



HAL
open science

Développement de modèles pédagogiques pour l'enseignement de l'endodontie par impression 3D

Alban Crigny-Casadesus

► To cite this version:

Alban Crigny-Casadesus. Développement de modèles pédagogiques pour l'enseignement de l'endodontie par impression 3D. Sciences du Vivant [q-bio]. 2019. dumas-03334110

HAL Id: dumas-03334110

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03334110>

Submitted on 3 Sep 2021

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

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



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

UNIVERSITE PARIS DIDEROT - PARIS 7

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

5, Rue Garancière 75006 PARIS

Année 2019

Thèse N°:

N° attribué par la bibliothèque :

THESE pour le DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR

en CHIRURGIE DENTAIRE

présentée et soutenue publiquement le 28 juin 2019

par **Alban CRIGNY-CASADESUS**

**DEVELOPPEMENT DE MODELES PEDAGOGIQUES POUR L'ENSEIGNEMENT
DE L'ENDODONTIE PAR IMPRESSION 3D**

Directeur de Thèse : Monsieur le Professeur Stéphane SIMON

J U R Y

M. le Professeur Stéphane SIMON	Président
Mme la Docteure Julia BOSCO	Assesseur
Mme la Docteure Isabelle FONTANILLE	Assesseur
M. le Docteur Benjamin FOURNIER	Assesseur
M. le Docteur Valentin MARCHI	Assesseur
Mme la Docteure Juliette ROCHEFORT	Assesseur

UNIVERSITE PARIS DIDEROT-PARIS 7

Présidente de l'Université :

Mme la Professeure Christine CLERICI

Doyenne de l'U.F.R. d'Odontologie :

Mme la Professeure Ariane BERDAL

Directrice Générale des Services :

Madame Pascale SAINT-CYR

JURY

M. le Professeur Stéphane SIMON

Président

Mme la Docteure Julia BOSCO

Assesseur

Mme la Docteure Isabelle FONTANILLE

Assesseur

M. le Docteur Benjamin FOURNIER

Assesseur

M. le Docteur Valentin MARCHI

Assesseur

Mme la Docteure Juliette ROCHEFORT

Assesseur

M. le Professeur Stéphane SIMON

Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur en Sciences Odontologiques
Diplôme d'Etat en Odontologie
Professeur des Universités - Praticien Hospitalier

Je tiens à vous remercier de m'avoir fait l'honneur de diriger ce projet de thèse, ainsi que de présider ce jury. Votre œil d'expert et votre vision éclectique m'a été d'une très grande aide dans l'aboutissement de ce travail. Enfin, un grand merci pour votre disponibilité et pour l'émulsion intellectuelle que ce projet a suscité. Soyez assuré de mes sentiments les plus reconnaissants et les plus respectueux.

Mme la Docteure Julia BOSCO

Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier

*Vous me faites aujourd'hui l'honneur de siéger dans mon jury.
Veuillez trouver dans ce travail l'expression de mon plus grand respect.*

Mme la Docteure Isabelle FONTANILLE

Docteur en Chirurgie Dentaire
Assistante Hospitalo-Universitaire

*Vous me faites aujourd'hui l'honneur de siéger dans mon jury.
Veuillez trouver dans ce travail l'expression de mon plus grand respect.*

M. le Docteur Benjamin FOURNIER

Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier

*Vous me faites aujourd'hui l'honneur de siéger dans mon jury.
Veuillez trouver dans ce travail l'expression de mon plus grand respect.*

M. le Docteur Valentin MARCHI

Docteur en Chirurgie Dentaire
Assistant Hospitalo-Universitaire

*Vous me faites aujourd'hui l'honneur de siéger dans mon jury.
Veuillez trouver dans ce travail l'expression de mon plus grand respect.*

Mme la Docteure Juliette ROCHEFORT

Docteur en Chirurgie Dentaire
Maître de Conférences des Universités Associée

*Vous me faites aujourd'hui l'honneur de siéger dans mon jury.
Veuillez trouver dans ce travail l'expression de mon plus grand respect.*

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION.....	3
1 ENSEIGNEMENT DE L'ENDODONTIE	5
1.1 ANATOMIE ENDODONTIQUE ET PRINCIPES DE TRAITEMENT	5
1.1.1 L'endodonte	5
1.1.2 Description anatomique macroscopique	5
1.1.3 Principes de traitement	9
1.2 PEDAGOGIE ACTUELLE	11
1.2.1 Notion de pédagogie.....	11
1.2.2 Objectifs et principes pédagogiques en endodontie	12
1.2.3 Supports d'apprentissage.....	13
1.3 PEDAGOGIE NOUVELLE PROPOSEE.....	20
1.3.1 Approche pédagogique et contraintes associées	20
1.3.2 Cahier des charges fonctionnel de la proposition pédagogique	23
2 CONCEPTION ET FABRICATION ASSISTEES PAR ORDINATEUR	27
2.1 NOTIONS DE CAO ET DE FAO	27
2.1.1 Définitions.....	27
2.1.2 Origines industrielles et transfert de technologie.....	27
2.1.3 Principes techniques.....	31
2.2 CAO ET IMPRESSION 3D : DES SOLUTIONS INNOVANTES POUR L'ENDODONTIE	49
2.2.1 Atouts pédagogiques de la CAO	49
2.2.2 Atouts pédagogiques de l'impression 3D.....	50

3	PRESENTATION DE LA SOLUTION PEDAGOGIQUE PROPOSEE	53
3.1	CONTEXTE DE DEVELOPPEMENT	53
3.2	MODE DE DEVELOPPEMENT.....	53
3.3	DESCRIPTION TECHNIQUE	54
3.3.1	Représentation schématique de la solution pédagogique globale	54
3.3.2	Blocs de simulations canalaire.....	56
3.3.3	Autres constituants de la solution pédagogique globale	64
3.4	EVALUATION PRATIQUE DES BLOCS PROTOTYPES	66
3.4.1	Panels d'examineurs.....	66
3.4.2	Protocole d'évaluation.....	67
3.4.3	Résultats	68
3.5	IMPLEMENTATIONS TECHNIQUES POST-EVALUATION PROTOTYPIQUE.....	71
3.6	CONFORMITE DES BLOCS FINAUX	74
	CONCLUSION.....	77
	BIBLIOGRAPHIE	79
	ANNEXES.....	83
	TABLE DES ILLUSTRATIONS.....	99
	TABLE DES TABLEAUX	103

INTRODUCTION

L'enseignement pratique de l'odontologie et de l'endodontie en particulier s'effectue la plupart du temps sur des dents naturelles. Outre le fait que les réglementations sont de plus en plus restrictives sur l'utilisation de déchets humains pour la formation, les dents naturelles présentent plusieurs inconvénients malgré le gros avantage qu'en termes de simulation, elles sont les plus proches de la réalité clinique.

Le développement très rapide au cours des trois dernières années de l'impression tridimensionnelle et l'accès aux logiciels de modélisation rendent possible la reproduction de modèles pédagogiques à partir de situations cliniques réelles mais également la création *ab initio* de simulateurs avec une possibilité infinie de géométries canalaires.

L'objectif de ce travail est de proposer des modèles pédagogiques réalistes, développés à l'aide de la technologie CAO et fabriqués par impression 3D. Ces modèles ont été développés avec la même approche que celle que nous pouvons retrouver dans les projets menés dans l'industrie manufacturière.

Une modélisation *ab initio* sera faite des simulateurs endodontiques à traiter.

Sur le plan pédagogique, l'étudiant/praticien pourra ainsi apprendre les gestes techniques et thérapeutiques du traitement endodontique, dans un contexte le plus proche possible de la réalité clinique.

Dans une première partie, un point sera fait sur l'enseignement en endodontie, une deuxième partie sera ensuite consacrée à une présentation exhaustive de la technologie CFAO, nécessaire à la bonne compréhension des modèles développés, qui seront décrits dans la troisième partie.

Ce travail a été financé par la société S.A.S. JOLSI (www.endo-academie.fr) dans le cadre d'un partenariat avec l'auteur, et s'inscrit dans un projet pédagogique plus large élaboré par cette société.

1 ENSEIGNEMENT DE L'ENDODONTIE

L'endodontie est la discipline de l'odontologie consistant en la prévention, le diagnostic et le traitement des maladies de la pulpe dentaire et des infections péri-apicales.

1.1 ANATOMIE ENDODONTIQUE ET PRINCIPES DE TRAITEMENT

Une description anatomique macroscopique ainsi qu'un rappel des principes de traitement sont réalisés dans cette sous-partie afin de bien appréhender les enjeux de la simulation qui seront abordés par la suite.

1.1.1 L'endodonte

L'endodonte se définit par la zone anatomique intéressant l'intérieur de la dent. L'endodonte contient la dentine et la pulpe dentaire (Tronstad 1993). La pulpe dentaire est constituée d'un réseau vasculaire (artérioles, veinules, lymphatiques), nerveux (éléments sensitifs et autonomes) et cellulaire (odontoblastes, lymphocytes, macrophages...) important. Ces éléments interagissent à l'état physiologique pour assurer la dentinogénèse et réguler le flux sanguin. En conditions pathologiques, ils permettront la mise en jeu des réactions inflammatoires de défense et de réparation (Simon et al. 2011).

1.1.2 Description anatomique macroscopique

La dent est formée de deux parties : la partie coronaire et la partie radiculaire (elle-même décomposable en 3 sous-parties que sont les tiers coronaire, médian et apical).

1.1.2.1 Partie coronaire

La partie coronaire se compose de la chambre pulpaire, des orifices canalaires, et du plancher pulpaire. Six lois anatomiques ont été établies en 2004 dans une étude menée sur 500 chambres pulpaires de dents extraites (Krasner et Rankow 2004). Elles sont énumérées dans le tableau ci-après.

1	<i>Loi de symétrie n°1</i>	À l'exception des molaires maxillaires, les orifices canaux sont équidistants d'une ligne imaginaire partageant le plancher pulpaire en son milieu dans le sens mésio-distal.
2	<i>Loi de symétrie n°2</i>	À l'exception des molaires maxillaires, les orifices canaux sont situés sur une même ligne perpendiculaire à la précédente.
3	<i>Loi de changement de couleur</i>	La couleur du plancher est toujours plus sombre que celle des parois : cette différence de couleur crée une démarcation nette entre le plancher et les parois.
4	<i>Loi de localisation des orifices n°1</i>	Les orifices sont localisés à la jonction des parois et du plancher pulpaires. Les surplombs de dentine secondaire ou tertiaire sont toujours de couleur claire, ils contrastent fortement avec la couleur des parois et plus encore avec celle du plancher et masquent souvent les orifices canaux.
5	<i>Loi de localisation des orifices n°2</i>	Les orifices sont localisés dans les angles de la chambre pulpaire.
6	<i>Loi de localisation des orifices n°3</i>	Les orifices sont localisés à l'extrémité des lignes sombres qui parcourent le plancher pulpaire, quand elles sont présentes.

Tableau 1 : Les six lois de KRASNER et RANKOW (Bronnec 2006)

1.1.2.2 Partie radiculaire

La partie radiculaire se subdivise en 3 zones : les tiers coronaire, médian et apical. En plus du ou des canaux principaux, des canaux latéraux accessoires ou encore secondaires sont présents, compliquant ainsi l'anatomie canalaire de façon substantielle.

1.1.2.2.1 Canal principal

a) Caractéristiques communes

Les caractéristiques anatomiques communes sont les suivantes :

- si la section radiculaire est ronde, il n'y aura qu'un seul canal ;
- si la section radiculaire est aplatie, il peut y avoir plusieurs canaux possibles (ex : canaux MV1 et MV2 d'une molaire maxillaire) ;

- présence d'une courbure entre la chambre pulpaire et le canal radiculaire (caractéristique non constante, particulièrement vraie au niveau prémolo-molaire) ;
- présence quasi-constante d'une courbure canalaire apicale en direction distale, plus ou moins marquée ;
- foramen apical, le plus souvent de section ronde, excentré au niveau latéral par rapport à la surface radiculaire. Celui-ci pouvant avoir une section modifiée (agrandie) en présence de pathologies infectieuses (notion de résorption) ;
- contraction anatomique croissante dans le sens antéro-postérieure (tables occlusales plus réduites, chambres plus aplaties dans le sens mésio-distal, orifices canaux plus rapprochés).

b) Classification de VERTUCCI

Une classification a été établie par VERTUCCI en 1984 décrivant les huit différentes configurations canales possibles pour les dents permanentes pluriradiculées.

Type 1 1-1	Type 2 2-1	Type 3 1-2-1	Type 4 2-2	Type 5 1-2	Type 6 2-1-2	Type 7 1-2-1-2	Type 8 3-3
							

Tableau 2 : Classification des configurations canales (Vertucci 1984)

1.1.2.2.2 Canaux latéraux accessoires

Les canaux accessoires peuvent se situer tout le long de la racine, dans les trois tiers de celle-ci. Lorsqu'ils se situent dans les tiers coronaire ou médian, ils vont avoir une direction plus orthogonale par rapport au canal principal, alors qu'au niveau du tiers apical, ils seront plutôt tangentiels.

Une étude anatomique a été menée sur les canaux accessoires (De Deus 1975) et nous apporte les résultats exposés dans le tableau ci-après.

Pourcentages de dents ayant un canal accessoire :		
au niveau du tiers coronaire	au niveau du tiers médian	au niveau du tiers apical
1,6 %	8,8 %	17 %

Tableau 3 : Résultats de l'étude anatomique (De Deus 1975)

⇒ Les canaux accessoires sont ainsi beaucoup plus fréquents dans le tiers apical.

1.1.2.2.3 Anatomie apicale

L'anatomie endodontique apicale est relativement complexe. Différentes zones sont à distinguer (Kuttler 1966) :

- **le vertex / apex anatomique / dôme apical** : zone anatomique correspondant à l'extrémité de la racine. Ce n'est pas nécessairement l'endroit où se situe le foramen ;
- **l'apex radiographique** : c'est l'image projetée à la radiographie (avec angulateur / sans déformation) de la partie la plus apicale de la dent ;
- **le foramen du canal** : zone anatomique correspondant à la porte de sortie du canal vers le parodonte. Il est de section ronde la plupart du temps. Le foramen apical peut être sur le vertex mais se situe plus souvent en latéral ;
- **la constriction naturelle du canal** : zone de rétrécissement physiologique apicale de l'ordre de 0,5 mm par rapport au foramen. Elle se situe au voisinage du foramen ;
- **la jonction cémento-dentinaire** : zone histologique où s'arrête la dentine et où commence le cément. C'est la délimitation entre l'endodonte et le parodonte. Elle limite deux cônes en position « tête-bêche » (un dentinaire et un cémentaire).

Légende :

- 1 : constriction naturelle du canal
- 2 : foramen du canal
- 3 : apex radiographique
- 4 : vertex de la dent
- 5 : jonction cémento-dentinaire
- ▶ cône dentinaire
- ◀ cône cémentaire

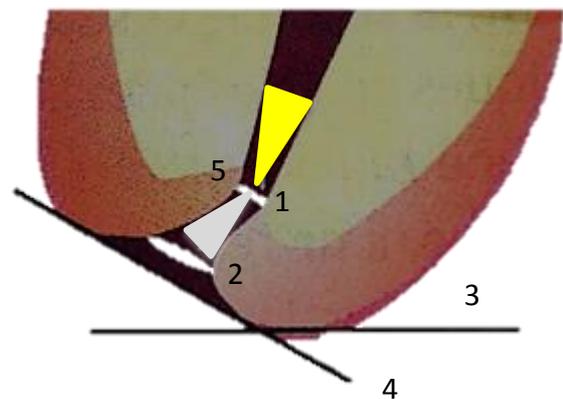


Figure 1 : Anatomie apicale décrite par Y. KUTTLER (Simon 2008)

1.1.3 Principes de traitement

Un traitement endodontique se déroule en 3 temps opératoires :

- réalisation d'une cavité d'accès ;
- mise en forme canalaire ;
- obturation canalaire.

Nous n'aborderons dans cette partie que les grands principes qui régissent le traitement endodontique, afin d'en appréhender les enjeux pédagogiques associés.

1.1.3.1 La cavité d'accès

La cavité d'accès est une cavité de site 1 stade 4, dont le but est d'éliminer l'ensemble des tissus dentaires et des matériaux d'obturation situés entre le plafond de la chambre pulpaire et la face d'accès de la dent. Une fois taillée, un accès au système canalaire est réalisé permettant le traitement. Les objectifs (Simon et al. 2011) et principes sont les suivants :

OBJECTIFS	PRINCIPES
Supprimer le plafond pulpaire	Forme tenant compte de la projection des cornes pulpaires sur la table occlusale (approche codifiée)
Visualiser les orifices canaux	Entrées canaux visibles
Accéder en ligne directe au 1/3 apical	Parois de dépouilles (7° dans l'idéal)
Constituer un réservoir d'irrigation	Plancher pulpaire intègre
Permettre une bonne assise de l'obturation temporaire	Plafond pulpaire totalement éliminé

Tableau 4 : Objectifs (Simon et al. 2011) et principes de la cavité d'accès

1.1.3.2 La mise en forme canalaire

En 1974, H. SHILDER a décrit des objectifs biologiques et mécaniques pour la mise en forme canalaire ; la bonne réalisation des objectifs mécaniques étant à l'origine du bon respect des objectifs biologiques.

Les voici énumérés dans le tableau ci-après (Simon 2008).

OBJECTIFS BIOLOGIQUES	OBJECTIFS MECANIQUES
Maintenir la mise en forme à l'intérieur du canal et ne pas instrumenter au-delà de la structure dentaire	Créer une conicité régulière de l'apex à l'entrée canalaire
Prévenir toute propulsion de produits infectés ou nécrosés dans la zone péri-apicale	Le diamètre du canal préparé doit être minimal au plan apical, et maximal à son extrémité coronaire
Supprimer tout tissu infecté et nécrosé du système canalaire	La forme de la préparation canalaire doit se calquer sur la forme originale du canal
Essayer si possible de terminer le traitement endodontique en une seule séance	La position du foramen doit demeurer inchangée
	Le diamètre du foramen doit être le plus étroit possible

Tableau 5 : Objectifs biologiques et mécaniques de la mise en forme canalaire (Simon 2008)

Remarques :

- i) différents systèmes de mise en forme existent sur le marché : des instruments manuels, des systèmes mécanisés comme la rotation continue (exemple du système ProTaper Universel® - Dentsply Sirona) ou le mouvement réciproque (exemple du système WaveOne® - Dentsply Sirona) ;
- ii) une conicité de x % correspond à une augmentation du diamètre de la section instrumentale de $x/100^{\text{èmes}}$ de mm tous les mm linéaires (en général 6-7 % pour une préparation canalaire terminée) ;
- iii) pour chaque système, une séquence instrumentale bien définie est mise en place afin d'obtenir une mise en forme optimale ;
- iv) la mise en forme canalaire mécanique doit impérativement être complétée par une action chimique effectuée à l'aide d'une solution d'irrigation (typiquement l'hypochlorite de sodium concentrée à 2,5 %). Le nettoyage et la mise en forme sont deux notions indissociables (Simon 2008).

1.1.3.3 L'obturation canalaire

Les objectifs de la mise en forme doivent permettre une obturation radiculaire et coronaire étanche dans le but de garantir une pérennité de la désinfection réalisée.

Les critères (radiographiques) de bonne réalisation d'une obturation canalaire sont les suivants :

- obturation homogène, dense ;
- obturation conique ;
- obturation à l'apex.

Différentes techniques d'obturation existent, en voici quelques-unes (données non exhaustives) : (Simon et al. 2011)

- compaction verticale à chaud de gutta-percha [GP] (technique « conventionnelle » de SCHILDER) ;
- condensation latérale à froid ;
- condensation thermomécanique (ou thermocompactage) ;
- technique de GP préchauffée sur tuteur (système Thermafil® - Dentsply Sirona) ;
- technique mono-cône de GP avec enduction de ciment biocéramique ;
- technique cône moulé (pour les foramens larges).

1.2 PEDAGOGIE ACTUELLE

1.2.1 Notion de pédagogie

1.2.1.1 Définition

La pédagogie se définit comme « une pratique éducative dans un domaine déterminé ; une méthode d'enseignement. » (Dictionnaire Larousse 2019).

En résumé, c'est « Reprendre pour comprendre, reprendre pour apprendre. » (Dufour 2015).

1.2.1.2 Méthodes pédagogiques

La pédagogie consiste : (Annoot et Fave-Bonnet 2004)

- pour le formateur, en l'usage d'un mode de transmission de son savoir ;
- pour l'apprenant, en l'usage d'un mode d'acquisition.

On distingue deux grands types de méthodes pédagogiques : (Carré et Caspar 2011)

- les méthodes passives, basées sur l'enseignement par la parole (présentations orales, cours magistraux) – l'auditoire écoute passivement et son attention diminue avec le temps ;
- les méthodes participatives, basées sur l'action : démonstration de l'enseignant, qui doit être reproduite ensuite par l'auditoire à l'aide de moyens spécifiques mis à sa disposition – l'auditoire est acteur de sa formation.

Ci-dessous, figure le taux de rétention moyen des apprenants suivant le type de méthode pédagogique employée :

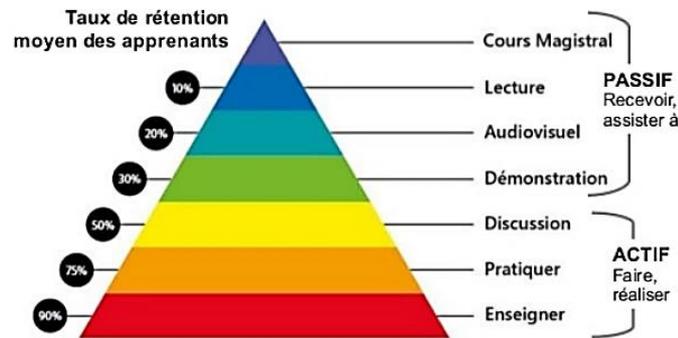


Figure 2 : Pyramide de l'apprentissage (National Training Laboratories, Bethel, Maine, USA)

1.2.2 Objectifs et principes pédagogiques en endodontie

La pédagogie actuelle se fait essentiellement sous le format de cours magistraux (pédagogie passive) et de travaux pratiques / TP (pédagogie participative), avant d'opérer en conditions réelles cliniques sur les patients. Comme vu précédemment, la pratique est l'une des phases de l'apprentissage qui offre le meilleur taux de rétention d'informations des apprenants. C'est pourquoi, les TP pré-cliniques ont un rôle primordial pour parfaire les compétences de l'apprenant. Ils se doivent donc d'être les plus réalistes possibles afin de mieux préparer l'étudiant à l'exercice clinique.

Les objectifs de la pédagogie pratique en endodontie sont précisément de :

- mettre en pratique les connaissances théoriques enseignées selon les dernières données acquises de la science ;
- apprendre le geste opératoire / le protocole opératoire du traitement canalaire dans les conditions les plus réalistes possibles ;
- se perfectionner au geste à travers des mises en situation complexe (tiers apical coudé, canal bifide, butée à rattraper, faux canal à négocier, perforation etc.).

La chronologie pédagogique classique actuelle est la suivante :

- 1) enseignement théorique par cours magistraux ;
- 2) démonstration pratique de l'enseignant en séance de TP ;

- 3) entraînement sur un simulateur de type bloc en résine transparente reproduisant un canal simple (si niveau [grand] débutant) ;
- 4) enseignement sur ce même simulateur mais opacifié par collage d'un ruban adhésif afin de masquer l'anatomie canalaire (si niveau [grand] débutant) ;
- 5) entraînement approfondi sur dents naturelles humaines (temps important) ;
- 6) traitement clinique sur le patient.

Remarque :

- i) l'entraînement sur blocs en résine est très court et le passage sur dents naturelles est assez précoce dans la formation. En effet, le simulateur est bien souvent (très) basique et l'intérêt pédagogique est certes intéressant (pour un public cible de grands débutants) mais s'avère vite limité.

1.2.3 Supports d'apprentissage

1.2.3.1 Dents naturelles humaines extraites

1.2.3.1.1 Atouts pédagogiques

Les dents naturelles humaines extraites ont pour avantages d'être :

- par essence, d'une fidélité anatomique identique à une dent naturelle en bouche ;
- par essence, de mêmes caractéristiques mécaniques qu'une dent naturelle en bouche (sous réserve que les conditions de conservation [cf. ci-après] soient bien respectées) ;
- par essence, d'une reproduction sensorielle identique (visuelle, tactile) ;
- adaptables sur un système de fixation Protrain® (Simit – Italie) ou sur un modèle d'arcade artificiel artisanal en résine coulée ou en plâtre, lui-même intégrable sur fantôme (afin de se rapprocher de l'ergonomie opératoire réelle) ;
- d'un coût d'approvisionnement nul (pédagogie aisée à mettre en place), si l'on ne prend pas en compte le coût de revient du support dentaire (de type Protrain® ou modèle d'arcade artisanal).

⇒ Ce sont essentiellement ces avantages qui font que depuis des dizaines d'années l'enseignement pratique de l'endodontie en formation initiale, mais également en formation continue, fait appel à ce type de supports, c'est (encore) le Gold Standard.



Figure 3 : Dents naturelles humaines coulées dans des modèles d'arcades en résine transparente (Voillot 2015)

1.2.3.1.2 Limites

Cependant, ce type de support a également ses limites, à plusieurs niveaux.

➤ Au niveau légal

La collecte de dents naturelles extraites, par les étudiants, est depuis de très nombreuses années une pratique courante. Ils n'ont pas d'autre choix que de procéder ainsi. Cependant, cela ne devrait pas se produire, étant donné les obligations réglementaires qui incombent aux praticiens en matière de gestion des déchets de soins à risque infectieux.

Les articles R. 1335-1 (2003) et R. 1335-2 (2003), ainsi que l'article R. 4127-269 (2004) du code de la santé publique font état des notions suivantes :

- Extrait art. R. 1335-1:

« Les déchets d'activités de soins sont les déchets issus des activités de diagnostic, de suivi et de traitement préventif, curatif ou palliatif, dans les domaines de la médecine humaine et vétérinaire.

Parmi ces déchets, sont soumis aux dispositions de la présente section ceux qui :

1° Soit présentent un risque infectieux, du fait qu'ils contiennent des micro-organismes viables ou leurs toxines, dont on sait ou dont on a de bonnes raisons de croire qu'en raison de leur nature, de leur quantité ou de leur métabolisme, ils causent la maladie chez l'homme ou chez d'autres organismes vivants ; [...] »

- Art. R.1335-2 :

« Toute personne qui produit des déchets définis à l'article R. 1335-1 est tenue de les éliminer.

Cette obligation incombe :

1° A l'établissement de santé, l'établissement d'enseignement, l'établissement de recherche ou l'établissement industriel, lorsque ces déchets sont produits dans un tel établissement ;

2° A la personne morale pour le compte de laquelle un professionnel de santé exerce son activité productrice de déchets ;

3° Dans les autres cas, à la personne physique qui exerce l'activité productrice de déchets. »

- Extrait art. R. 4127-269 :

« [...] L'installation des moyens techniques et l'élimination des déchets provenant de l'exercice de la profession doivent répondre aux règles en vigueur concernant l'hygiène. »

De plus, le décret n°2007-1220 (2007), rend plus difficile l'obtention de dents naturelles humaines. Il traite du prélèvement, de la conservation et de la préparation à des fins scientifiques d'éléments du corps humain. Une demande d'autorisation auprès du Ministre de la Recherche doit être faite.

La loi énonce par ailleurs que la dent (considérée comme un élément du corps humain) ne peut être utilisée qu'à des fins de recherches et précise que son utilisation pour raisons pédagogiques est interdite (Dufour 2015).

➤ Au niveau sanitaire

Les dents naturelles humaines extraites sont des organes à risque infectieux. Leur manipulation doit faire l'objet de précautions particulières et doit être encadrée. Leur conservation doit être rigoureusement réalisée selon le protocole suivant : immersion dans une solution d'alcool et de glycérine, contenue dans un bocal en verre à l'abri de la chaleur et dans un endroit propre.

➤ Au niveau éthique

L'utilisation d'organes (même à des fins pédagogiques et d'enseignement) sans demander le consentement du patient (ce qui est quasi-systématiquement le cas) est tout à fait contestable en matière d'éthique.

➤ Au niveau pédagogique

Une des grandes limites repose sur le fait que l'anatomie endodontique n'est jamais identique d'une dent à l'autre (notion de variabilité anatomique). Ainsi, il n'est pas possible d'avoir une reproductibilité du cas d'entraînement à souhait. Le degré de difficulté est à la fois difficilement

prévisible et systématiquement différent (donc non maîtrisable), ce qui rend compliquée l'évaluation de la progression des étudiants ; il n'est pas possible de mettre en place de « gradient pédagogique » (notion développée plus précisément dans la partie 3) avec ce type de support. Il est également impossible de faire travailler les étudiants sur exactement le même cas et de focaliser simultanément l'auditoire sur un aspect en particulier.

Par ailleurs, une mauvaise conservation des dents (ie : exposition trop prolongée à l'air ambiant) va engendrer une déshydratation / dessèchement et un risque anormalement élevé de fracture dentaire lors de son usage, comparé à une dent en bouche. L'intérêt pédagogique s'en voit alors affaibli.

➤ Au niveau logistique / organisationnel

La collecte des dents s'avère en général fastidieuse et très chronophage pour les étudiants, du fait de la tendance des praticiens à être de plus en plus conservateurs.

⇒ Malgré toutes ces limites, les dents naturelles demeurent encore utilisées dans des proportions importantes dans les formations initiales et continues. Une solution de substitution s'impose pour autant : celle des simulateurs artificiels.

1.2.3.2 Simulateurs endodontiques artificiels

1.2.3.2.1 Concept

Le concept du simulateur endodontique repose sur la reproduction artificielle d'une anatomie canalaire endodontique (et parfois externe également) dans un matériau se rapprochant au plus près des caractéristiques mécaniques de la dentine naturelle, dans le but d'apprendre et de se perfectionner à la mise en forme et à l'obturation canalaire.

Ce concept très intéressant est né il y a plus de 30 ans (Marini et al. 1986), mais est malheureusement resté pendant trop longtemps cantonné à des géométries canales basiques (avec un degré de réalisme limité).

1.2.3.2.2 Principaux simulateurs existants

Plusieurs produits existent aujourd'hui sur le marché. Les principaux sont exposés ci-après.

a) Endo-Training-Bloc® – Dentsply Sirona, Suisse

Ce simulateur en résine plastique époxy injectée moulée est de forme quasi-parallélépipédique et reproduit un canal simple (conicité 0 %, foramen 15/100^{èmes} mm, courbure canalaire de 35°), sans complication particulière. Une version avec canal droit existe également. C'est un des simulateurs endodontiques les plus utilisés en formation initiale dans le monde, avant de poursuivre l'apprentissage sur dent naturelle. Il s'adresse à un public [grand] débutant. Son coût est raisonnable : 61,30 € H.T. / 8 unités.



Figure 4 : Simulateurs Endo-Training-Bloc® (Dentsply Sirona [s. d.])

C'est aujourd'hui le seul simulateur endodontique fabriqué par cet industriel. Auparavant, un simulateur Dent.alike® était également proposé. Il s'agissait d'une dent artificielle, un simulateur en résine imprimée 3D reproduisant l'anatomie complète (interne et externe) d'une dent naturelle.

b) Simulateurs Endo – Prodont-Holliger, France

Deux sortes de simulateurs existent chez ce fabricant français : les simulateurs de canaux droits et ceux de canaux courbes (avec courbure légère se rapprochant ainsi un peu plus d'un canal naturel). Ils s'adressent à un public [grand] débutant. Ils sont fabriqués en résine plastique injectée moulée.

Leurs coûts sont de 21,60 € H.T. / 4 unités pour les canaux droits, et 27,91 € H.T. / 4 unités pour les canaux courbes (donc peu onéreux).



Figure 5 : Canaux droits (Prodont-Holliger 2017)



Figure 6 : Canaux courbes (Prodont-Holliger 2017)

c) RepliDens® – Smartodont, Suisse

Ils sont imprimés en 3D et sont des répliques anatomiquement identiques de dents naturelles. Les propriétés mécaniques se rapprochent assez de la dentine naturelle. Ils sont réalisés en résine transparente ou opaque à partir de scanners effectués sur dents réelles. Ils s'adressent aussi bien aux débutants qu'à un public confirmé. Leurs coûts varient de 11 à 14 € H.T. / pièce.

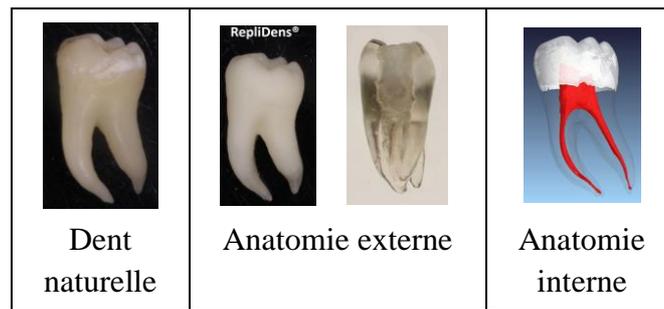


Figure 7 : Illustrations de dents artificielles RepliDens® (Smartodont [s. d.])

d) Truetooth® – Dental Engineering Laboratories, Etats-Unis

Ces simulateurs imprimés se basent sur la même approche que les RepliDens®. Le coût est cependant légèrement moindre (environ 10 € H.T. l'unité). Une version avec lime fracturée dans le 1/3 apical existe aussi (coût plus élevé : 65 € H.T. l'unité).

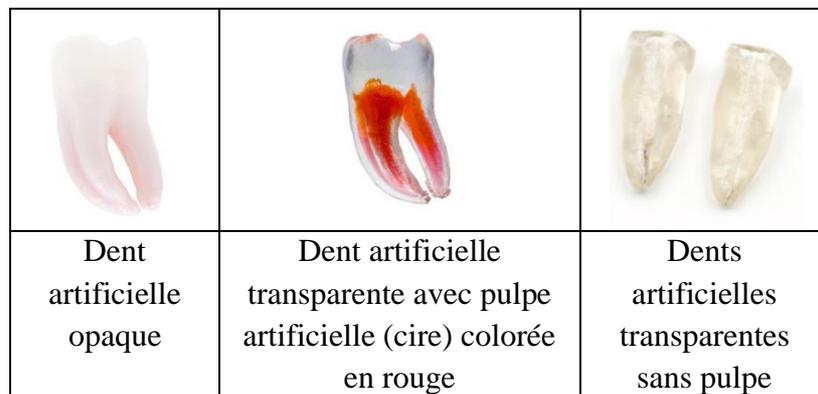


Figure 8 : Illustrations de dents artificielles Truetooth® (Dental Engineering Laboratories [s. d.])

e) *Endo Training Tooth® – VDW, Allemagne*

Ce simulateur de cette firme allemande est également en résine imprimée après scannage d'une dent naturelle. Seule une 1^{ère} molaire maxillaire est disponible, avec sa chambre pulpaire et ses 4 canaux dont 3 sont remplis d'un matériau visqueux pour simuler la pulpe. Son coût est de 87 € H.T. / 5 unités.



Figure 9 : Illustration de la dent artificielle Endo Training Tooth® (VDW 2019)

f) *Real-T Endo® – Acadental, Etats-Unis*

Cette firme américaine propose une large gamme de dents artificielles en résine imprimée très réalistes avec des anatomies endodontiques diverses. Des supports unitaires de dents sont également disponibles. Leurs coûts se situent entre 14 et 20 € H.T. / pièce.



Figure 10 : Illustrations de dents artificielles Real-T Endo® (Acadental 2019)

g) *Dents artificielles biomimétiques – Naodent Evolution, France*

Cette société française développe actuellement une large gamme de simulateurs endodontiques en résine imprimée 3D, selon cette même approche également. Des versions avec minéralisations intra-canalaires, perforations, apex immatures existent aussi. Un catalogue complet de dents avec 3 niveaux de difficulté est disponible. Leurs coûts se situent aux alentours de 10 € H.T. / pièce.

	
<p>Modélisation anatomique externe</p>	<p>Modélisation anatomique interne</p>

Figure 11 : Illustrations CAO d'une dent artificielle biomimétique (Naodent Evolution [s. d.]

1.2.3.2.3 Cartographie marketing des principaux simulateurs endodontiques actuels

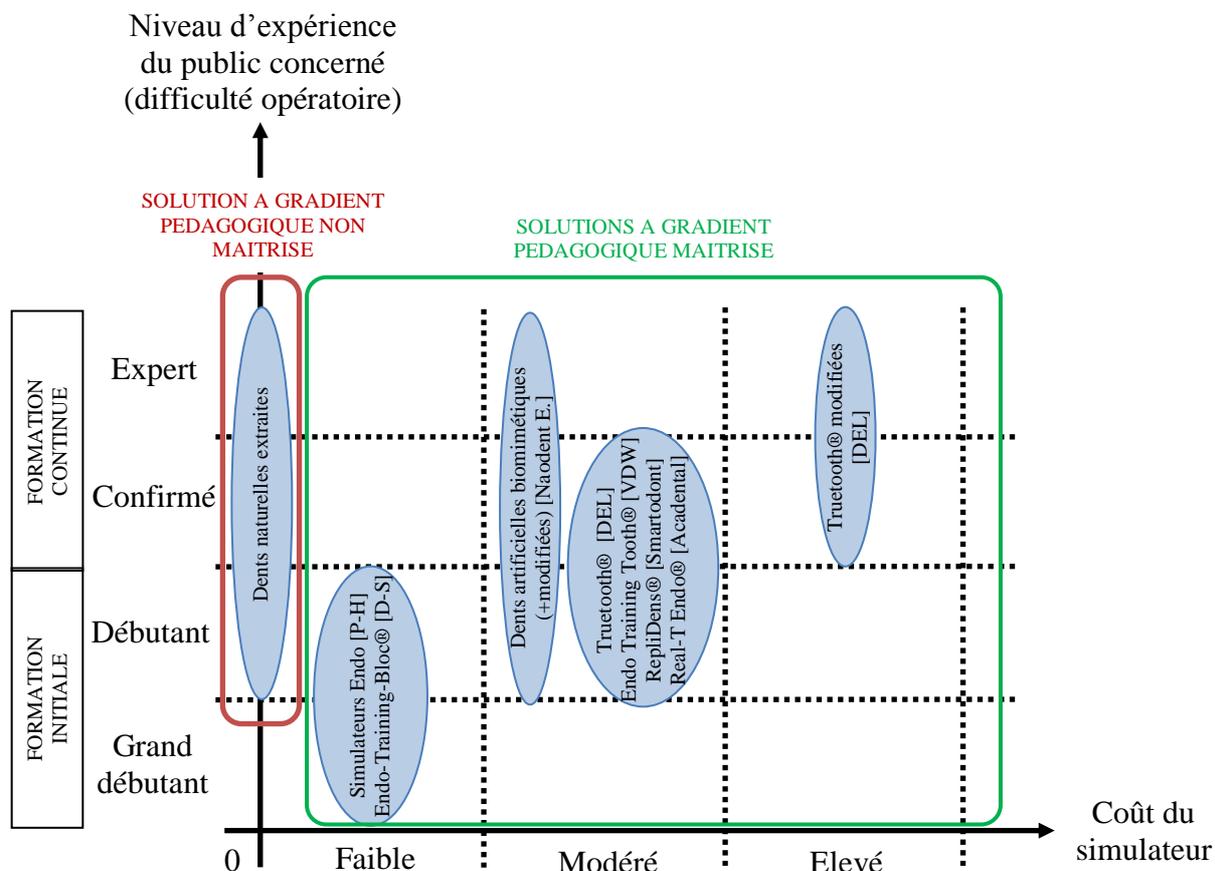


Figure 12 : Cartographie marketing des principaux simulateurs endodontiques actuels (analyse de l'auteur)

Constat de l'analyse marketing technique : il n'existe aujourd'hui aucune solution pédagogique réaliste, polyvalente, intégrée, couvrant un public allant du grand débutant à l'expert, avec un contrôle fiable du gradient pédagogique, et dont le coût économique est raisonnable.

Partant de ce constat, une approche (pédagogique) nouvelle a été proposée par l'équipe pédagogique de la société JOLSI (Endo Académie). A partir de ce travail en cours de développement, nous proposons une réflexion ci-après.

1.3 PEDAGOGIE NOUVELLE PROPOSEE

1.3.1 Approche pédagogique et contraintes associées

La pédagogie proposée par la société JOLSI est toujours participative mais repose sur le principe d'instaurer un gradient pédagogique maîtrisé par l'usage de simulateurs endodontiques

réalistes, en repoussant au maximum le passage sur dents naturelles humaines comme supports de travail (pour toutes les raisons / limites évoquées ci-avant).

Ci-dessous, un tableau comparatif de l'approche pratique actuelle et de celle proposée :

Etapes	Approche pré-clinique actuelle	Temps de formation	Approche pré-clinique nouvelle proposée	Temps de formation
① [Gradient pédagogique maîtrisé]	Entraînement sur un unique simulateur endodontique unitaire (bloc parallélépipédique) en résine transparente reproduisant un canal anatomique simple (avec accroissement de la difficulté opératoire par ajout d'un cache [ruban adhésif]), sur table / paillasse.	20 %	Entraînement sur une gamme variée de simulateurs endodontiques unitaires réalistes (anatomiquement et mécaniquement) en résine transparente ou opaque, de géométries canalaires diverses (avec des degrés de difficulté opératoire différents) et adaptables sur des modèles d'arcades en résine, montés sur fantôme.	80 %
② [Gradient pédagogique non maîtrisé]	Entraînement sur dents humaines, sur table / paillasse puis coulées dans des modèles d'arcades en résine / plâtre, montés sur fantôme.	80 %	Entraînement sur dents humaines intégrables très facilement sur un modèle d'arcade en résine, monté sur fantôme.	20 %

Tableau 6 : Comparaison des approches pratiques pré-cliniques actuelle et nouvelle (analyse de l'auteur)

⇒ La nouvelle approche implique d'inverser le ratio de temps de formation consacrés à ces deux étapes d'enseignement pratique ; la phase de traitement sur le patient venant toujours ensuite, dans les deux cas.

Afin d'aboutir à l'établissement d'un Cahier des Charges Fonctionnel (CdCF) de cette nouvelle approche, une démarche de définition précise d'expression de besoin et d'évaluation de contraintes associées doit être menée (démarche couramment utilisée en sciences industrielles).

L'expression du besoin de l'approche pédagogique proposée peut ainsi se résumer dans le diagramme « bête à cornes » ci-dessous :

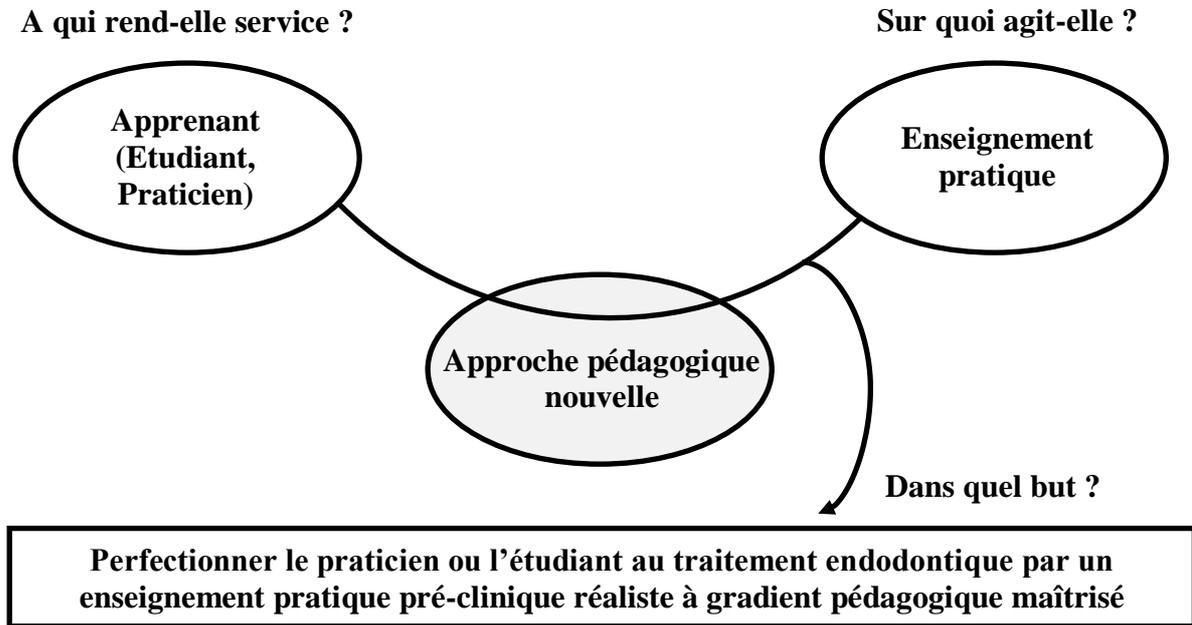


Figure 13 : Diagramme « bête à cornes » (analyse de l'auteur)

A partir de cette expression de besoin, une analyse fonctionnelle avec évaluation des contraintes associées peut être établie via un diagramme pieuvre (appelé aussi graphe des interactions).

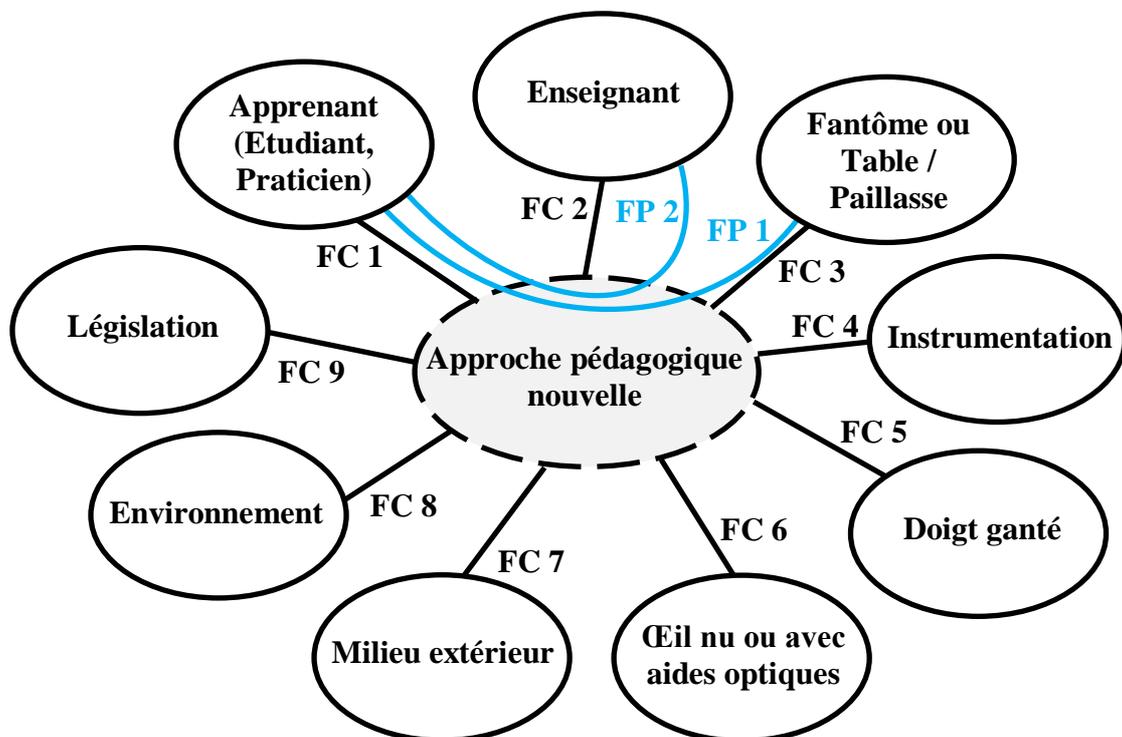


Figure 14 : Graphe des interactions (analyse de l'auteur)

Dans ce graphe, il y a des fonctions principales (FP x) et des fonctions contraintes (FC y) :

- les fonctions principales correspondent à ce pour quoi la solution pédagogique est élaborée ;
- les fonctions contraintes correspondent à ce que la solution pédagogique doit vérifier vis-à-vis des éléments environnants extérieurs (représentés par ).

Fonctions	Dénominations fonctionnelles
FP 1	Perfectionner le praticien ou l'étudiant au traitement endodontique par un enseignement pratique pré-clinique réaliste à gradient pédagogique maîtrisé
FP 2	Permettre à l'enseignant et à l'apprenant d'interagir via un support pédagogique ludique
FC 1	Etre confortable
FC 2	Etre confortable
FC 3	Etre en position de travail réaliste (fantôme) ou simplifiée (table / paillasse)
FC 4	Avoir une interaction {instrumentation, simulateur} réaliste (coupe, chauffe)
FC 5	Avoir une sensation tactile réaliste
FC 6	Avoir un visuel réaliste
FC 7	Résister au milieu extérieur (température, humidité etc.)
FC 8	Respecter l'environnement
FC 9	Respecter le cadre légal

Tableau 7 : Énumération des fonctions principales et contraintes (analyse de l'auteur)

⇒ A partir d'une expression / formalisation de besoin, ainsi que d'une définition des fonctions principales et contraintes, un CdCF exhaustif peut alors être établi.

1.3.2 Cahier des charges fonctionnel de la proposition pédagogique

Ci-après est exposé le CdCF auquel la solution pédagogique devrait répondre (dans l'idéal). Il s'agit d'une énumération de critères à remplir avec une Classe de Flexibilité (CF) à chaque fois associée (indicateur de négociabilité d'un critère).

Il existe 4 classes de flexibilité : F0 = Flexibilité nulle (critère impératif), F1 = Flexibilité faible (critère peu négociable), F2 = Flexibilité bonne (critère négociable), F3 = Flexibilité totale (critère très négociable).

Nota : le CdCF est ici présenté pour la solution pédagogique complète pensée par la société JOLSI (dans un souci de bonne compréhension des enjeux du projet global). Cependant, le présent travail se focalisera plus précisément sur les simulateurs endodontiques.

Critères	CF
<i>Pour les modèles d'arcades</i>	
Fidélité anatomique externe identique (ou très rapprochée) par rapport à une arcade réelle	F0
Design adaptable rapidement et à l'infini	F0
Adaptation aisée (montage / démontage) sur fantôme (afin de se rapprocher de l'ergonomie opératoire réelle)	F0
Structure la plus radio-claire possible aux rayons X (ie : éviter les interférences)	F0
Fabrication rapide et répétable (cadence de grande série non exigée pour autant)	F0
Mise en œuvre des moyens de production maîtrisée	F0
Coût de revient (développement, approvisionnement des matières premières, fabrication, amortissement des moyens de production) faible ou modéré	F0
Gestion aisée des modèles usagés	F1
Respect environnemental (norme REACH)	F1
<i>Pour les simulateurs endodontiques</i>	
Fidélité anatomique identique (ou très rapprochée) par rapport à une dent naturelle	F0
Caractéristiques mécaniques identiques (ou très rapprochées) par rapport à une dent naturelle (dureté, résistance thermique 160°C, texture etc.)	F0
Reproduction sensorielle (visuelle, tactile) identique (ou très rapprochée) par rapport à une dent naturelle	F0
Adaptation aisée (montage / démontage) sur les modèles d'arcades en résine	F0
Interprétation radiographique claire (sans structures anatomiques parasites ni effets de bord) et répétable	F0
Variations anatomiques canalaires infinies et choisies (et non subies comme avec les dents naturelles où l'on ne peut pas choisir l'anatomie)	F0
Degrés de difficulté du geste opératoire adaptables au public concerné / Adaptation à un public très large : du grand débutant à l'expert	F0
Reproductibilité du cas simulé à l'infini	F0
Design adaptable rapidement et à l'infini	F0
Explications pédagogiques intelligibles et à diffusion large	F0
Fabrication rapide et répétable	F0
Mise en œuvre des moyens de production maîtrisée	F0
Coût de revient (développement, approvisionnement des matières premières, fabrication, amortissement des moyens de production) faible ou modéré	F0
Gestion aisée des simulateurs usagés	F1
Respect environnemental (norme REACH)	F1
<i>Pour la dent naturelle</i>	
Intégrité, valeur intrinsèque élevée	F0
Encastrement aisé et rapide sur un modèle d'arcade	F0
Approvisionnement simple et sécurisé au niveau sanitaire	F0
Gestion aisée après usage	F0

Eléments du CdCF intéressant le présent travail de thèse

Tableau 8 : Cahier des Charges Fonctionnel [CdCF] (analyse de l'auteur)

La solution pédagogique proposée fera techniquement appel à la technologie CFAO (Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur) et plus particulièrement à l'impression 3D, qui réunit beaucoup d'avantages par rapport aux exigences du CdCF.

Afin de bien appréhender les notions qui seront présentées dans la partie 3 intitulée « Présentation de la solution pédagogique proposée », une explication technique exhaustive de la CFAO est exposée dans la partie ci-après. Elle se fera par une approche intégrale du concept, afin de bien en comprendre la philosophie globale.

- FIN PARTIE 1 -

2 CONCEPTION ET FABRICATION ASSISTEES PAR ORDINATEUR

2.1 NOTIONS DE CAO ET DE FAO

2.1.1 Définitions

Les acronymes « CAO » et « FAO » signifient respectivement « Conception Assistée par Ordinateur » et « Fabrication Assistée par Ordinateur ». Bien souvent dans le langage courant, la contraction « CFAO » est utilisée.

Selon le Pr Yvon GARDAN, spécialiste en ingénierie numérique, la CAO peut être décrite comme « une technique dans laquelle l'homme et l'ordinateur sont rassemblés pour résoudre des problèmes techniques dans une équipe qui associe étroitement les meilleures qualités de chacun d'eux, de telle sorte que l'équipe travaille mieux que chacun séparément ». C'est pourquoi, la relation entre l'opérateur et l'ordinateur ou IHM (Interface Homme-Machine) est un élément essentiel.

La FAO peut être définie comme « l'utilisation de l'informatique pour planifier, gérer et contrôler les opérations de fabrication » (Gardan 1986).

2.1.2 Origines industrielles et transfert de technologie vers l'odontologie

La naissance au XVème siècle du dessin technique, géométrique et normé sous l'impulsion de Léonard DE VINCI, en lieu et place du croquis à main levé (ie : l'art du trait), a été un grand tournant dans l'histoire des sciences et techniques.

Jusqu'alors les seules maquettes réalisées ne permettaient que d'obtenir une vision finale d'un projet, mais ne constituaient en rien une aide technique à la fabrication. Elles ne servaient pas d'outil de conception mathématique ni d'élaboration (Piquet et al. 1989).

En 1470, Piero DELLA FRANCESCA décrit pour la première fois une méthode de projection cartographique, appelée « Costruzione legittima » (Poitou 1984). Elle permet de définir avec précision la correspondance entre un plan technique et des relations de l'espace. Cette définition confère ainsi à l'objet un mode d'existence virtuel permettant le calcul et la prévision, et

autorise une vision abstraite permettant de guider sa réalisation. La notion de perspective est ainsi née (représentation sur une surface plane d'un objet en 3D).

C'est à la fin du XVIIIème siècle que Gaspard MONGE invente la géométrie descriptive. Le dessin technique devient alors un véritable outil de calcul, de conception, d'instruction et de communication. Cette notion sera ensuite adoptée par les grands ingénieurs de l'époque (Deforge 1981).

En 1852, Ferdinand REDTENBACHER, le père de l'ingénierie mécanique, considère qu'une « machine dessinée est une sorte de réalisation idéale, mais dans un matériau bon marché et plus maniable que le fer et l'acier » (Piquet et al. 1989). La géométrie descriptive peut ainsi être considérée comme la première technique de CAO (sans l'unité informatique de calculs naturellement).

Au début du XXème siècle, la production de masse impose une répartition et une division du travail (taylorisme et fordisme). La conception devient une étape à part entière et prend une place essentielle. C'est à cette époque que naissent les premiers bureaux d'études et des méthodes. L'apparition du dessin industriel tolérancé permet alors le développement de pièces unitaires interchangeables, assemblées ensuite entre-elles, rendant ainsi la phase d'ajustage largement réduite.

La 1^{ère} génération de CFAO à proprement parler, apparaît durant la période 1950-1970 sous l'impulsion de deux grands ingénieurs : Paul DE FAGET DE CASTELJAU (ENS Ulm - Citroën) et Pierre BEZIER (Arts et Métiers, Supélec, Université de Poitiers, Université Pierre-et-Marie-Curie - Renault). Le premier mît au point en 1959 un algorithme mathématique permettant la définition numérique de surfaces complexes dans la perspective de fabrication de carrosseries automobiles (Poitou 1989) et le second réalisa en 1958 la première machine-outil à commande numérique applicable dans l'industrie. La toute première machine à commande numérique ayant été mise au point dans un laboratoire du MIT à Boston, Etats-Unis en 1952. Un couplage {ordinateur + machine d'usinage} est réalisé pour la première fois. Après l'industrie automobile, l'industrie aéronautique généralisera très rapidement la CFAO dans tous ses bureaux d'études. Suivra tout le tissu industriel au milieu des années 1970, encouragé par l'accroissement de la puissance des calculateurs informatiques [résultats des découvertes dans

le domaine des mathématiques modernes] et du développement des machines d'usinage numériques (Piquet et al. 1989).

Les débuts de cette technologie dans l'industrie ne se sont pas faits sans difficultés. En effet d'un point de vue technique, la numérisation des dessins et plans traditionnels a révélé de nombreuses imprécisions et erreurs de cotation, ainsi que de nombreux doublons informationnels.

La CAO représentait alors un atout majeur en termes de fiabilité et de précision des informations techniques dans le design produit, malgré un coût économique de développement important.

Ce sont les exigences en matière de chaîne de cotes des plans, ajoutées aux problématiques d'industrialisation (production en série de manière précise et répétable), qui ont positionné la CFAO comme l'outil de conception et de fabrication de choix dans les secteurs stratégiques de l'économie.

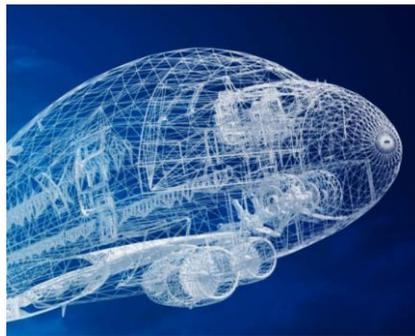


Figure 15 : Modélisation de structures aéronautiques par CAO (Dassault Systèmes 2018)

Depuis plusieurs années, la CFAO a connu un essor important dans le domaine médical et plus précisément dans celui de l'odontologie. Cette technologie est tout particulièrement intéressante dans le domaine dentaire pour :

- sa précision (ie : idée de s'affranchir des incertitudes humaines) ;
- sa fiabilité et facilité d'utilisation ;
- son gain de temps ;
- sa répétabilité (ie : idée surtout vraie dans un contexte pédagogique mais pas d'exercice où justement l'idée de production répétable en série n'a pas lieu d'être).

La CFAO dentaire a été initiée en 1980 par transfert de technologie depuis l'industrie. Il s'est fait sous l'impulsion du Dr François DURET, chirurgien-dentiste et scientifique français qui, en 1973 avait déjà évoqué le concept dans sa thèse d'exercice intitulée « Empreinte optique »

(Duret 1973). Son travail a été initié dès 1971 avec l'objectif de réaliser une empreinte numérique optique endo-buccale. Ce concept reposait sur l'idée de réduire à leur plus simple expression les gestes répétitifs de la fabrication des prothèses dentaires.

Les principes de base étaient les suivants :

- réaliser une empreinte pouvant être numérisée ;
- modéliser l'empreinte grâce à un logiciel informatique ;
- usiner l'élément prothétique avec une machine-outil reliée à l'ordinateur.

Le concept reposait alors sur les éléments suivants : {empreinte + usinage de l'intrados + usinage de l'extrados} (Duret 1973).

La première empreinte dentaire optique a été réalisée par le Dr DURET en 1983 à la faculté d'odontologie Garancière à Paris (Bruno et Soizick 1983). Cette grande première, à visée prothétique, est le résultat d'une collaboration étroite établie en 1979 avec une équipe d'une quinzaine d'ingénieurs de chez Matra et Thomson, sociétés françaises s'illustrant alors dans l'industrie de l'armement (conception et fabrication de missiles). A cet instant, il n'y a pas encore de liaison directe entre empreinte / conception / fabrication. Elle sera effectuée 2 ans plus tard au congrès de l'ADF en 1985 (Bonifay 1986). Ce n'est qu'à partir de 1987, que le premier système complet pour cabinet dentaire est commercialisé : il s'agit du système « Hennson® » du nom de la société française dont toute l'équipe d'ingénieurs et de chirurgiens-dentistes du Dr DURET fait partie. Ce système est miniaturisé, fiabilisé, et simule un articulateur électronique. Cette même année, le premier système Cerec® de chez Siemens / Sirona apparaît sur le marché ainsi que le système Procera® de chez Nobel Pharma / Biocare. En 1991, a lieu le premier congrès international de CFAO dentaire à Houston, aux Etats-Unis. Durant les années 1990, les premiers systèmes sont industrialisés.

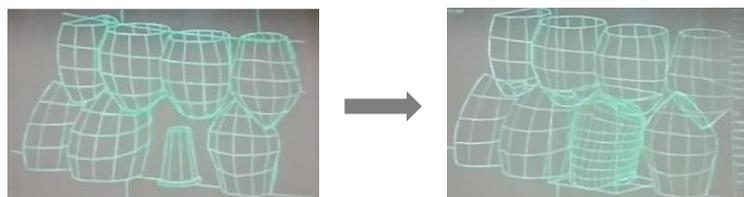


Figure 16 : Modélisation CAO de la première empreinte optique à Garancière (INA 1983)

Aujourd'hui, cette technologie s'est beaucoup miniaturisée et de nombreux produits sont disponibles sur le marché. Les applications dentaires ne sont plus uniquement centrées que sur

la prothèse fixée ni les inlays, mais également sur l'implantologie, la prothèse amovible, l'ODF... et maintenant l'endodontie.

Les principaux critères techniques de différenciation entre tous ces produits sont essentiellement l'ergonomie (ie : encombrement de la station de contrôle et miniaturisation du capteur d'acquisition) et la vitesse d'acquisition des données.

2.1.3 Principes techniques

2.1.3.1 Numérisation de données physiques

La numérisation est une technique informatique qui comporte deux grandes étapes : l'acquisition et le traitement d'image.

2.1.3.1.1 Acquisition

a) Notion d'image numérique

Une image numérique est le résultat d'un processus permettant de passer d'une représentation réelle physique (notion de signal continu analogique comportant un nombre infini de points) à une représentation discrète caractérisée par un nombre fini de points distincts (notion de signal discret) affectés d'une valeur 0 ou 1 (aspect binaire). L'image est alors obtenue par Conversion Analogique – Numérique (CAN), par le biais de programmes informatiques.

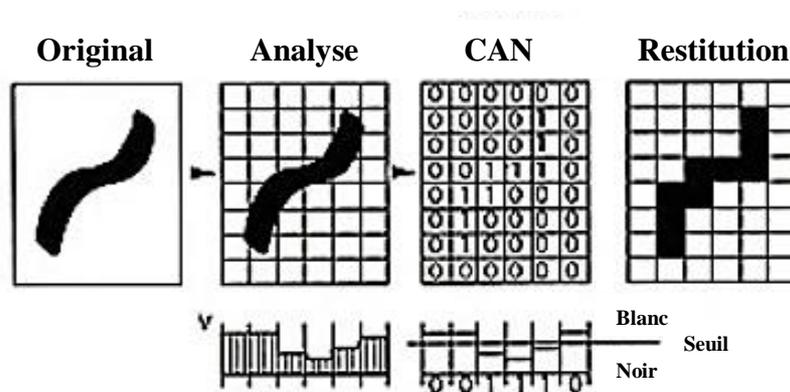


Figure 17 : Conversion d'une image analogique en une image numérique (ENSAT [s. d.])

Formalisation mathématique :

Soit :

I, une image numérique définie comme une application.

D, le domaine de définition borné (en fonction du nombre de bits) de I, tel que $D = \{ [0 ; d1] \times [0 ; d2] \times \dots \times [0 ; dn] \}$, avec n, la dimension de I.

Application :

Si $n = 2$, alors I est une image bidimensionnelle (en 2D) dans laquelle chaque élément de D est représenté par un carré appelé « pixel ». Chaque point de l'image est alors représenté par un pixel centré sur ses coordonnées géométriques.

Si $n = 3$, alors I est une image tridimensionnelle (3D). Chaque élément de l'image est représenté par un cube, appelé « voxel ».

b) Caractérisation de l'empreinte optique

➤ Principe

Dans l'approche traditionnelle, le principe d'une empreinte dite « surfacique » est de perturber la surface d'un matériau souple et déformable.

Dans l'approche numérique, l'empreinte optique se caractérise par une perturbation imposée à la lumière. Il s'agit donc de mesurer la perturbation que crée le volume dentaire étudié sur un système ondulatoire connu et stable (ie : la lumière), statique ou dynamique.

Il s'agit là d'une méthode dite « sans contact ».

➤ Composants

On distingue trois composants essentiels.

① **Source lumineuse**

Elle peut être :

- cohérente (LASER) – les ondes lumineuses transportées par le rayonnement sont en phase, de même longueur d'onde (lumière monochromatique) et émises dans la même direction ;
- incohérente (lumière blanche / polychromatique émise par le soleil, les ampoules, les LED...) – les ondes ont alors des phases différentes ;
- un émetteur d'ondes situées en dehors du spectre visible [400 nm – 800 nm].

Dans tous les cas, la source lumineuse émise de référence (de caractéristiques connues) ou rayonnement incident doit être structurée afin de pouvoir mesurer ensuite la déformation de l'onde réfléchie engendrée par l'objet éclairé.

Remarque :

- i) il existe aussi des senseurs mécaniques ou palpeurs qui enregistrent une déformation par contact (technologie non développée par la suite car aujourd'hui dépassée en odontologie).

② Senseur

C'est un(e) capteur / caméra photosensible au rayonnement réfléchi. Il existe les capteurs à transfert de charge, appelés « CCD » (Charge Coupled Devices) et les capteurs « CMOS » (Complementary Metal Oxyde Semiconductors). Les capteurs les plus courants sont ceux de type CCD. Ce sont des composants électroniques semi-conducteurs, contenant des photosites, transformant l'énergie lumineuse des photons en électrons (conversion en signal électrique).

③ Convertisseur de signal

Il sert ensuite à faire le décodage de la perturbation analogique recueillie par le capteur et de la convertir en valeur numérique binaire. Une comparaison est enfin faite avec le rayon incident.

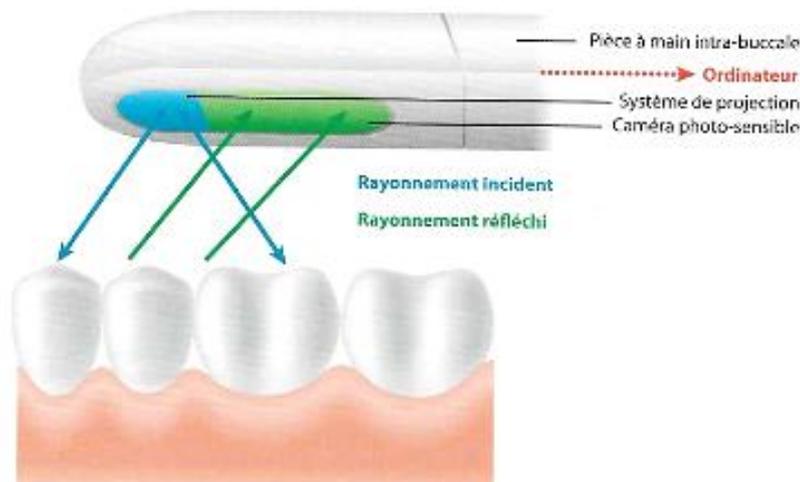


Figure 18 : Composants d'une pièce à main intra-buccale (Descamp et Fages 2016)

➤ **Méthodes de mesure**

Il existe en CFAO dentaire deux principales méthodes de mesure : la triangulation (la plus courante) et l'imagerie confocale parallèle.

Une troisième méthode commence à faire son apparition : l'holographie conoscopique (technologie utilisée par la société allemande Kavo).

① Triangulation

La triangulation repose sur le concept de la géométrie épipolaire : positionnement dans l'espace d'un point par plusieurs prises de vues successives à des positions différentes. C'est le principe de la vision humaine (2 points d'observation différents espacés de quelques cm). C'est par ce principe que notre vision peut se faire en 3 dimensions.

Avec une caméra optique, le principe reste le même. Ce sera par le mouvement de la caméra que l'image pourra être enregistrée (car prises de vues différentes d'un même volume dentaire fixe selon un référentiel, ici celui de la bouche).

Légende :

M : objet

m : images de M dans les plans vus
par la caméra en positions 1 et 2

Cx : caméra en position x

Ex : épipôle x

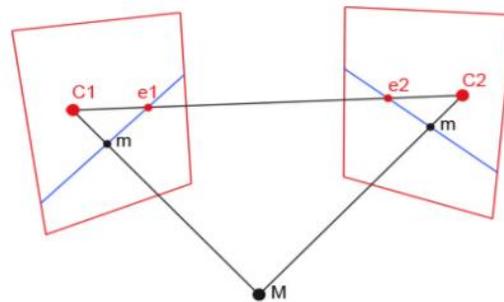


Figure 19 : Principe de la géométrie épipolaire (AI - SRI [s. d.]

Il existe plusieurs méthodes de triangulation :

- la méthode par projection de rayons lumineux ;
- la méthode stéréoscopique (ou stéréophotogrammétrie).

- *Méthode par projection de rayons lumineux (point, ligne, masque)*

La méthode de mesure endo-buccale la plus courante en odontologie est caractérisée comme suit :

1/ la source émet une lumière à travers de multiples masques (grilles à pas définis). On obtient alors une lumière structurée à pas défini, une trame structurée (ensemble de lignes parallèles noires et blanches) ;

2/ la multitude de masques va permettre d'instaurer plusieurs déphasages ondulatoires ;

3/ ces ondes émises vont ensuite être perturbées par le volume dentaire ;

4/ une partie des ondes va être réfléchi (et une autre absorbée). Ces ondes réfléchies dépendent des propriétés de réflectivité de l'objet ;

5/ le capteur CCD enregistre ensuite les déformations des ondes réfléchies (puis une comparaison avec les ondes incidentes est faite). Des variations d'intensité sont ainsi mesurées en comparaison à une intensité de référence calibrée en usine. Ces différents écarts d'intensité traduisent une notion d'espacement entre le point mesuré et la caméra. Plus la distance entre le point mesuré et la caméra est grande, moins l'intensité lumineuse est élevée. Un relief peut ainsi être déduit par calculs.

Remarques :

- i) cette méthode utilisée aujourd'hui dans le système Cerec® (leader du marché) permet d'avoir une précision de mesure de l'ordre de quelques micromètres et une vitesse d'acquisition élevée ;
- ii) les méthodes basées sur le point lumineux ou la ligne lumineuse ne sont pas utilisées en bouche pour des raisons de vitesses d'acquisition trop faibles. Cependant, on peut retrouver ces méthodes dans les systèmes de laboratoire.

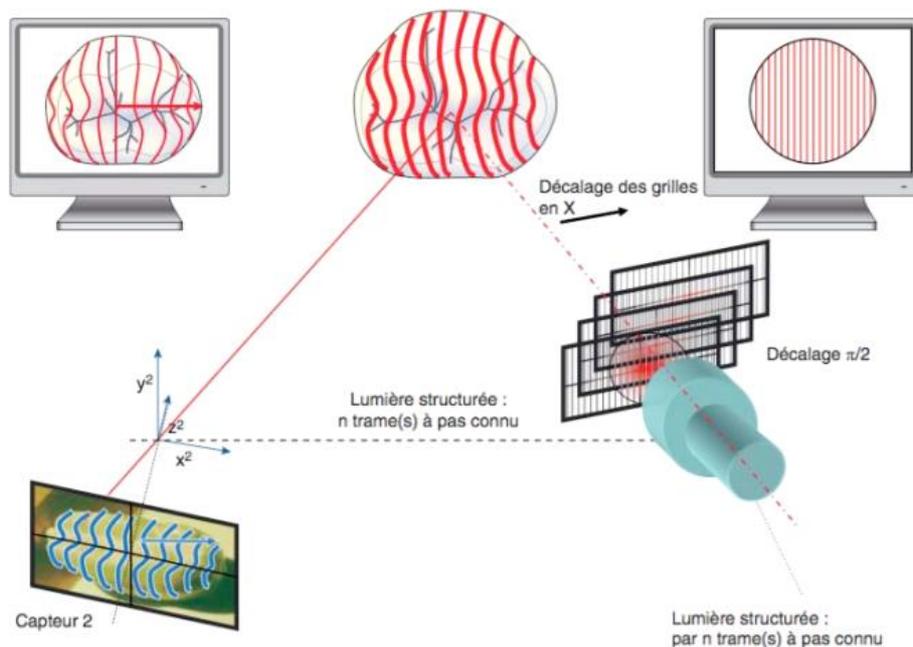


Figure 20 : Méthode par projection de rayons lumineux à l'aide de multiples masques (Jouanjean 2013)

- *Méthode stéréoscopique (ou stéréophotogrammétrie)*

Cette méthode fait appel à deux caméras d'écartement connu, sous lumière incohérente de type LED (par analogie à nos deux yeux). Des séries d'images sont ainsi enregistrées par les deux caméras et transmises à l'ordinateur.

Le module d'acquisition est relativement simplifié et ergonomique. Cependant le traitement d'image en aval est quant à lui plus complexe et lourd au niveau algorithmique.

② Imagerie confocale parallèle

Le principe est d'utiliser une source lumineuse cohérente de type LASER et de la focaliser au moyen d'une lentille. Le but est que l'objet (ie : la dent) visualisé donne une image nette par la lentille, donc doit être situé dans le plan focal de la lentille (principe fondamental d'optique géométrique). Une dent ayant une épaisseur non nulle, il faut faire varier ce plan focal à de multiples reprises (environ 300 variations / dent espacées de 50 micromètres) pour obtenir des images nettes de coupes de la dent. Un balayage est opéré sur la dent. Le rayonnement réfléchi est reçu par un capteur. Une série d'images nettes « in focus / à la distance focale » à des profondeurs de champ sélectives est obtenue et une mesure est ainsi réalisée.

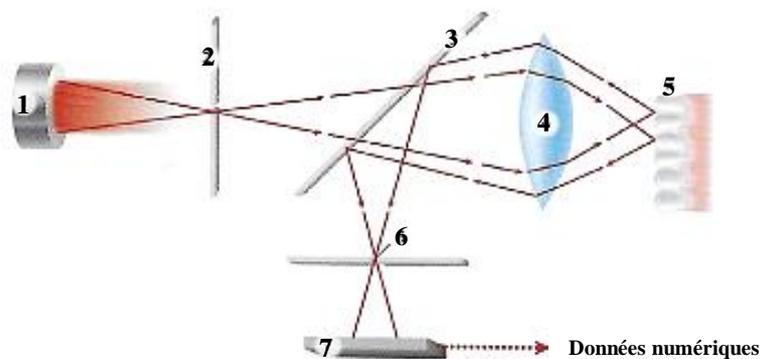


Figure 21 : Schéma de principe de l'imagerie confocale (Descamp et Pages 2016)

Légende :

- (1) : source lumineuse LASER
- (2) : premier sténopé (écran avec une petite fente afin d'éliminer les interférences / images floues = action de filtre)
- (3) : miroir semi-transparent
- (4) : lentille convergente
- (5) : objet (dent)
- (6) : second sténopé (action de filtre)
- (7) : capteur

③ Holographie conoscopique

Elle va probablement supplanter à l'avenir la méthode classique de triangulation du fait de son aptitude à mesurer des angles prononcés (jusqu'à 85° contre 40° à 60° par triangulation) et des cavités profondes, aspects intéressants en odontologie. Dans cette méthode, les rayons incidents et réfléchis empruntent le même chemin optique. On parle de colinéarité des rayons. Ainsi, une quantité importante d'informations est ainsi enregistrée à chaque mesure. Tous les matériaux sont également enregistrables par cette méthode, exceptés les résines acryliques, les cires translucides ainsi que les métaux trop brillants.

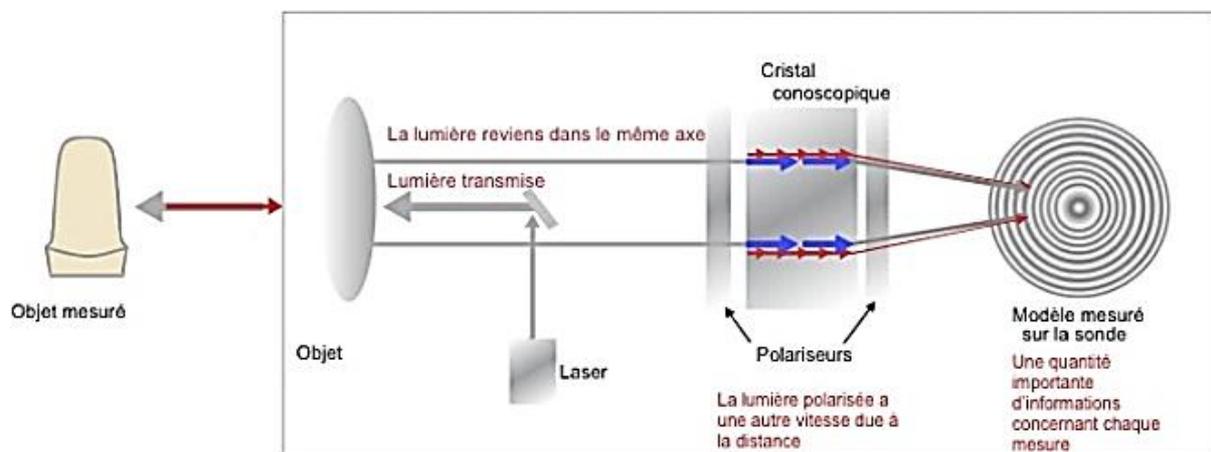


Figure 22 : Schéma de principe de l'holographie conoscopique (Laboratoire Ceralor [s. d.])

Tableau comparatif :

Méthode par triangulation		Méthode par holographie conoscopique	
Angle Limit	Shadowing Limit	Steep Angles	Co-linear

Tableau 9 : Comparaison des méthodes par triangulation et par holographie conoscopique (Laboratoire Ceralor [s. d.])

Remarque :

- i) l'holographie conoscopique permet d'enregistrer fidèlement des géométries relativement profondes.

➤ **Types de capture**

① **Acquisition « Point and Click »**

L'enregistrement se fait (image par image) par succession d'images statiques 3D qui se superposent partiellement de façon automatique ou manuelle. Une opération de corrélation (notion expliquée plus loin) est ensuite faite.

② **Acquisition « Full Motion »**

L'enregistrement se fait en continu. C'est une opération de tracking en vitesse et profondeur de champ.

➤ **Facteurs de précision**

La précision du système d'acquisition dépend de plusieurs éléments :

- le type de rayonnement utilisé ;
- les conditions expérimentales (humidité, lumière ambiante, température) ;
- la précision des algorithmes de traitement des données utilisés ;
- la ressource au niveau logiciel ;
- la sophistication des systèmes de traitement d'image.

2.1.3.1.2 Traitement d'image

Après la phase d'acquisition, vient la phase de traitement d'image, indispensable à un enregistrement de qualité. Ce traitement se fait par un logiciel informatique.

a) Modélisation des nuages de points ou tessellation

Cette étape consiste en la formation d'un maillage à partir du nuage de points (x, y, z) qui a été enregistré par le capteur. Le but est de raccorder tous les points : de multiples triangles se forment alors. On parle de modélisation polygonale 3D ou modèle polygonal.

C'est une « représentation informatisée de la forme complète d'un objet sous forme de facettes triangulaires adjacentes épousant la forme de l'objet numérisé. Les arêtes des facettes sont créées par les lignes qui réunissent les points issus du procédé de création de la forme numérique de l'objet » (CNIFPD - UNPPD 2019).

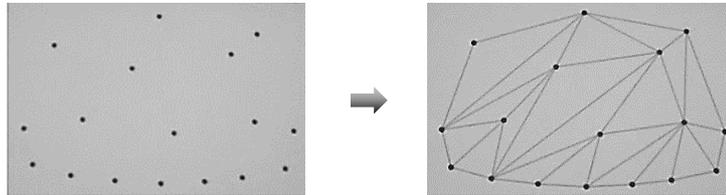


Figure 23 : Exemple de modélisation polygonale 3D (source de l'auteur)

Remarques :

- i) un autre modèle existe aujourd'hui, appelé NURBS (Non-Uniform Rational B-Spline). C'est une « représentation informatisée de la forme complète d'un objet par des surfaces 3D définies par des courbes vectorielles (B-Spline) formant un maillage déformable et permettant un rendu plus lisse que les polygones » (CNIFPD - UNPPD 2019) ;
- ii) cette représentation évite ainsi des conversions fastidieuses des données de triangulation (polygonale) en données de courbes pour la reconstruction de surfaces ou de solides.

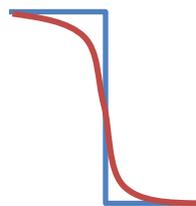


Figure 24 : Représentation d'une ligne vectorielle [rouge] en comparaison avec une représentation polygonale [bleue] (illustration de l'auteur)

b) Corrélation ou recalage

Une fois la modélisation réalisée, vient l'étape de la corrélation : Recalage des images entre elles. Pour cela, des algorithmes (de corrélation), par superposition des différentes images prises, sont mis en œuvre. Le logiciel va repérer les points qui sont communs et va recalibrer les images ensemble et ainsi obtenir un enregistrement surfacique de densité homogène. Toutes les images se superposent par « petits bouts ». Le volume est ainsi recréé de proche en proche.

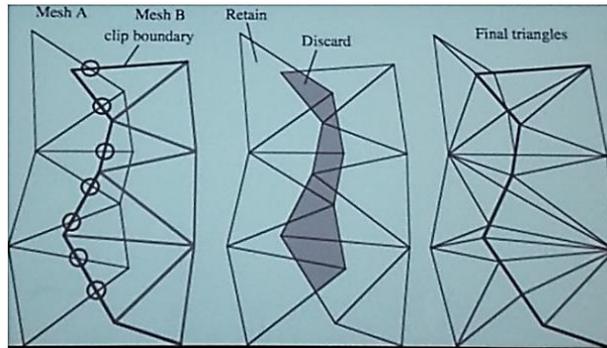


Figure 25 : Corrélation algorithmique d'une modélisation polygonale 3D (source de l'auteur)

c) Filtrage

Cette étape consiste en un gommage algorithmique des défauts (pixels / voxels défaillants ou manquants lors de l'acquisition par le capteur). Différentes techniques de filtrage existent (Dubuisson 2010) :

- filtrage spatial linéaire ;
- filtrage spatial non linéaire ;
- filtrage fréquentiel.

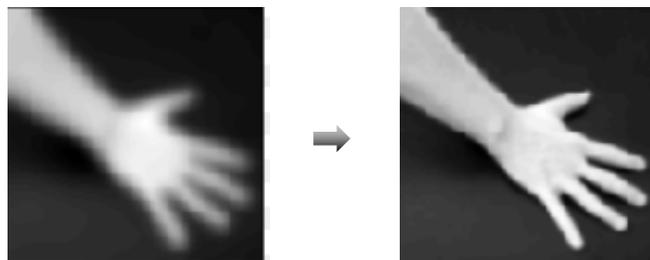


Figure 26 : Comparaison avant / après filtrage (Eck 2009)

d) Gestion de la texture

Cette dernière étape vient donner un aspect le plus réaliste possible à la texture de la surface ainsi modélisée.



Figure 27 : Avant et après gestion de la texture (Cantayre et Nasr 2018)

e) Format standard numérique

Après traitement d'image réalisé, un fichier au format STL est généré et sera envoyé vers un logiciel informatique de dessin / conception / design. Ce logiciel utilise lui aussi un noyau graphique de modélisation polygonale et peut recevoir et exploiter directement les données au format STL (on parle de fichiers nativement au format STL).

Remarque :

- i) ce format est né il y a plus de 20 ans lors de l'arrivée des premières techniques de fabrication additive par empilement de couches ou STéréoLithographie 2D, d'où l'acronyme « STL ».

2.1.3.2 Conception

2.1.3.2.1 Utilisations classiques en odontologie

En odontologie, la phase de conception à proprement parler se fait une fois l'enregistrement endo-buccal terminé et numérisé par le logiciel informatique. Cette phase permet d'amender la modélisation en ajoutant, soustrayant, ou modifiant des éléments.

a) En prothèse fixée et odontologie conservatrice

Dans l'utilisation la plus classique, le praticien ou le prothésiste conçoit une prothèse fixée / restauration indirecte à partir d'un enregistrement numérique (préparation dentaire, arcades maxillaire et mandibulaire, occlusions statique et même maintenant dynamique) via une interface d'utilisation logiciel ludique et simple à exploiter. Le logiciel comporte une bibliothèque anatomique prothétique déjà enregistrée et prête à être exploitée. Il est ensuite possible, à partir de ces patrons, d'apporter des ajustements géométriques personnalisés. Cette modélisation prothétique vient se superposer à la modélisation initiale enregistrée en bouche et préfigure numériquement le travail qui sera réalisé sur le patient.

b) En implantologie

Par principe, la caméra intra-orale ne pourra enregistrer que ce qui est visible en bouche, c'est-à-dire la surface / anatomie coronaire externe des dents et la surface des tissus mous. Il

conviendra alors de réaliser un Cone Beam-CT afin d'obtenir une image radiographique complète des tissus durs.

C'est ensuite par couplage {Empreinte optique endo-buccale – Imagerie radiographique 3D} que l'on obtiendra toutes les informations anatomiques souhaitées (ie : tissus durs et mous).

Une planification implantaire (simulation chirurgico-prothétique) peut ensuite être réalisée par un logiciel spécifique ; on obtient alors un wax-up numérique. Un guide chirurgical en découlant, peut ensuite être réalisé par impression 3D.

c) En orthopédie dento-faciale / ODF

En ODF, la technologie numérique trouve un intérêt particulier dans l'archivage de données patients (ie : modèles numériques), dans la simulation virtuelle de plans de traitement ou encore dans l'élaboration d'orthèses orthodontiques.

d) En chirurgie endodontique

Après examen d'imagerie 3D du patient, un guide chirurgical adaptable en bouche peut être conçu par CAO afin de réaliser des résections apicales avec précision.

2.1.3.2.2 Utilisation industrielle traditionnelle

La conception (ou dessin numérique) dans un bureau d'études industriel consiste en la création virtuelle de pièces mécaniques, qui par assemblage, permettent de constituer des systèmes. La fabrication sera ensuite réalisée à partir de ces données.

⇒ Dans notre présente problématique, nous verrons que plusieurs utilisations de la conception ont été combinées pour réaliser la solution pédagogique (développée exhaustivement dans la troisième partie).

2.1.3.3 Fabrication par machine à commande numérique

La fabrication par machine à commande numérique a pris son essor dans les années 1970 dans l'industrie mécanique. C'est l'étape finale de la CFAO.

La machine-outil doit être pilotée avec précision par le programme informatique en amont : gestion du trajet de l'outil en fonction de la géométrie et de l'état de surface de la pièce à

réaliser, en fonction de tolérances dimensionnelles données (Giannetopoulos et al. 2010). La capacité du logiciel à piloter la machine-outil conditionne ainsi la qualité de la fabrication. Deux sortes de FAO existent : celle par addition et celle par soustraction (Unger 2003).

2.1.3.3.1 Fabrication par soustraction

La fabrication par soustraction, appelée aussi usinage, est une technique d'usure et / ou de coupe réalisée par une machine-outil (Cordebois et Colombié 2013). Un bloc de matière est ainsi usiné pour former une pièce à la géométrie souhaitée. Le fraisage est la technique d'usinage la plus utilisée. Il se fait dans notre cas à l'aide de fraises diamantées ou non, de formes et tailles différentes, montées sur des machines d'usinage à 1 ou 2 moteurs pilotés par commande numérique (CN) opérants sur 3 axes (application cabinet) voire 5 axes (application laboratoire / centre de production). Le niveau de sophistication de la pièce fabriquée varie en fonction du nombre d'axes (Bosch et al. 2014). Cette technique est essentiellement utilisée aujourd'hui pour usiner la céramique, le métal ou la résine (Li et al. 2014). C'était la seule technique de fabrication utilisée en odontologie, jusqu'à l'avènement de l'impression 3D.

Principe :

CN-3 axes : translations de l'outil ou de la pièce selon les axes (X, Y, Z).

CN-5 axes : translations selon les axes (X, Y, Z) et rotations (A et B) selon les axes X et Y.

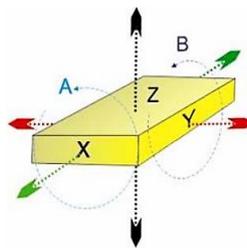


Figure 28 : Axes de translation et de rotation (source de l'auteur)

Remarque :

- i) il existe également une (nouvelle) technique de soustraction par faisceau LASER, permettant la réalisation de pièces très fines ; technique particulièrement intéressante pour éviter les micro-fissures engendrées par l'effort d'une fraise sur la pièce usinée.

2.1.3.3.2 Fabrication par addition

La fabrication par addition est une technique apparue dans les années 1980 et de plus en plus répandue en odontologie. Elle consiste en la réalisation par pilotage informatique d'une pièce à la géométrie souhaitée, par addition de matière sous forme de couches empilées. L'image obtenue par CAO est donc découpée en strates successives dans le sens de la hauteur selon un pas dit de découpage, par un second logiciel appelé « slicer ». La fabrication se fait par le procédé de « prototypage rapide », c'est-à-dire la « fabrication rapide de modèles et de prototypes » où chaque strate est reproduite dans le matériau choisi par la machine. Les strates étant toutes solidarisiées entre-elles. Des pièces de géométrie complexe peuvent ainsi être réalisées. Les matériaux utilisables sont le métal, la céramique, la cire, la résine (ces deux derniers matériaux étant tout particulièrement intéressants dans le cadre de notre application endodontique).

Les principales techniques de prototypage rapide sont décrites ci-après.

a) Stéréolithographie SLA (StéréoLithography Apparatus)

➤ **Principe**

La polymérisation des différentes strates se fait par balayage d'un faisceau LASER émettant dans le spectre UV sur de la résine liquide photosensible contenue dans un réservoir. Les strates ont une épaisseur allant de 25 à 100 micromètres. L'empilement des strates se fait au moyen d'une plate-forme mobile qui translate dans le sens de la hauteur de manière incrémentale ; l'incrément correspondant à l'épaisseur d'une strate. Un nettoyage à l'alcool (isopropanol) pendant 2 min dans un bain à ultrasons est ensuite nécessaire pour éliminer l'excédent de résine non polymérisée. Il peut être complété par une étape de centrifugation pendant 10 min à 3 500 tr/min. Enfin, un post-traitement au four UV de 15 min est souvent utile pour finaliser le processus de solidification (ie : accroître les propriétés mécaniques de la pièce) (Reymus et al. 2019). La précision de cette technique varie de 50 à 200 micromètres.

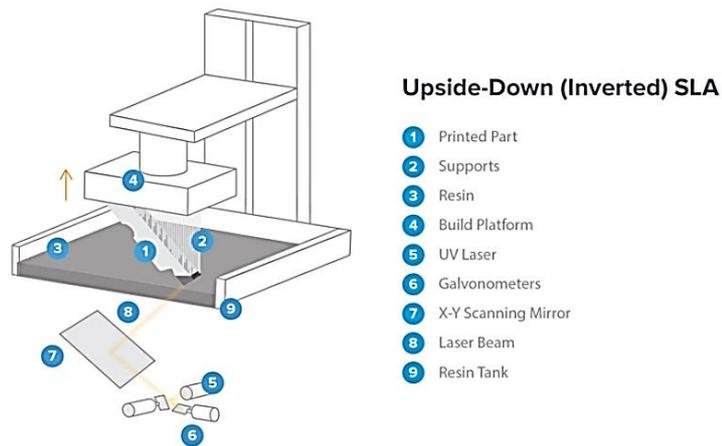


Figure 29 : Schéma de principe d'une imprimante SLA inversée (Formlabs 2019)

➤ Matériaux

Les matériaux utilisés sont des résines photopolymères thermodurcissables. Elles sont composées de :

- monomères et oligomères : molécules simples et chaînes de molécules courtes s'associant pour former des chaînes longues rigides (solidité de la pièce formée) ;
- photo-initiateurs : molécules réactives aux UV et initiant la réaction de polymérisation ;
- additifs : composants supplémentaires visuels (pigments) ou / et fonctionnels.

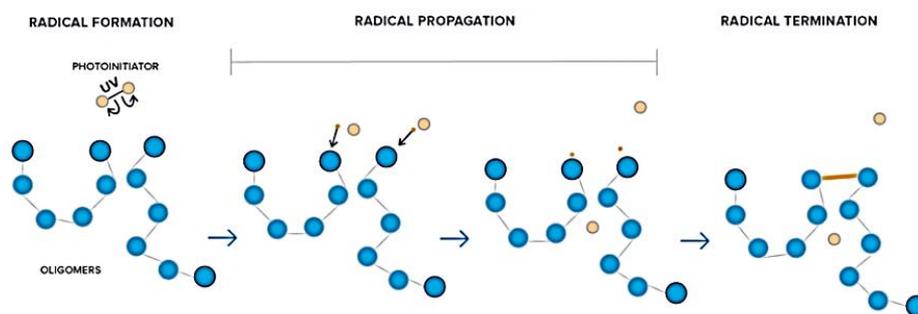


Figure 30 : Principe de photopolymérisation par lumière UV (Formlabs 2019)

Remarques :

- i) un nouveau procédé appelé DLP (Digital Light Processing) existe aujourd'hui et utilise un vidéo-projecteur à la place du LASER dans le but de couvrir une surface accrue et ainsi d'avoir une vitesse d'impression augmentée ;
- ii) une évolution de la technologie DLP existe aussi : « MovingLight » se basant sur un déplacement rapide du vidéo-projecteur augmentant encore la vitesse d'impression (société française Prodways Technologies) ;

- iii) il existe également un écran LCD émettant dans l'UV pouvant remplacer le vidéo-projecteur (société britannique Photocentric). Enfin, un projet de smartphone est également à l'étude (projet de la société américaine ONO).

En résumé :

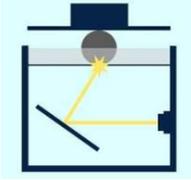
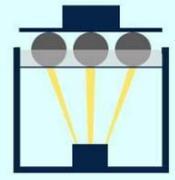
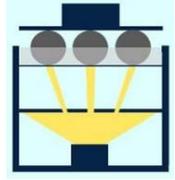
SLA	DLP	LCD
		
Polymérisation par faisceau LASER point par point	Polymérisation par le projecteur d'une couche en un temps	Polymérisation par l'écran LCD d'une couche en un temps

Tableau 10 : Résumé des procédés de stéréolithographie (Aniwa 2019)

En odontologie, la stéréolithographie est utilisée pour ces qualités de finesse, de résolution élevée et d'aspect surfacique lisse. En revanche, une seule pièce n'est réalisable à la fois.

b) Impression Multi-Jet Modeling (MJM) / Poly-Jet / Material Jetting

➤ Principe

Cette technique d'impression a été mise au point par la société israélienne Objet Geometries Ltd en 1999 et s'apparente par analogie à une impression jet d'encre, avec la différence que la projection n'est pas de l'encre mais de la résine liquide (en gouttelettes) durcissable par photopolymérisation UV par couche de 16 à 25 micromètres. Cette projection se fait par plusieurs têtes d'impression (d'où son nom) sur un plateau d'impression au moyen d'un vecteur (sorte de chariot) se translatant en permanence sous forme d'allers-retours. Cette technique est tout particulièrement intéressante du fait de sa rapidité d'impression (plusieurs pièces peuvent être créées en même temps), son haut niveau de détails (aspect de surface fin et lisse) et sa grande précision (de l'ordre de 16 micromètres voire même jusqu'à 6 micromètres pour les meilleurs process). Par ailleurs, l'impression Poly-Jet utilise des supports amovibles (en gel) permettant de réaliser des géométries en creux. Après le processus de polymérisation achevé,

le bac d'impression est placé sous un jet d'eau pressurisé permettant l'évacuation de résine non polymérisée ainsi que des supports amovibles éventuels. Une étape de centrifugation est également possible. Aucun post-traitement en four UV n'est par contre nécessaire avec cette technique. C'est aujourd'hui l'une des techniques de choix d'impression 3D dans l'industrie (et aussi en odontologie pour faire des guides implantaires par exemple).

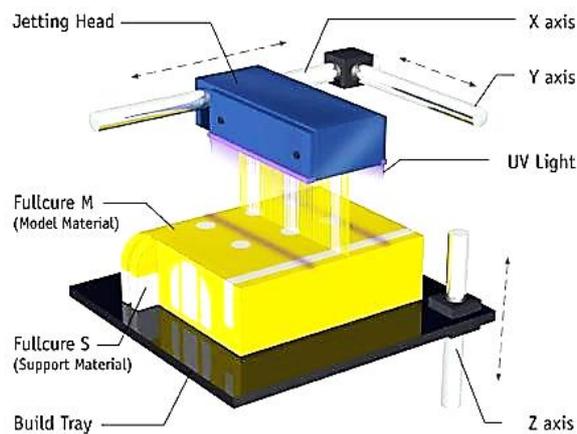


Figure 31 : Principe de fonctionnement d'une imprimante 3D de type Poly-Jet (a3Dm magazine 2015b)

➤ Matériaux

Les matériaux utilisables en impression Poly-Jet 3D sont nombreux (plus de 120 à l'heure actuelle) et combinables pour une même pièce réalisée donnée : notion de matériau composite appelé « Digital Material » dont les propriétés physico-mécaniques et chromatiques peuvent ainsi être définies sur-mesure. Le PMMA ou Poly(Methyl MethAcrylate) est la résine la plus utilisée dont les noms commerciaux les plus récurrents sont « VeroWhite® » (résine opaque) et « VeroClear® » (résine translucide / [quasi-] transparente).

c) Dépôt de matière fondue (FDM : Fused Deposition Modeling ou FFF : Fused Filament Fabrication)

C'est la technique considérée comme étant la plus basique. Le principe repose sur le dépôt couche par couche d'un fil de matière fondue (200°C) par un extrudeur (tête d'extrusion) sur un plateau d'impression. La buse d'impression peut se déplacer dans les 3 axes de l'espace et le plateau translate d'un niveau à chaque nouvelle couche appliquée.

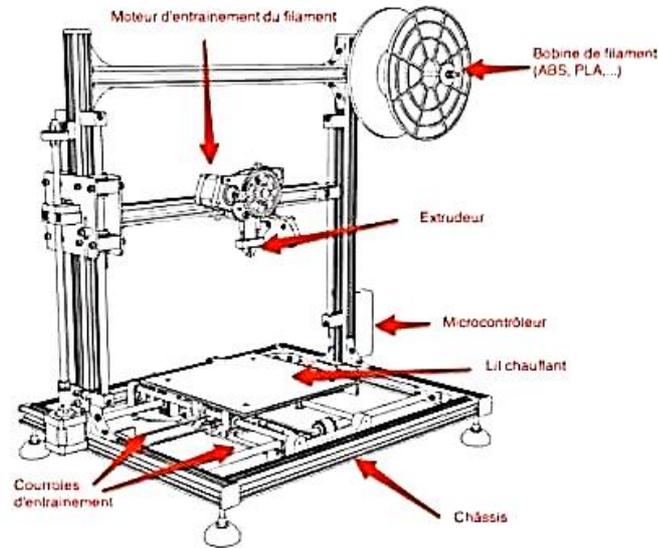


Figure 32 : Principe de fonctionnement d'une imprimante 3D de type FDM (a3Dm magazine 2015a)

d) Frittage LASER (SLM : Selective LASER Melting et SLS : Selective LASER Sintering)

Deux principes existent dans le frittage LASER : Le frittage direct (ou SLM) et le frittage indirect (ou SLS). Dans les deux cas ; la technique consiste en le dépôt successif de couches fines de poudre métallique ou polymère densifié(e) et fusionnées par apport thermique d'un LASER CO₂ ou Nd :YAG (Neodymium-doped Yttrium Aluminium Garnet). Pour le procédé SLS, seule la surface du grain de poudre est fusionnée et collée (ie : poudre chauffée sans atteindre le point de fusion). Alors que pour le procédé SLM, les grains sont fondus dans leur entièreté [plus d'homogénéité] (Comberton et Muller 2018). Cette technique est de plus en plus utilisée en odontologie pour la réalisation d'armatures métalliques et la fabrication d'implants.

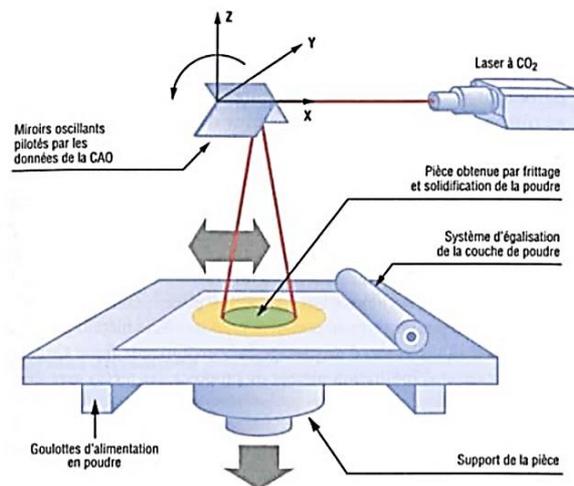


Figure 33 : Principe de fonctionnement d'une imprimante type frittage LASER (Comberton et Muller 2018)

2.2 CAO ET IMPRESSION 3D : DES SOLUTIONS INNOVANTES POUR L'ENDODONTIE

2.2.1 Atouts pédagogiques de la CAO

- **Transposition d'une situation réelle en une simulation informatique fidèle (notion de réalité augmentée) de façon rapide, précise et inaltérable**

C'est un atout majeur de la CAO, elle permet de représenter numériquement, virtuellement une situation physique réelle. Cette transposition numérique a un double avantage :

- avoir une vision en 3D de la zone anatomique étudiée sous un nombre infini d'angles de vue ;
- permettre la FAO.

- **Réalisation possible de variantes par modification du modèle (notion de réalité virtuelle)**

Amender une situation réelle par la numérisation est également une fonctionnalité intéressante. En effet, d'un point de vue pédagogique, cela permet d'ajouter ou d'éliminer une difficulté. L'idée étant d'adapter la pédagogie en termes de difficulté au niveau de l'auditoire.

Exemples : traitement d'une dent avec ou sans instrument fracturé dans le canal, traitement d'une dent à foramen normal ou large, avec 1/3 apical droit ou coudé etc.

- **Répétabilité de fabrication depuis le modèle numérique**

Le modèle CAO permet ensuite d'engendrer une fabrication répétable en quantité infinie. Les seuls facteurs limitants restent ensuite la disponibilité de la matière première et le coût.

- **Amélioration de la communication pédagogique**

Capacité de présenter un cas de façon plus ludique, de varier les prises de vues et de rendre plus intelligible une explication. Le cas peut ensuite être partagé de façon plus large avec l'ensemble de l'auditoire. Certains systèmes permettent même à l'opérateur équipé de lunettes spéciales d'observer la modélisation en 3D dans l'espace (technologie déjà utilisée en anatomie médicale et chirurgie). Par ailleurs, l'usage d'une interface de visualisation tactile permet de rendre l'apprentissage encore plus ludique et interactif.

➤ **Création d'une base de données morphologiques pédagogique**

Créer une base de données numériques de cas pour varier les situations et ainsi améliorer la pédagogie, avec des capacités de stockage très importantes pour un encombrement physique nul – notion de bibliothèque / d'archivage numérique.

2.2.2 Atouts pédagogiques de l'impression 3D

➤ **Reproduction fine de l'anatomie canalaire et dentaire**

Une fabrication basée sur la technique d'addition de matière permet de réaliser des géométries plus fines que par soustraction. En effet, par usinage, le facteur limitant demeure le diamètre de l'effecteur (ie : l'outil usinant). Si le diamètre de la fraise est supérieur à la taille de la géométrie modélisée, la fabrication ne pourra être fidèle au modèle. Par addition, il est possible de s'affranchir de ce type de contrainte technique. Par ailleurs, la géométrie spécifique de certaines anatomies n'apparaît pas compatible avec les trajets que peuvent accomplir les moteurs d'usineuses (même en 5-axes).

➤ **Choix de matériaux avec propriétés proches de la dent naturelle**

La méthode par addition permet d'assembler plusieurs matériaux avec des propriétés physiques différentes (notion de « Digital Material ») : densité, résistance mécanique, dureté, texture etc. Par soustraction, nous arrivons rapidement aux limites. Ainsi, il est possible de recréer une stratification par addition de matériaux pouvant simuler l'émail, la dentine et la pulpe, chose impossible par soustraction.

➤ **Rapidité, fiabilité et flexibilité d'exécution**

L'impression 3D est un procédé relativement rapide et fiable, ne nécessitant pas la présence d'un opérateur pendant la fabrication (comme l'usinage). Une fabrication en moyenne série est ainsi envisageable à n'importe quel moment (flexibilité de programmation de production).

➤ **Coûts et encombrement réduits**

En termes de coûts, ils demeurent relativement maîtrisés. Un coût fixe d'investissement est évidemment nécessaire mais ensuite les coûts variables restent mesurés : en effet, il n'y a pas de

perte matière. La matière consommée est 100 % utilisée pour la fabrication du produit ; il n'y a pas de chutes (ce qui n'est pas le cas avec une technique d'usinage où les taux de chutes peuvent s'élever aux alentours de 30 % voire même jusqu'à 90 % dans certaines fabrications de pointe).

Par ailleurs, l'encombrement des imprimantes 3D est aujourd'hui raisonnable et permet une mise en œuvre assez simple et partout.

Remarque :

- i) le coût de la matière première (résine liquide d'impression) est assez variable d'un fabricant à l'autre. Cet aspect économique est donc à nuancer.

➤ **Limitation du vecteur de contamination infectieuse**

Elle permet de réaliser des séances de travaux pratiques en meilleure sécurité sanitaire en limitant significativement l'usage de dents naturelles humaines, au profit de simulateurs endodontiques réalistes (présentés dans la partie 3).

➤ **Inscription dans le cadre légal**

Elle permet de diminuer l'ampleur de la collecte d'organes (ie : dents humaines extraites) par les étudiants chez les praticiens libéraux (cf. décret n°2007-1220 du 10 août 2007 relatif au prélèvement, à la conservation et à la préparation à des fins scientifiques d'éléments du corps humain).

- FIN PARTIE 2 -

3 PRESENTATION DE LA SOLUTION PEDAGOGIQUE PROPOSEE

A la partie 1, une cartographie marketing, une approche pédagogique, une expression de besoin, une évaluation des contraintes ainsi qu'un cahier des charges fonctionnel ont été présentés.

Cette partie sera maintenant consacrée au contexte et mode de développement, à la description technique de la solution pédagogique proposée en réponse au CdCF, et plus particulièrement aux blocs de simulations canalisées développés (design prototypique et implémentations techniques apportées suite à l'évaluation pratique menée auprès de praticiens).

3.1 CONTEXTE DE DEVELOPPEMENT

Ce travail de développement de blocs de simulations canalisées s'intègre dans le cadre d'un projet pédagogique plus large, initié par la société JOLSI en 2017. L'objectif de cette société de formation est de proposer à ses apprenants des modèles réalistes issus de vraies situations cliniques d'une part et d'autre part de reproduire la simulation jusqu'aux positions de travail, ce qui à ce jour n'est jamais fait.

Ce travail s'intègre dans l'étape n°3 de ce projet (qui en comporte 5 au total) et a fait l'objet d'un financement dans le cadre d'un partenariat avec l'auteur.

3.2 MODE DE DEVELOPPEMENT

Le développement de cette étape n°3 de la solution pédagogique s'est fait en « mode projet » avec différents jalons à valider. C'est le mode de développement de choix dans l'industrie.

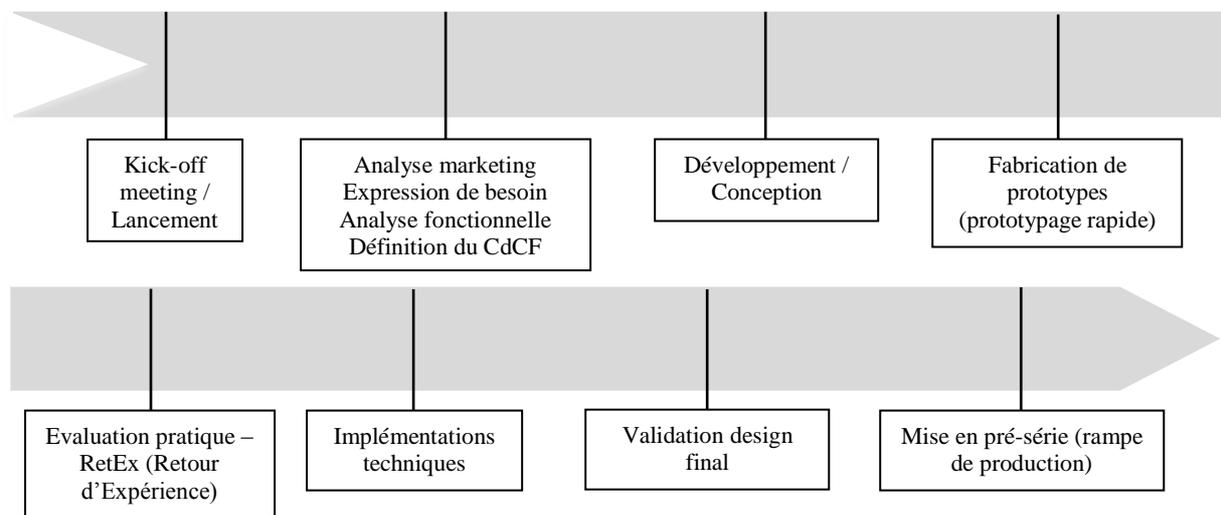


Figure 34 : Frise de gestion / management de l'étape n°3 (analyse de l'auteur)

3.3 DESCRIPTION TECHNIQUE

3.3.1 Représentation schématique de la solution pédagogique globale

La solution pédagogique globale s'articule autour de deux modèles d'arcades (supérieure et inférieure) incorporant plusieurs simulateurs endodontiques et une dent naturelle humaine. Ces modèles d'arcades ont fait l'objet d'une conception spécifique (aspect non développé dans ce manuscrit) en interne, par l'équipe pédagogique de la société JOLSI.

Solution pédagogique proposée par la société JOLSI	Modèle d'arcade maxillaire en résine imprimée 3D, soclé et adaptable sur fantôme (avec joues caoutchouc éventuelles)	2 simulateurs endodontiques amovibles en résine imprimée 3D + 1 dent naturelle humaine	<u>Secteur 1</u> [Sites 11,14]	2 dents artificielles biomimétiques	
			<u>Secteur 2</u> [Site 26]	1 dent naturelle humaine	
	Modèle d'arcade mandibulaire en résine imprimée 3D, soclé et adaptable sur fantôme (avec joues caoutchouc éventuelles)	2 simulateurs endodontiques amovibles en résine imprimée 3D	<u>Secteur 3</u> [Site 36]	1 dent artificielle biomimétique	
			<u>Secteur 4</u> [Site 46]	1 bloc de simulation canalaire	

OBJET DU PRESENT TRAVAIL

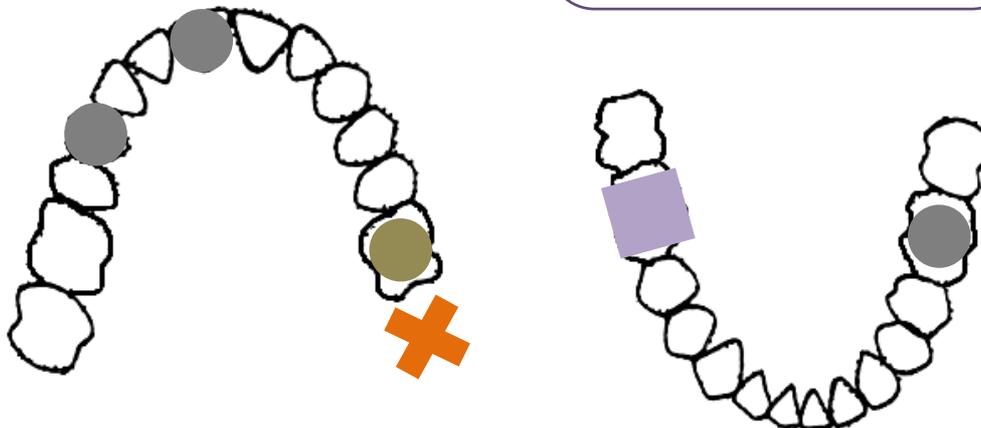


Figure 35 : Représentation schématique de la solution pédagogique globale (illustration de l'auteur)

Remarques :

- i) pour des raisons techniques, un édentement postérieur unitaire libre unilatéral est présent en secteur 2 (matérialisé par une croix orangée) ;
- ii) les 3^{èmes} molaires ne font pas parties de la solution du fait de leur absence très fréquente en bouche.

Cette solution pédagogique est :

- complète : elle recrée un environnement buccal complet (excepté les 3èmes molaires et 27) avec deux arcades adaptables sur fantôme avec ajout éventuel de joues en caoutchouc (pour encore plus de réalisme). D'autres fonctions de simulation sont toujours en cours de développement en interne de la société JOLSI ;
- intégrée : elle propose un gradient pédagogique idéal, c'est-à-dire une progression linéaire de la difficulté opératoire dans un environnement le plus réaliste possible et dans une même solution.

Type de gradient pédagogique	Progressif 		
	OUI	OUI	NON
Maîtrise du gradient ?			
Temps de formation	80 %		20 %
Types de Support d'apprentissage	Simulateurs endodontiques : blocs de simulations canalaires	Simulateurs endodontiques : dents artificielles biomimétiques	Dents naturelles humaines
Intérêts pédagogiques	Géométries radiculaires variées réalistes (sans contraintes coronaires, avec une cavité d'accès idéale déjà présente)	Géométries coronaires variées réalistes (cavité d'accès + relocalisation éventuelle des entrées canalaires à réaliser) et radiculaires variées réalistes	Géométries coronaires et radiculaires variées réelles + Textures et matières réelles (à appréhender)

Tableau 11 : Pédagogie mise en place avec la solution proposée par la société JOLSI (analyse de l'auteur)

⇒ Dans le cadre de ce projet de thèse, 12 blocs pédagogiques de simulations canalaires de configurations différentes ont été développés par conception assistée par ordinateur.

Nota : les autres éléments constitutifs de la solution pédagogique en développement au sein de la société JOLSI sont présentés pour information plus loin, mais ne font pas l'objet d'une description exhaustive (ne représentant pas le cœur de ce travail de thèse).

3.3.2 Blocs de simulations canalaires

3.3.2.1 Aspects CFAO

3.3.2.1.1 Conception

Les blocs de simulations canalaires ont été conçus *ab initio* par l'auteur à l'aide du logiciel de CAO FreeCAD® version 0.17. Ce logiciel ne requiert aucune licence particulière et est téléchargeable librement sur internet ; son développement s'est fait selon un mode communautaire par des passionnés de CAO. C'est un logiciel de dessin très complet qui permet de faire de la conception mécanique aussi bien simple qu'avancée.

Cette longue phase de conception constitue le cœur de ce travail de thèse.

3.3.2.1.2 Fabrication

Ces blocs ont ensuite été fabriqués en résine imprimée 3D avec la technologie Poly-Jet (+ centrifugation post-impression). Cette prestation de sous-traitance a été réalisée auprès de la société Smile Tech, basée en Normandie, qui possède un savoir-faire breveté tout particulier lui permettant de garantir un niveau de précision très important (~ 6 micromètres).

Cette technologie permet une très grande précision, une finition très lisse et une impression rapide et en série possible : éléments très intéressants pour ces simulateurs qui doivent pouvoir être d'une grande fidélité et qualité par rapport au modèle numérique, dans un contexte de moyenne à grande production (si le besoin le nécessite).

La matière première utilisée est de la résine photopolymère rigide PMMA de types VeroWhite® (opaque) ou VeroClear® (translucide / [quasi-] transparente), ou équivalents.

3.3.2.2 Prototypes

Dix simulateurs prototypes de géométries canalaire différentes ont été conçus dans un premier temps. Un catalogue exhaustif des différentes variantes est présenté ci-après. Ces simulateurs ont été pensés pour répondre à un maximum de configurations anatomiques possibles, avec des degrés de difficulté variés. L'impression en résine transparente ou opaque permet également de faire fluctuer le niveau de difficulté de l'exercice. Certains sont conçus pour apprendre et se perfectionner à la mise en forme canalaire et d'autres à l'obturation. Tous ces simulateurs sont de géométries externes hors-tout identiques, afin qu'ils puissent tous s'interchanger au niveau du site d'accueil du modèle mandibulaire prévu à cet effet (site 46), et sans nécessité de démontage du fantôme. L'encastrement de ces simulateurs se fait par friction mécanique, par abord vestibulaire du modèle d'arcade.

Les différentes configurations qui ont été prototypées sont les suivantes :

- canal simple (avec canaux latéraux), prêt pour la mise en forme, et pour l'obturation ;
- canal ovalaire, prêt pour la mise en forme, et pour l'obturation ;
- canal bifide, prêt pour la mise en forme, et pour l'obturation ;
- canaux avec TAC, prêts pour la mise en forme, et pour l'obturation ;
- canal simple avec butée (prononcée) et avec faux canal, à négocier.

Remarques :

- deux autres cas de simulation (géométrie canalaire en huit), prêt pour la mise en forme et prêt pour l'obturation, ont été développés dans un second temps, après l'évaluation pratique. Leurs descriptions techniques apparaissent donc dans la partie des implémentations techniques, plus loin ;
- dans les représentations 3D (dans le catalogue ci-après), les simulateurs sont représentés en gris claire (transparence / translucidité), les canaux non préparés sont rouges foncés (pulpe vascularisée), et les canaux préparés sont jaunes pâles (parois dentinaires) ;
- les géométries visibles sur l'ensemble des blocs de simulations sont décrites et justifiées dans les spécifications techniques particulières, après le catalogue.

3.3.2.2.1 Catalogue

a) Simulations d'un canal simple avec canaux latéraux

Ce cas s'appuie sur deux simulateurs : l'un pour l'entraînement à la mise en forme canalaire et l'autre pour l'entraînement à l'obturation. La présence de canaux secondaires au niveau du 1/3 apical (de tangence croissante vers l'apex par rapport au canal principal – cf. partie 1) renforce le réalisme de cette simulation et permet de constater le degré d'obturation de ces canaux en fonction des différentes techniques existantes, utilisées par l'opérateur.

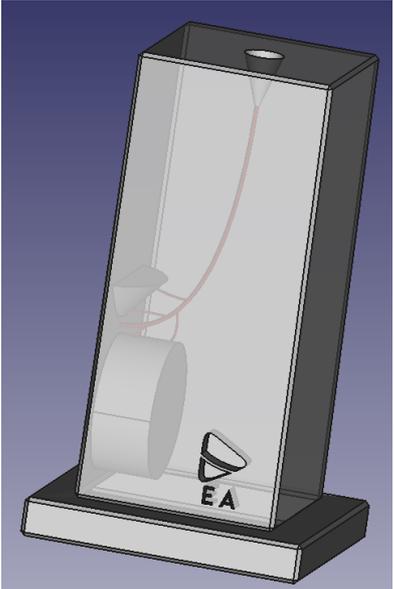
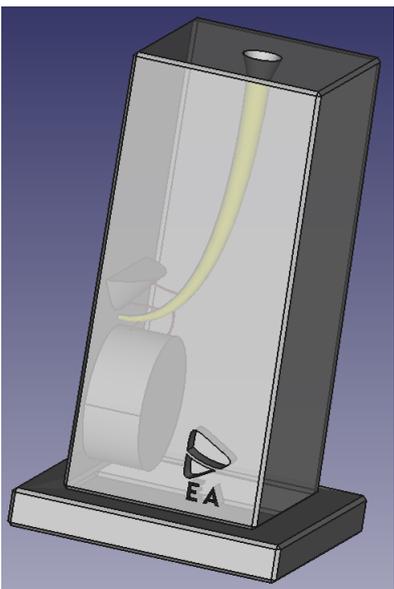
ILLUSTRATIONS CAO	PARAMETRES TECHNIQUES
 <p style="text-align: center;">Profil</p>	<p>L canalaire = 17,15 mm D apical = 20/100^{èmes} mm Conicité canalaire = 0 % (canal non préparé) D des 4 canaux lat. = 10/100^{èmes} mm Hauteur bloc hors-tout = 25 mm (dont 2 mm de socle) Teinte = Transparente ou opaque</p>
 <p style="text-align: center;">Profil</p>	<p>L canalaire = 17,15 mm D apical = 25/100^{èmes} mm Conicité canalaire = 6 % (canal mis en forme) D des 4 canaux lat. = 10/100^{èmes} mm Hauteur bloc hors-tout = 25 mm (dont 2 mm de socle) Teinte = Transparente ou opaque</p>

Figure 36 : Simulations d'un canal simple avec canaux latéraux (Crigny-Casadesus 2019a)

b) Simulations d'un canal ovalaire

Ce cas s'appuie sur deux simulateurs : l'un pour l'entraînement à la mise en forme canalaire et l'autre pour l'entraînement à l'obturation. Cette variante du canal simple ajoute une difficulté supplémentaire, très souvent présente dans l'anatomie endodontique. La présence d'une gaine cylindrique au niveau apical permet de recréer la sensation de « tug back » au niveau de la constriction apicale. Un réducteur permet de passer de la géométrie ovalaire à cylindrique.

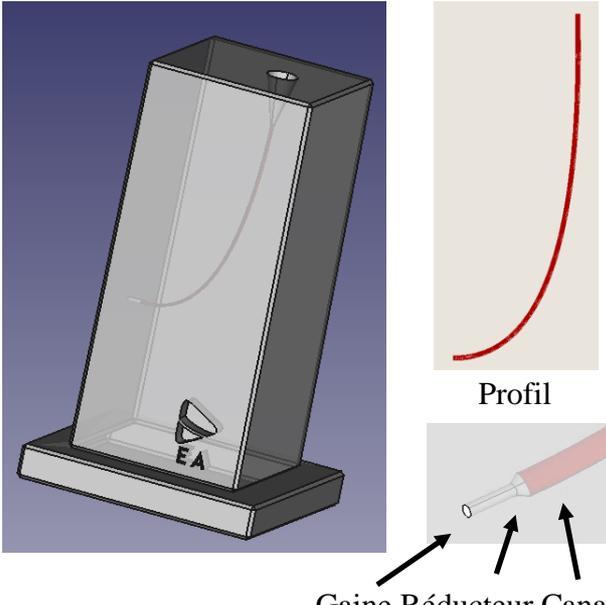
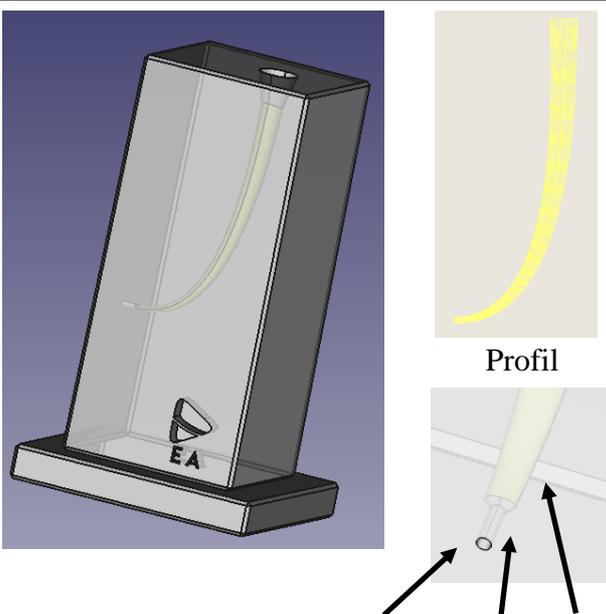
ILLUSTRATIONS CAO	PARAMETRES TECHNIQUES
	<p>L canalaire = 17,15 mm (+ 1 mm avec réducteur + gaine) = 18,15 mm D extrémité gaine = 20/100^{èmes} mm Réducteur = Passage d'un apex canalaire ovalaire 40x20/100^{èmes} à une gaine circulaire 20/100^{èmes} Conicité canalaire = 0 % (canal non préparé) Hauteur bloc hors-tout = 25 mm (dont 2 mm de socle) Teinte = Transparente ou opaque</p>
	<p>L canalaire = 17,15 mm (+ 1 mm avec réducteur + gaine) = 18,15 mm D extrémité gaine = 25/100^{èmes} mm Réducteur = Passage d'un apex canalaire ovalaire 50x25/100^{èmes} à une gaine circulaire 25/100^{èmes} Conicité canalaire = 6 % (canal préparé) Hauteur bloc hors-tout = 25 mm (dont 2 mm de socle) Teinte = Transparente ou opaque</p>

Figure 37 : Simulations d'un canal ovalaire (Crigny-Casadesus 2019a)

c) Simulations d'un canal bifide

Ce cas s'appuie sur deux simulateurs : l'un pour l'entraînement à la mise en forme canalaire et l'autre pour l'entraînement à l'obturation.

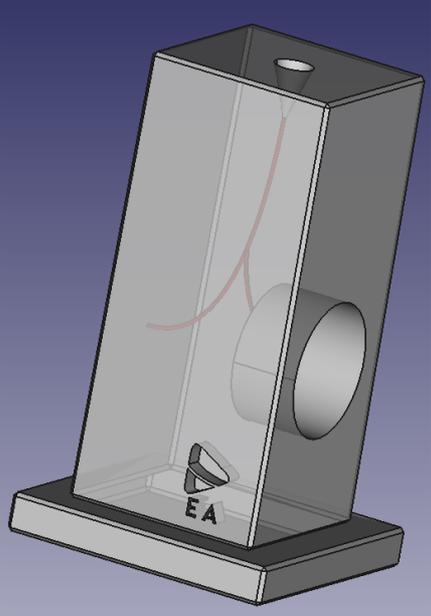
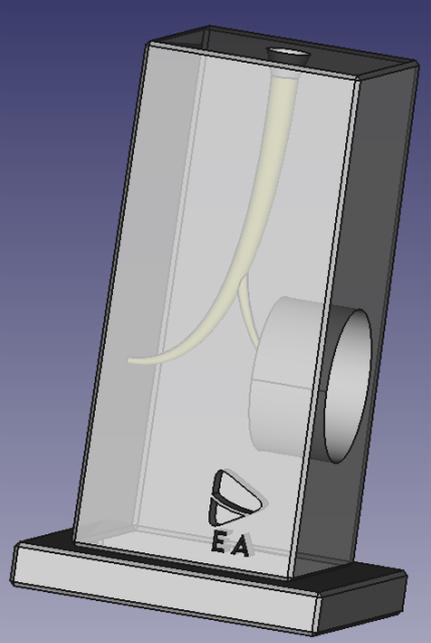
ILLUSTRATIONS CAO	PARAMETRES TECHNIQUES
  <p style="text-align: center;">Profil</p>	<p>L canalaire trajet n°1 = 17,15 mm L canalaire trajet n°2 = 15,02 mm <u>Dont</u> : L trajet coronaire commun = 9,81 mm L canalaire apicale trajet n°1 = 7,34 mm L canalaire apicale trajet n°2 = 5,21 mm Lieu de la bifurcation = 1/3 médian D apical canal n°1 = 20/100^{èmes} mm D apical canal n°2 = 20/100^{èmes} mm Conicité canalaire = 0 % (canal non préparé) Hauteur bloc hors-tout = 25 mm (dont 2 mm de socle) Teinte = Transparente ou opaque</p>
  <p style="text-align: center;">Profil</p>	<p>L canalaire trajet n°1 = 17,15 mm L canalaire trajet n°2 = 15,02 mm <u>Dont</u> : L trajet coronaire commun = 9,81 mm L canalaire apicale trajet n°1 = 7,34 mm L canalaire apicale trajet n°2 = 5,21 mm Lieu de la bifurcation = 1/3 médian D apical canal n°1 = 25/100^{ème} mm D apical canal n°2 = 25/100^{ème} mm Conicité canalaire = 6 % (canal préparé) Hauteur bloc hors-tout = 25 mm (dont 2 mm de socle) Teinte = Transparente ou opaque</p>

Figure 38 : Simulations d'un canal bifide (Crigny-Casadesus 2019a)

d) Simulations de canaux avec trajet apical commun

Ce cas s'appuie sur deux simulateurs : l'un pour l'entraînement à la mise en forme canalaire et l'autre pour l'entraînement à l'obturation.

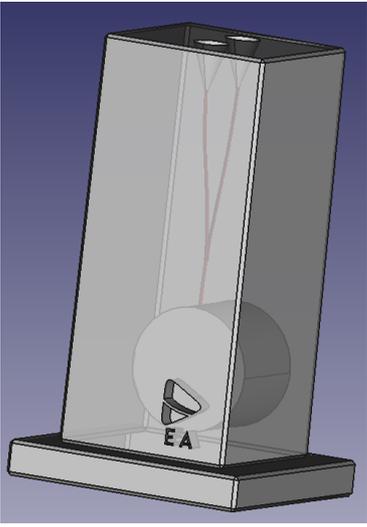
ILLUSTRATIONS CAO	PARAMETRES TECHNIQUES
  <p style="text-align: center;">Profil</p>	<p>L canalaire trajet n°1 (totale) = 15,07 mm dont TAC = 2,61 mm L canalaire trajet n°2 (jusqu'à la jonction) = 12,58 mm D jonction TAC = 20/100^{èmes} mm D apical = 20/100^{èmes} mm Conicités canalaire = 0 % (canaux non préparés) Hauteur bloc hors-tout = 25 mm (dont 2 mm de socle) Teinte = Transparente ou opaque</p>
  <p style="text-align: center;">Profil</p>	<p>L canalaire trajet n°1 (totale) = 15,07 mm dont TAC = 2,61 mm L canalaire trajet n°2 (jusqu'à la jonction) = 12,58 mm D jonction TAC = 40/100^{èmes} mm D apical = 25/100^{èmes} mm Conicités canalaire = 6 % (canaux préparés) Hauteur bloc hors-tout = 25 mm (dont 2 mm de socle) Teinte = Transparente ou opaque</p>

Figure 39 : Simulations de canaux avec trajet apical commun (Crigny-Casadesus 2019a)

e) Simulation d'un canal simple avec butée

Ce cas simule une butée (prononcée) induite par une sur-instrumentation canalaire. Cette erreur technique iatrogène est courante en endodontie. Une partie du canal est donc déjà instrumentée, mais pas celle au-delà de la butée. Tout l'enjeu de cette simulation est de réussir à négocier / dépasser cet écart de trajectoire afin de terminer à bien la mise en forme canalaire initiée, puis l'obturer totalement.

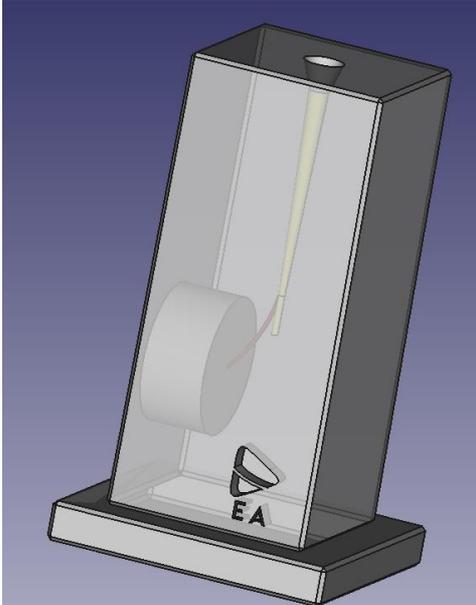
ILLUSTRATION CAO	PARAMETRES TECHNIQUES
 	<p>L canalaire (totale) = 16,51 mm L canalaire (2/3 coron.) = 11,27 mm L canalaire (1/3 apical) = 5,24 mm Lieu de la butée : Limite 1/3 médian – 1/3 apical L butée = 2,63 mm L instrumentée totale = 13,90 mm D apical = 20/100^{èmes} mm Conicité canalaire (1/3 apical) = 0 % (canal non préparé) D extrémité butée = 35/100^{èmes} mm Conicité préparation canalaire = 6 % Hauteur bloc hors-tout = 25 mm (dont 2 mm de socle) Teinte = Transparente ou opaque</p>

Figure 40 : Simulation d'un canal simple avec butée (Crigny-Casadesus 2019a)

f) Simulation d'un canal simple avec faux canal

Ce cas simule un faux canal induit par une sur-instrumentation canalaire excessive et prolongée. Cette erreur technique iatrogène est l'étape qui suit la butée si l'opérateur n'a pas réussi à négocier / rattraper le canal correctement. Tout l'enjeu est donc ici de réussir à rattraper cet écart de trajectoire afin de terminer à bien la mise en forme et faire ensuite l'obturation.

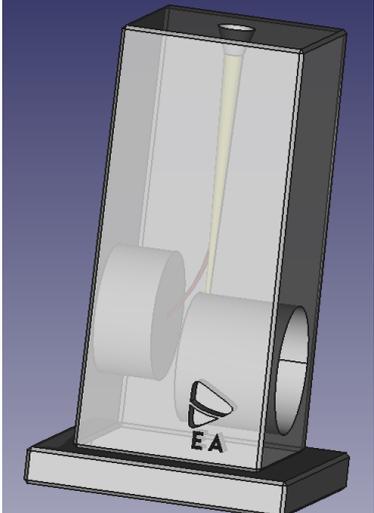
ILLUSTRATION CAO	PARAMETRES TECHNIQUES
 	<p>L canalaire (totale) = 16,51 mm L canalaire (2/3 coron.) = 11,27 mm L canalaire (1/3 apical) = 5,24 mm Lieu du faux canal = Limite 1/3 médian – 1/3 apical L faux canal = 3,24 mm L instrumentée totale = 14,51 mm D apical = 20/100^{èmes} mm Conicité canalaire (1/3 apical) = 0 % (canal non préparé) D extrémité faux canal = 25/100^{èmes} mm Conicité préparation canalaire = 6 % Hauteur bloc hors-tout = 25 mm (dont 2 mm de socle) Teinte = Transparente ou opaque</p>

Figure 41 : Simulation d'un canal simple avec faux canal (Crigny-Casadesus 2019a)

3.3.2.2 Spécificités techniques particulières

Les spécificités techniques particulières des prototypes sont justifiées ci-dessous :

SPEC. TECHNIQUES PARTICULIERES	JUSTIFICATIONS FONCTIONNELLES
Diamètres minimums des canaux	Pour des raisons techniques d'impression, il est aujourd'hui quasi-impossible de descendre en dessous de 10/100 ^{èmes} mm (jusqu'à 6/100 ^{èmes} mm grand maximum). Il a donc été choisi de calibrer les canaux principaux non préparés à 20/100 ^{èmes} mm et les secondaires à 10/100 ^{èmes} mm.
Events	Ils permettent l'évacuation vers l'extérieur de la résine non polymérisée lors de l'étape de centrifugation post-impression. La taille des événements a également été dimensionnée afin de permettre d'éliminer les derniers excès à l'aide d'un coton-tige.
Cône(s) d'entrée canalaire	Il(s) permet(tent) une meilleure élimination de la boue dentinaire (smear layer) lors de l'irrigation et une libération des contraintes coronaires.
Flocage	Un flocage "EA" (Endo Académie) est apposé sur chaque simulateur et indique la face vestibulaire de celui-ci (afin de le monter dans le bon sens sur le modèle mandibulaire).
Hauteur hors-tout du simulateur soclé	La hauteur hors-tout des simulateurs est de 25 mm (dont 2 mm de socle). Cette hauteur correspond à la place disponible au niveau du site de 46 du modèle mandibulaire.
Géométrie convergente du parallélépipède + socle débordant	Cela permet un encastrement sans risque de mobilité des simulateurs en usage. Le seul degré de liberté existant est la translation dans la direction vestibulo-linguale (= axe d'insertion du simulateur sur le modèle par abord vestibulaire).
Socle plat	Le socle plat permet une utilisation des simulateurs directement sur table / paillasse, avec stabilité.
Chanfreins	Des chanfreins de 0,1 mm sont présents au niveau de toutes les arêtes des simulateurs afin de permettre une insertion sur le modèle avec une tolérance de montage raisonnable (effet de friction mécanique justement dosé).

Tableau 12 : Spécificités techniques particulières des prototypes (Crigny-Casadesus 2019a)



Figure 42 : Encastrement en site 46 d'un prototype de bloc de simulation canalaire opaque par abord vestibulaire sur le modèle d'arcade mandibulaire (présenté ci-après) de la société JOLSI (JOLSI 2019a)

3.3.3 Autres constituants de la solution pédagogique globale

Important : les informations ci-après sont citées à titre purement indicatif, dans le but d'explicitier la solution pédagogique globale et n'ont pas été l'objet de ce travail de thèse. Elles demeurent propriété intellectuelle de la société JOLSI et sont soumises au droit d'auteur.

3.3.3.1 Modèles d'arcades

Les modèles d'arcades, adaptables sur fantôme, sont constitués de logements spécifiques conçus pour accueillir les simulateurs endodontiques (blocs + dents biomimétiques) et des dents naturelles. Ce sont des produits JOLSI conçus à partir d'une acquisition optique et imprimés en interne par stéréolithographie SLA au stade du concept (technologie « good enough », c'est-à-dire « juste suffisante » à ce stade) puis par technologie de frittage pour la production sérielle.

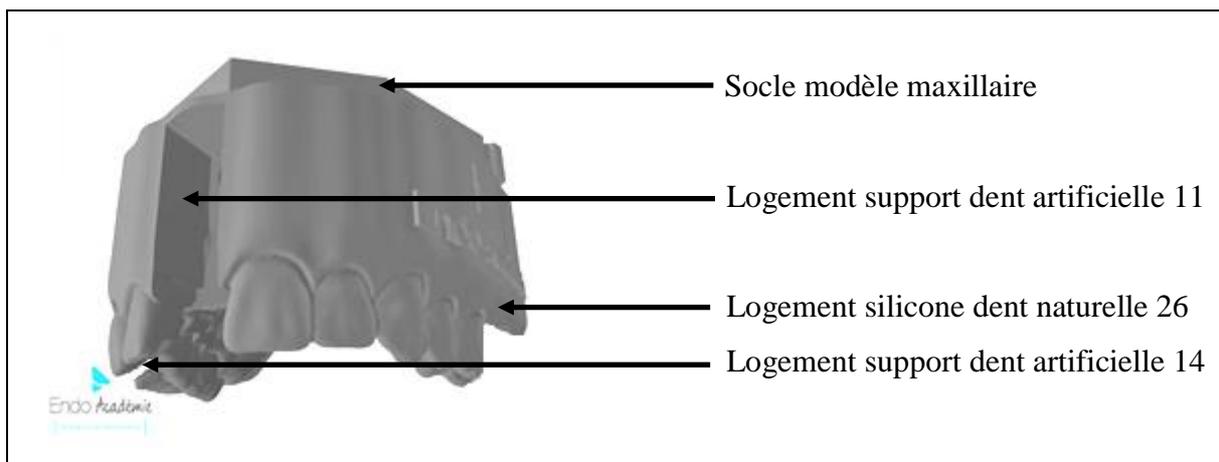


Figure 43 : Modèle d'arcade maxillaire représenté numériquement (JOLSI 2019a)

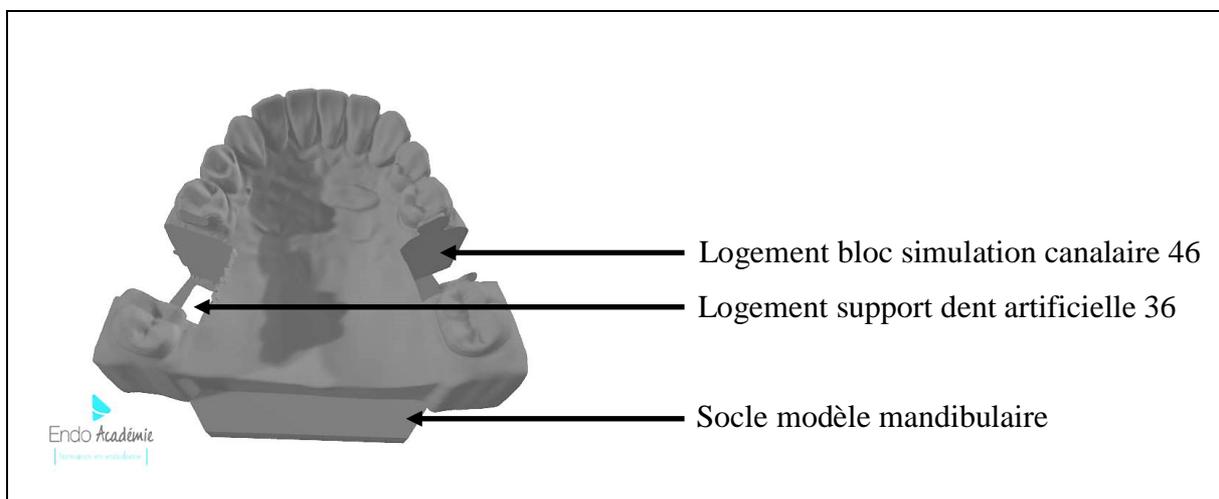


Figure 44 : Modèle d'arcade mandibulaire représenté numériquement (JOLSI 2019a)

3.3.3.2 Dents artificielles biomimétiques

Dans le concept global pédagogique proposé par la société JOLSI, d'autres simulateurs endodontiques viennent compléter les blocs au niveau des sites 11, 14 et 36 : les dents artificielles biomimétiques.

Elles sont fabriquées en résine imprimée 3D par technique Poly-Jet, à partir d'examens tomodensitométriques de dents naturelles. Elles possèdent donc des anatomies interne (réseau canalaire) et externe réalistes, introduisant ainsi une difficulté supplémentaire par rapport aux blocs : la gestion des contraintes coronaires (taille de la cavité d'accès + relocalisation éventuelle des orifices). Un catalogue important de variantes anatomiques existe : canal calcifié, apex immature, perforation du plancher etc., avec trois niveaux de difficulté différents. Ces simulateurs s'installent sur des supports individuels d'encastrement, possédant une connectique intégrée autorisant l'utilisation d'un localisateur d'apex.

Important : la fourniture des simulateurs est réalisée par la société française Naodent Evolution et l'intégration sur les modèles d'arcades a été développée par la société JOLSI.



Figure 45 : Dents artificielles 11 et 14 [Naodent Evolution] sur leurs supports individuels amovibles encastés dans le modèle d'arcade maxillaire développé par la société JOLSI (JOLSI 2019a)

3.3.3.3 Dent naturelle encastée dans un bloc de silicone

Un logement spécifique (évidemment parallélépipédique) a été créé par JOLSI au niveau du modèle d'arcade maxillaire afin d'y mouler un bloc de silicone lourd (ou putty) permettant d'inclure une dent naturelle à traiter. Après chaque utilisation, la dent avec le bloc de silicone associé sont démontables facilement du modèle d'arcade et peuvent ainsi être remplacés. Ce système innovant est ainsi beaucoup plus simple que le modèle d'endodontie en résine / plâtre coulé(e) traditionnellement, utilisé en TP de 3^{ème} année de formation initiale d'odontologie. La dent naturelle est ainsi amovible, et adaptable rapidement et facilement.



Figure 46 : Dent naturelle encastrée dans un bloc de silicone lourd aux dimensions du logement prévu au niveau du site 26 du modèle d'arcade maxillaire de la société JOLSI (JOLSI 2019a)

3.4 EVALUATION PRATIQUE DES BLOCS PROTOTYPES

Afin d'avoir un premier RetEx (Retour d'Expérience) sur l'utilisation des blocs prototypes de simulations canalaires développés, une évaluation pratique a été menée.

3.4.1 Panels d'examineurs

Deux panels d'examineurs ont été consultés :

- un panel de chirurgiens-dentistes experts en endodontie ;
- un panel de chirurgiens-dentistes omnipraticiens, lors d'une formation post-universitaire organisée par la société JOLSI (Endo Académie).

Ci-après, est présenté un tableau de répartition des effectifs des praticiens consultés selon leur catégorie et leur nombre d'années d'exercice (pour les praticiens experts).

Nombre d'années d'exercice	Praticiens experts	Omnipraticiens
[0 - 5]	1	Pas de données précises car questionnaires anonymes
[5 - 10]	0	
[10 - 20]	2	
[20 - 40]	0	
> 40	1	
Total	4	8

Tableau 13 : Répartition des praticiens interrogés (compilation S.A.S. JOLSI)

3.4.2 Protocole d'évaluation

3.4.2.1 Matériels et méthodes (panel d'experts)

Quatre examinateurs ont reçu les 10 simulateurs en même temps par voie postale, et chacun a pu les tester indépendamment et sans concertation, donc sans biais de jugement possible. Les testeurs ont par ailleurs signé un accord de confidentialité.

Ils ont disposé d'une semaine pour les tester sur table (non sur fantôme pour des questions pratiques) et remplir un questionnaire d'évaluation (11 pages) à retourner par mail (questionnaire d'évaluation vierge disponible en annexe 1, en format réduit).

Le projet a été présenté dans ce document et chaque examinateur a dû s'identifier en mentionnant ses nom et prénom, son adresse e-mail, ainsi que la date de test.

Une série d'informations et de précautions d'usage a également été mentionnée pour garantir la bonne utilisation des blocs par les examinateurs.

Cette évaluation s'est articulée autour de deux parties :

- 1^{ère} partie : évaluation de chaque bloc (via le questionnaire) ;
- 2^{ème} partie : évaluation globale du projet (facultative).

Dans la première partie, les 10 blocs de simulation ont été répartis en 5 couples comme-suit :

- couple 1 : canaux simples (1 bloc pour MEF et 1 bloc pour OBT) ;
- couple 2 : butée et faux canal (1 bloc butée et 1 bloc faux canal) ;
- couple 3 : trajet apical commun (1 bloc pour MEF et 1 bloc pour OBT) ;
- couple 4 : canal bifide (1 bloc pour MEF et 1 bloc pour OBT) ;
- couple 5 : canal ovalaire (1 bloc pour MEF et 1 bloc pour OBT).

Pour chaque couple, les blocs ont été numérotés aléatoirement (selon leur ordre de fabrication par le sous-traitant).

Pour chaque bloc, une présentation très synthétique des caractéristiques canalaires a été faite. Aucune information radiographique n'a cependant été communiquée.

Les questions suivantes ont été posées pour chaque bloc, avec un mode de réponse sous forme d'échelle de 1 à 10 (pour garantir un référentiel commun d'appréciation) :

- Q1) Comment évaluez-vous la pertinence de ce bloc (intérêt pédagogique) par rapport à des simulateurs existants ? (1 = aucun intérêt à 10 = excellent) ;
- Q2) Comment évaluez-vous la difficulté à gérer la situation simulée (en vous positionnant en tant qu'omnipraticien) ? (1 = trop facile à 10 = trop difficile) ;
- Q3) Comment évaluez-vous la qualité de la simulation de ce bloc par rapport à des situations réelles (sensation, gestuelles, etc.) ? (1 = très loin de la réalité à 10 = très proche de la réalité).

Enfin, pour chaque couple, la question ouverte (expression libre) suivante a été posée :

- Q4) Avez-vous des commentaires particuliers sur ces simulateurs pour justifier votre évaluation ?

Dans la seconde partie (facultative), une évaluation globale du projet pouvait ensuite être faite sous forme d'expression libre. Chaque participant pouvait (s'il le souhaitait) donner un avis global sur la pertinence du concept et des produits testés.

3.4.2.2 Matériels et méthodes (panel d'omnipraticiens)

Le panel d'examineurs omnipraticiens était composé de 8 personnes. Chaque examinateur a reçu 3 simulateurs à tester : canal simple (avec canaux latéraux) [OBT], canaux avec TAC [OBT] et canal simple avec faux canal. Ils représentent 3 situations courantes en omnipratique.

Chacun a disposé des simulateurs au cours de la séance de formation pratique post-universitaire dispensée par la société JOLSI. Il a été demandé ensuite aux participants de compléter le même questionnaire (cf. description ci-avant) que celui remis aux praticiens experts.

3.4.3 Résultats

Les résultats (anonymisés) de l'évaluation par les deux panels ont été compilés et synthétisés dans les documents (tableau et diagrammes) ci-contre.

Résultats évaluation pratique panel d'experts [Blocs de simulations canalaires]			Examineur Expert #1		Examineur Expert #2		Examineur Expert #3		Examineur Expert #4		
			Notes /10	Remarques	Notes /10	Remarques	Notes /10	Remarques	Notes /10	Remarques	
Couple 1 : Canaux simples	MEF [Bloc 4]	Intérêt pédagogique		Blocage, impossible de passer sans forcer Une cavité d'accès permettrait d'avoir un réservoir de solution d'irrigation Une indication de direction de courbure canalairé serait pertinente	8	Séquence : (K10 / PG / WOG) x2 Irrigation à l'alcool Copeaux légèrement collants, difficiles à éliminer v.s. dent naturelle Globalement très proche de la dent naturelle	10	Situation proche d'un canal bouché étroit Gestion complexe du canal Demande des compétences pour obtenir la perméabilité Intérêt pédagogique +++	3	Avoir le même bloc par transparence pour que l'utilisateur puisse comparer serait pertinent Impression de canal oblitéré, gros travail à 10/100èmes, trop difficile pour un canal simple 2/10 pour canal simple et 8/10 pour canal	
		Difficulté à gérer le cas			8		8				
		Qualité de la simulation			8		7				
	OBT [Bloc 5]	Intérêt pédagogique	5		9	10	Système B à 170°C Pas de problème par rapport à la résine Accepte le gutta condensor 35 à 10000 rpm Bonne sensation, proche de la dent naturelle	Canal simple à obturer, situation idéale	3	Avoir les versions opaques et transparentes Bonne sensation de tug back	
		Difficulté à gérer le cas	5		9	5					
		Qualité de la simulation	1		9	10					
Couple 2 : Erreurs iatrogènes	Butée [Bloc 1]	Intérêt pédagogique	8	Sensation plus de bouchon que de butée	10	Séquence : K10 / C+10 / C+15 / K10 / PG / PTG / alcool Vissage en rotation continue => retenue de l'instrument => Effet rebond lors du dégagement qui accentue la butée	7	Butée facile à passer Intérêt pédagogique surtout sur le geste d'effacer la marche, pas dans le passage en soi de la butée qui se fait tout seul	8	Bonne sensation de butée, travail K10 / K15 similaire à la clinique, top !	
		Difficulté à gérer le cas	7		9		3				
		Qualité de la simulation	3		6		7				
	Faux canal [Bloc 10]	Intérêt pédagogique	8		2	Marche insuffisamment effacée, blocage à 15 millimètres Un cône de 4 % ne peut être ajusté à 17 mm car il n'y a pas de perméabilité Radio de contrôle montre un canal court et rectiligne	10	Très pédagogique ! Faire le vrai canal un peu plus large serait pertinent (une fois la bonne route trouvée, il faut encore beaucoup le parcourir, perte de l'engagement régulièrement)	8	Idem, bloc 1	
		Difficulté à gérer le cas	8		10		8				
		Qualité de la simulation	2		1		5				
Couple 3 : TAC	MEF [Bloc 2]	Intérêt pédagogique	9	Très peu de simulateurs reprennent ce type de configuration	8	Même séquence que Bloc 4 Résine semble molle et collante	10	Simulation avec un niveau de difficulté moyen Très pédagogique	8	Sensation de canal oblitéré Versions opaque et transparente appréciables	
		Difficulté à gérer le cas	5		8		5				
		Qualité de la simulation	5		7		10				
	OBT [Bloc 3]	Intérêt pédagogique	8		9	Evaluation de la LT délicate	10	/	8	Obturation OK - Versions opaque et transparente appréciables	
		Difficulté à gérer le cas	5		5		7				
		Qualité de la simulation	2		8		10				
Couple 4 : Canal bifide	MEF [Bloc 6]	Intérêt pédagogique	5	Intérêt, mais les canaux bifides se recentrent le plus souvent au niveau des prémolaires qui ont un canal principal assez large, ce qui facilite l'exploration	9	Canal secondaire perméabilisé et mis en forme après le principal avec limes nouvelles	10	Intérêt mais avec des modifications Difficile à réaliser car non connaissance de l'orientation des canaux	8	Bifurcation difficile à travailler, même radio à l'appui Assez révélateur de la réalité	
		Difficulté à gérer le cas	10		9		10				
		Qualité de la simulation	1		9		5				
	OBT [Bloc 7]	Intérêt pédagogique	3		Rugosité de la résine limite l'écoulement du matériau d'obturation dans la bifidité	10	Aucune difficulté	10	Type d'obturation qui nécessite une aide optique au microscope	8	Bifurcation non visible à la radio en pré-opérateur
		Difficulté à gérer le cas	10			4		10			
		Qualité de la simulation	1			9		8			
Couple 5 : Canal ovalaire	MEF [Bloc 8]	Intérêt pédagogique	8	Nécessité d'une cavité d'accès	5	Usage PTG Section insuffisamment ovale	10	Canal ovalaire mais restant difficile à sonder (moins proche de la réalité que les autres car en général facilement sondables) Très pédagogique N'existe pas sur le marché	8	Exploration initiale plus facile que bloc 4 (car ovalaire) La plupart des canaux étant de forme ovalaire, il serait intéressant que ce soit la forme de choix	
		Difficulté à gérer le cas	5		8		8				
		Qualité de la simulation	5		4		6				
	OBT [Bloc 9]	Intérêt pédagogique	7		/	6	Section insuffisamment ovale Idée très intéressante sinon	10	Situation similaire au bloc 5	8	Bonne sensation de tug back
		Difficulté à gérer le cas	5			4		8			
		Qualité de la simulation	1			5		10			
OBSERVATIONS GENERALES : 1) Intérêt que les blocs puissent être transparents (et opaques, pour un plus grand intérêt pédagogique) 2) Canaux trop difficiles à sonder ce qui ajoute une difficulté supplémentaire à des cas déjà difficiles comme une butée ou une fausse route. 3) La radio pré-opérateur ne permet pas de voir le canal. => Projet intéressant !											

Tableau 14 : Résultats de l'évaluation pratique menée auprès du panel d'experts (compilation de l'auteur)

Nota : les valeurs indiquées sont notées sur 10. Elles correspondent aux résultats moyennés des 8 participants.

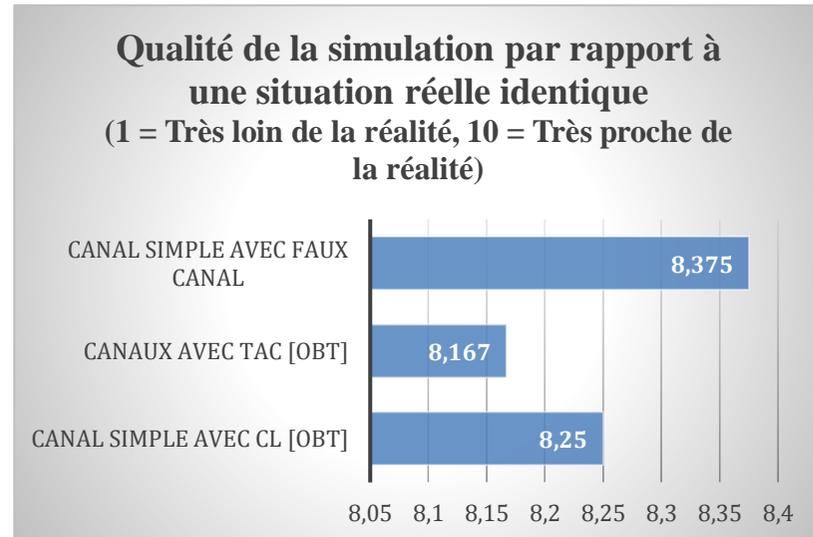
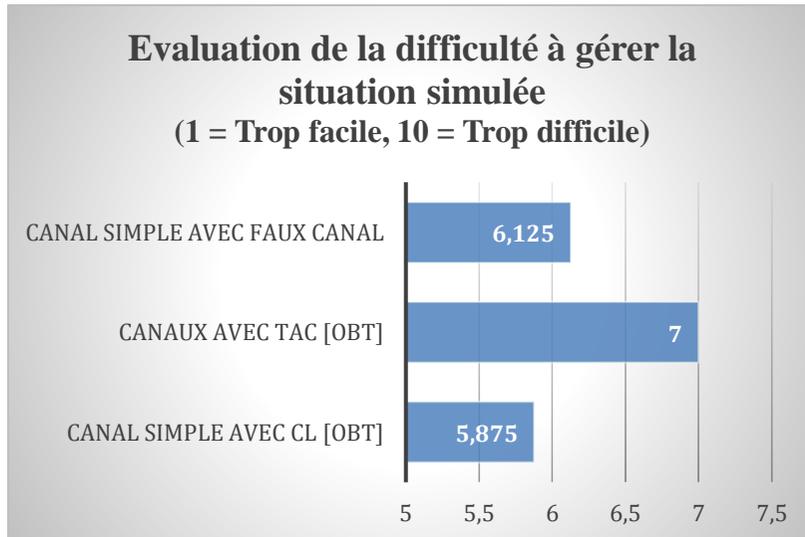
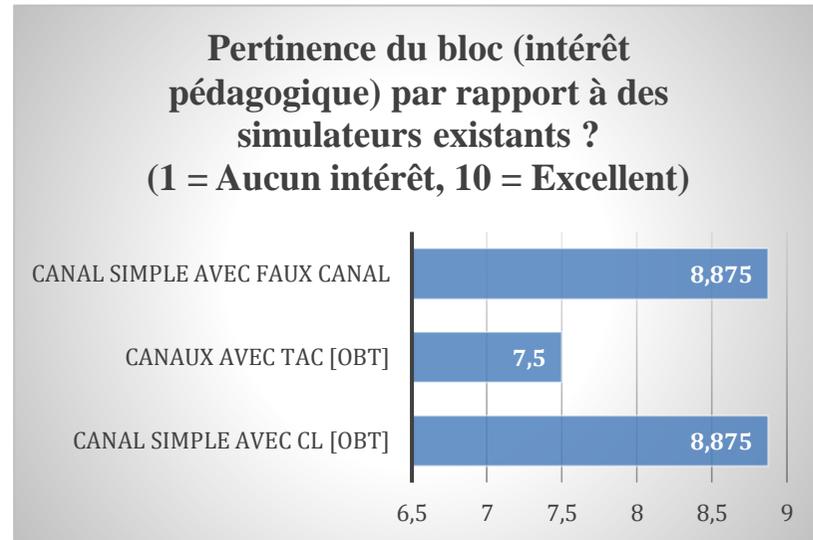


Tableau 15 : Résultats de l'évaluation pratique menée auprès du panel d'omnipraticiens (compilation S.A.S. JOLSI)

3.5 IMPLEMENTATIONS PROTOTYPIQUE

TECHNIQUES

POST-EVALUATION

Suite à l'évaluation pratique, certaines implémentations techniques (cf. tableau plus loin) ont été apportées afin d'améliorer la qualité des simulations. Nous distinguons les implémentations générales, qui s'appliquent à tous les simulateurs, et les spécifiques.

Il a par ailleurs été créés deux autres nouveaux cas de simulations (cf. ci-dessous) : Canal en huit (MEF) et canal en huit (OBT), dont les caractéristiques techniques tiennent directement compte du RetEx obtenu avec les autres simulateurs.

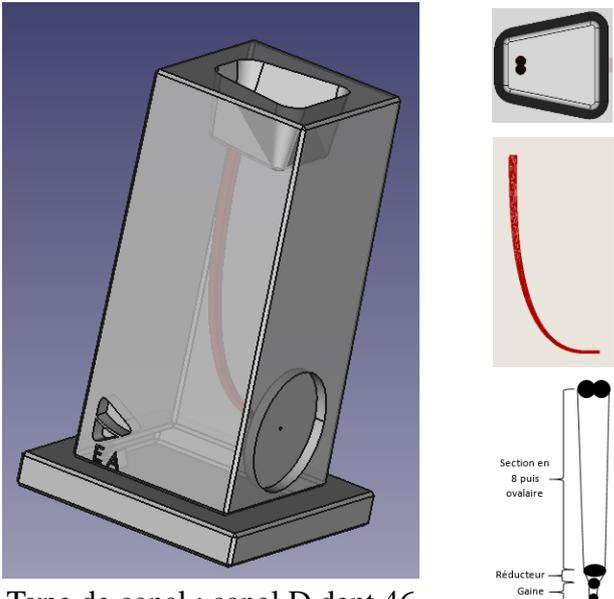
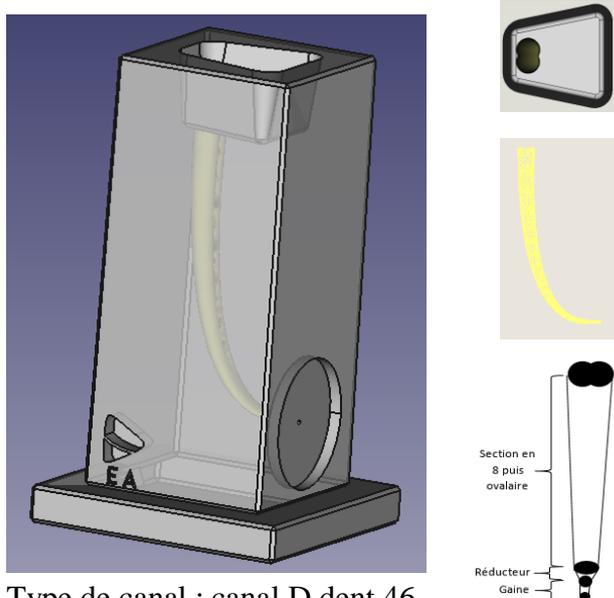
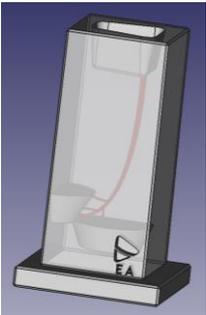
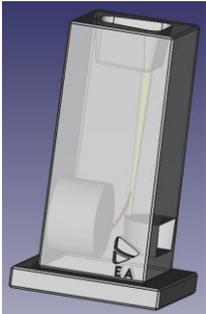
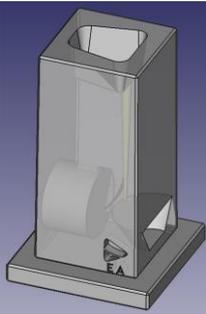
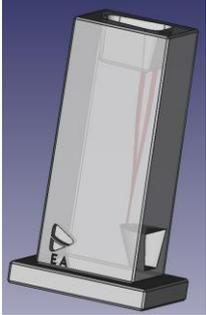
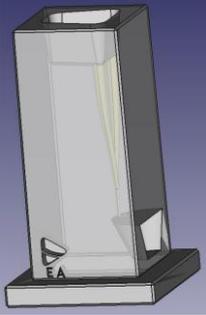
ILLUSTRATIONS CAO	PARAMETRES TECHNIQUES
 <p>Type de canal : canal D dent 46</p>	<p>Cavité d'accès : forme trapézoïdale (L max = 6,50 mm, l max = 6,20 mm, h = 4 mm, dépouilles = 7°)</p> <p>L canalaire = 17,15 mm (portion [en 8 puis ovulaire] conicité 2 %) + 1 mm (réducteur et gaine circulaire de conicité 2 %) = 18,15 mm</p> <p>Réducteur = Passage d'une section ovulaire 80x22/100^{èmes} mm à une section circulaire 22/100^{èmes} mm</p> <p>Gaine = Passage d'une section circulaire 22/100^{èmes} à 20/100^{èmes} mm</p> <p>Hauteur simulateur hors-tout = 25 mm (dont 2 mm de socle)</p> <p>Teinte = Transparente ou opaque</p>
 <p>Type de canal : canal D dent 46</p>	<p>Cavité d'accès : forme trapézoïdale (L max = 6,50 mm, l max = 6,20 mm, h = 4 mm, dépouilles = 7°)</p> <p>L canalaire = 17,15 mm (portion [en 8 puis ovulaire] conicité 6 %) + 1 mm (réducteur et gaine circulaire de conicité 6 %) = 18,15 mm</p> <p>Réducteur = Passage d'une section ovulaire 113x31/100^{èmes} mm à une section circulaire 31/100^{èmes} mm</p> <p>Gaine = Passage d'une section circulaire 31/100^{èmes} à 25/100^{èmes} mm</p> <p>Hauteur simulateur hors-tout = 25 mm (dont 2 mm de socle)</p> <p>Teinte = Transparente ou opaque</p>

Figure 47 : Simulations d'un canal en huit (Crigny-Casadesus 2019b)

Les implémentations techniques sont toutes résumées ci-dessous :

Simulations	Implémentations techniques générales	Implémentations techniques spécifiques		Illustrations CAO		
Canal simple avec CL (MEF)	<ul style="list-style-type: none"> • Cavité d'accès idéale de M1 mandibulaire (approche codifiée) : <ul style="list-style-type: none"> ⇒ forme trapézoïdale ⇒ Lmax = 6,50 mm ⇒ lmax = 6,20 mm ⇒ h = 4 mm ⇒ dépouilles = 7° • Réduction infinitésimale (100 micromètres) de la hauteur du socle des simulateurs 	<ul style="list-style-type: none"> • Positionnement du canal en ML de la cavité d'accès 	<ul style="list-style-type: none"> • Passage en conicité canalaire à 2 % 			
Canal simple avec CL (OBT)		<ul style="list-style-type: none"> • Elargissement des canaux latéraux à 20/100èmes mm • Nouveaux designs des événements 				
Canal simple avec butée			<ul style="list-style-type: none"> • Positionnement du canal en ML de la cavité d'accès 	<ul style="list-style-type: none"> • Création d'un événement en extrémité de butée 		
Canal simple avec faux canal			<ul style="list-style-type: none"> • Passage en conicité 2 % pour la portion canalaire non préparée 	<ul style="list-style-type: none"> • Nouveau design de l'événement en extrémité du faux canal 		
Canaux avec TAC (MEF)		<ul style="list-style-type: none"> • Positionnement du logo « EA » ajusté 	<ul style="list-style-type: none"> • Positionnement des canaux en M de la cavité d'accès 	<ul style="list-style-type: none"> • Passage en conicité canalaire à 2 % 		
Canaux avec TAC (OBT)	<ul style="list-style-type: none"> • Nouveau design de l'événement apical 					

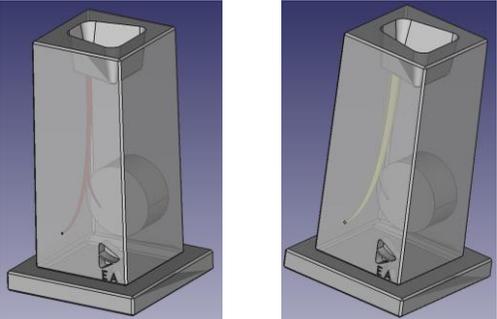
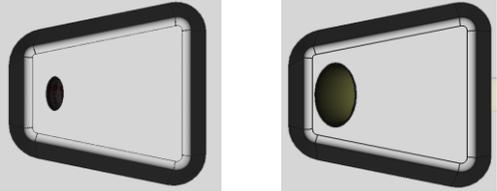
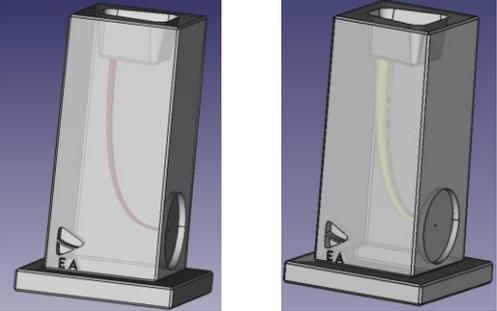
Canal bifide (MEF)	<ul style="list-style-type: none"> • Cavité d'accès idéale de M1 mandibulaire (approche codifiée) : <ul style="list-style-type: none"> ⇒ forme trapézoïdale ⇒ Lmax = 6,50 mm ⇒ lmax = 6,20 mm ⇒ h = 4 mm ⇒ dépouilles = 7° 	<ul style="list-style-type: none"> • Positionnement du canal en D de la cavité d'accès • Changement d'orientation du canal de 90° 	<ul style="list-style-type: none"> • Passage en conicité canalaire à 2 % 	
Canal bifide (OBT)				
Canal ovalaire (MEF)	<ul style="list-style-type: none"> • Réduction infinitésimale (100 micromètres) de la hauteur du socle des simulateurs 	<ul style="list-style-type: none"> • Positionnement du canal en D de la cavité d'accès • Accentuation de l'ovalisation (coef. ovalisation x2) • Création d'un évent apical 	<ul style="list-style-type: none"> • Passage en conicité canalaire à 2 % (gaine incluse) 	
Canal ovalaire (OBT)	<ul style="list-style-type: none"> • Positionnement du logo « EA » ajusté 		<ul style="list-style-type: none"> • Création d'une conicité de 6 % au niveau de la gaine 	

Tableau 16 : Implémentations techniques post-évaluation prototypique (Crigny-Casadesus 2019b)

NOTA :

⇒ Des vues techniques complémentaires en 2D (en projection européenne, et non cotées) des douze simulateurs finaux sont disponibles en annexe 2, sous le format A4 Portrait (ISO7200).

Justifications techniques :

- i) une cavité d'accès idéale (sans contraintes coronaires) a été ajoutée à tous les simulateurs dans le but de créer un réservoir de solution d'irrigation et d'améliorer le réalisme dans la position des canaux (la problématique des contraintes coronaires étant plutôt abordée avec les dents artificielles, à l'étape pédagogique suivante) ;
- ii) la conicité des canaux non préparés a été légèrement augmentée afin d'éviter l'effet d'oblitération canalaire souvent constaté ;
- iii) une augmentation du diamètre des canaux latéraux du canal simple a été opérée pour une mise en évidence accrue de l'obturation de ces canaux (intérêt pédagogique) ;
- iv) pour le canal ovalaire, une augmentation de l'ovalisation a été réalisée pour accentuer la difficulté du cas. Une conicité au niveau de la gaine a été instaurée afin de limiter tout phénomène de bouchon au niveau apical (en sortie de réducteur) ;
- v) excepté pour les modifications ii), iii) et iv), les autres caractéristiques dimensionnelles des canaux proprement-dits (ie : diamètres foraminaux / des extrémités des sur-instrumentations, longueurs des canaux) ne changent pas par rapport aux prototypes ;
- vi) une réduction infinitésimale de la hauteur du socle de tous les simulateurs a été faite afin d'augmenter la tolérance d'assemblage sur le modèle d'arcade ;
- vii) le positionnement du logo « EA » a été ajusté sur tous les simulateurs afin d'éviter toute interférence visuelle à la radiographie ;
- viii) certains événements ont été redesignés afin de s'adapter au mieux aux nouvelles positions des canaux au sein des blocs ;
- ix) un événement en extrémité de butée a été ajouté afin d'éviter l'effet bouchon constaté lors du passage de l'instrumentation ;
- x) un changement d'orientation du canal bifide a été opéré pour accroître le réalisme.

3.6 CONFORMITE DES BLOCS FINAUX

Nous analysons ici uniquement la conformité des blocs finaux, objets précis de ce travail.

La conformité (fonctionnelle) correspond au niveau de concordance de la solution proposée vis-à-vis des critères et des degrés / classes de flexibilité associé(e)s, énoncés dans le CdCF en première partie.

Les abréviations suivantes seront utilisées :

C = « Compliant » = Critère rempli en regard de la flexibilité associée ;

PC = « Partially Compliant » = Critère rempli partiellement en regard de la flexibilité associée ;

NC = « No Compliant » = Critère non rempli en regard de la flexibilité associée.

Ci-dessous, la matrice de conformité des blocs de simulations canalaires tenant compte des implémentations techniques réalisées :

CAHIER DES CHARGES FONCTIONNEL (CdCF)			
Critères	Classes de flexibilité	Niveaux de conformité	Justifications
<i>Pour les simulateurs endodontiques [blocs de simulations canalaires]</i>			
Fidélité anatomique identique (ou très approchante) par rapport à une dent naturelle	F0	C	Développement <i>ab initio</i> sous CAO selon des standards anatomiques
Caractéristiques mécaniques identiques (ou très approchantes) par rapport à une dent naturelle (dureté, résistance thermique 160°C, texture etc.)	F0	C	Propriétés physico-chimiques de la résine
Reproduction sensorielle (visuelle, tactile) identique (ou très approchante) par rapport à une dent naturelle	F0	C	Propriétés physico-chimiques de la résine + Géométries développées <i>ab initio</i> sous CAO
Adaptation aisée (montage / démontage) sur les modèles d'arcades en résine	F0	C	Tolérances d'assemblage prises en compte
Interprétation radiographique claire (sans structures anatomiques parasites ni effets de bord) et répétable	F0	C	Homogénéité du matériau de fabrication, designs empêchant toute interférence
Variantes anatomiques canalaires infinies et choisies (et non subies comme avec les dents naturelles où l'on ne peut pas choisir l'anatomie)	F0	C	Intérêt de la CAO

Degrés de difficulté du geste opératoire adaptables au public concerné / Adaptation à un public très large : du grand débutant à l'expert	F0	C	Panel de simulateurs large / Gradient pédagogique maîtrisé
Reproductibilité du cas simulé à l'infini	F0	C	Intérêt de la CFAO
Design adaptable rapidement et à l'infini	F0	C	Intérêt de la CAO
Explications pédagogiques intelligibles et à diffusion large	F0	C	Intérêt de la CAO (visualisation 3D sur écran collaboratif + diffusion à distance possible par internet)
Fabrication / Approvisionnement rapide et répétable	F0	C	Temps d'impression Poly-Jet (très) court, sourcing fournisseur de proximité
Mise en œuvre des moyens de production maîtrisée	F0	PC	Machine Poly-Jet <u>assez encombrante</u>
Coût de revient (développement, approvisionnement des matières premières, fabrication, amortissement des moyens de production) faible ou modéré	F0	PC	NRC machine Poly-Jet <u>élevés</u> (même en occasion) RC maîtrisés (coût et consommation matières premières optimisés)
Gestion aisée des simulateurs usagés	F1	C	Circuit spécifique des déchets non requis
Respect environnemental (norme REACH)	F1	C	Résine REACH

Tableau 17 : Matrice de conformité des blocs de simulations canalaires finaux en regard du CdCF (analyse de l'auteur)

Remarques : Notions de RC et NRC

- « RC » signifie « Recurring Costs ». Ils représentent tous les coûts récurrents à la fabrication d'un produit : matières premières, main d'œuvre, énergie etc.
 - « NRC » signifie « Non Recurring Costs ». Ils représentent tous les coûts non récurrents à la fabrication d'un produit : étude R&D, coûts d'acquisition des machines et des outillages etc.
- ⇒ Ces termes sont des appellations financières généralisées dans l'industrie aujourd'hui.

- FIN PARTIE 3 -

CONCLUSION

Ce projet a permis d'aboutir à des produits conformes aux attentes et capables de s'intégrer dans la solution pédagogique complète en cours de développement par la société JOLSI.

La variété des cas simulés à travers ces modèles autorise une pédagogie plus ciblée, qui répond mieux aux attentes des apprenants (qu'ils soient praticiens ou étudiants), et qui réduit considérablement l'usage des dents naturelles. Ceci est rendu possible grâce à la qualité des blocs de simulations mis au point, dont le réalisme et la complexité sont supérieurs à ceux du commerce.

Ces blocs permettent une grande maîtrise du gradient pédagogique, contrairement aux dents naturelles ; ce qui est un atout majeur dans la qualité de la formation pratique.

La technologie CFAO offre des possibilités infinies de designs et de cas simulés, ce qui rend le concept très intéressant pour de nouveaux développements futurs. De nouvelles implémentations pourraient encore être effectuées à partir de données RetEx plus importantes, comme par exemple l'ajout de canaux supplémentaires au sein d'une même cavité d'accès, l'addition de sulfate de baryum dans la résine de fabrication pour apporter des propriétés de radio-opacité encore plus réalistes (Reymus et al. 2019) ou encore le développement d'un « Digital Material » dont les propriétés pourraient encore plus se rapprocher de la dentine naturelle.

Ce projet a été le fruit d'une implication étroite avec le comité pédagogique de la société JOLSI, dans le but d'améliorer la qualité de la formation pratique en endodontie, et constitue la base d'une collaboration durable dans l'avenir.

BIBLIOGRAPHIE

- a3Dm magazine. Fabrication additive par dépôt de matière fondue [Internet]. 2015a [consulté le 14 avr 2019]. Disponible sur: <https://www.a3dm-magazine.fr/news/fabrication-additive-polymeres/fabrication-additive-depot-de-matiere-fondue>
- a3Dm magazine. Fabrication additive polyjet [Internet]. 2015b [consulté le 14 avr 2019]. Disponible sur: <https://www.a3dm-magazine.fr/news/fabrication-additive-polymeres/fabrication-additive-polyjet>
- Acadental. Real-T Endo [Internet]. 2019 [consulté le 14 avr 2019]. Disponible sur: <http://acadental.com/magento/real-t-endo/real-t-endo>
- AI - SRI. Learning Epipolar Geometry [Internet]. [s. d.] [consulté le 14 avr 2019]. Disponible sur: <http://www.ai.sri.com/~luong/research/Meta3DViewer/EpipolarGeo.html>
- Aniwaa. Les 15 meilleures imprimantes 3D à résine de 2019 (stéréolithographie) [Internet]. 2019 [consulté le 14 avr 2019]. Disponible sur: <https://www.aniwaa.fr/meilleure-imprimante-3d-resine-sla-dlp/>
- Annoot E, Fave-Bonnet M-F. Pratiques pédagogiques dans l'enseignement supérieur : Enseigner, apprendre, évaluer. Paris: L'Harmattan; 2004.
- Bonifay P. Réalisation d'une couronne par ordinateur (à l'ADF). *Inf Dent*. 1986;(68):27-30.
- Bosch G, Ender A, Mehl A. A 3-dimensional accuracy analysis of chairside CAD/CAM milling processes. *J Prosthet Dent*. 2014;112(6):1425-31.
- Bronnec F. Localisation des orifices canalaires. *Réal Clin*. 2006;17(4):357-70.
- Bruno M, Soizick N. En première mondiale aux entretiens de Garancière : Démonstration de l'empreinte Optique. *Tonus Dent*. 1983;11-4.
- Cantayre G, Nasr K. Sept caméras d'empreintes optiques intra-orales au banc d'essai [Internet]. *Le fil dentaire*. 2018 [consulté le 14 avr 2019]. Disponible sur: <https://www.lefildentaire.com/articles/analyse/materiel/sept-cameras-d-empreintes-optiques-intra-orales-au-banc-d-essai/>
- Carré P, Caspar P. *Traité des sciences et des techniques de la Formation*. Paris: Dunod; 2011.
- CNIFPD - UNPPD. Guide de la CFAO dentaire [Internet]. 2019 [consulté le 13 janv 2019]. Disponible sur: <http://www.cnifpd.fr/guidecfao/numerisation3D.html>
- Code de la santé publique. Article R1335-1. 2003.
- Code de la santé publique. Article R1335-2. 2003.
- Code de la santé publique. Article R4127-269. 2004.

Comberton D, Muller N. Impression 3D : procédé de fusion sur lit de poudre [Internet]. 2018 [consulté le 10 mars 2019]. Disponible sur: http://eduscol.education.fr/sti/sites/eduscol.education.fr/sti/files/ressources/pedagogiques/10455/10455-impression-3d-procede-de-fusion-sur-lit-de-poudre-ensps_0.pdf

Cordebois J-P, Colombié M. Fabrication par usinage. Paris: Dunod; 2013. (Technique et Ingénierie).

Crigny-Casadesus A. Illustrations CAO des implémentations techniques post-évaluation prototypique. [s. l.]: Communauté FreeCAD; 2019b.

Crigny-Casadesus A. Illustrations CAO et paramètres techniques des prototypes. [s. l.]: Communauté FreeCAD; 2019a.

Crigny-Casadesus A. Vues techniques 2D en projection européenne (Mises en plans). [s. l.]: Communauté FreeCAD; 2019c.

Dassault Systèmes. Aerospace & Defense [Internet]. 2018 [consulté le 14 avr 2019]. Disponible sur: <https://ifwe.3ds.com/aerospace-defense>

Décret n°2007-1220 du 10 août 2007 relatif au prélèvement, à la conservation et à la préparation à des fins scientifiques d'éléments du corps humain et modifiant le code de la santé publique (dispositions réglementaires). 2007.

De Deus QD. Frequency, location, and direction of the lateral, secondary, and accessory canals. *J Endod.* 1975;1(11):361-6.

Deforge Y. Le graphisme technique, son histoire et son enseignement. Seyssel: Champ Vallon; 1981.

Dental Engineering Laboratories. Our products - Truetooth [Internet]. [s. d.] [consulté le 14 avr 2019]. Disponible sur: <https://delendo.com/products/education/truetooth/>

Dentsply Sirona. Endo Training Bloc [Internet]. [s. d.] [consulté le 14 avr 2019]. Disponible sur: <http://www.dentsplymaillefer.com/product/endo-training-bloc>

Descamp F, Fages M. La CFAO en odontologie : bases, principes, systèmes. RUEIL-MALMAISON: CdP; 2016.

Larousse. Pédagogie. In: Dictionnaire de français Larousse [Internet]. 2019 [consulté le 22 avr 2019]. Disponible sur: <https://www.larousse.fr/dictionnaires/francais/p%C3%A9dagogie/58918>

Dubuisson S. Bases du traitement des images - Filtrage d'images [Internet]. Présentation technique présenté à; 2010. Disponible sur: <https://www-master.ufr-info-p6.jussieu.fr>

Dufour T. Développement d'un simulateur biomimétique : évaluation en travaux pratiques d'endodontie - Une étude pilote expérimentale. [Thèse d'exercice : chirurgie dentaire]. [Lille]: Université de Lille 2; 2015.

- Duret F. Empreinte optique [Internet] [Thèse de 2ème cycle en Chirurgie Dentaire]. [Lyon]: Faculté de Chirurgie Dentaire de Lyon; 1973 [consulté le 13 janv 2019]. Disponible sur: http://www.francoisduret.com/Accueil/index.php?option=com_content&view=article&id=52&Itemid=116
- Eck D. Cours IFT3205 - Traitement de signal [Internet]. 2009 [consulté le 14 avr 2019]. Disponible sur: <http://www-labs.iro.umontreal.ca/~pift3205/H09/>
- ENSAT. L'image numérique [Internet]. [s. d.] [consulté le 14 avr 2019]. Disponible sur: <http://www.map.toulouse.archi.fr/works/panoformation/imagenum/imagenum.htm>
- Formlabs. Best-in-class 3D Printers [Internet]. 2019 [consulté le 14 avr 2019]. Disponible sur: </blog/ultimate-guide-to-stereolithography-sla-3d-printing/>
- Gardan Y. La CFAO : introduction, techniques et mise en oeuvre. Paris: Hermes; 1986.
- Giannetopoulos S, van Noort R, Tsitrou E. Evaluation of the marginal integrity of ceramic copings with different marginal angles using two different CAD/CAM systems. *J Dent.* 2010;38(12):980-6.
- INA IN de l'Audiovisuel. JT Antenne 2 [Internet]. 1983 [consulté le 14 avr 2019]. Disponible sur: <http://www.ina.fr>
- JOLSI. Modèles d'arcades modélisés et éléments connexes. 2019a.
- JOLSI. Questionnaire d'évaluation. 2019b.
- Jouanjean G. Les empreintes optiques au cabinet dentaire [Thèse d'exercice : chirurgie dentaire]. [Nantes]: Université de Nantes; 2013.
- Krasner P, Rankow HJ. Anatomy of the pulp-chamber floor. *J Endod.* 2004;30(1):5-16.
- Kuttler Y. [Clarification of endodontic terminology]. *Endodoncia (Mex).* 1966;1(2):37-50.
- Laboratoire CERALOR. La technologie holographique conoscopique [Internet]. [s. d.] [consulté le 14 avr 2019]. Disponible sur: <http://www.oraldesign.fr/Francais/10/popup.php4?id=33>
- Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res.* 2014;58(4):208-16.
- Marini R, Bellagarda M, Lorenzetti M. Use of endodontic simulators in the preclinical teaching of instrumental technics. *Minerva Stomatol.* 1986;35(4):307-12.
- Naodent Evolution. Dents artificielles biomimétiques [Internet]. [s. d.] [consulté le 14 avr 2019]. Disponible sur: <https://naodent-evolution.com/>
- Piquet F, Poitou J-P, Tasse J-C. La CFAO: concevoir et produire autrement. Paris: Cisigraph/Nathan; 1989.
- Poitou J-P. Dessin technique et division du travail. *Cult Tech.* 1984;(12):197-207.

Poitou J-P. Trente ans de CFAO en France. Paris: Hermes; 1989.

Prodont-Holliger C. Simulateurs endo [Internet]. 2017 [consulté le 14 avr 2019]. Disponible sur: <http://www.prodont-holliger.com/facultes-ecoles/simulateurs-endo/>

Reymus M, Fotiadou C, Kessler A, Heck K, Hickel R, Diegritz C. 3D printed replicas for endodontic education. *Int Endod J.* 2019;52(1):123-30.

Simon S. Endodontie Volume 1: traitements. Rueil-Malmaison: CDP; 2008.

Simon S, Machtou P, Pertot W-J. Endodontie. Rueil-Malmaison: CdP; 2011. (JPIO).

Smartodont. RepliDens [Internet]. [s. d.] [consulté le 14 avr 2019]. Disponible sur: <https://www.smartodont.ch/replidens/>

Tronstad L. Endodontie clinique. Paris: Flammarion médecine-sciences; 1993.

Unger F. La CFAO dentaire. *Strat Prothétique.* 2003;3(5):327-9.

VDW. Endo Training Tooth [Internet]. 2019 [consulté le 14 avr 2019]. Disponible sur: <http://www.vdw-dental.com/en/products/detail/>

Vertucci FJ. Root canal anatomy of the human permanent teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1984;58(5):589-99.

Voillot J. Modèles de travaux pratiques en endodontie. 2015.

ANNEXES

- Annexe 1 : questionnaire d'évaluation pratique (vierge)



www.endo-academie.fr

Cher Docteur,

Dans le cadre d'un projet initié et financé par Endo Académie, nous avons développé avec M. Alban Crigny Cassadeus des modèles pédagogiques destinés à des séances de Travaux Pratiques en endodontie.

Après plusieurs essais, nous avons finalisé pour le moment 10 blocs (5 couples). D'autres sont en cours de développement, à différents stades d'avancement.

Nous parlons de couple, car à chaque situation, correspond un bloc non préparé/mis en forme et un bloc avec le canal préparé, destiné à l'entraînement de l'obturation.

Vous recevez ces blocs car vous avez gentiment accepté de les tester.

Nous attirons votre attention sur le caractère confidentiel de ce projet et en acceptant de pratiquer ces tests, vous vous engagez à respecter cette confidentialité et ne présenter ces échantillons à personne d'autre que ceux qui font partie de ce groupe testeurs.

Ce questionnaire comporte 11 pages et il est divisé en deux parties.

- Première partie : Evaluation de chaque bloc
- Seconde partie : Evaluation globale du projet.

Merci beaucoup pour votre participation à cette évaluation.

Votre nom / Prénom :

Votre adresse mail :

Date du test :

Signature :

En signant ce document, vous acceptez d'assurer la confidentialité du projet jusqu'à son aboutissement (estimée à fin juin 2019).

Quelques informations et précautions pour bien utiliser ces blocs :

- Ces blocs sont réalisés en résine qui autorise les techniques d'obturation en gutta percha chaude. Cependant, il est conseillé de diminuer la température des foudrais à 120 degrés pour éviter toute déformation du matériau.
- Le logo EA est destiné à indiquer la face « vestibulaire » du canal. Ceci permet de vous orienter pendant les tests.
- Pour tous les blocs, La longueur du canal (principal) est de 17mm.
- Pour les canaux préparés et mis en forme, la conicité est de 6% et le diamètre foraminaux de 25/100mm
- La radio-opacité de la résine est très proche de celle de la dentine. Néanmoins, les valeurs doivent être adaptés pour prendre une radiographie « pré-opératoire ».

contact@endo-academie.fr

53 bis boulevard des Belges - 76000 ROUEN - 06 83 78 45 29
N° SIRET : 834 483 562 00015 - N° TVA : FR 06 834483362

1

Couple 1 : Canaux Simples

Bloc 4

- Simulation : Canal Simple non préparé
- L canalaire (totale) = 17,15 mm
- Diamètre apical = 20/100^{mm} mm
- Conicité canalaire = 0% (canal non préparé)

Comment évaluez-vous la pertinence de ce bloc (intérêt pédagogique) par rapport à des simulateurs existants.

(1 = Aucun intérêt 10 = excellent)

○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○
1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Comment évaluez-vous la difficulté à gérer la situation simulée (en vous positionnant en tant qu'omnipraticien) ?

(1 = trop facile 10 = trop difficile)

○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○
1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Comment évaluez-vous la qualité de la simulation de ce bloc par rapport à des situations réelles (sensation, postuelles, etc.)

(1 = très loin de la réalité 10 = Très proche de la réalité)

○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○
1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

.....

Bloc 5

- Simulation : Canal Simple non préparé
- L canalaire (totale) = 17,15 mm
- Diamètre apical = 25/100^{mm} mm
- Conicité canalaire = 6%

Comment évaluez-vous la pertinence de ce bloc (intérêt pédagogique) par rapport à des simulateurs existants.

(1 = Aucun intérêt 10 = excellent)

○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○
1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Comment évaluez-vous la difficulté à gérer la situation simulée (en vous positionnant en tant qu'omnipraticien) ?

(1 = trop facile 10 = trop difficile)

○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○
1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

2

Comment évaluez-vous la qualité de la simulation de ce bloc par rapport à des situations réelles (sensation, postuelles, etc.)

(1 = très loin de la réalité 10 = Très proche de la réalité)

○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○
1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Avez-vous des commentaires particuliers sur ces simulateurs pour justifier votre évaluation ?

.....

.....

.....

.....

.....

3

Couple 2 : Butée et Faux Canal

Bloc 1

- Simulation : Butée
- L canalaire (totale) = 17 mm
- Diamètre apical = 25/100^{mm} mm
- Conicité canalaire = 0% (canal non préparé)

Comment évaluez-vous la pertinence de ce bloc (intérêt pédagogique) par rapport à des simulateurs existants.

(2 = Aucun intérêt 10 = excellent)

○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○
1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Comment évaluez-vous la difficulté à gérer la situation simulée (en vous positionnant en tant qu'omnipraticien) ?

(1 = trop facile 10 = trop difficile)

○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○
1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Comment évaluez-vous la qualité de la simulation de ce bloc par rapport à des situations réelles (sensation, postuelles, etc.)

(1 = très loin de la réalité 10 = Très proche de la réalité)

○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○
1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

.....

Bloc 10

- Simulation : Faux canal (tout droit)
- L canalaire (totale) = 17 mm
- Diamètre apical = 25/100^{mm} mm
- Conicité canalaire = 6%

Comment évaluez-vous la pertinence de ce bloc (intérêt pédagogique) par rapport à des simulateurs existants.

(1 = Aucun intérêt 10 = excellent)

○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○
1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Comment évaluez-vous la difficulté à gérer la situation simulée (en vous positionnant en tant qu'omnipraticien) ?

(1 = trop facile 10 = trop difficile)

○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○
1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

4

Comment évaluez-vous la qualité de la simulation de ce bloc par rapport à des situations réelles (sensation, gestuelles, etc.)
 (1 = très loin de la réalité 10 = Très proche de la réalité)

○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○
 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Avez-vous des commentaires particuliers sur ces simulateurs pour justifier votre évaluation ?

.....

5

Couple 3 : Trajet Apical Commun

Bloc 2

- Simulation : Deux canaux simples, non préparés avec trajet apical commun
- L. canalaire (totale) = 17 mm
- Diamètre apical = 20/100^{mm}
- Conicité canalaire = 0% (canal non préparé)

Comment évaluez-vous la pertinence de ce bloc (intérêt pédagogique) par rapport à des simulateurs existants.
 (1 = Aucun intérêt 10 = excellent)

○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○
 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Comment évaluez-vous la difficulté à gérer la situation simulée (en vous positionnant en tant qu'omnipraticien) ?
 (1 = trop facile 10 = trop difficile)

○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○
 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Comment évaluez-vous la qualité de la simulation de ce bloc par rapport à des situations réelles (sensation, gestuelles, etc.)
 (1 = très loin de la réalité 10 = Très proche de la réalité)

○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○
 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

.....

Bloc 3

- Simulation : Deux canaux simples, préparés avec trajet apical commun
- L. canalaire (totale) = 17 mm
- Diamètre apical = 25/100^{mm}
- Conicité canalaire = 6%

Comment évaluez-vous la pertinence de ce bloc (intérêt pédagogique) par rapport à des simulateurs existants.
 (1 = Aucun intérêt 10 = excellent)

○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○
 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Comment évaluez-vous la difficulté à gérer la situation simulée (en vous positionnant en tant qu'omnipraticien) ?
 (1 = trop facile 10 = trop difficile)

○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○
 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

6

Comment évaluez-vous la qualité de la simulation de ce bloc par rapport à des situations réelles (sensation, gestuelles, etc.)
 (1 = très loin de la réalité 10 = Très proche de la réalité)

○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○
 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Avez-vous des commentaires particuliers sur ces simulateurs pour justifier votre évaluation ?

.....

7

Couple 4 : Canal bifide

Bloc 6

- Simulation : Canal simple se divisant en deux au tiers apical
- L. canalaire (totale) = 17 mm
- Diamètre apical = 20/100^{mm}
- Conicité canalaire = 0% (canal non préparé)

Comment évaluez-vous la pertinence de ce bloc (intérêt pédagogique) par rapport à des simulateurs existants.
 (1 = Aucun intérêt 10 = excellent)

○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○
 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Comment évaluez-vous la difficulté à gérer la situation simulée (en vous positionnant en tant qu'omnipraticien) ?
 (1 = trop facile 10 = trop difficile)

○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○
 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Comment évaluez-vous la qualité de la simulation de ce bloc par rapport à des situations réelles (sensation, gestuelles, etc.)
 (1 = très loin de la réalité 10 = Très proche de la réalité)

○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○
 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

.....

Bloc 7

- Simulation : Canal simple se divisant en deux au tiers apical = Les deux sont préparés à 25/100/6%
- L. canalaire (totale) = 17 mm
- Diamètre apical = 25/100^{mm}
- Conicité canalaire = 6%

Comment évaluez-vous la pertinence de ce bloc (intérêt pédagogique) par rapport à des simulateurs existants.
 (1 = Aucun intérêt 10 = excellent)

○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○
 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Comment évaluez-vous la difficulté à gérer la situation simulée (en vous positionnant en tant qu'omnipraticien) ?
 (1 = trop facile 10 = trop difficile)

○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○
 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

8

- Annexe 2 : vues techniques (en projection européenne)

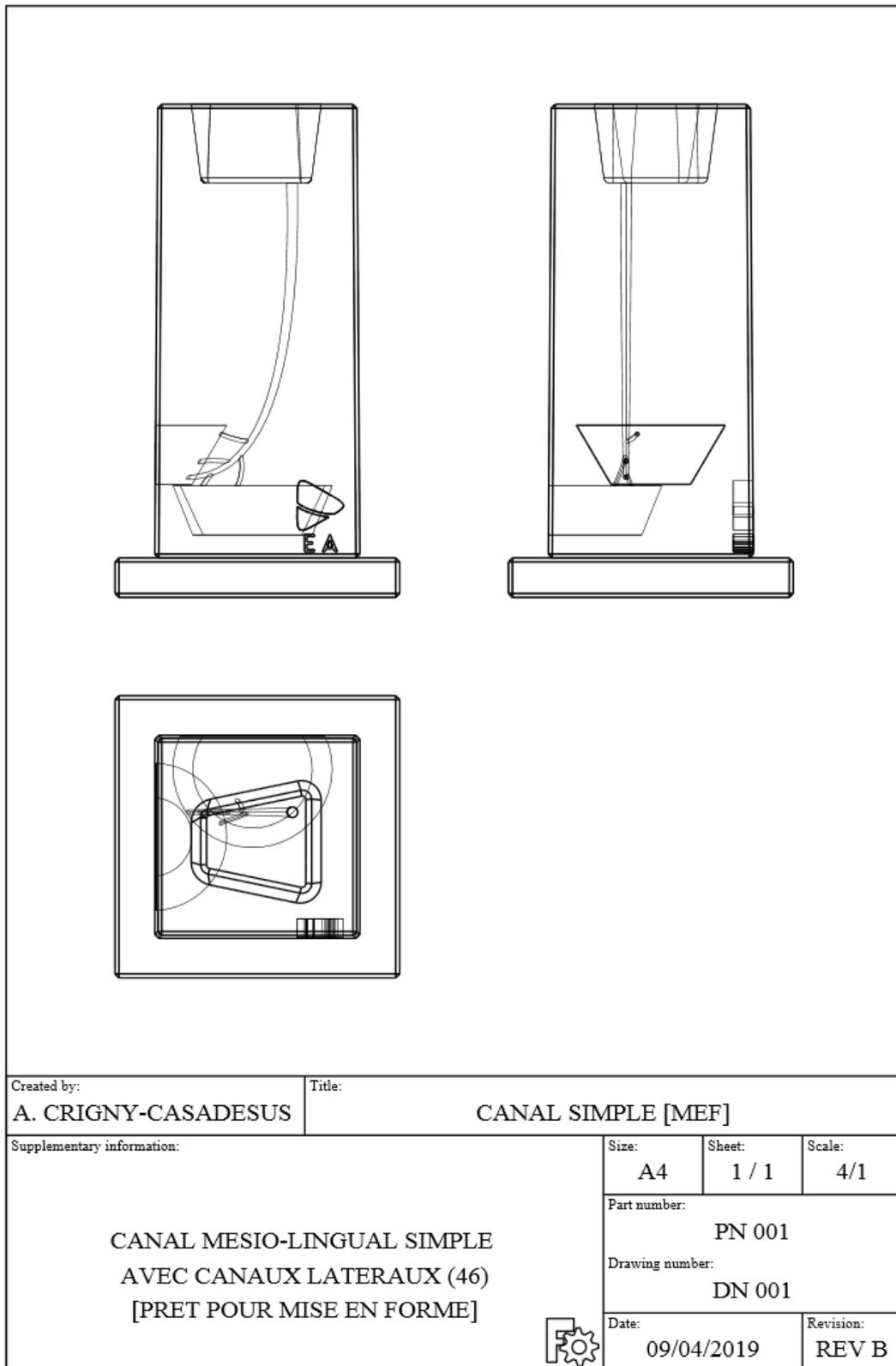


Figure 49 : Mise en plan du simulateur du canal simple avec canaux latéraux [MEF] (Crigny-Casadesus 2019c)

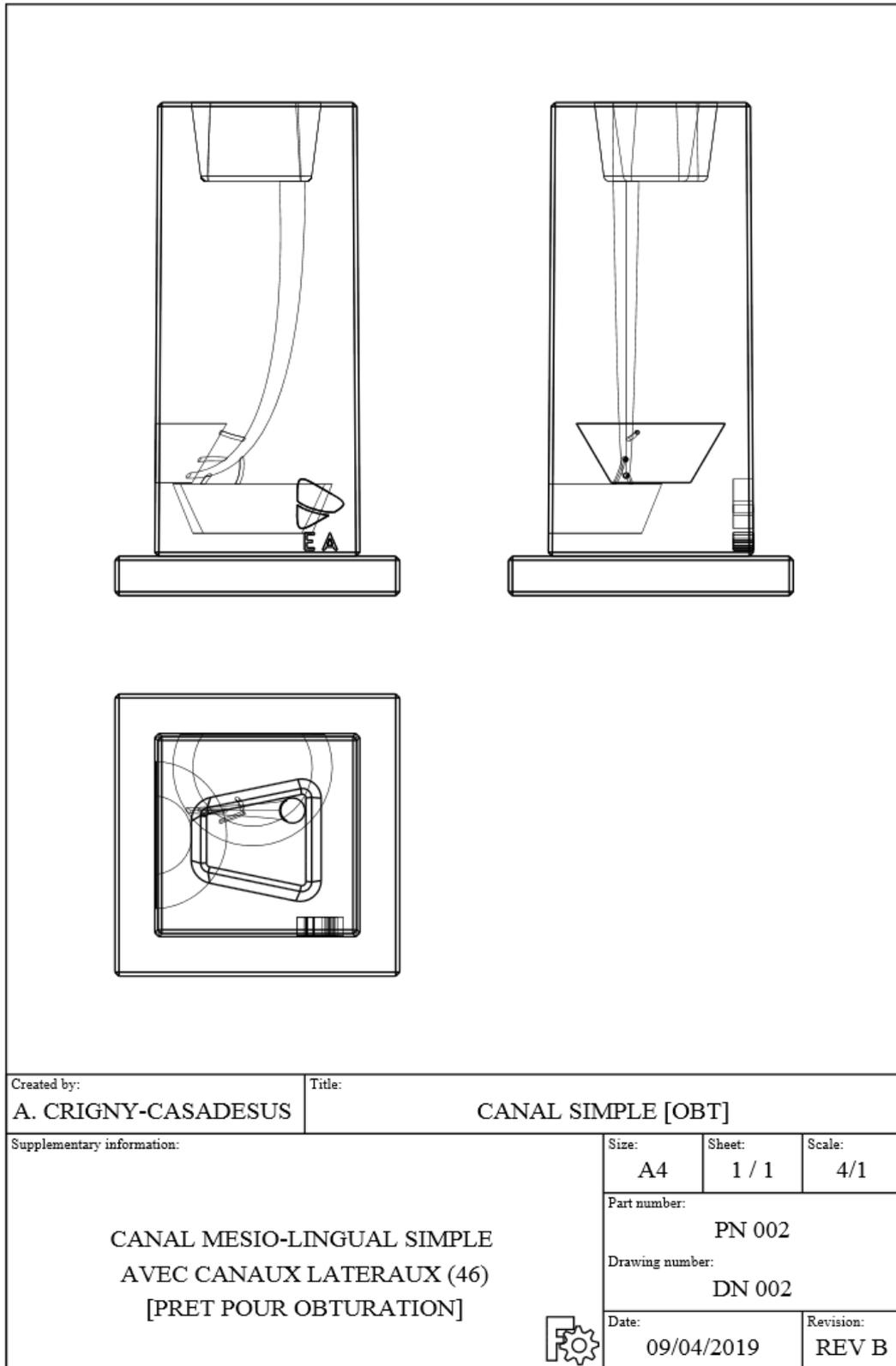


Figure 50 : Mise en plan du simulateur du canal simple avec canaux latéraux [OBT] (Crigny-Casadesus 2019c)

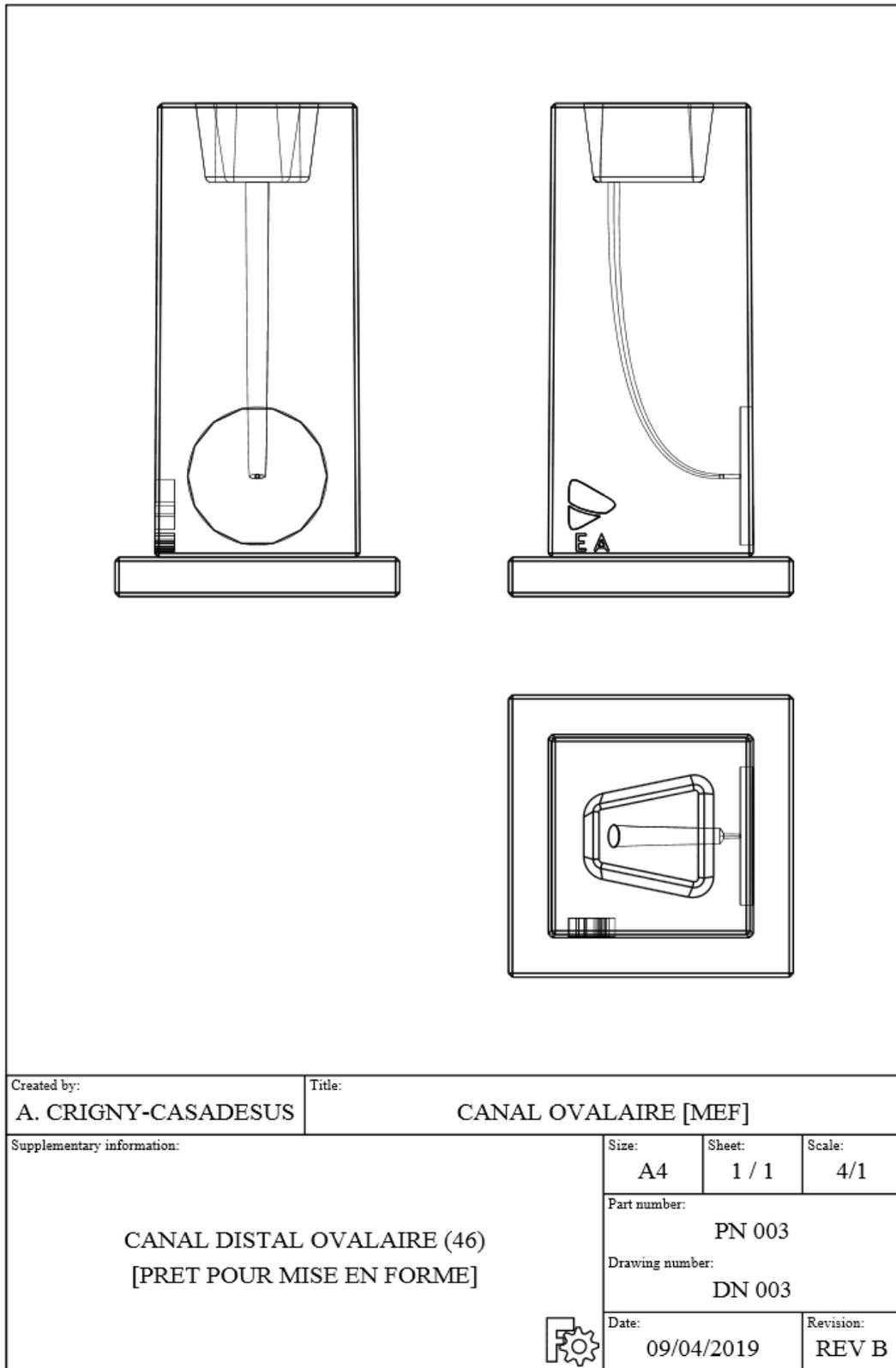


Figure 51 : Mise en plan du simulateur du canal ovalaire [MEF] (Crigny-Casadesus 2019c)

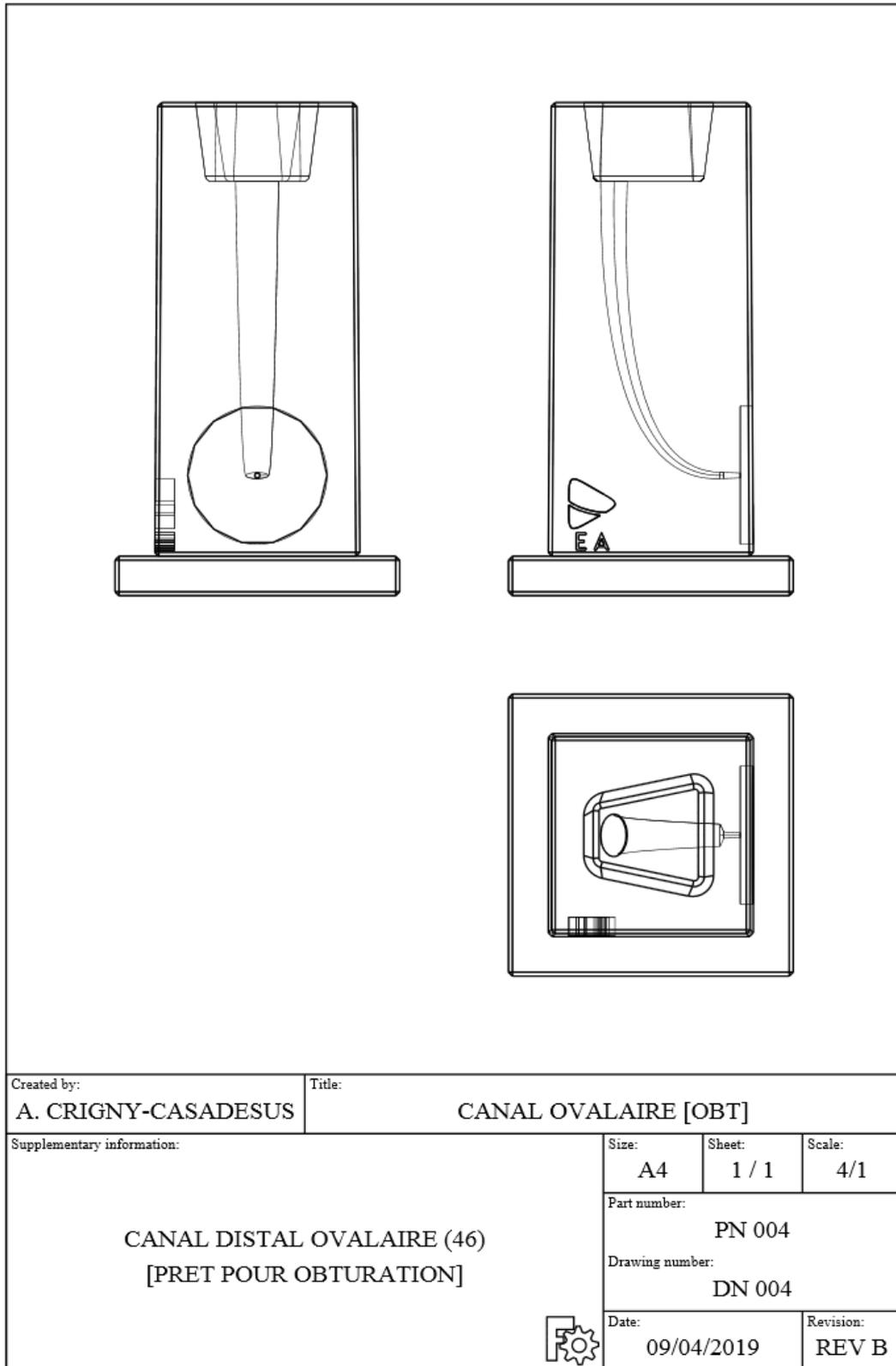


Figure 52 : Mise en plan du simulateur du canal ovalaire [OBT] (Crigny-Casadesus 2019c)

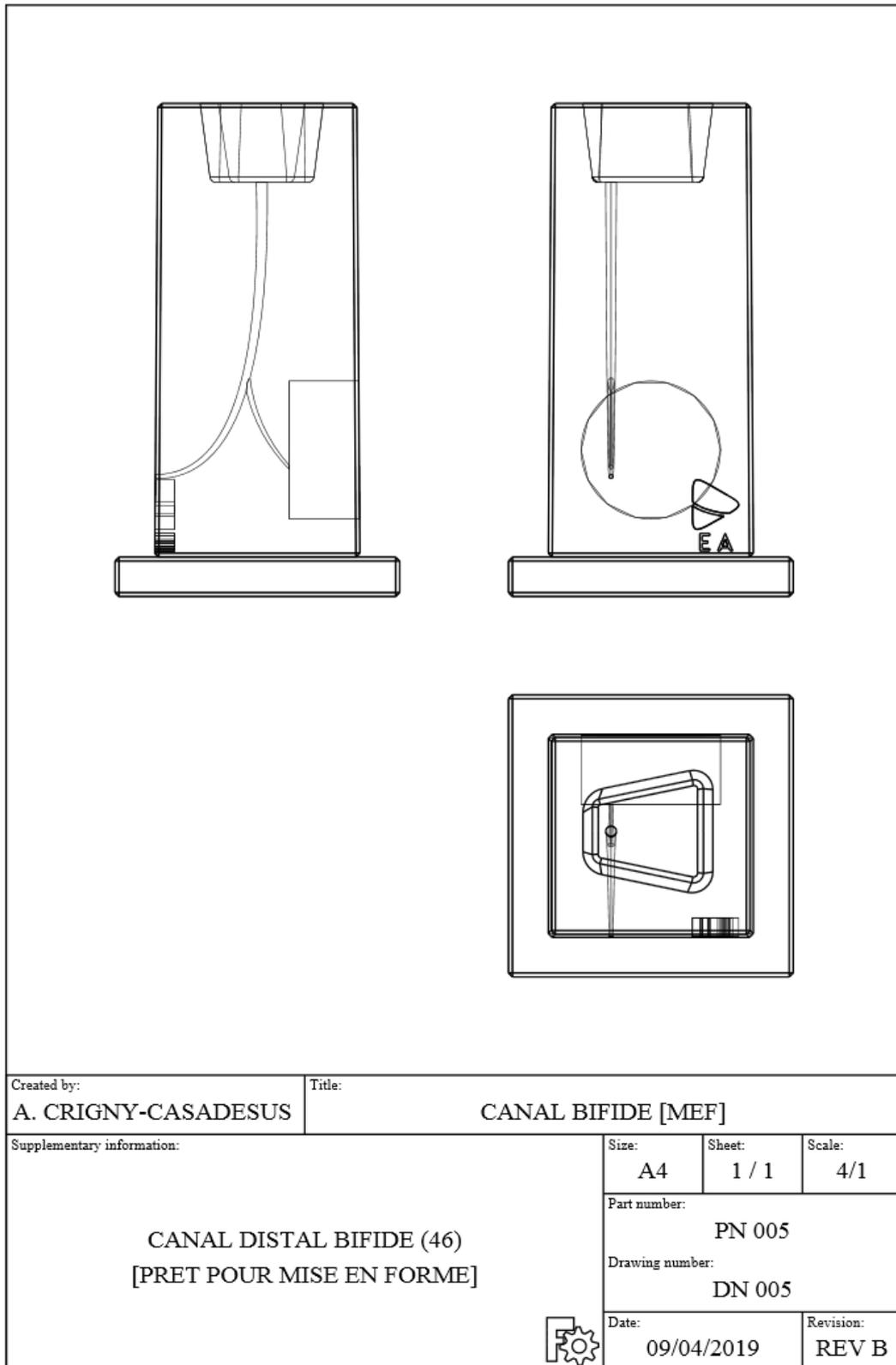


Figure 53 : Mise en plan du simulateur du canal bifide [MEF] (Crigny-Casadesus 2019c)

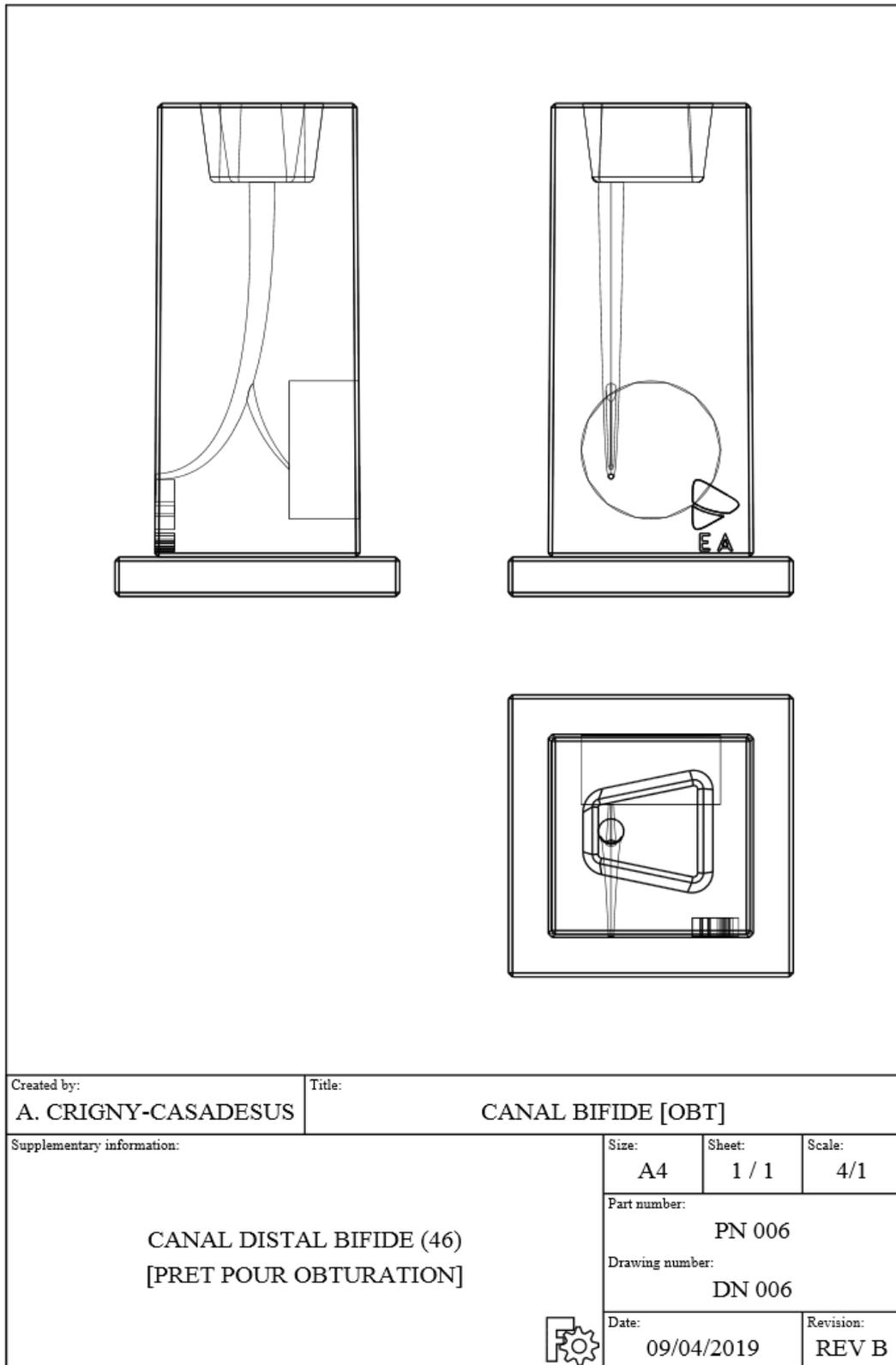


Figure 54 : Mise en plan du simulateur du canal bifide [OBT] (Crigny-Casadesus 2019c)

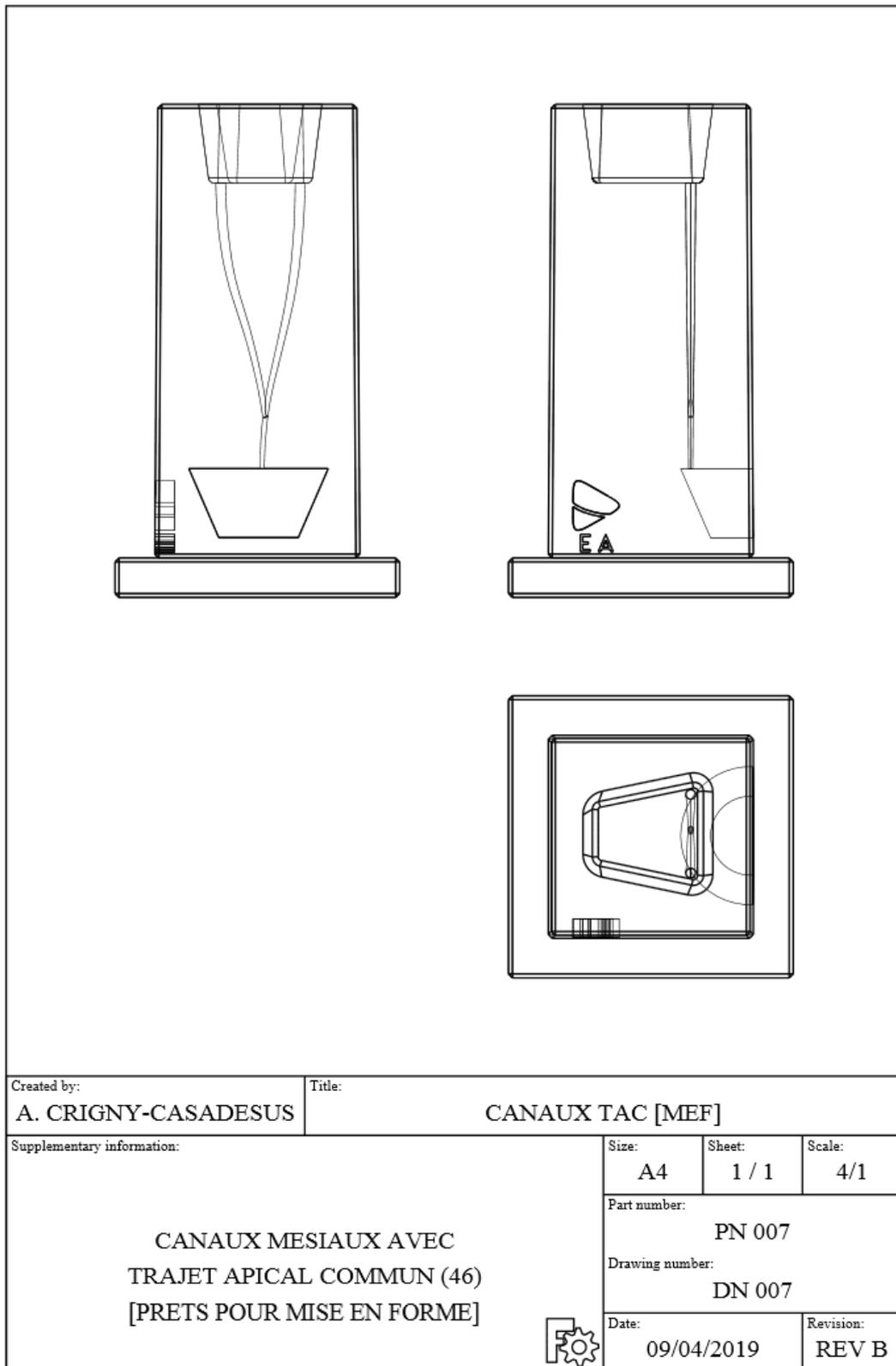


Figure 55 : Mise en plan du simulateur de canaux avec TAC [MEF] (Crigny-Casadesus 2019c)

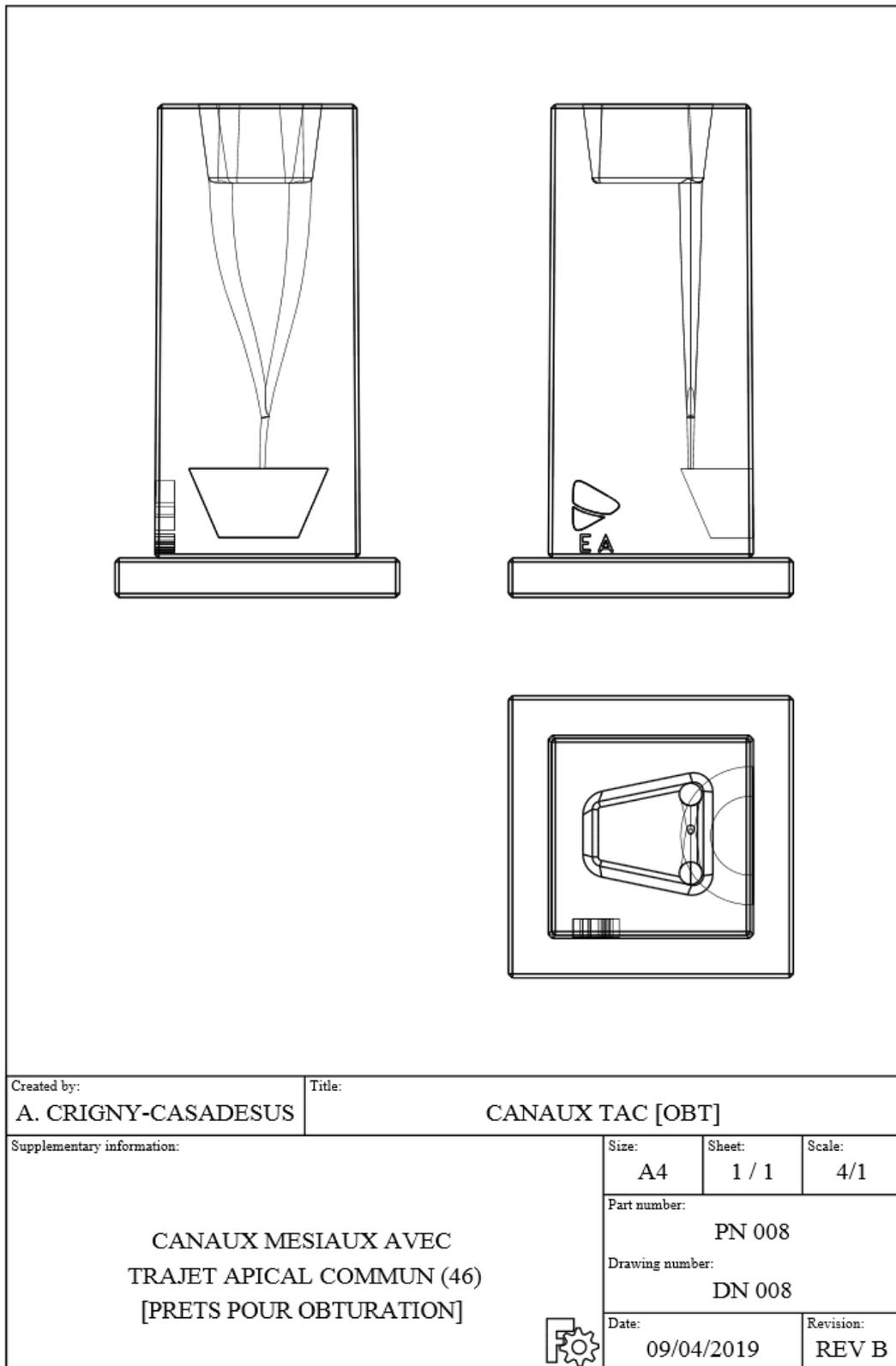


Figure 56 : Mise en plan du simulateur de canaux avec TAC [OBT] (Crigny-Casadesus 2019c)

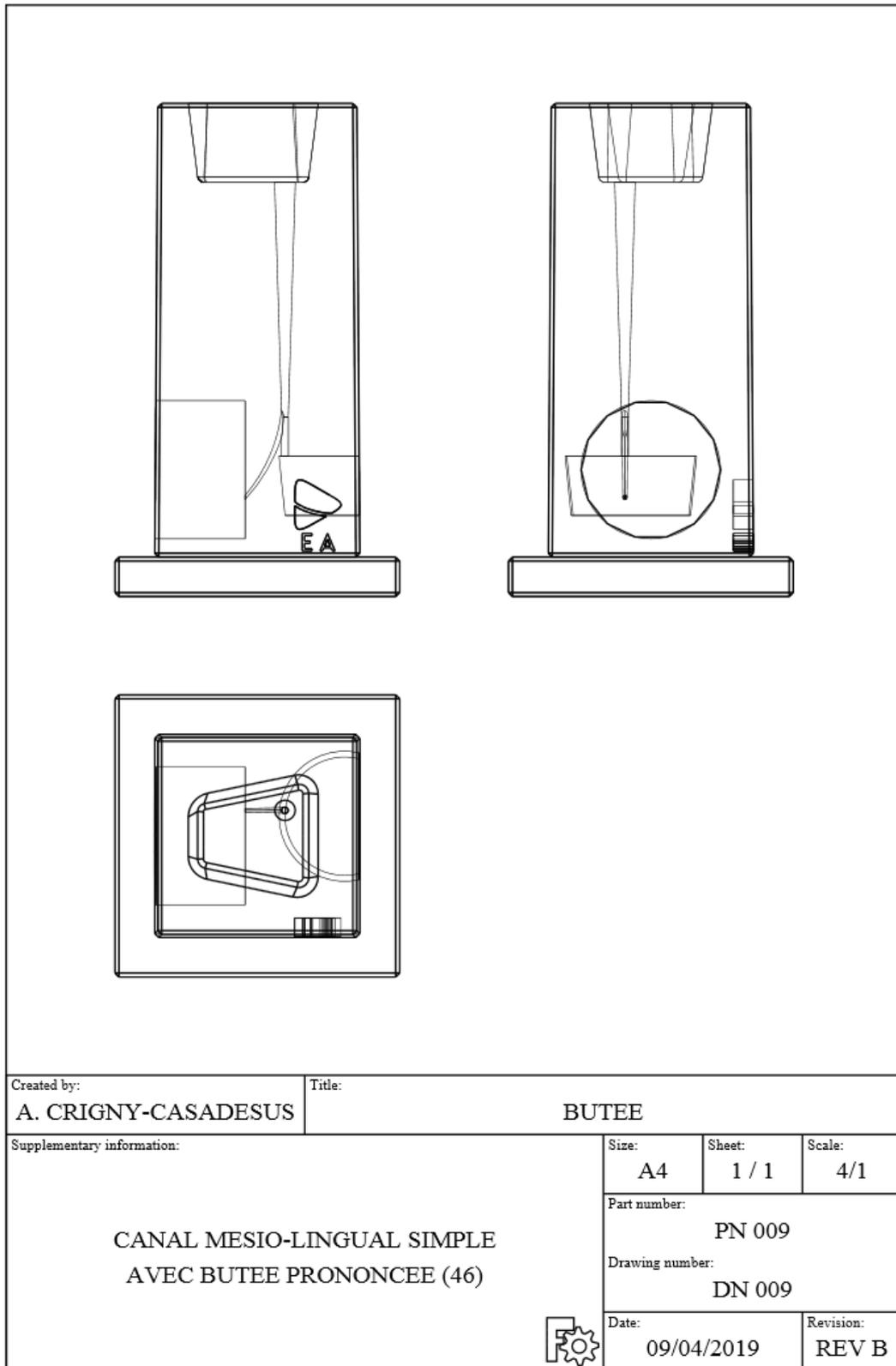


Figure 57 : Mise en plan du simulateur du canal simple avec butée (Crigny-Casadesus 2019c)

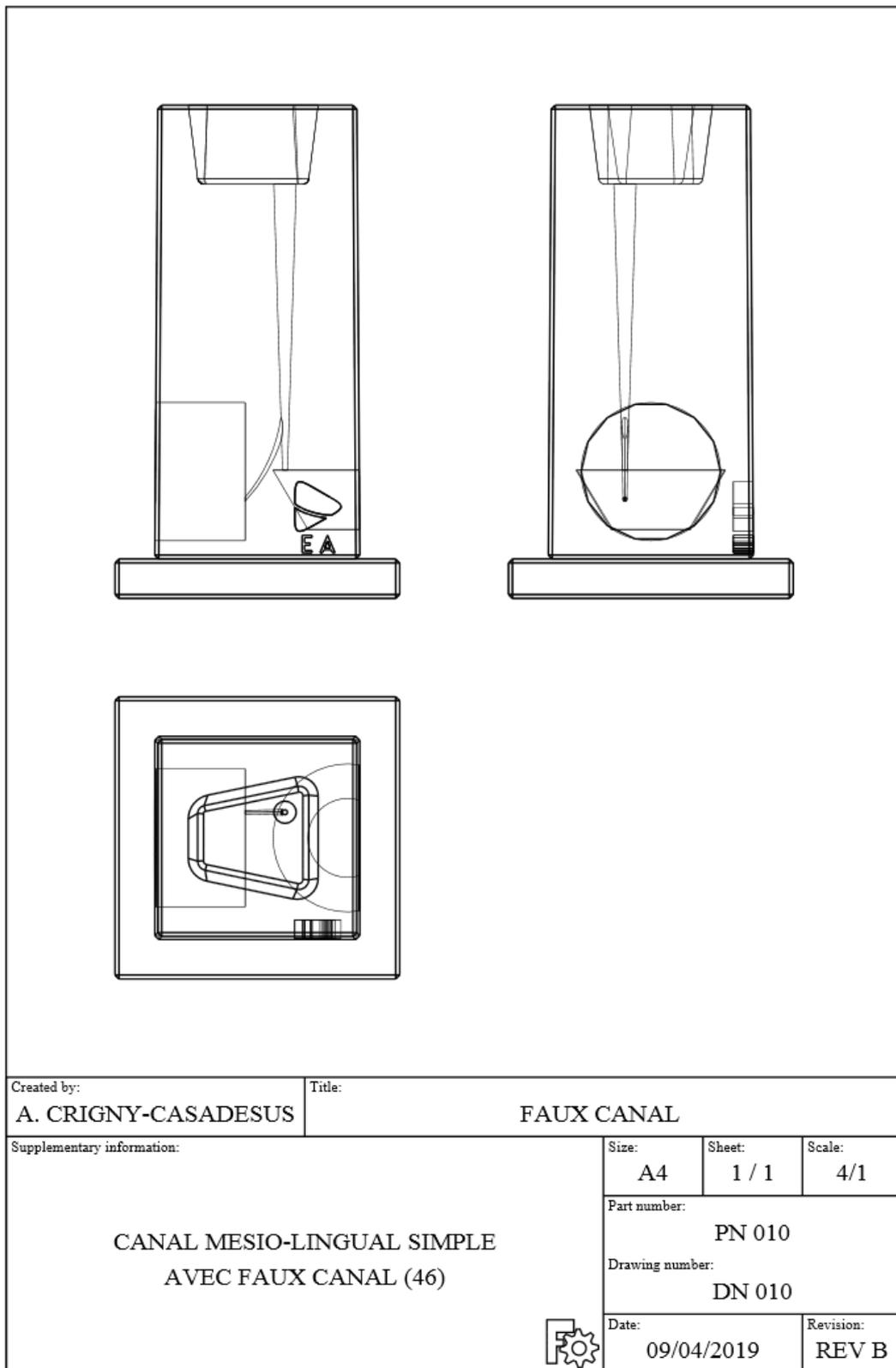


Figure 58 : Mise en plan du simulateur du canal simple avec faux canal (Crigny-Casadesus 2019c)

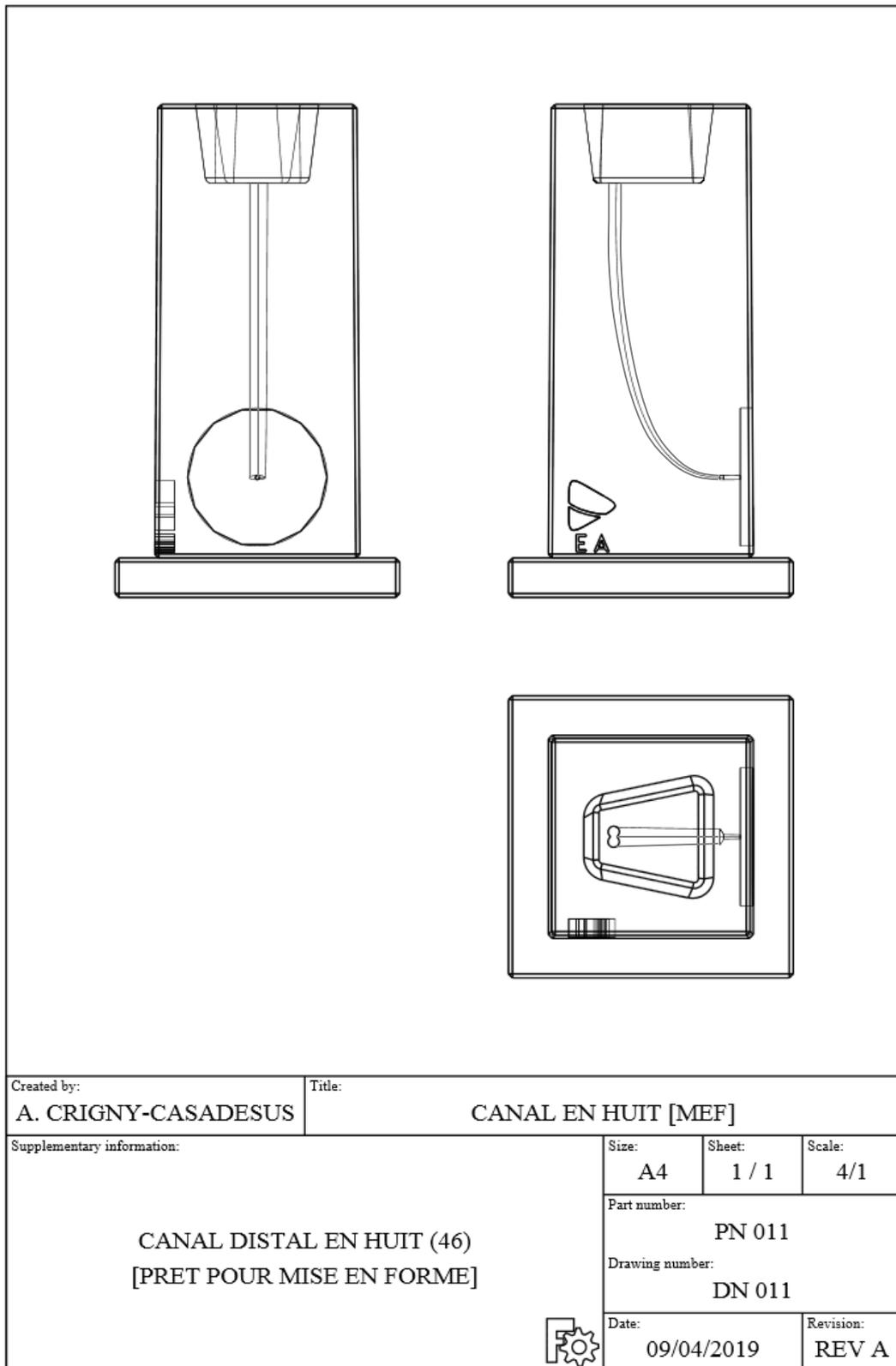


Figure 59 : Mise en plan du simulateur du canal en huit [MEF] (Crigny-Casadesus 2019c)

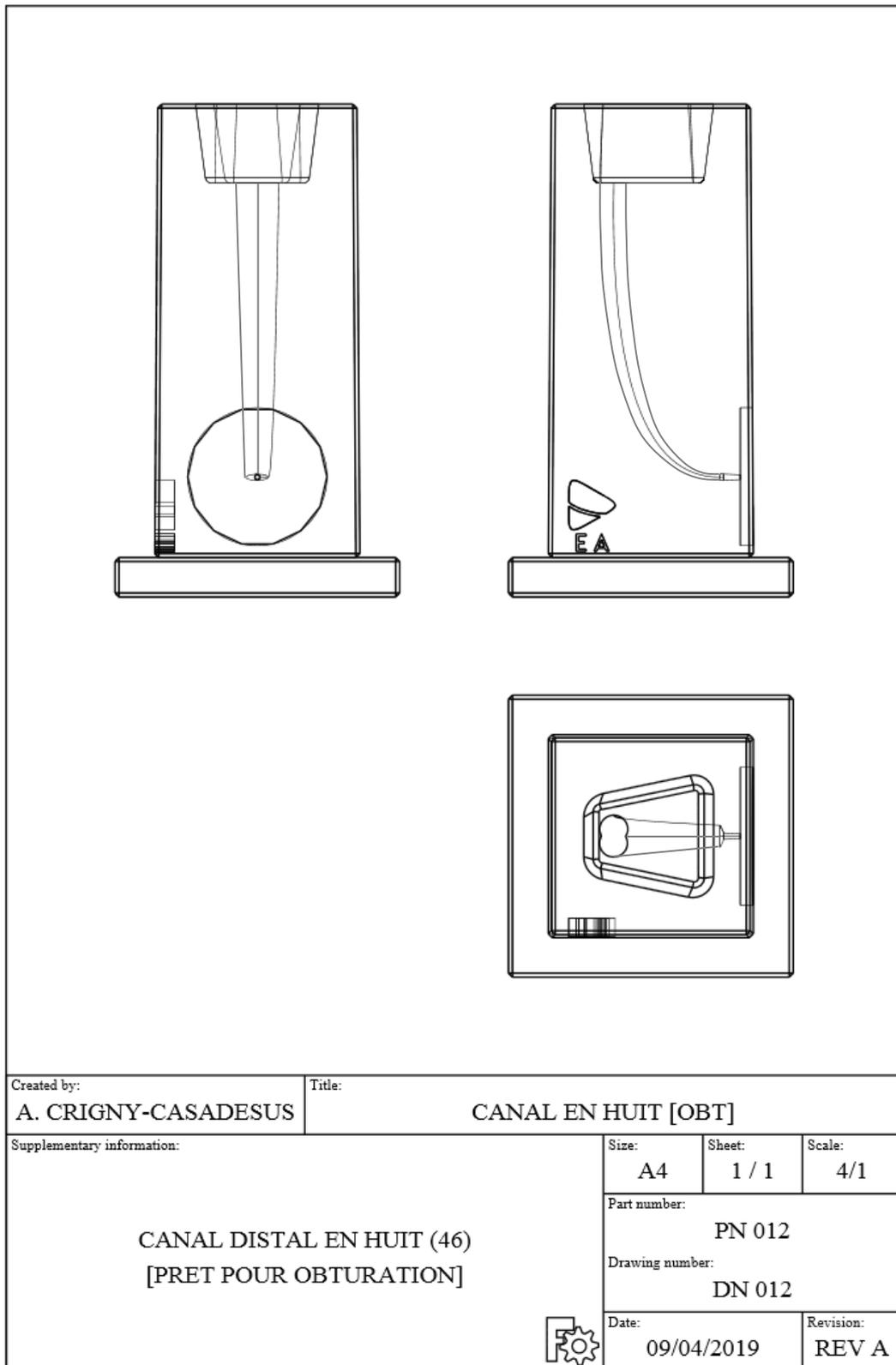


Figure 60 : Mise en plan du simulateur du canal en huit [OBT] (Crigny-Casadesus 2019c)

TABLE DES ILLUSTRATIONS

Figure 1 : Anatomie apicale décrite par Y. KUTTLER (Simon 2008)	8
Figure 2 : Pyramide de l'apprentissage (National Training Laboratories, Bethel, Maine, USA)	12
Figure 3 : Dents naturelles humaines coulées dans des modèles d'arcades en résine transparente (Voillot 2015).....	14
Figure 4 : Simulateurs Endo-Training-Bloc® (Dentsply Sirona [s. d.]).....	17
Figure 5 : Canaux droits (Prodont-Holliger 2017).....	18
Figure 6 : Canaux courbes (Prodont-Holliger 2017).....	18
Figure 7 : Illustrations de dents artificielles RepliDens® (Smartodont [s. d.]).....	18
Figure 8 : Illustrations de dents artificielles Truetooth® (Dental Engineering Laboratories [s. d.])	18
Figure 9 : Illustration de la dent artificielle Endo Training Tooth® (VDW 2019).....	19
Figure 10 : Illustrations de dents artificielles Real-T Endo® (Acadental 2019).....	19
Figure 11 : Illustrations CAO d'une dent artificielle biomimétique (Naodent Evolution [s. d.])	19
Figure 12 : Cartographie marketing des principaux simulateurs endodontiques actuels (analyse de l'auteur)	20
Figure 13 : Diagramme « bête à cornes » (analyse de l'auteur).....	22
Figure 14 : Graphe des interactions (analyse de l'auteur).....	22
Figure 15 : Modélisation de structures aéronautiques par CAO (Dassault Systèmes 2018)....	29
Figure 16 : Modélisation CAO de la première empreinte optique à Garancière (INA 1983) ..	30
Figure 17 : Conversion d'une image analogique en une image numérique (ENSAT [s. d.]) ..	31
Figure 18 : Composants d'une pièce à main intra-buccale (Descamp et Fages 2016).....	33
Figure 19 : Principe de la géométrie épipolaire (AI - SRI [s. d.]).....	34
Figure 20 : Méthode par projection de rayons lumineux à l'aide de multiples masques (Jouanjan 2013)	35
Figure 21 : Schéma de principe de l'imagerie confocale (Descamp et Fages 2016)	36
Figure 22 : Schéma de principe de l'holographie conoscopique (Laboratoire Ceralor [s. d.])	37

Figure 23 : Exemple de modélisation polygonale 3D (source de l’auteur).....	39
Figure 24 : Représentation d’une ligne vectorielle [rouge] en comparaison avec une représentation polygonale [bleue] (illustration de l’auteur).....	39
Figure 25 : Corrélation algorithmique d’une modélisation polygonale 3D (source de l’auteur)	40
Figure 26 : Comparaison avant / après filtrage (Eck 2009)	40
Figure 27 : Avant et après gestion de la texture (Cantayre et Nasr 2018)	40
Figure 28 : Axes de translation et de rotation (source de l’auteur)	43
Figure 29 : Schéma de principe d’une imprimante SLA inversée (Formlabs 2019).....	45
Figure 30 : Principe de photopolymérisation par lumière UV (Formlabs 2019)	45
Figure 31 : Principe de fonctionnement d’une imprimante 3D de type Poly-Jet (a3Dm magazine 2015b).....	47
Figure 32 : Principe de fonctionnement d’une imprimante 3D de type FDM (a3Dm magazine 2015a).....	48
Figure 33 : Principe de fonctionnement d’une imprimante type frittage LASER (Comberton et Muller 2018).....	48
Figure 34 : Frise de gestion / management de l’étape n°3 (analyse de l’auteur)	53
Figure 35 : Représentation schématique de la solution pédagogique globale (illustration de l’auteur).....	54
Figure 36 : Simulations d’un canal simple avec canaux latéraux (Crigny-Casadesus 2019a).58	
Figure 37 : Simulations d’un canal ovalaire (Crigny-Casadesus 2019a)	59
Figure 38 : Simulations d’un canal bifide (Crigny-Casadesus 2019a).....	60
Figure 39 : Simulations de canaux avec trajet apical commun (Crigny-Casadesus 2019a).....	61
Figure 40 : Simulation d’un canal simple avec butée (Crigny-Casadesus 2019a).....	62
Figure 41 : Simulation d’un canal simple avec faux canal (Crigny-Casadesus 2019a).....	62
Figure 42 : Encastrement en site 46 d’un prototype de bloc de simulation canalaire opaque par abord vestibulaire sur le modèle d’arcade mandibulaire (présenté ci-après) de la société JOLSI (JOLSI 2019a)	63
Figure 43 : Modèle d’arcade maxillaire représenté numériquement (JOLSI 2019a).....	64
Figure 44 : Modèle d’arcade mandibulaire représenté numériquement (JOLSI 2019a)	64

Figure 45 : Dents artificielles 11 et 14 [Naodent Evolution] sur leurs supports individuels amovibles encastrés dans le modèle d’arcade maxillaire développé par la société JOLSI (JOLSI 2019a).....	65
Figure 46 : Dent naturelle encastrée dans un bloc de silicone lourd aux dimensions du logement prévu au niveau du site 26 du modèle d’arcade maxillaire de la société JOLSI (JOLSI 2019a)	66
Figure 47 : Simulations d’un canal en huit (Crigny-Casadesus 2019b).....	71
Figure 48 : Questionnaire d’évaluation (vierge) remis aux évaluateurs (JOLSI 2019b)	85
Figure 49 : Mise en plan du simulateur du canal simple avec canaux latéraux [MEF] (Crigny-Casadesus 2019c)	87
Figure 50 : Mise en plan du simulateur du canal simple avec canaux latéraux [OBT] (Crigny-Casadesus 2019c)	88
Figure 51 : Mise en plan du simulateur du canal ovalaire [MEF] (Crigny-Casadesus 2019c)	89
Figure 52 : Mise en plan du simulateur du canal ovalaire [OBT] (Crigny-Casadesus 2019c)	90
Figure 53 : Mise en plan du simulateur du canal bifide [MEF] (Crigny-Casadesus 2019c)....	91
Figure 54 : Mise en plan du simulateur du canal bifide [OBT] (Crigny-Casadesus 2019c)....	92
Figure 55 : Mise en plan du simulateur de canaux avec TAC [MEF] (Crigny-Casadesus 2019c)	93
Figure 56 : Mise en plan du simulateur de canaux avec TAC [OBT] (Crigny-Casadesus 2019c)	94
Figure 57 : Mise en plan du simulateur du canal simple avec butée (Crigny-Casadesus 2019c)	95
Figure 58 : Mise en plan du simulateur du canal simple avec faux canal (Crigny-Casadesus 2019c).....	96
Figure 59 : Mise en plan du simulateur du canal en huit [MEF] (Crigny-Casadesus 2019c)..	97
Figure 60 : Mise en plan du simulateur du canal en huit [OBT] (Crigny-Casadesus 2019c)..	98

TABLE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Les six lois de KRASNER et RANKOW (Bronnec 2006)	6
Tableau 2 : Classification des configurations canalaire (Vertucci 1984).....	7
Tableau 3 : Résultats de l'étude anatomique (De Deus 1975)	8
Tableau 4 : Objectifs (Simon et al. 2011) et principes de la cavité d'accès.....	9
Tableau 5 : Objectifs biologiques et mécaniques de la mise en forme canalaire (Simon 2008)	10
Tableau 6 : Comparaison des approches pratiques pré-cliniques actuelle et nouvelle (analyse de l'auteur)	21
Tableau 7 : Énumération des fonctions principales et contraintes (analyse de l'auteur)	23
Tableau 8 : Cahier des Charges Fonctionnel [CdCF] (analyse de l'auteur).....	24
Tableau 9 : Comparaison des méthodes par triangulation et par holographie conoscopique (Laboratoire Ceralor [s. d.])	37
Tableau 10 : Résumé des procédés de stéréolithographie (Aniwaa 2019).....	46
Tableau 11 : Pédagogie mise en place avec la solution proposée par la société JOLSI (analyse de l'auteur)	55
Tableau 12 : Spécificités techniques particulières des prototypes (Crigny-Casadesus 2019a) 63	
Tableau 13 : Répartition des praticiens interrogés (compilation S.A.S. JOLSI).....	66
Tableau 14 : Résultats de l'évaluation pratique menée auprès du panel d'experts (compilation de l'auteur)	69
Tableau 15 : Résultats de l'évaluation pratique menée auprès du panel d'omnipraticiens (compilation S.A.S. JOLSI)	70
Tableau 16 : Implémentations techniques post-évaluation prototypique (Crigny-Casadesus 2019b).....	73
Tableau 17 : Matrice de conformité des blocs de simulations canalaire finaux en regard du CdCF (analyse de l'auteur).....	76

Les opinions émises dans les dissertations présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, sans aucune approbation ni improbation de la Faculté de Chirurgie Dentaire.

TITRE en anglais : Design of a new generation of 3D printed endodontic simulators to improve preclinical training.

RESUME en anglais :

Simulation based endodontic education can be defined as any educational activity that utilizes simulation aides to replicate clinical scenarios. For decades, real extracted teeth have been used for endodontic training, considering that working on real organs is the best way to simulate clinical situations to train undergraduate and postgraduate students. Even though new international regulation and ethical restriction render the use of real teeth difficult to be used for lab work training, it appears also that lots of clinical situation cannot be simulated. 3D impression has considerably improved the quality of endodontic simulators. There are different types of simulators and their costs vary according to the degree of their resemblance to the reality, or 'fidelity'. For years, plastic blocs have been used as a first step for training. But tactile sensation is very far from reality. Nevertheless, the concept of the rectangular transparent bloc remains interesting. To improve the quality of these simulators, new blocs with graduated complexity of anatomies have been recently developed and printed with the same technology that the one used for dental printing. This work explains the step by step design and manufacturing of these new blocs for undergraduate, postgraduate students but also for continued education in endodontics. This work has been financed by the JOLSI company and is fully-integrated in a larger pedagogical project (developed by this company) based on a new approach of endodontic training.

MOTS-CLES Anglais : Endodontics (MeSH) ; Teaching (MeSH) ; Simulation Training (MeSH) ; Computer-aided design (MeSH) ; Printing, Three-Dimensional (MeSH) ; Pedagogy ; Endodontic Simulators ; CAD-CAM.

CRIGNY-CASADESUS Alban. Développement de modèles pédagogiques pour l'enseignement de l'endodontie par impression 3D. 2019. 105 p. : ill., graph., tabl. Réf. Biblio. : 79-82

Sous la direction de Monsieur le Professeur Stéphane SIMON

Th : Chir Dent. : Paris 7 : année 2019

RESUME :

L'enseignement pratique de l'odontologie et de l'endodontie en particulier s'effectue la plupart du temps sur des dents naturelles. Outre le fait que les réglementations sont de plus en plus restrictives sur l'utilisation de déchets humains pour la formation, les dents naturelles présentent plusieurs inconvénients (comme par exemple la variabilité anatomique qui empêche l'apprentissage d'un geste par la répétition de l'opérateur) malgré le gros avantage qu'en termes de simulation, elles sont les plus proches de la réalité clinique.

Par ailleurs, on observe une difficulté à trouver certains modèles pour des formations spécifiques, tels que des canaux avec trajet apical commun, bifides, ou encore ovalaires etc.

Le développement très rapide au cours des trois dernières années de l'impression tridimensionnelle et l'accès aux logiciels de modélisation rendent possible la reproduction de modèles pédagogiques à partir de situations cliniques réelles mais également la création *ab initio* de simulateurs avec une possibilité infinie de géométries canalaires.

L'objectif de ce travail a été de développer *ab initio* des modèles pédagogiques sous format de blocs à l'aide de la technologie CAO et fabriqués par impression 3D avec une résine dont la densité et la dureté s'apparentent à celles de la dent naturelle. Cette solution a été développée avec la même approche que celle que nous pouvons retrouver dans les projets menés dans l'industrie manufacturière.

Ce travail a été financé par la société JOLSI et s'intègre dans un projet pédagogique complet développé par cette société.

TITRE en anglais : Design of a new generation of 3D printed endodontic simulators to improve preclinical training.

DISCIPLINE : Odontologie conservatrice-endodontie

MOTS-CLES Français : Endodontie (FMeSH) ; Enseignement (FMeSH) ; Formation par simulation (FMeSH) ; Conception assistée par ordinateur (FMeSH) ; Impression tridimensionnelle (FMeSH) ; Pédagogie ; Simulateurs Endodontiques ; CFAO.

MOTS-CLES Anglais : Endodontics (MeSH) ; Teaching (MeSH) ; Simulation Training (MeSH) ; Computer-aided design (MeSH) ; Printing, Three-Dimensional (MeSH) ; Pedagogy ; Endodontic Simulators ; CAD-CAM.
