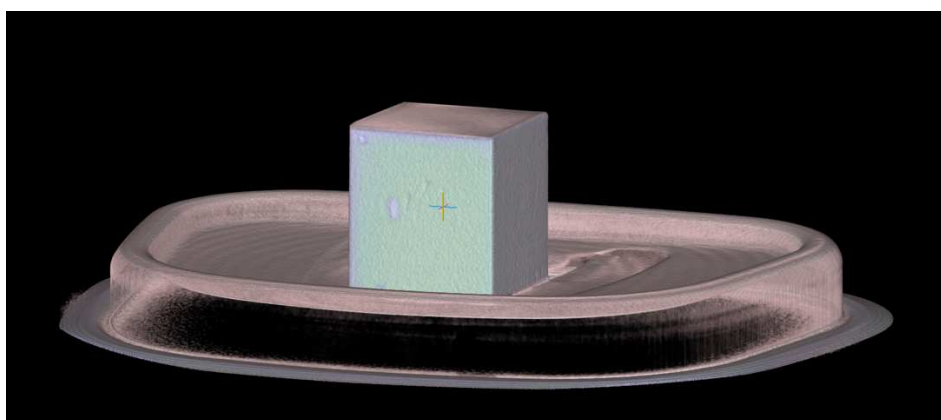


Figure 39 : Reconstruction 3D de l'échantillon de Bisico Function® [illustration personnelle]

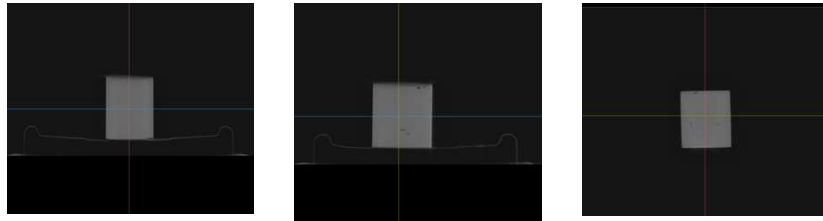


Figure 40 : Coupes au CBCT de l'échantillon de Bisico Function® dans les plans transversal, sagittal et frontal [illustration personnelle]

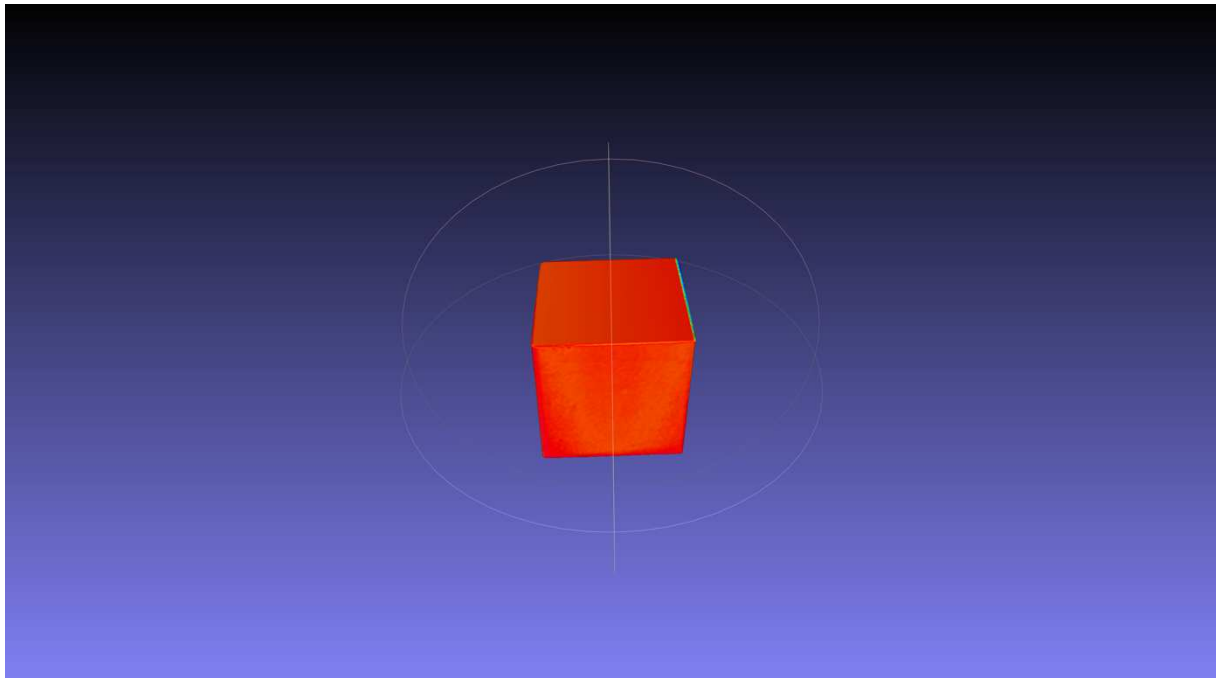


Figure 41 : Matching entre le modèle numérique de l'échantillon de Bisico Function® et le modèle virtuel [illustration personnelle]

La distance moyenne est de 0,046mm, la médiane est de 0,039mm et l'écart-type est de 0,017mm.

La RMS est de 0,043mm.

Matériaux	Moyenne	Médiane	Ecart-Type	Distance RMS
Bisico Function®	0,046mm	0,039mm	0,017mm	0,043mm

Tableau 4 : Mesures du matching de l'échantillon de Bisico Function® [source personnelle]

4.2.1.3 Polysulfures

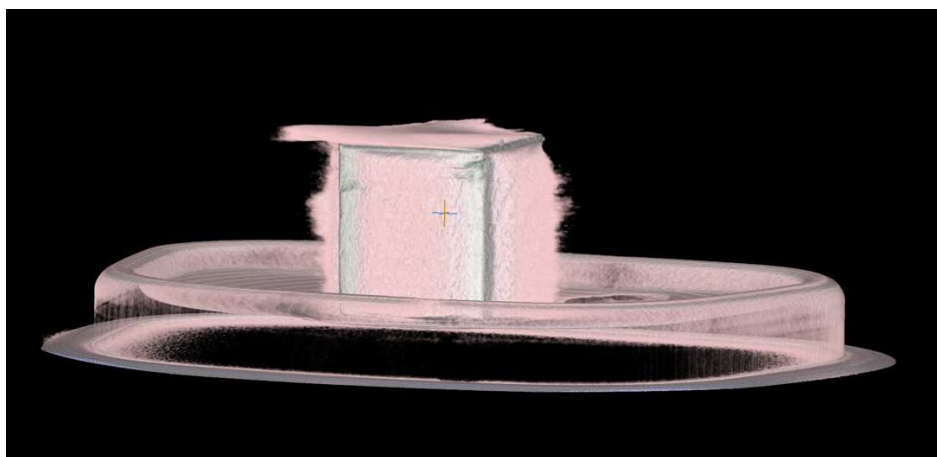


Figure 42 : Reconstruction 3D de l'échantillon de Permlastic® Regular [illustration personnelle]

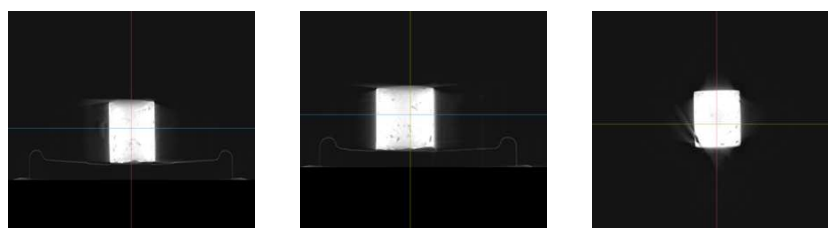


Figure 43 : Coupes au CBCT de l'échantillon de Permlastic® Regular dans les plans transversal, sagittal et frontal [illustration personnelle]

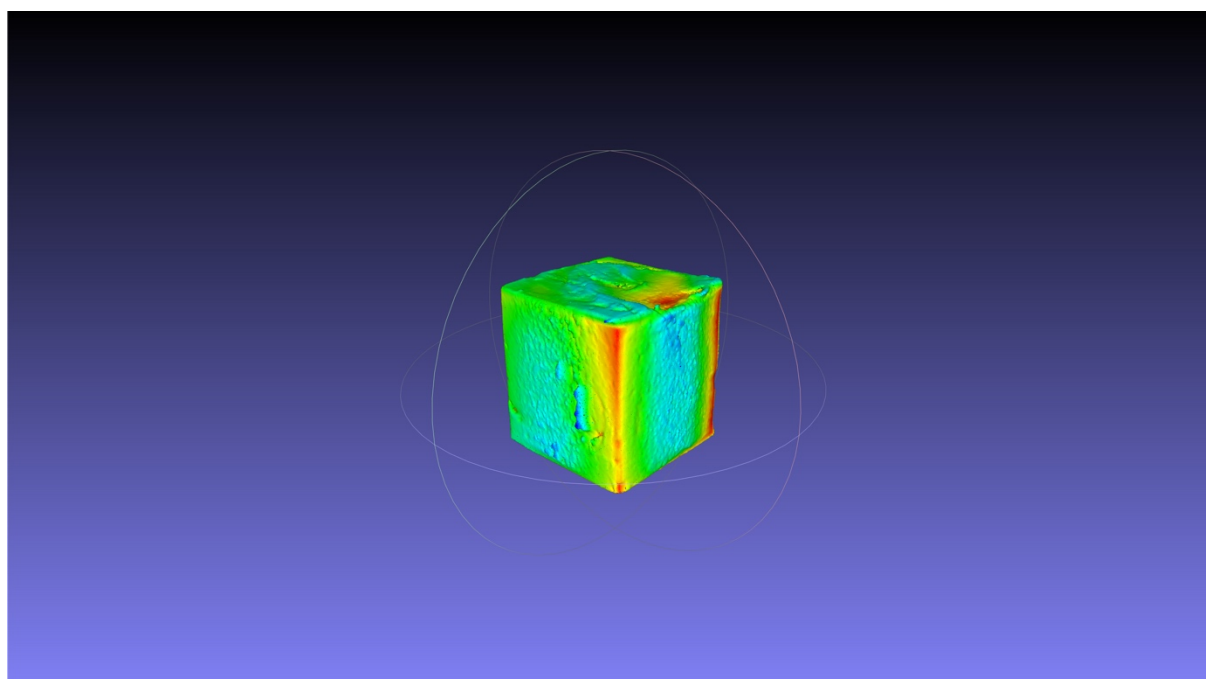


Figure 44 : Matching entre le modèle numérique de l'échantillon de Permlastic® Regular et le modèle virtuel [illustration personnelle]

La distance moyenne est de 4,372mm, la médiane est de 5,754mm et l'écart-type est de 2,440mm.

La RMS est de 6,021mm.

Matériaux	Moyenne	Médiane	Ecart-Type	Distance RMS
Permlastic®	4,372mm	5,754mm	2,440mm	6,021mm

Tableau 5 : Mesures du matching de l'échantillon de Permlastic® [source personnelle]

4.2.1.4 Polyéthers

4.2.1.4.1 Permadyne™

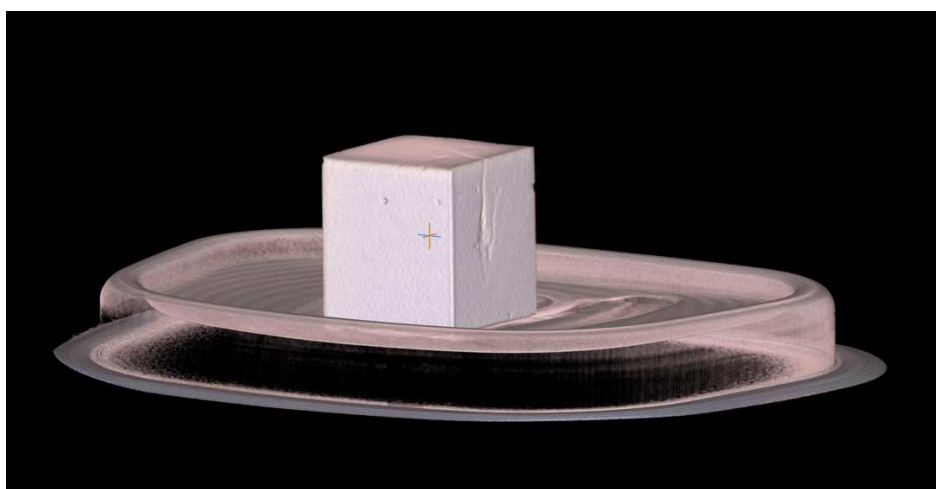


Figure 45 : Reconstruction 3D de l'échantillon de Permadyne™ [illustration personnelle]

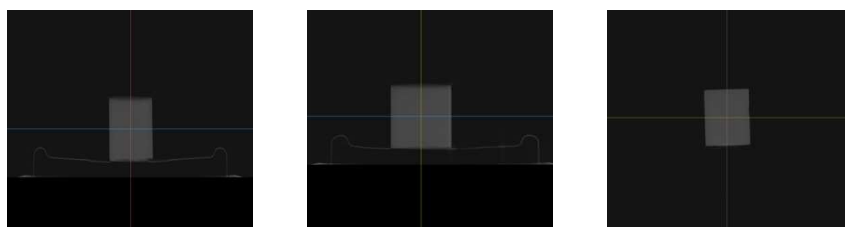


Figure 46 : Coupes au CBCT de l'échantillon de Permadyne™ dans les plans transversal, sagittal et frontal [illustration personnelle]

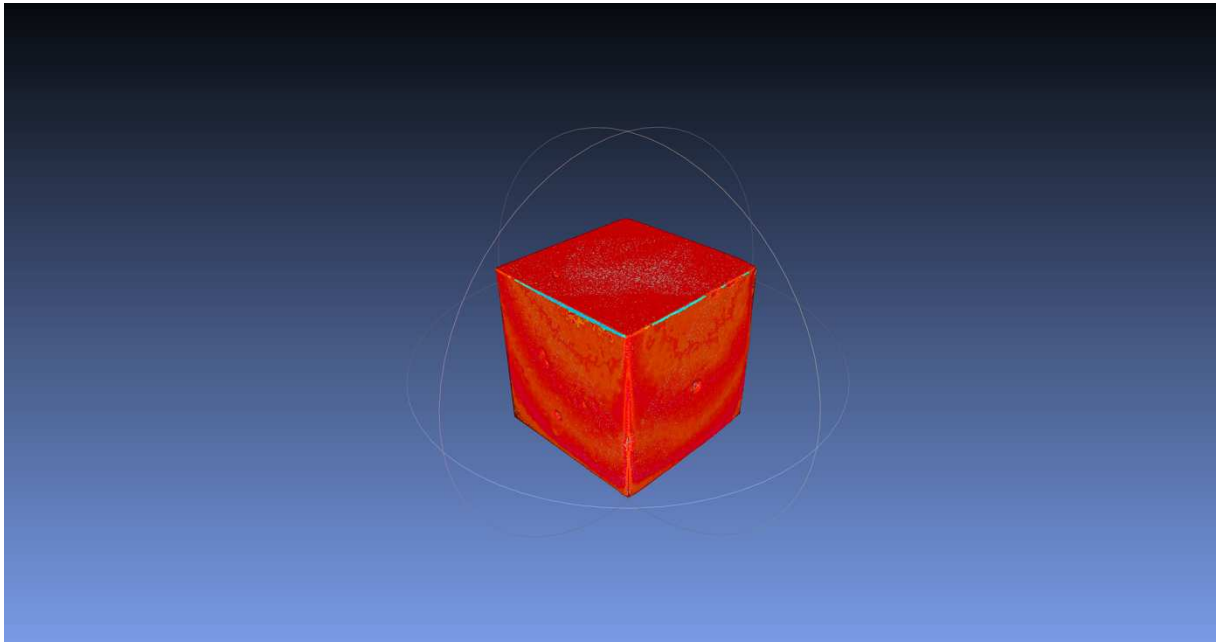


Figure 47 : Matching entre le modèle numérique de l'échantillon de Permadyne™ et le modèle virtuel [illustration personnelle]

La moyenne est de 0,057mm, la médiane est de 0,048mm et l'écart-type est de 0,021mm. La RMS est de 0,068mm.

Matériaux	Moyenne	Médiane	Ecart-Type	Distance RMS
Permadyne™	0,057mm	0,048mm	0,021mm	0,068mm

Tableau 6 : Résultats du matching de l'échantillon de Permadyne™ [source personnelle]

4.2.1.4.2 Impregum™

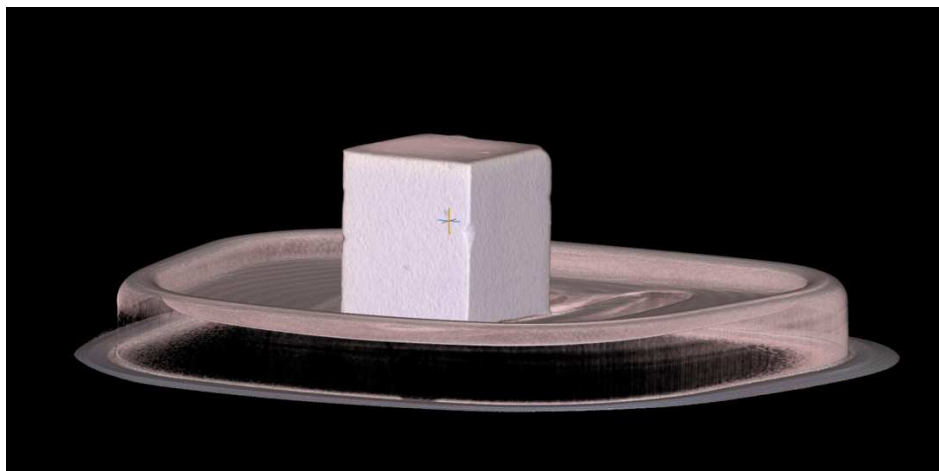


Figure 48 : Reconstruction 3D de l'échantillon d'Impregum™ [illustration personnelle]

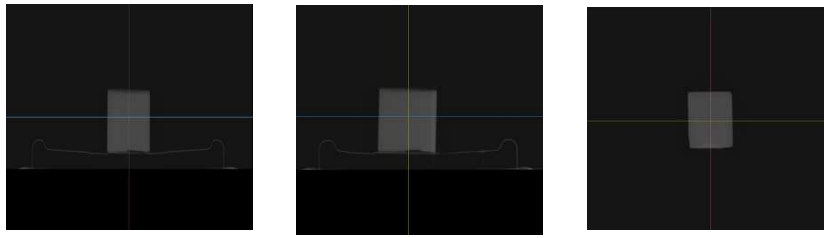


Figure 49 : Coupes au CBCT de l'échantillon d'Impregum™ dans les plans transversal, sagittal et frontal [illustration personnelle]

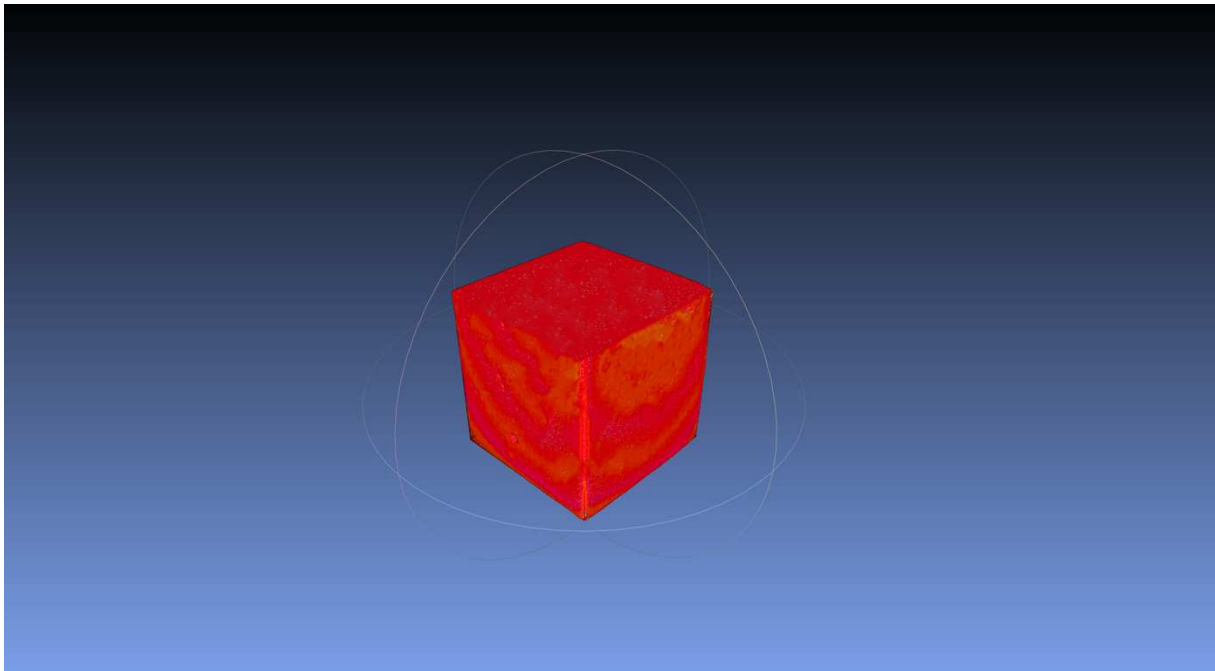


Figure 50 : Matching entre le modèle numérique de l'échantillon d'Impregum™ et le modèle virtuel [illustration personnelle]

La distance moyenne est de 0,062mm, la médiane est de 0,053mm et l'écart-type est de 0,026mm.

La RMS est de 0,073mm.

Matériaux	Moyenne	Médiane	Ecart-Type	Distance RMS
Impregum™	0,062mm	0,053mm	0,026mm	0,073mm

Tableau 7 : Résultats du matching de l'échantillon d'Impregum™ [source personnelle]

4.2.2 Matériaux rigides

4.2.2.1 Pâte de Kerr

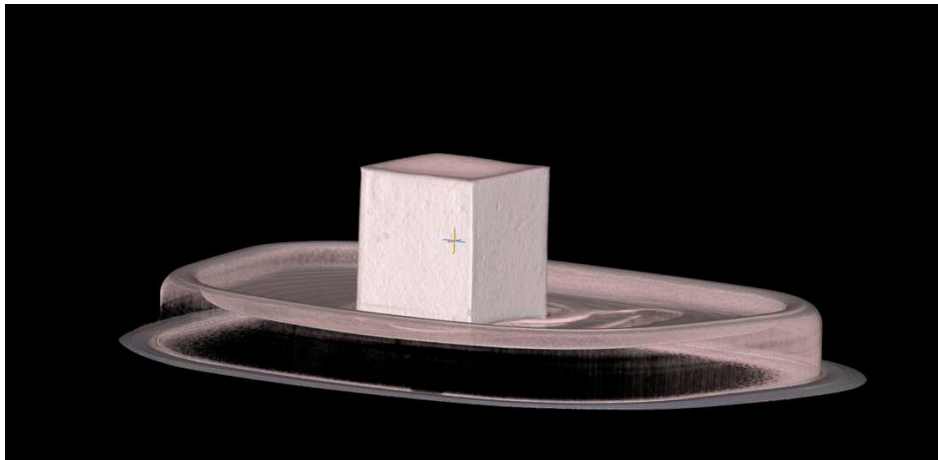


Figure 51 : Reconstruction 3D de l'échantillon de pâte de Kerr [illustration personnelle]



Figure 52 : Coupes au CBCT de l'échantillon de pâte de Kerr dans les plans transversal, sagittal et frontal [illustration personnelle]

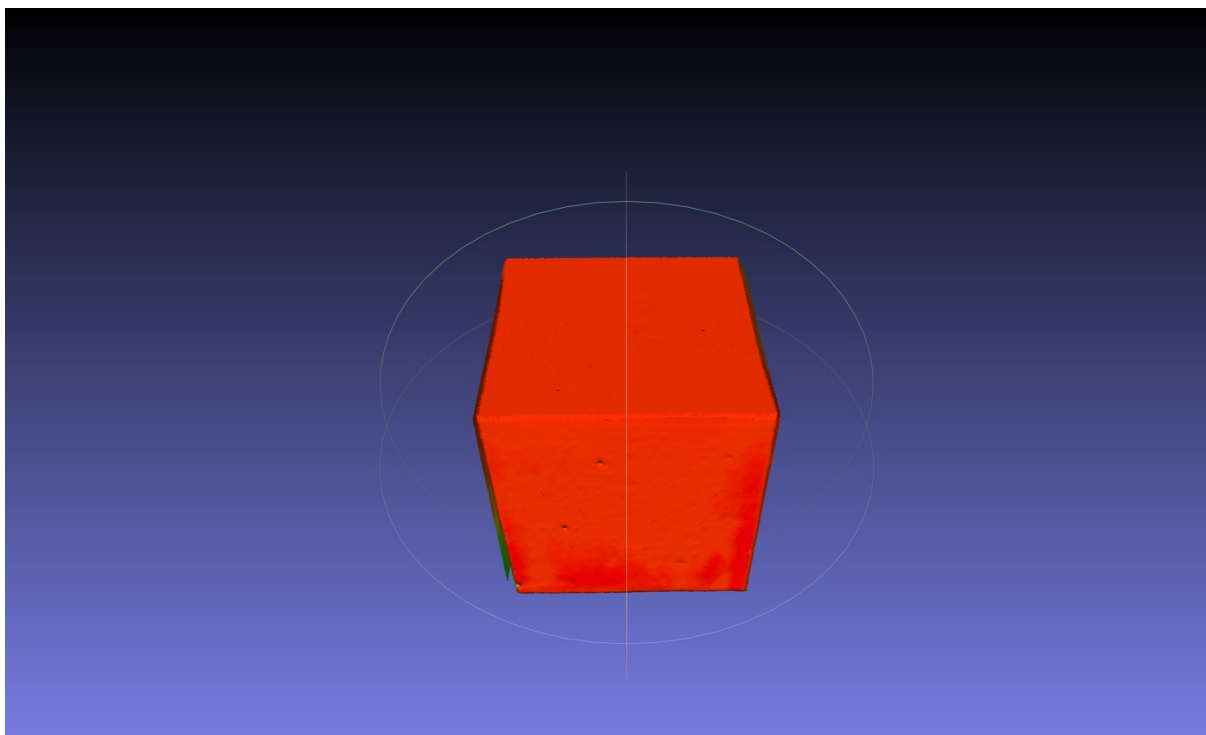


Figure 53 : Matching entre le modèle numérique de l'échantillon de pâte de Kerr et le modèle virtuel [illustration personnelle]

La distance moyenne est de 0,074mm, la médiane est de 0,071mm et l'écart-type est de 0,029mm.

La RMS est de 0,086mm.

Matériaux	Moyenne	Médiane	Ecart-Type	Distance RMS
Pâte de Kerr	0,074mm	0,071mm	0,029mm	0,086mm

Tableau 8 : Résultats du matching de l'échantillon de pâte de Kerr [source personnelle]

4.2.2.2 Aluwax®

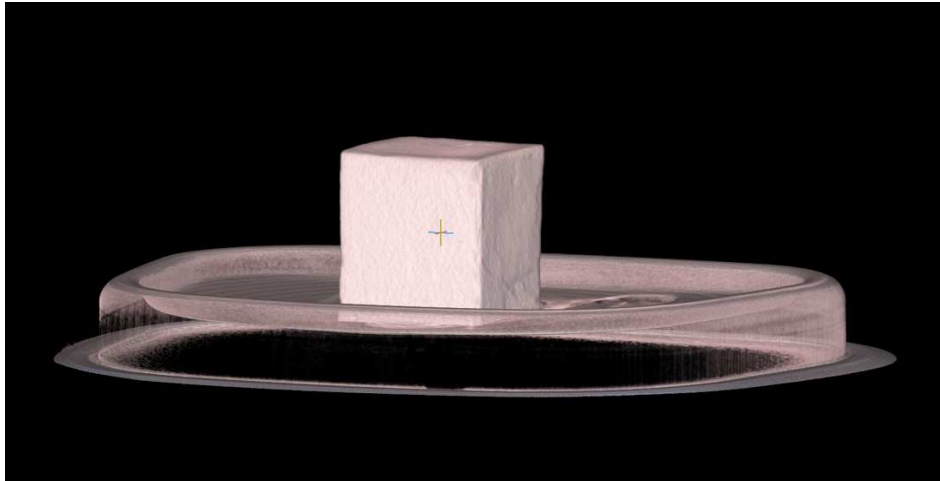


Figure 55 : Reconstruction 3D de l'échantillon de cire Aluwax® [illustration personnelle]

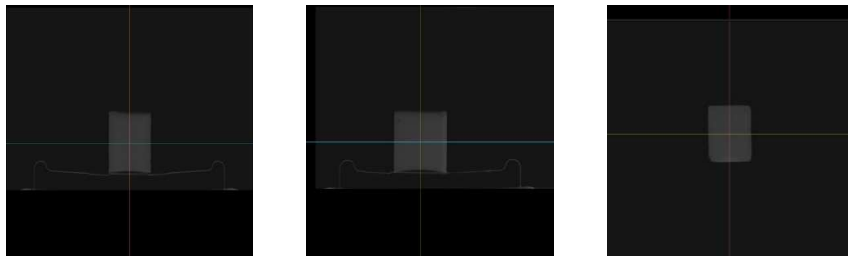


Figure 54 : Coupes au CBCT de l'échantillon de cire Aluwax® dans les plans transversal, sagittal et frontal [illustration personnelle]

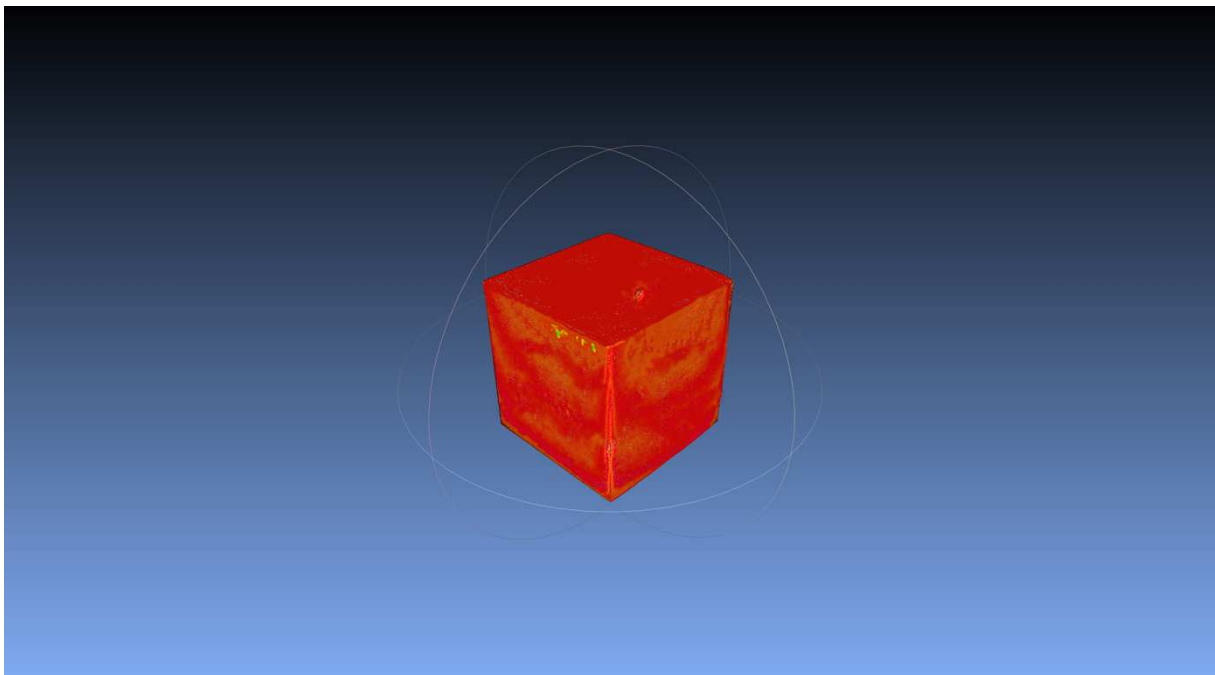


Figure 56 : Matching entre le modèle numérique de l'échantillon de cire Aluwax® et le modèle virtuel [illustration personnelle]

La distance moyenne est de 0,078mm, la médiane est de 0,066mm et l'écart-type est de 0,048mm.

La RMS est de 0,972.

Matériaux	Moyenne	Médiane	Ecart-Type	Distance RMS
Aluwax®	0,078mm	0,066mm	0,048mm	0,972mm

4.2.2.3 Impression Paste® SS White

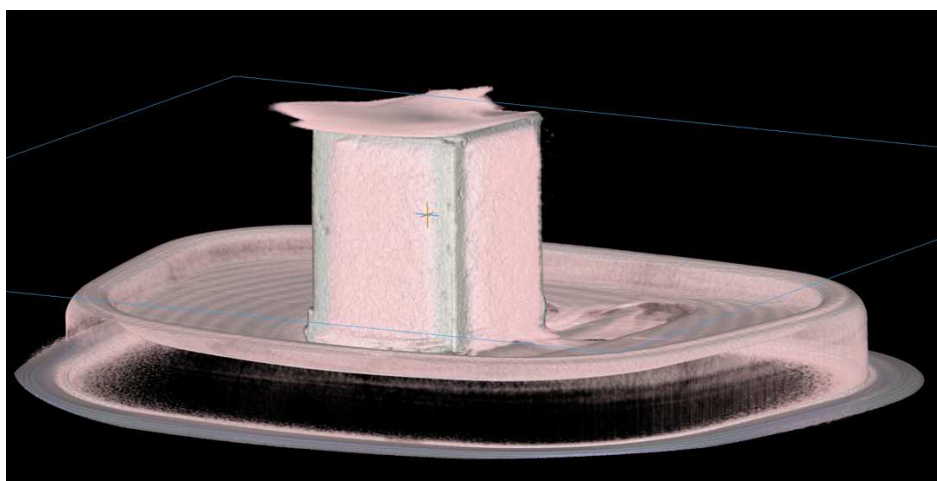


Figure 57 : Reconstruction 3D d'un échantillon d'Impression Paste® SS White [illustration personnelle]

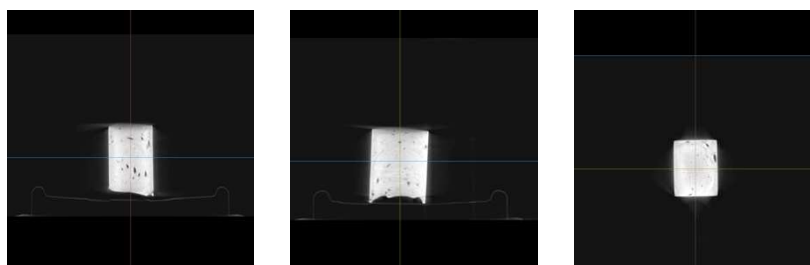


Figure 58 : Coupes au CBCT de l'échantillon d'Impression Paste® SS White dans les plans transversal, sagittal et frontal [illustration personnelle]

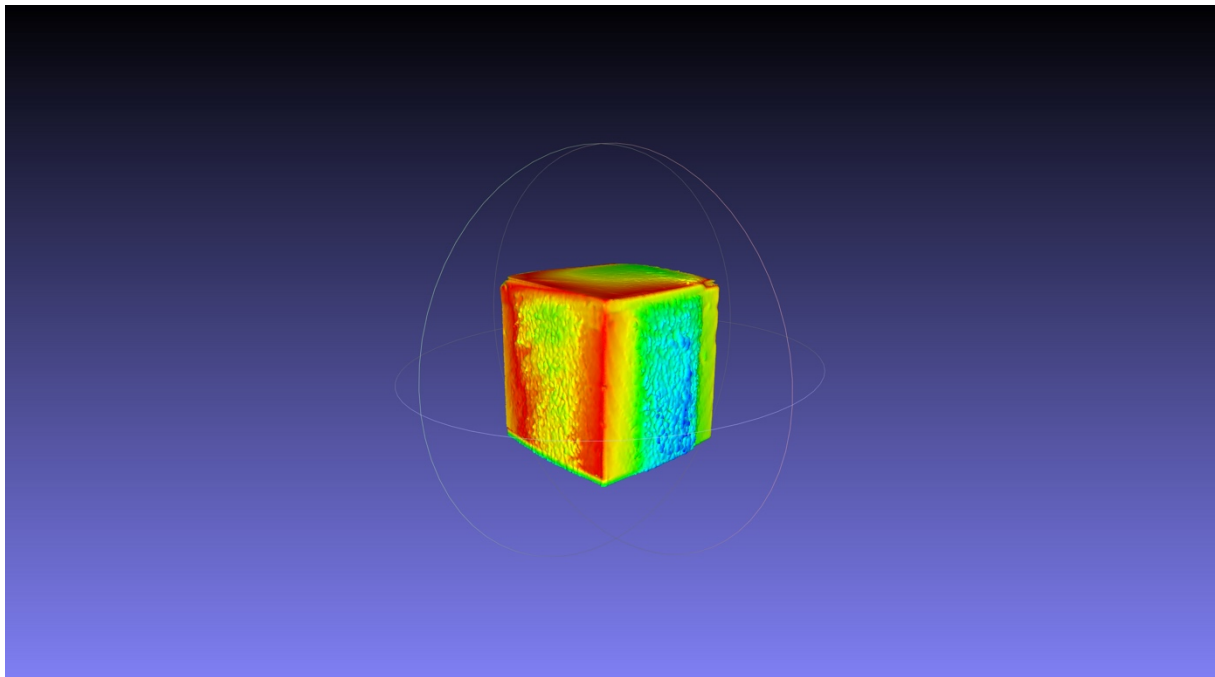


Figure 59 : Matching entre le modèle numérique de l'échantillon d'Impression Paste® SS White et le modèle virtuel [illustration personnelle]

La distance moyenne est de 5,122mm, la médiane est de 5,401mm et l'écart-type est de 2,681mm.

La RMS est de 6,538mm.

Matériaux	Moyenne	Médiane	Ecart-Type	Distance RMS
Impression Paste® SS White	5,122mm	5,401mm	2,681mm	6,538mm

Tableau 9 : Résultats du matching de l'échantillon d'Impression Paste® SS White [source personnelle]

4.2.2.4 Stent's

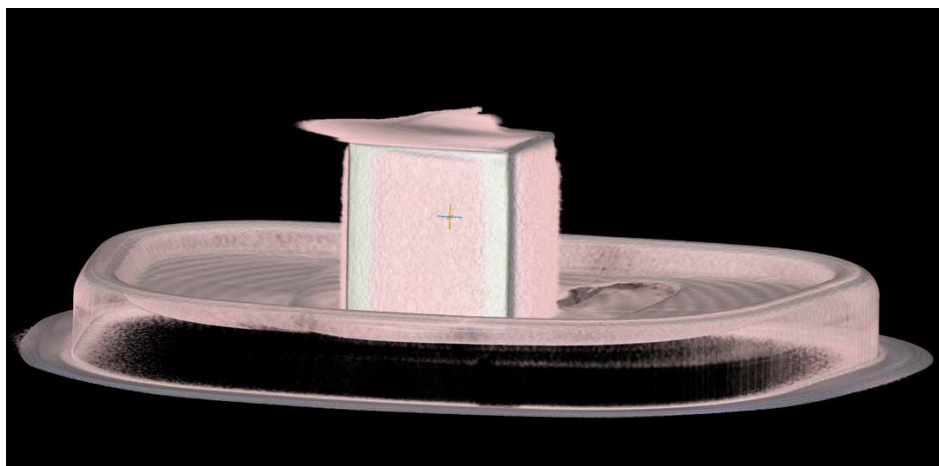


Figure 60 : Reconstruction 3D de l'échantillon de Stent's [illustration personnelle]

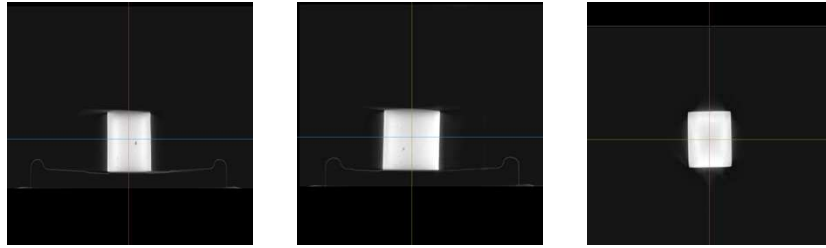


Figure 61 : Coupes au CBCT de l'échantillon de Stent's dans les plans transversal, sagittal et frontal [illustration personnelle]

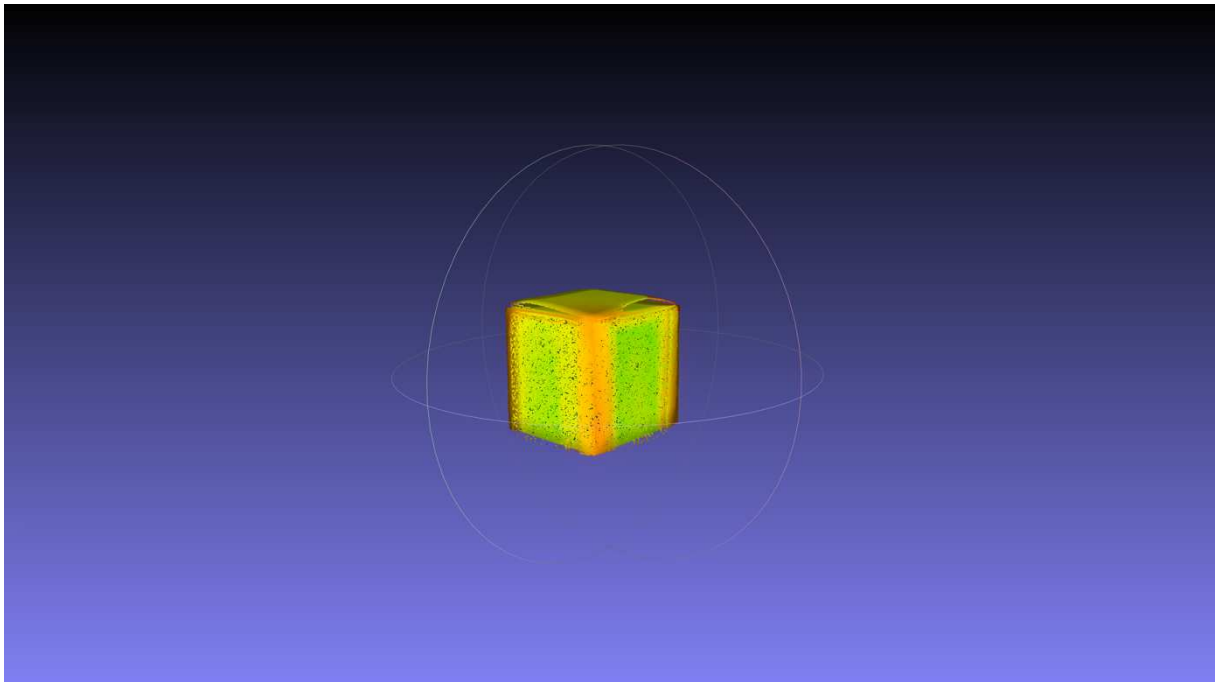


Figure 62 : Matching entre le modèle numérique de l'échantillon de Stent's et le modèle virtuel [illustration personnelle]

La distance moyenne est de 4,802mm, la médiane est de 5,410mm et l'écart-type est de 3,002mm.

La RMS est de 5,917mm.

Matériaux	Moyenne	Médiane	Ecart-Type	Distance RMS
Stent's	4,802mm	5,410mm	3,002mm	5,917mm

Tableau 10 : Résultats du matching de l'échantillon de Stent's [source personnelle]

4.2.3 Matériaux de rebasage

4.2.3.1 Baslin R II®

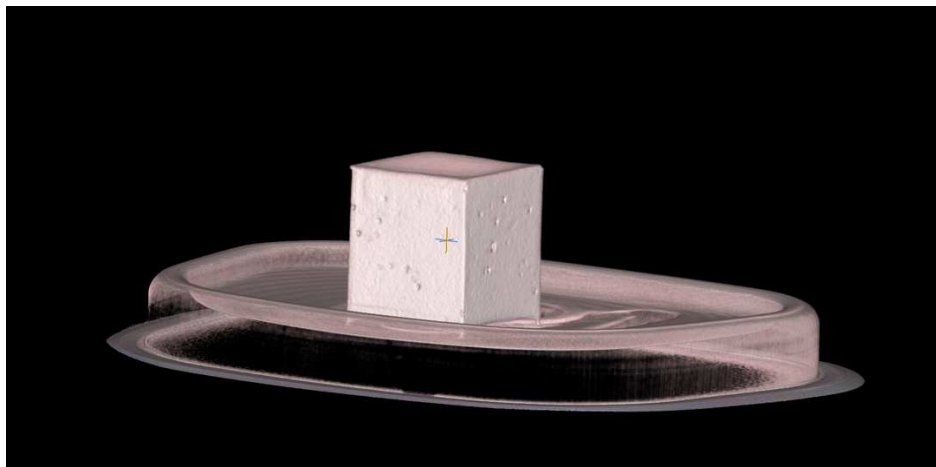


Figure 63 : Reconstruction 3D de l'échantillon de Baslin R II® [illustration personnelle]

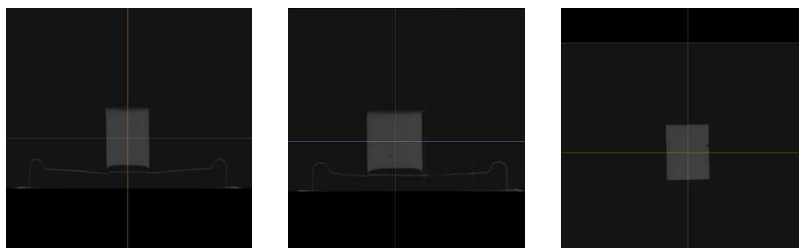


Figure 64 : Coupes au CBCT de l'échantillon de Baslin R II® dans les plans transversal, sagittal et frontal [illustration personnelle]

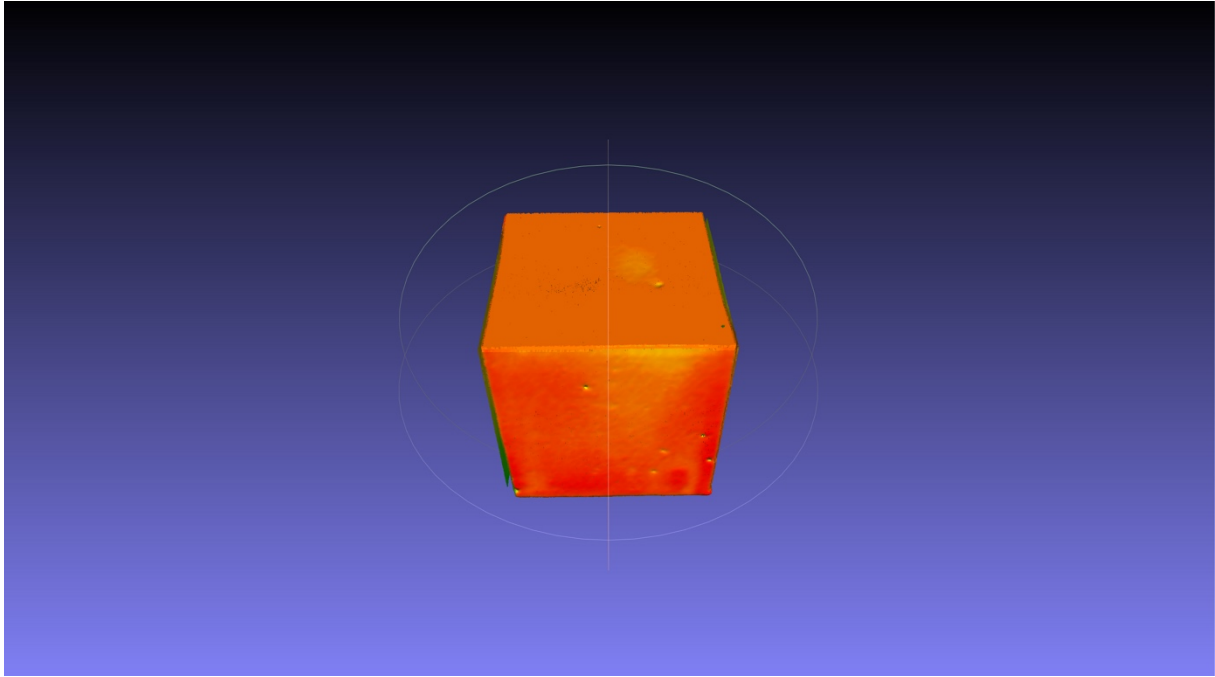


Figure 65 : Matching entre le modèle numérique de l'échantillon de Baslin R II® et le modèle virtuel [illustration personnelle]

La distance moyenne est de 0,082mm, la médiane est de 0,089mm et l'écart-type est de 0,072mm.

La RMS est de 0,173mm.

Matériaux	Moyenne	Médiane	Ecart-Type	Distance RMS
Baslin R II®	0,082mm	0,089mm	0,072mm	0,173mm

Tableau 11 : Résultats du matching de l'échantillon de Baslin R II® [source personnelle]

4.2.3.2 Fitt™

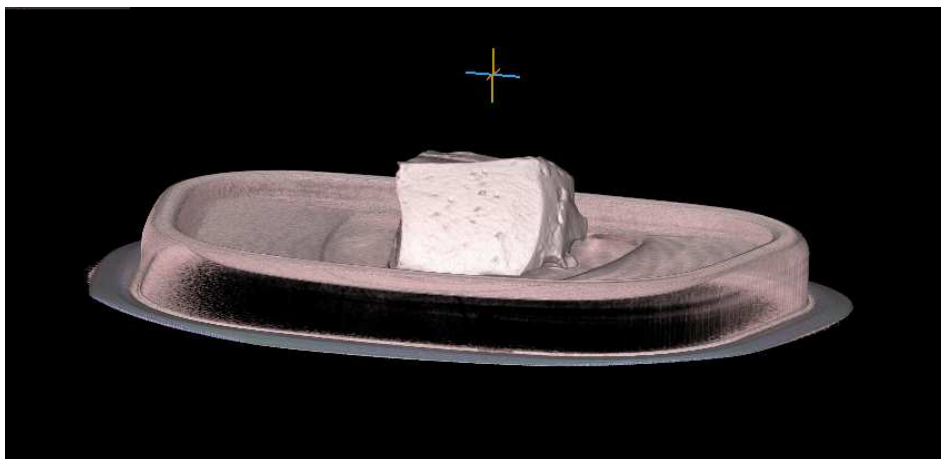


Figure 66 : Reconstruction 3D de l'échantillon de Fitt™ [illustration personnelle]

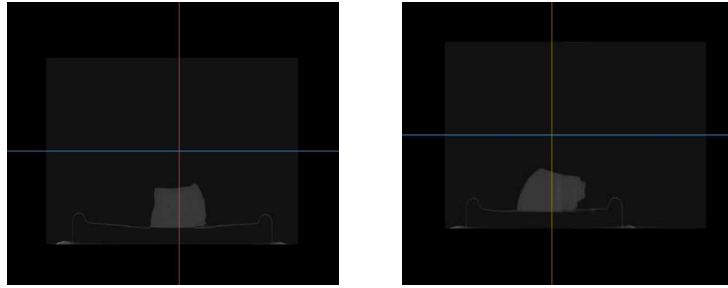


Figure 67 : Coupes au CBCT de l'échantillon de Fitt™ dans les plans transversal et sagittal
[illustration personnelle]

4.2.3.3 Tissue Conditioner

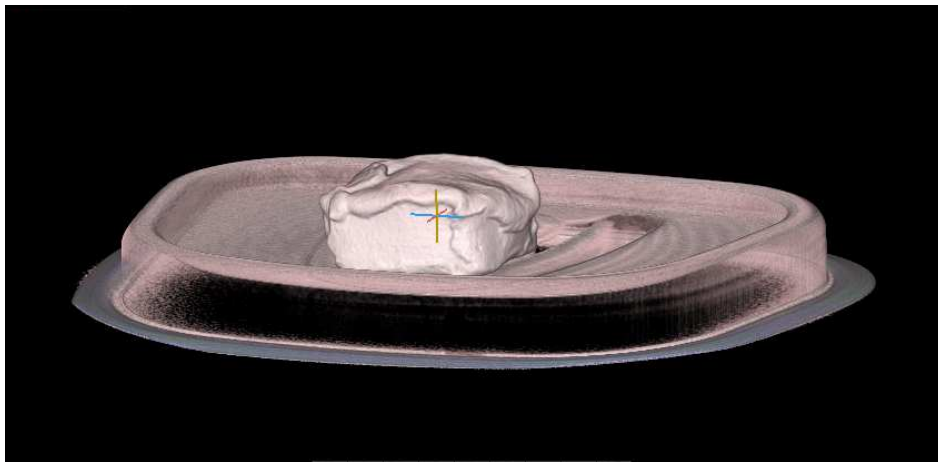


Figure 69 : Reconstruction 3D de l'échantillon de Tissue Conditioner [illustration personnelle]

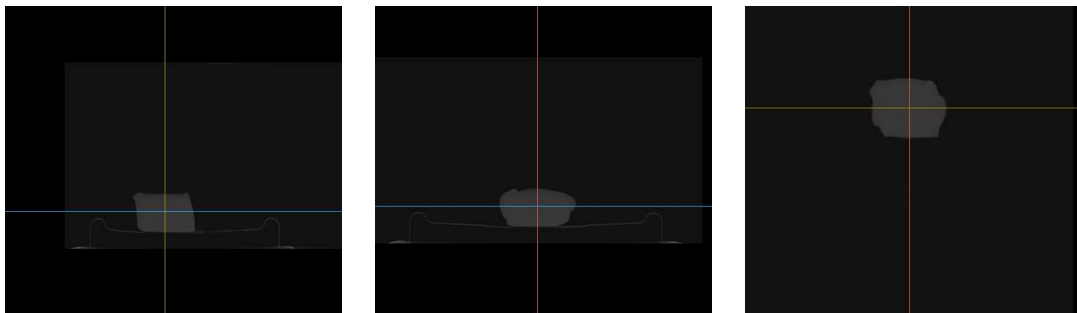


Figure 68 : Coupes au CBCT de l'échantillon de Tissue Conditioner dans les plans transversal, sagittal et frontal
[illustration personnelle]

4.2.4 Prothèse fixée

4.2.4.1 Le PRESIDENT THE ORIGINAL®

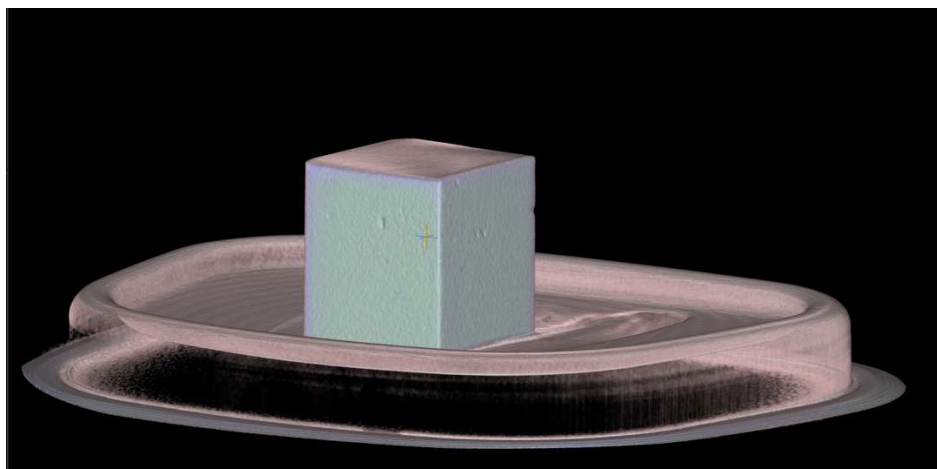


Figure 70 : Reconstruction 3D de l'échantillon de silicone Putty PRESIDENT THE ORIGINAL® [illustration personnelle]

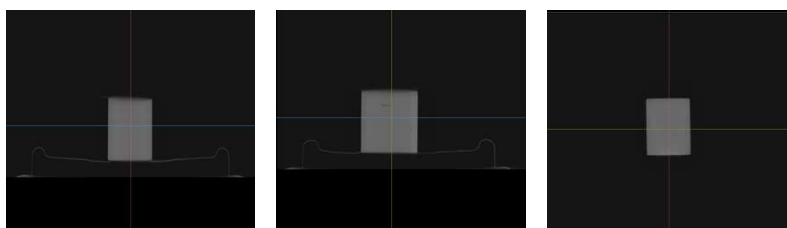


Figure 71 : Coupes au CBCT de l'échantillon de silicone Putty PRESIDENT THE ORIGINAL® dans les plans transversal, sagittal et frontal [illustration personnelle]

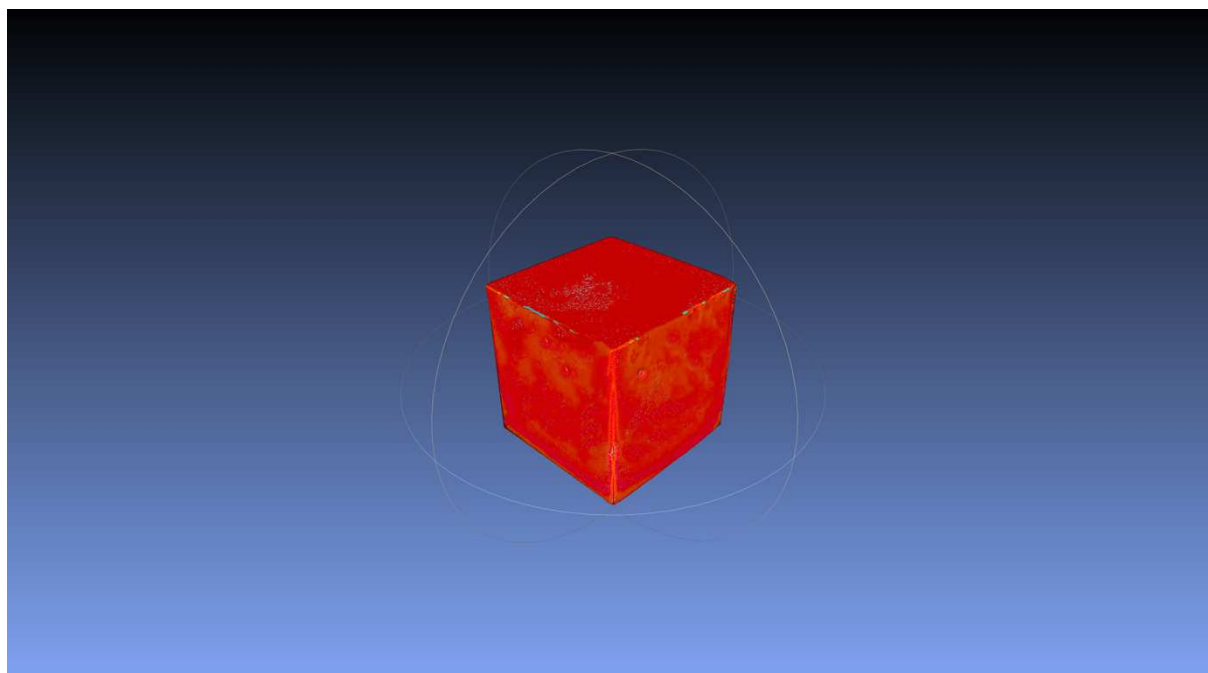


Figure 72 : Matching entre le modèle numérique de l'échantillon de silicone Putty PRESIDENT THE ORIGINAL® et le modèle virtuel [illustration personnelle]

La distance moyenne est de 0,037mm, la médiane est de 0,035mm et l'écart-type est de 0,023mm.

La RMS est de 0,053mm.

Matériaux	Moyenne	Médiane	Ecart-Type	Distance RMS
PRESIDENT THE ORIGINAL®	0,037mm	0,035mm	0,023mm	0,053mm

Tableau 12 : Résultats du matching de l'échantillon de PRESIDENT THE ORIGINAL® [source personnelle]

4.2.4.2 L'EXPRESS™ 2

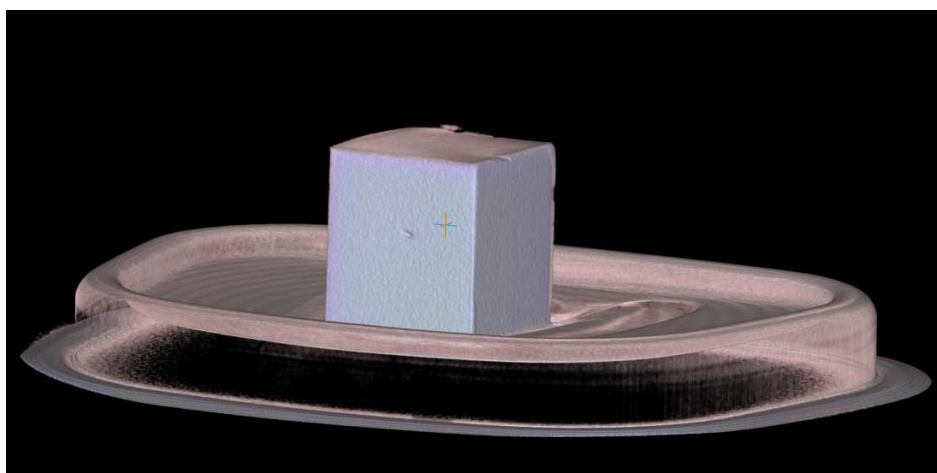


Figure 73 : Reconstruction 3D de l'échantillon d'EXPRESS™ 2 [illustration personnelle]

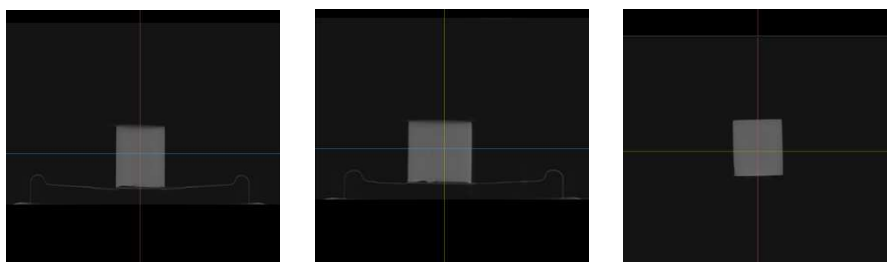


Figure 74 : Coupes au CBCT de l'échantillon d'EXPRESS™ 2 dans les plans transversal, sagittal et frontal [illustration personnelle]

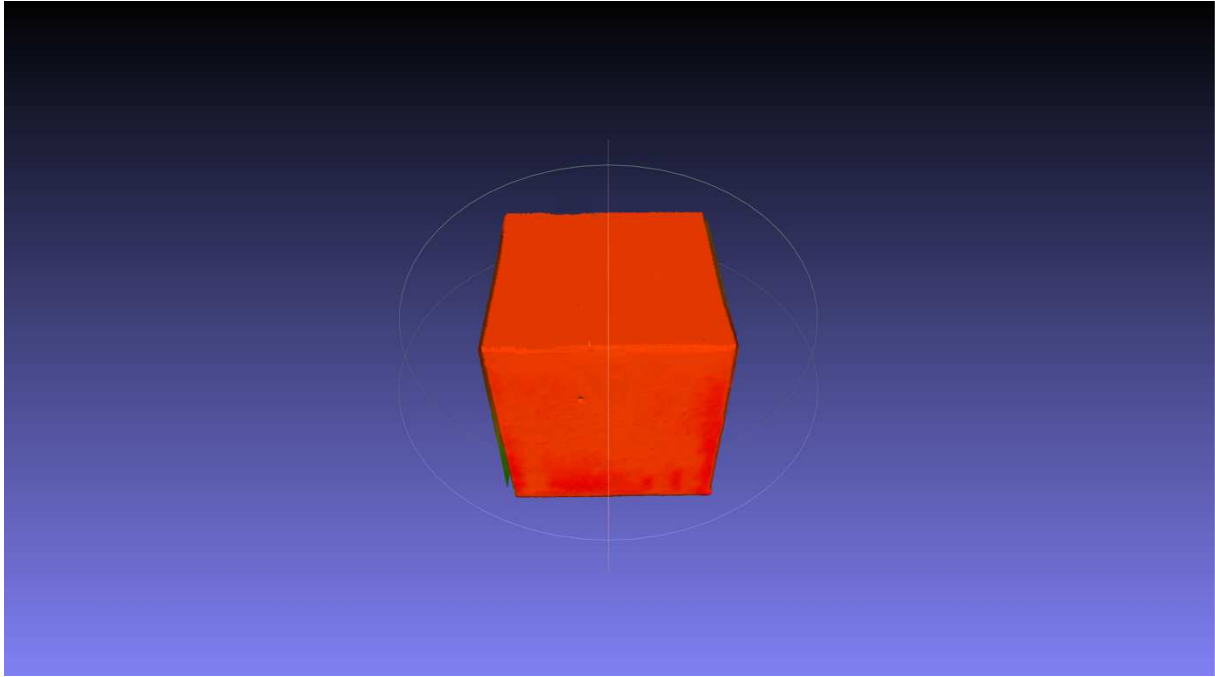


Figure 75 : Matching entre le modèle numérique de l'échantillon d'EXPRESS™ 2 et le modèle virtuel [illustration personnelle]

La distance moyenne est de 0,043mm, la médiane est de 0,050mm et l'écart-type est de 0,035mm.

La RMS est de 0,068mm.

Matériaux	Moyenne	Médiane	Ecart-Type	Distance RMS
Express 2™	0,043mm	0,050mm	0,035mm	0,068mm

Tableau 13 : Résultats du matching de l'échantillon d'Express™ II [source personnelle]

4.2.4.3 Le Tab 2000®

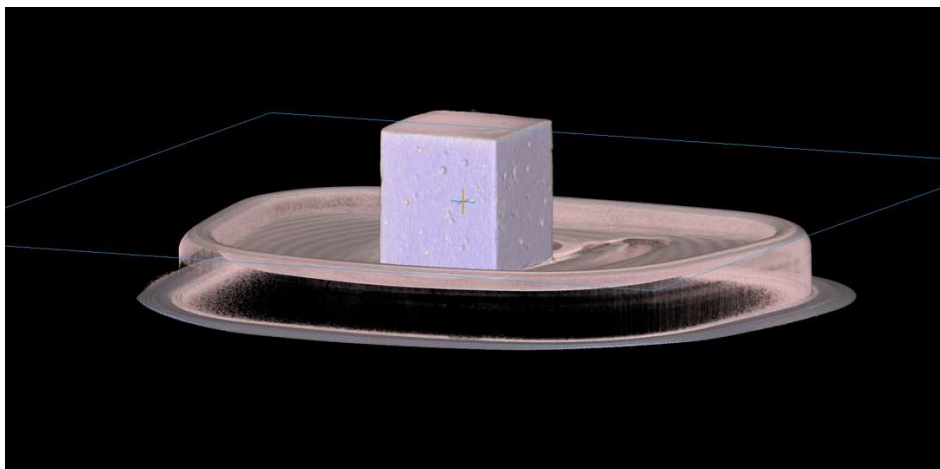


Figure 76 : Reconstruction 3D de l'échantillon de Tab 2000® [illustration personnelle]

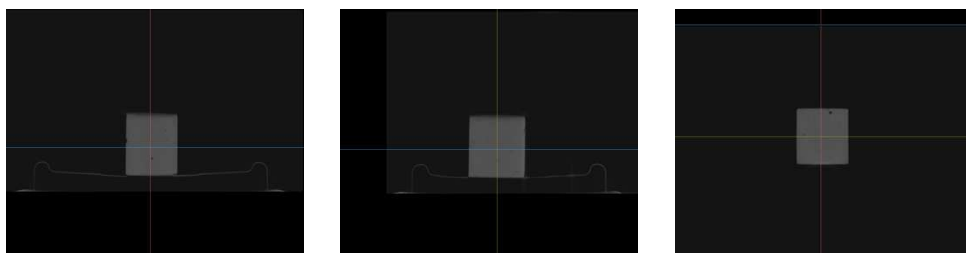


Figure 77 : Coupes au CBCT de l'échantillon de Tab 2000® dans les plans transversal, sagittal et frontal [illustration personnelle]

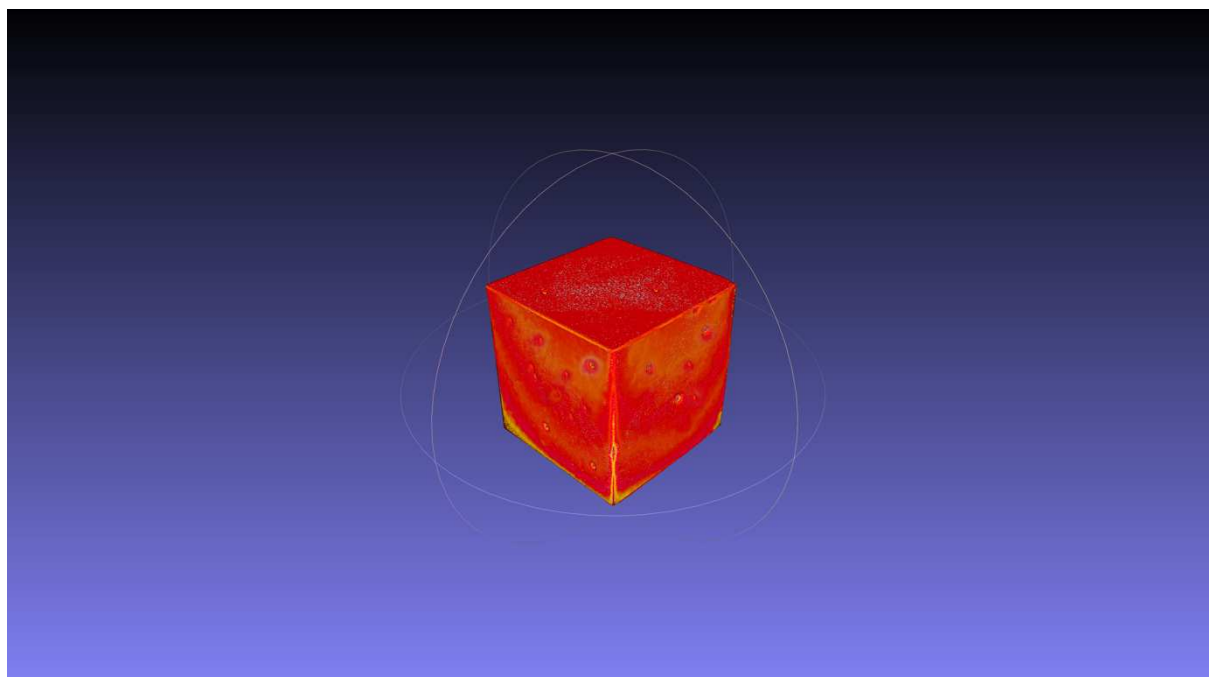


Figure 78 : Matching entre le modèle numérique de l'échantillon de Tab 2000® et le modèle virtuel [illustration personnelle]

La distance moyenne est de 1,062mm, la médiane est de 0,891mm et l'écart-type est de 0,482mm.

La RMS est de 1,103mm.

Matériaux	Moyenne	Médiane	Ecart-Type	Distance RMS
Tab 2000®	1,062mm	0,891mm	0,482mm	1,103mm

Tableau 14 : Résultats du matching de l'échantillon de Tab 2000® [source personnelle]

4.2.5 Autres matériaux de prothèse

4.2.5.1 Les plâtres

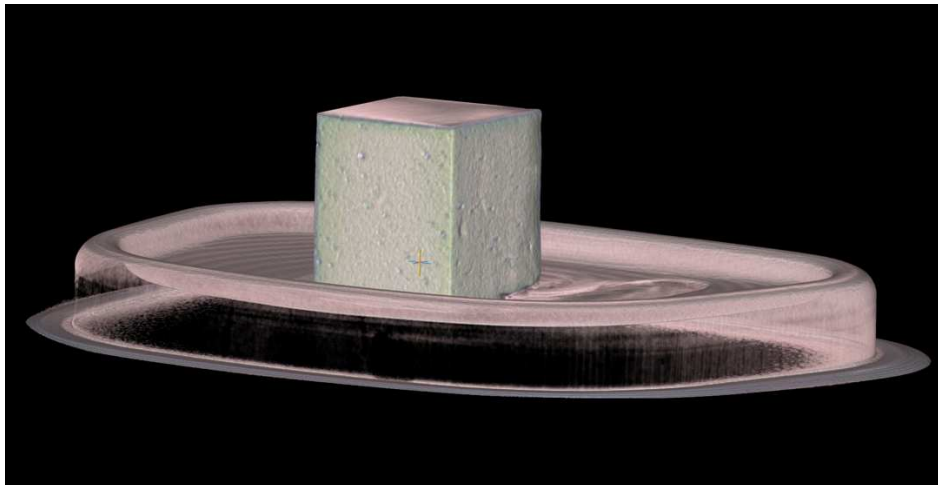


Figure 80 : Reconstruction 3D de l'échantillon de plâtre [illustration personnelle]

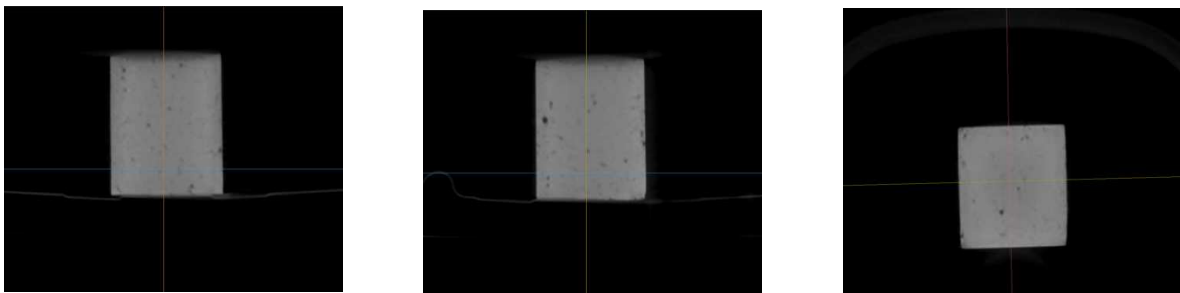


Figure 79 : Coupes au CBCT de l'échantillon de plâtre dans les plans transversal, sagittal et frontal [illustration personnelle]

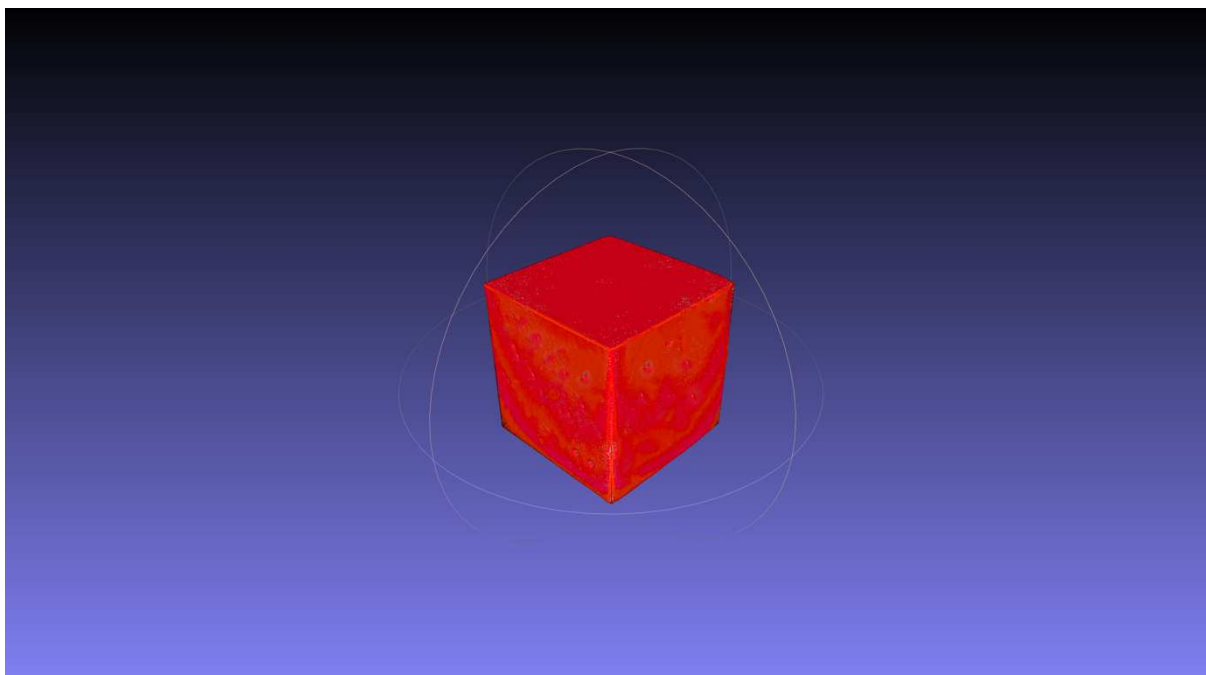


Figure 81 : Matching entre le modèle numérique de l'échantillon de plâtre et le modèle virtuel [illustration personnelle]

La distance moyenne est de 0,048mm, la médiane est de 0,057mm et l'écart-type est de 0,024mm.

La RMS est de 0,063mm.

Matériaux	Moyenne	Médiane	Ecart-Type	Distance RMS
Plâtre	0,048mm	0,057mm	0,024mm	0,063mm

Tableau 15 : Résultats du matching de l'échantillon de plâtre [source personnelle]

4.2.5.2 Les résines

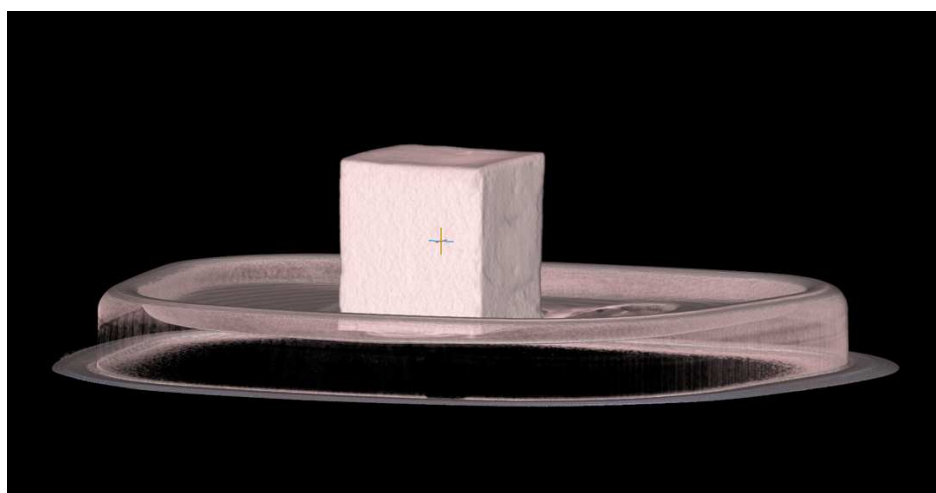


Figure 82 : Reconstruction 3D de l'échantillon de résine photopolymérisable [illustration personnelle]

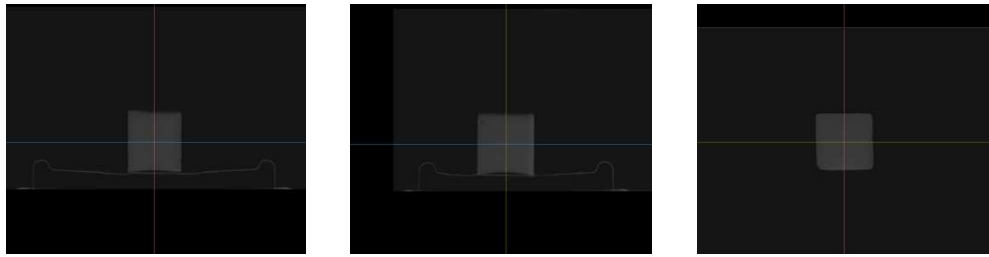


Figure 83 : Coupes au CBCT de l'échantillon de résine photopolymérisable dans les plans transversal, sagittal et frontal [illustration personnelle]

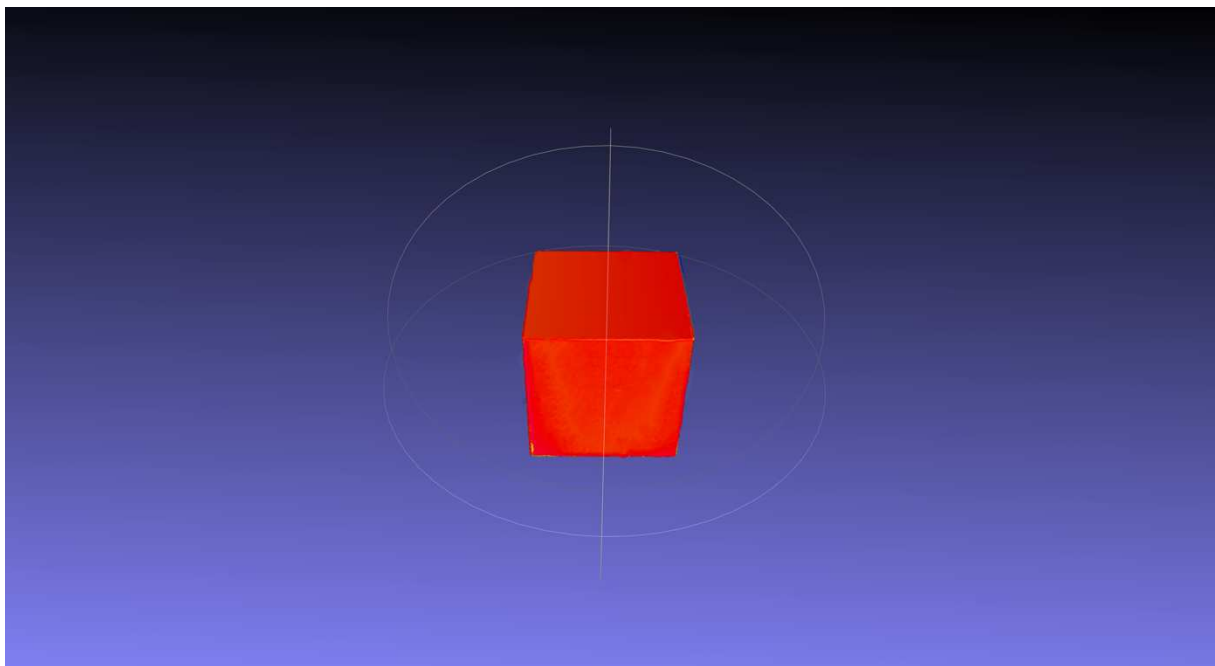


Figure 84 : Matching entre le modèle numérique de l'échantillon de résine photopolymérisable et le modèle virtuel [illustration personnelle]

La distance moyenne est de 0,063mm, la médiane est de 0,072 et l'écart-type est de 0,031mm. La RMS est de 0,092mm.

Matériaux	Moyenne	Médiane	Ecart-Type	Distance RMS
résine	0,063mm	0,072mm	0,031mm	0,092mm

Tableau 16 : Résultats du matching de l'échantillon de résine [source personnelle]

4.2.5.3 Les cires

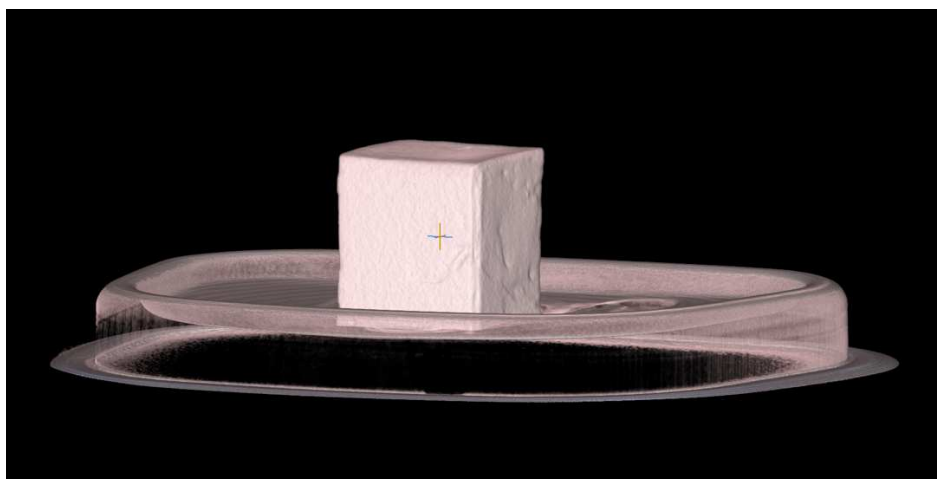


Figure 85 : Reconstruction 3D de l'échantillon de cire [illustration personnelle]

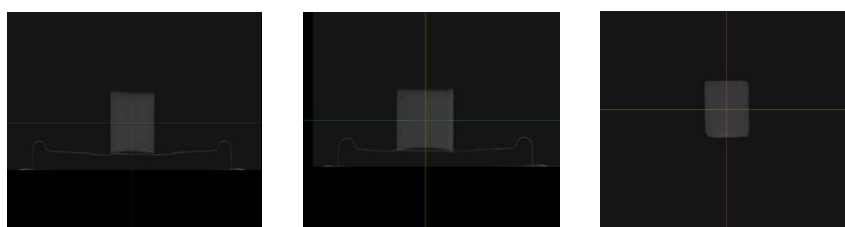


Figure 86 : Coupes au CBCT de l'échantillon de cire dans les plans transversal, sagittal et frontal [illustration personnelle]

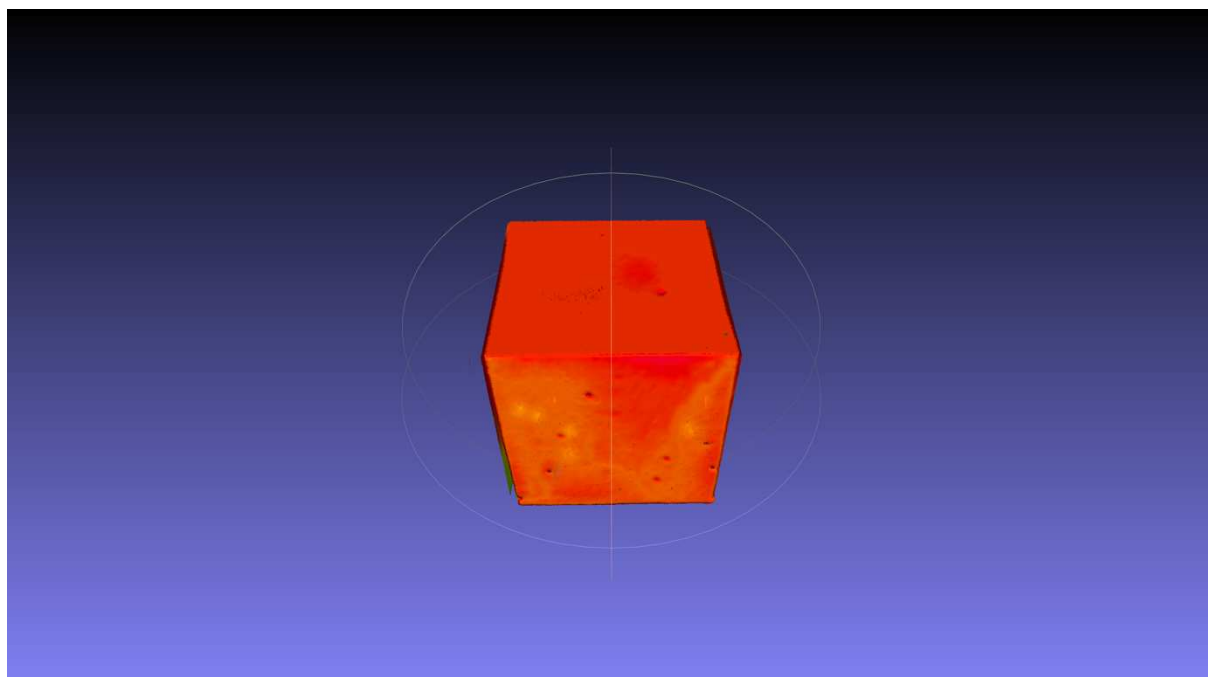


Figure 87 : Matching entre le modèle numérique de l'échantillon de cire et le modèle virtuel [illustration personnelle]

La distance moyenne est de 1,320mm, la médiane est de 0,817mm et l'écart-type est de 0,504mm.

La RMS est de 1,506mm.

Matériaux	Moyenne	Médiane	Ecart-Type	Distance RMS
cire	1,320mm	0,817mm	0,504mm	1,506mm

Tableau 17 : Résultats du matching de l'échantillon de cire [source personnelle]

4.3 Tableau récapitulatif

Matériaux	Moyenne	Médiane	Ecart-Type	Distance RMS
Alginate	0,064mm	0,041mm	0,02mm	0,071mm
Bisico Function®	0,046mm	0,039mm	0,017mm	0,043mm
Permlastic® Regular	4,372mm	5,754mm	2,440mm	6,021mm
Permadyne™	0,057mm	0,048mm	0,021mm	0,068mm
Impregum™	0,062mm	0,053mm	0,026mm	0,073mm
Pâte de Kerr	0,074mm	0,071mm	0,029mm	0,086mm
Cire Aluwax®	0,078mm	0,066mm	0,048mm	0,972mm
Impression Paste® SS White	5,122mm	5,401mm	2,681mm	6,538mm
Stent's	4,802mm	5,410mm	3,002mm	5,917mm
Baslin R II®	0,082mm	0,089mm	0,072mm	0,173mm
Fitt™	/	/	/	/
Tissue Conditioner	/	/	/	/
President The Original®	0,037mm	0,035mm	0,023mm	0,053mm
Express™ 2	0,043mm	0,050mm	0,035mm	0,068mm
Tab 2000®	1,062mm	0,891mm	0,482mm	1,103mm
Plâtres	0,048mm	0,057mm	0,024mm	0,063mm
Résines	0,063mm	0,072mm	0,031mm	0,092mm
Cires	1,320mm	0,817mm	0,504mm	1,506mm

Tableau 18 : Récapitulatif des mesures du matching des différents échantillons de matériaux [source personnelle]

4.4 Compatibilité des matériaux avec le CBCT

L'ensemble des résultats précédemment listés permettent de dresser le tableau ci-dessous afin de classer les différents matériaux dans l'ordre des résultats. On précise aussi la compatibilité avec le CBCT en fonction de la précision obtenue. Dans le cadre de cette thèse il a été convenu de prendre en référence le degré de précision de l'alginate de type II, soit une précision d'environ 50 microns (ou 0,050mm).

Matériaux	Distance RMS	Compatibilité CBCT
Bisico Function®	0,043	Excellente
President The Original	0,053	Excellente
Plâtre	0,063	Bonne
Permadyne™	0,068	Bonne
Express™ 2	0,068	Bonne
Alginate	0,071	Bonne
Impregum™	0,073	Bonne
Pâte de Kerr	0,086	Bonne
Résines	0,092	Bonne
Baslin R II®	0,173	Bonne
Aluwax	0,972	Moyenne
Tab 2000®	1,103	Moyenne
Cires	1,506	Moyenne
Stent's	5,917	Mauvaise
Permlastic®	6,021	Mauvaise
Impression Paste® SS White	6,538	Mauvaise
Fitt™	/	Inexploitable
Tissue Conditioner	/	Inexploitable

Tableau 19 : Classement des matériaux en fonction de leur compatibilité au CBCT [source personnelle]

5 Discussion et perspectives : le CBCT, un outil d'avenir en prothèse ?

A partir de ces résultats, on peut imaginer que le CBCT pourrait devenir un outil intéressant en prothèse. En effet, de nombreux matériaux permettent d'obtenir un fichier numérique très précis lors de leur numérisation au CBCT.

Il a été montré et rappelé dans la thèse de Samy Benchikh (4) en 2020 que certaines étapes de conception en prothèse amovible étaient réalisables à l'aide du CBCT, notamment le traitement des empreintes, la réalisation de porte-empreintes individuels ainsi que la réalisation des bases d'occlusion.

Le CBCT pourrait donc être un outil d'avenir en prothèse, notamment si on l'intègre avec l'utilisation de la FAO pour imprimer les différents éléments utiles à la conception d'une prothèse dentaire.

On pourrait aussi obtenir un fichier numérique pour les empreintes secondaires, ce qui n'est actuellement pas le cas avec la CFAO qui ne permet pas d'enregistrer le jeu de la musculature lors de la prise d'empreinte fonctionnelle. L'empreinte numérique en prothèse amovible se limite encore aux édentements encastrés de petite étendue, où l'empreinte secondaire n'est pas une nécessité. On ne peut donc pas appliquer cette méthode aux édentements de grande étendue, ni à la prothèse amovible complète où l'on ne peut se passer d'empreintes secondaires pour enregistrer le jeu musculaire et les organes périphériques (10).

Il est cependant déjà possible de numériser des empreintes secondaires à l'aide d'une caméra optique. L'utilisation du CBCT deviendrait alors une alternative à cette technique pour numériser une empreinte secondaire classique.

Cette numérisation pourrait permettre un gain de temps, en réalisant par exemple la conception des PEI ou des bases d'occlusions par traitement numérique d'une empreinte, puis d'en faire une impression à l'aide d'une imprimante 3D. On évite ainsi le traitement traditionnel des empreintes avec coulée de plâtre, ce qui permet par la même d'éviter les erreurs de coulée et donc de limiter le risque de déformation de l'empreinte.

Cela conférerait un avantage sur le plan écologique en limitant l'utilisation de matériau comme le plâtre pour les coulées.

Il faut toutefois considérer ces résultats avec prudence : il ne faut pas négliger la possibilité de biais et de défauts pouvant exister sur les échantillons qui ont été fabriqués, et qui pourraient faire varier par conséquent les résultats. On peut donner en exemple le remplissage du cube imparfait ou encore des déformations de matériaux lors de leur réaction de prise ou lors du démoulage avec le risque parfois d'obtenir des arêtes légèrement friables.

Il n'a pas été possible de réaliser un matching avec les échantillons de FittTM et de Tissue Conditioner à cause de l'absence de rigidité des matériaux qui ne restaient pas sous la forme d'un cube. Un scan des échantillons à l'aide d'une caméra optique aurait pu être utilisé pour réaliser un matching avec l'image obtenue au CBCT. Cette technique aurait pu être utilisée pour tous les échantillons, évitant d'avoir un potentiel défaut de forme du cube. Malgré l'absence de matching, on peut tout de même noter que le rendu visuel de la reconstruction 3D semble assez fidèle à l'échantillon scanné.

On peut ajouter qu'il serait intéressant de chercher à optimiser la réalisation des différentes étapes du traitement numérique des images obtenues au CBCT, par exemple en utilisant des logiciels plus performants, voire plus faciles d'utilisation, comme avec les logiciels

précédemment cités et sous licence, que sont Geomagic Design X™ ainsi que Geomagic Control X™.

En outre, les bénéfices que l'on pourrait tirer de cette technique de numérisation ne seraient possibles qu'à certaines conditions. En effet, le laboratoire doit être équipé et le personnel formé à l'utilisation des logiciels, machines et imprimantes 3D et à l'interprétation des fichiers de CBCT ainsi qu'à leur traitement.

De plus, cette méthode ne pourra pas compenser, une empreinte non exploitable. Posséder un CBCT au cabinet dentaire est également un prérequis à l'utilisation de cette méthode.

Conclusion

Ce travail a permis d'étudier la radio-opacité des matériaux prothétiques numérisés au cone beam.

Les résultats obtenus montrent que des perspectives d'utilisation et d'intégration du cone beam dans la chaîne de conception d'une prothèse sont possibles. Cependant ces résultats sont préliminaires et nécessitent la réalisation d'un protocole de recherche avec des tests cliniques pour les valider scientifiquement. D'autres tests seraient à envisager sur les matériaux qui n'ont pu être testés à cause de leurs propriétés intrinsèques (manque de stabilité dimensionnelle).

L'intérêt et la place du numérique en chirurgie dentaire devenant de plus en plus important, l'élargissement du champ d'application et d'utilisation du cone beam en prothèse pourrait permettre de revoir les standards actuels avec des avantages pour le praticien mais aussi pour le patient.

Références bibliographiques

1. Rocher P. Tomographie volumique à faisceau conique ou cone beam computed tomography : justification, optimisation & lecture. Paris: Association Dentaire Française. 2015. 63 p.
2. Haute Autorité de Santé. Tomographie volumique à faisceau conique de la face (cone beam computerized tomography) [Internet]. 2009 [consulté le 15 mars 2023]. Disponible sur: https://www.has-sante.fr/upload/docs/application/pdf/2009-12/rapport_cone_beam_version_finale_2009-12-28_17-27-28_610.pdf.
3. Scarfe WC, Farman AG. What is Cone-Beam CT and How Does it Work? The Dental Clinics of North America. 2008;52(4):707-30.
4. Benchikh S. Traitement numérique d'une empreinte en prothèse amovible complète par l'utilisation d'un cone beam [Thèse d'exercice]. [Lille] : Université de Lille. 2020.
5. Behin P, Dupas P-H. Pratique clinique des matériaux dentaires en prothèse fixée. Paris, France: Editions CdP. 1997. 109 p.
6. Ogolnik R, Picard B, Denry I. Cahiers de Biomatériaux dentaires, cahier 2 : Matériaux organiques. Masson, Paris. 1992.
7. Chauvel B, Turpin Y-L. Les matériaux à empreinte. Société Francophone des Biomatériaux Dentaires (SFBD). 2009.
8. Berteretche M-V. Prothèses et matériaux d'empreintes : Hydrocolloïdes, élastomères, plâtre, pourquoi, quand et comment les utiliser ? Paris, France : Dossiers ADF. 1999. 31 p.
9. Delcambre T. Traitement de l'édentement total chez la personne dépendante : intervention à domicile ou en institution. Paris: Éditions CdP. 2015. 86 p.
10. Descamp F. Pratique de l'empreinte en prothèse fixée, du pilier naturel à l'implant, des techniques classiques à la CFAO. Paris : Editions CdP. 2012. 137 p.
11. Association générale des étudiants en médecine de Paris. Radiations radiobiologie : 1re et 2e parties. Édition revue et corrigée par la chaire. Paris: A.G.E.M.P. : Éditions Polycopie Paris; 1968.
12. Pauwels R, Araki K, Siewerdsen JH, Thongvigitmanee SS. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. Dentomaxillofacial Radiology. 2015.
13. Lee S-M, Hou Y, Cho J-H, Hwang H-S. Dimensional accuracy of digital dental models from cone-beam computed tomography scans of alginate impressions according to time elapsed after the impressions. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2016.
14. Fonseca RB, Branco CA, Haiter-Neto F, Gonçalves L de S, Soares CJ, Carlo HL, et al. Radiodensity evaluation of dental impression materials in comparison to tooth structures. Journal of Applied Oral Science. 2010.

Table des illustrations

Figure 1 : poudre d'alginate [photographie personnelle]	10
Figure 2 : Bisico Function®	11
Figure 3 : Permlastic® Light.....	11
Figure 4 : Coffret de Permadyne™	12
Figure 5 : Coffret d'Impregum™ Penta™ Soft.....	13
Figure 6 : Bâtonnet de pâte de Kerr [photographie personnelle].....	13
Figure 7 : Feuille de cire Aluwax® [photographie personnelle]	14
Figure 8 : Impression Paste® SS White [photographie personnelle].....	14
Figure 9 : Échantillon d'une plaquette de Stent's [photographie personnelle]	15
Figure 10 : Coffret Baslin R II®	15
Figure 11 : FITT™ de Kerr [photographie personnelle]	16
Figure 12 : Coffret GC Tissue Conditioner.....	16
Figure 13 : Coffret Express™ 2 Putty Soft.....	18
Figure 14 : Tab 2000® [photographie personnelle]	18
Figure 15 : Seau de poudre de plâtre.....	19
Figure 16 : Feuilles de plaque base en résine photopolymérisable	19
Figure 17 : Plaques de cire [photographie personnelle]	20
Figure 18 : Principe de fonctionnement du CBCT(12).....	23
Figure 19 : Moule de conception des échantillons vu de côté [photographie personnelle] ..	25
Figure 20 : Moule de conception des échantillons vu du dessus [photographie personnelle]	25
Figure 22 : Matériau (plâtre) injecté dans le moule [photographie personnelle]	26
Figure 23 : Échantillon de matériau (plâtre) après démoulage [photographie personnelle] .	26
Figure 24 : Échantillon (plâtre) positionné sur le plateau VATECH® dans le cone beam, vue de ¾ face [photographie personnelle].....	27
Figure 25 : Échantillon (plâtre) positionné sur le plateau VATECH® dans le cone beam, vue du dessus [photographie personnelle]	27
Figure 26 : Interface du logiciel MeshMixer™ pour importation du fichier STL [illustration personnelle]	31
Figure 27 : fichier STL "brut" d'un échantillon après importation dans le logiciel MeshMixer™ [illustration personnelle]	31
Figure 28 : Utilisation de l'outil "Lasso" dans le logiciel MeshMixer™ [illustration personnelle]	32
Figure 29 : Sélection de la surface d'appui dans le logiciel MeshMixer™ [illustration personnelle]	33
Figure 30 : Insertion d'un cube dans le logiciel MeshMixer™ [illustration personnelle]	33
Figure 31 : Réglages des dimensions du cube dans le logiciel MeshMixer™ [illustration personnelle]	34
Figure 32 : Superposition des cubes dans le logiciel MeshMixer™ [illustration personnelle]	35
Figure 33 : Mesure de la distance de Hausdorff dans le logiciel MeshLab™ [illustration personnelle]	36
Figure 34 : Reconstruction 3D de l'échantillon d'alginate [illustration personnelle].....	37
Figure 35 : Coupes au CBCT de l'échantillon d'alginate dans les plans transversal, sagittal et frontal [illustration personnelle].....	37
Figure 36 : Matching entre le modèle numérique de l'échantillon d'alginate et le modèle virtuel [illustration personnelle]	38

Figure 38 : Reconstruction 3D de l'échantillon de Bisico® [illustration personnelle]	38
Figure 37 : Coupes au CBCT de l'échantillon de Bisico Function® dans les plans transversal, sagittal et frontal [illustration personnelle]	39
Figure 39 : Matching entre le modèle numérique de l'échantillon de Bisico Function® et le modèle virtuel [illustration personnelle]	39
Figure 40 : Reconstruction 3D de l'échantillon de Permlastic® Regular [illustration personnelle]	40
Figure 41 : Coupes au CBCT de l'échantillon de Permlastic® Regular dans les plans transversal, sagittal et frontal [illustration personnelle]	40
Figure 42 : Matching entre le modèle numérique de l'échantillon de Permlastic® Regular et le modèle virtuel [illustration personnelle]	40
Figure 43 : Reconstruction 3D de l'échantillon de Permadyne™ [illustration personnelle] ...	41
Figure 44 : Coupes au CBCT de l'échantillon de Permadyne™ dans les plans transversal, sagittal et frontal [illustration personnelle]	41
Figure 45 : Matching entre le modèle numérique de l'échantillon de Permadyne™ et le modèle virtuel [illustration personnelle]	42
Figure 46 : Reconstruction 3D de l'échantillon d'Impregum™ [illustration personnelle]	42
Figure 47 : Coupes au CBCT de l'échantillon d'Impregum™ dans les plans transversal, sagittal et frontal [illustration personnelle]	43
Figure 48 : Matching entre le modèle numérique de l'échantillon d'Impregum™ et le modèle virtuel [illustration personnelle]	43
Figure 49 : Reconstruction 3D de l'échantillon de pâte de Kerr [illustration personnelle]	44
Figure 50 : Coupes au CBCT de l'échantillon de pâte de Kerr dans les plans transversal, sagittal et frontal [illustration personnelle]	44
Figure 51 : Matching entre le modèle numérique de l'échantillon de pâte de Kerr et le modèle virtuel [illustration personnelle]	45
Figure 52 : Reconstruction 3D de l'échantillon de cire Aluwax® [illustration personnelle]	46
Figure 53 : Coupes au CBCT de l'échantillon de cire Aluwax® dans les plans transversal, sagittal et frontal [illustration personnelle]	46
Figure 54 : Matching entre le modèle numérique de l'échantillon de cire Aluwax® et le modèle virtuel [illustration personnelle]	46
Figure 55 : Reconstruction 3D d'un échantillon d'Impression Paste® SS White [illustration personnelle]	47
Figure 56 : Coupes au CBCT de l'échantillon d'Impression Paste® SS White dans les plans transversal, sagittal et frontal [illustration personnelle]	47
Figure 57 : Matching entre le modèle numérique de l'échantillon d'Impression Paste® SS White et le modèle virtuel [illustration personnelle]	48
Figure 58 : Reconstruction 3D de l'échantillon de Stent's [illustration personnelle]	48
Figure 59 : Coupes au CBCT de l'échantillon de Stent's dans les plans transversal, sagittal et frontal [illustration personnelle]	49
Figure 60 : Matching entre le modèle numérique de l'échantillon de Stent's et le modèle virtuel [illustration personnelle]	49
Figure 61 : Reconstruction 3D de l'échantillon de Baslin R II® [illustration personnelle]	50
Figure 62 : Coupes au CBCT de l'échantillon de Baslin R II® dans les plans transversal, sagittal et frontal [illustration personnelle]	50
Figure 63 : Matching entre le modèle numérique de l'échantillon de Baslin R II® et le modèle virtuel [illustration personnelle]	51

Figure 64 : Reconstruction 3D de l'échantillon de Fitt™ [illustration personnelle].....	51
Figure 65 : Coupes au CBCT de l'échantillon de Fitt™ dans les plans transversal et sagittal [illustration personnelle]	52
Figure 66 : Reconstruction 3D de l'échantillon de Tissue Conditioner [illustration personnelle]	52
Figure 67 : Coupes au CBCT de l'échantillon de Tissue Conditioner dans les plans transversal, sagittal et frontal [illustration personnelle]	52
Figure 68 : Reconstruction 3D de l'échantillon de silicone Putty PRESIDENT THE ORIGINAL® [illustration personnelle]	53
Figure 69 : Coupes au CBCT de l'échantillon de silicone Putty PRESIDENT THE ORIGINAL® dans les plans transversal, sagittal et frontal [illustration personnelle].....	53
Figure 70 : Matching entre le modèle numérique de l'échantillon de silicone Putty PRESIDENT THE ORIGINAL® et le modèle virtuel [illustration personnelle]	53
Figure 71 : Reconstruction 3D de l'échantillon d'EXPRESS™ 2 [illustration personnelle]	54
Figure 72 : Coupes au CBCT de l'échantillon d'EXPRESS™ 2 dans les plans transversal, sagittal et frontal [illustration personnelle]	54
Figure 73 : Matching entre le modèle numérique de l'échantillon d'EXPRESS™ 2 et le modèle virtuel [illustration personnelle]	55
Figure 74 : Reconstruction 3D de l'échantillon de Tab 2000® [illustration personnelle].....	55
Figure 75 : Coupes au CBCT de l'échantillon de Tab 2000® dans les plans transversal, sagittal et frontal [illustration personnelle]	56
Figure 76 : Matching entre le modèle numérique de l'échantillon de Tab 2000® et le modèle virtuel [illustration personnelle]	56
Figure 78 : Reconstruction 3D de l'échantillon de plâtre [illustration personnelle]	57
Figure 77 : Coupes au CBCT de l'échantillon de plâtre dans les plans transversal, sagittal et frontal [illustration personnelle].....	57
Figure 79 : Matching entre le modèle numérique de l'échantillon de plâtre et le modèle virtuel [illustration personnelle]	58
Figure 80 : Reconstruction 3D de l'échantillon de résine photopolymérisable [illustration personnelle].....	58
Figure 81 : Coupes au CBCT de l'échantillon de résine photopolymérisable dans les plans transversal, sagittal et frontal [illustration personnelle]	59
Figure 82 : Matching entre le modèle numérique de l'échantillon de résine photopolymérisable et le modèle virtuel [illustration personnelle].....	59
Figure 83 : Reconstruction 3D de l'échantillon de cire [illustration personnelle].....	60
Figure 84 : Coupes au CBCT de l'échantillon de cire dans les plans transversal, sagittal et frontal [illustration personnelle]	60
Figure 85 : Matching entre le modèle numérique de l'échantillon de cire et le modèle virtuel [illustration personnelle]	60

Table des tableaux

Tableau 1 : Paramètres d'acquisition pour scanner les échantillons au CBCT [source personnelle]	28
Tableau 2 : Logiciels utilisés pour le traitement numérique des échantillons de matériaux [source personnelle]	29
Tableau 3 : Mesures du matching de l'échantillon d'alginate [source personnelle].....	38
Tableau 4 : Mesures du matching de l'échantillon de Bisico Function® [source personnelle]	39
Tableau 5 : Mesures du matching de l'échantillon de Permlastic® [source personnelle].....	41
Tableau 6 : Résultats du matching de l'échantillon de Permadyne™ [source personnelle]...	42
Tableau 7 : Résultats du matching de l'échantillon d'Impregum™ [source personnelle]	43
Tableau 8 : Résultats du matching de l'échantillon de pâte de Kerr [source personnelle].....	45
Tableau 9 : Résultats du matching de l'échantillon d'Impression Paste® SS White [source personnelle]	48
Tableau 10 : Résultats du matching de l'échantillon de Stent's [source personnelle].....	49
Tableau 11 : Résultats du matching de l'échantillon de Baslin R II® [source personnelle]	51
Tableau 12 : Résultats du matching de l'échantillon de PRESIDENT THE ORIGINAL® [source personnelle]	54
Tableau 13 : Résultats du matching de l'échantillon d'Express™ II [source personnelle]	55
Tableau 14 : Résultats du matching de l'échantillon de Tab 2000® [source personnelle].....	56
Tableau 15 : Résultats du matching de l'échantillon de plâtre [source personnelle]	58
Tableau 16 : Résultats du matching de l'échantillon de résine [source personnelle].....	59
Tableau 17 : Résultats du matching de l'échantillon de cire [source personnelle].....	61
Tableau 18 : Récapitulatif des mesures du matching des différents échantillons de matériaux [source personnelle]	61
Tableau 19 : Classement des matériaux en fonction de leur compatibilité au CBCT [source personnelle]	62

Evaluation préliminaire de la radio opacité des matériaux prothétiques aux rayons X : numérisation au CBCT / **Pierre MOREAU**. - p. 71 : ill. 85 ; réf. 14.

Domaines : Prothèses

Mots clés Libres : Empreintes dentaires – Matériaux ; Cone Beam ; Tomographie volumique à faisceau conique

Résumé de la thèse en français

Ce travail vise à évaluer la radio-opacité des matériaux prothétiques au CBCT et à déterminer si certains matériaux offrent des perspectives d'utilisation futures avec le CBCT en chirurgie dentaire.

En effet, les matériaux prothétiques sont fréquemment employés pour restaurer la fonction et l'esthétique dentaire, mais la réalisation de prothèses dentaires peut nécessiter de nombreuses étapes en alternance avec le cabinet dentaire et le laboratoire de prothèse, avec un transit des travaux réalisés. Le traitement des travaux de prothèse s'en retrouve donc différé et peut s'accompagner d'une altération de ces derniers.

L'intégration du CBCT comme technique de numérisation des travaux de prothèse peut contribuer à l'évolution continue des pratiques en chirurgie dentaire et ouvrir la voie à de nouvelles techniques de conception des prothèses.

Les résultats obtenus nous montrent que des perspectives d'utilisation et d'intégration du cone beam dans la chaîne de conception d'une prothèse sont possibles même si ces résultats sont préliminaires et nécessitent la réalisation d'un protocole de recherche avec des tests cliniques.

JURY :

Président : Monsieur le Professeur T. COLARD

Assesseurs : Monsieur le Docteur P. ROCHER

Madame le Docteur M. DEHURTEVENT

Madame le Docteur A. LEBLANC

Membres invités :

Adresse de l'auteur :