



UNIVERSITE DU DROIT ET DE LA SANTE - LILLE 2  
**FACULTE DE MEDECINE HENRI WAREMBOURG**  
Année : 2017

**THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT  
DE DOCTEUR EN MEDECINE**

**Apport de l'impression 3D en chirurgie maxillo-faciale : épidémiologie de  
l'utilisation en autonome d'une imprimante à bas coût sur 52 cas.**

Présentée et soutenue publiquement le 23 juin 2017 à 16 heures  
au Pôle Formation  
**Par Charles Druelle**

---

**JURY**

**Président :**

**Monsieur le Professeur Joël Ferri**

**Assesseurs :**

**Monsieur le Professeur Xavier Leclerc**

**Monsieur le Professeur Raphaël Olszewski**

**Monsieur le Professeur Gwenaël Raoul**

**Directeur de Thèse :**

**Monsieur le Docteur Romain Nicot**

---





## **Avertissement**

**« La Faculté n'entend donner aucune approbation aux opinions émises dans les thèses : celles-ci sont propres à leurs auteurs. »**

## Table des matières

<b>I.</b>	<b>Introduction.....</b>	<b>29</b>
<b>II.</b>	<b>Matériel et Méthodes.....</b>	<b>33</b>
1)	Les patients.....	33
2)	L'imprimante.....	33
3)	Les logiciels.....	36
a)	Le logiciel Up!© Version 2.13 ou supérieure.....	36
b)	Le logiciel 3D slicer.....	38
c)	Le logiciel ITK-snap.....	40
4)	Les critères étudiés.....	41
5)	Les demandes.....	43
<b>III.</b>	<b>Résultats.....</b>	<b>45</b>
<b>IV.</b>	<b>Discussion.....</b>	<b>49</b>
1)	Utilisation et utilité des modèles dans notre service.....	49
a)	Création de matériel personnalisé.....	49
b)	Préconformation de matériel et simulations préopératoires.....	55
c)	Communication, information et aide à la décision.....	59
d)	Utilisation en repérage analogique per-opérateur.....	60
e)	Modèles d'utilité faible à inconnue.....	62
2)	Caractéristiques de l'impression 3D dans notre service.....	63
a)	Les coûts.....	63
b)	Utilité objective et subjective.....	65
c)	Population concernée.....	66
3)	Revue de la littérature : l'impression 3D dans la pratique de la chirurgie maxillo-faciale.....	67
a)	Développement de l'impression 3D dans les dernières années.....	67
b)	Apport de l'impression 3D selon la littérature.....	68
c)	Réduction du temps opératoire.....	69
d)	Coûts estimés.....	70
e)	Précision de l'impression 3D.....	72
4)	Méthodes d'acquisition, quelles évolutions ?.....	73
a)	Etat actuel des méthodes de création des modèles 3D.....	73
b)	Méthodes de création 3D en cours de développement.....	75
5)	Développements et propositions d'améliorations pour le service.....	76
a)	Poursuite de la systématisation de certaines procédures.....	76
b)	Guides de coupe.....	77
c)	Identito-vigilance et traçabilité légale.....	78
<b>V.</b>	<b>Conclusion.....</b>	<b>81</b>
<b>VI.</b>	<b>Références.....</b>	<b>83</b>



## I. Introduction

L'impression 3D est une technologie récente, dont les premières applications remontent aux années 1980. Son principe réside, par opposition à une fabrication soustractive (sculpture, découpage, etc...), dans la création couche par couche d'un modèle par addition de matière. On doit cette innovation à Charles Hull, inventeur américain, ayant déposé le brevet en août 1984 de la photopolymérisation en couches de résine liquide par laser (1). Pour l'histoire, trois français (Alain Le Méhauté, Olivier de Witte et Jean Claude André) avaient également déposé un brevet pour l'invention d'un processus de stéréolithographie le 16 juillet 1984, soit trois semaines avant Monsieur Hull. Malheureusement leur invention fut considérée comme « manquant d'applications commerciales » et abandonnée par les groupes industriels français pour lesquels elle avait été développée.

La première vraie « imprimante 3D » a été créée en 1986 par la société de Charles Hull et permettait l'impression de pièces prototypes à partir de modèles numériques dans le but de les tester avant de lancer leur production à grande échelle. L'orientation initiale de ce procédé était donc purement industrielle.

D'autres procédés de fabrication additive ont ensuite rapidement vu le jour : En 1989 Scott et Lisa Crump créent et déposent le brevet pour la première imprimante 3D par dépôt de filament fondu (Fuse Deposit Modeling = FDM). En 1993, le Massachuset's Institut of Technology développe un projet baptisé 3D printing, consistant la création de modèles par un dépôt de colle progressif au sein d'une couche de poudre. De nombreuses autres méthodes d'impression 3D suivirent, parmi lesquelles on peut retrouver notamment la technique de fusion de

poudre par frittage laser, l'encollage à papier, etc... Au total, il existe de nos jours 7 principales techniques de fabrication additive.

Jusqu'en 2005 l'usage de ces outils était majoritairement réservé à l'industrie. C'est, entre autres, avec le projet RepRap (mené par Adrian Bowyer à Bath, Angleterre) que se développe le concept d'impression 3D pour le grand public.

La chute des brevets dans le domaine public, 20 ans après leur dépôt, a permis le développement de nombreuses compagnies, proposant des services et/ou la vente d'imprimantes 3D aux industriels ainsi qu'aux particuliers. Bien que le brevet concernant la photopolymérisation laser soit devenu public avant celui du dépôt de fil fondu, c'est cette dernière technologie qui est devenue la plus populaire parmi les imprimantes 3D dites de bureau.

Aujourd'hui il est possible, pour moins de 1500 €, de se doter d'une imprimante 3D de bonne qualité. Il devient alors intéressant, pour certains services de médecine, de s'équiper de ce type de matériel, dans l'optique de développer de nouvelles prises en charge pour leurs patients, et de prendre une certaine indépendance vis-à-vis des prestataires qui leur proposaient des services de stéréolithographie par le passé.

Notre service de chirurgie maxillo-faciale et stomatologie s'est doté d'une imprimante 3D au mois de septembre 2014. Depuis, nous avons maîtrisé le processus de création de modèles 3D à partir des données extraites des scanners et IRM, ainsi que le processus d'impression 3D. Plus de 50 de nos patients ont déjà bénéficié d'une impression 3D dans le cadre de leur prise en charge.



Nous nous sommes posés la question de l'utilité de ces modèles. Nous avons étudié les applications de l'impression 3D qui ont réellement été mises en œuvre et examiné les obstacles rencontrés. L'objectif était de dégager des prises en charges standardisées reproductibles, et d'améliorer ou d'écarter celles jugées insuffisantes.

Nous avons donc compilé les données concernant les patients ayant bénéficié d'une impression 3D dans notre service depuis l'installation de l'imprimante jusqu'en janvier 2017. L'objectif de ce travail était de justifier l'utilité d'une imprimante 3D de bureau au sein d'un service de chirurgie maxillo-faciale, et de préciser les caractéristiques des modèles étudiés et les pathologies pour lesquels ils étaient réalisés.



## **II. Matériel et Méthodes**

### **1) Les patients**

Nous avons inclus tous les cas pour lesquels une impression 3D a été réalisée au sein du service de chirurgie maxillo-faciale et stomatologie du CHRU de Lille, du 1<sup>er</sup> septembre 2014 au 1<sup>er</sup> janvier 2017. Les patients étudiés sont tous ceux pour lesquels ce type de modèle a été demandé par un chirurgien de notre service dans un objectif de planification de la prise en charge. Etaient exclus les patients pour lesquels aucune imagerie adaptée n'a pu être retrouvée (absence d'imagerie, zone d'intérêt non étudiée, imagerie inadaptée, etc.).

Il n'existait pas de critères d'exclusion liés aux caractéristiques des patients, hors des limites techniques liées à la taille de la zone d'impression (140 x 140 x 135 mm).

### **2) L'imprimante**

Nous avons acquis une imprimante Up Plus 2 - Easy 120® (Figure 1). Il s'agit d'une imprimante par dépôt de matière fondue (FDM) fonctionnant avec les deux matériaux les plus répandus actuellement : l'Acrylonitrile Butadiène Styrene (ABS) et l'Acide Polylactique (PLA). Notre choix a été motivé par plusieurs paramètres :

La présence d'une mémoire interne. En l'absence de cette mémoire interne, un ordinateur envoyant les données en continu doit rester branché durant le temps de l'impression. Au vu du temps prévisible des différentes impressions nous avons préféré choisir une imprimante dotée de ce type de mémoire.

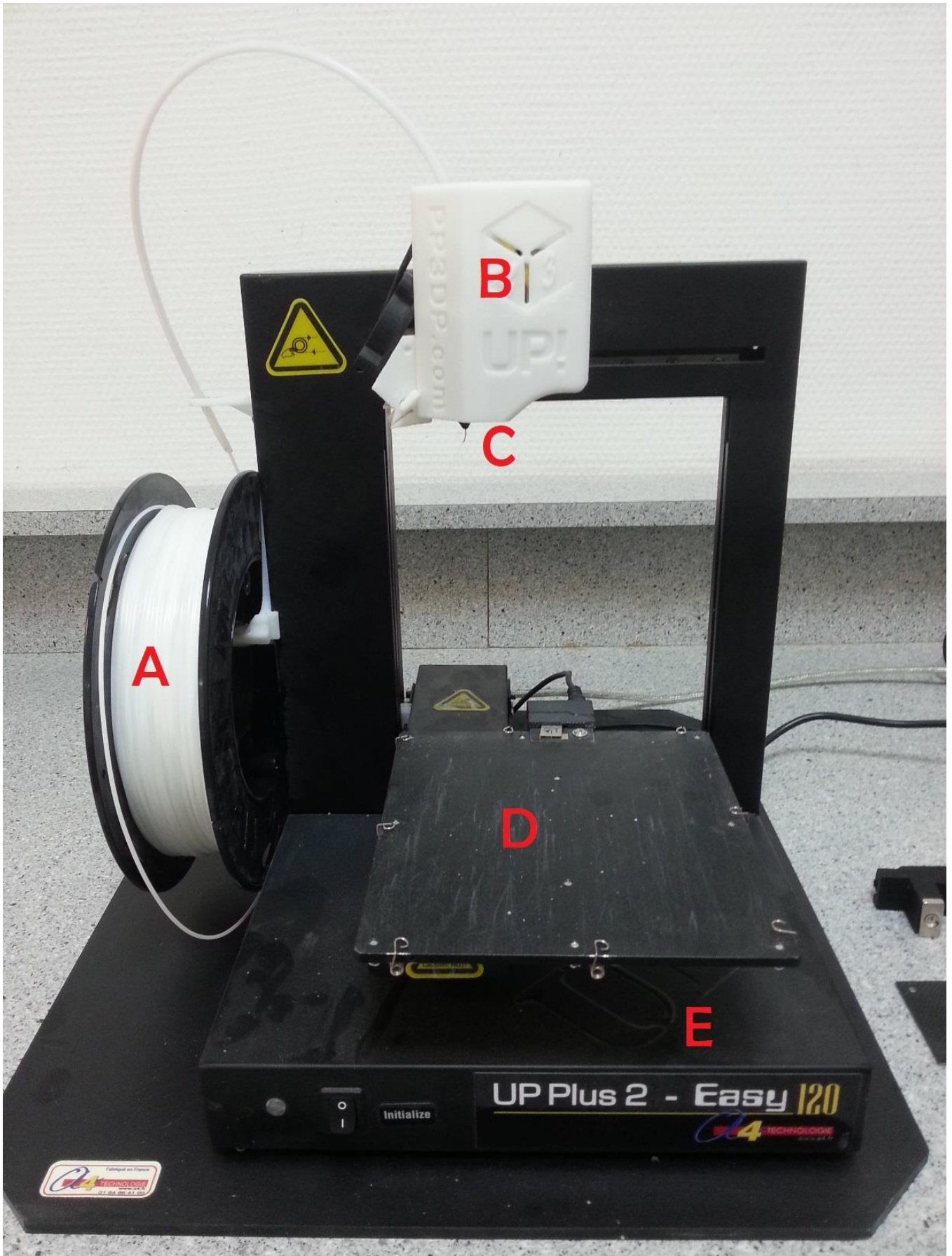


Figure 1 : imprimante Up Plus 2 - Easy 120, A) bobine de fil PLA ou ABS, B) tête d'extrusion, C) buse d'impression, D) plateau d'impression, E) Socle

La taille du volume d'impression, de 140 x 140 x 135 mm (hauteur), qui est suffisant pour l'impression des modèles de chirurgie maxillo-faciale. De nombreuses imprimantes de bureau permettent un volume d'impression plus grand (jusqu'à 295 x 195 x 165 mm). Ces caractéristiques peuvent être intéressantes pour de la modélisation concernant la neurochirurgie dans le cadre de l'étude cranio-faciale, ou pour d'autres spécialités, mais ne sont pas indispensables pour notre spécialité.

La technologie FDM : moins onéreuse et plus facile d'utilisation que la technologie de photopolymérisation. Il s'agit d'ailleurs du type de fabrication additive le plus répandu pour ces raisons. Par ailleurs le diamètre du filament accepté par l'imprimante était de 1.75 mm, la norme la plus répandue pour ce type de matériaux. Il existe par ailleurs des imprimantes acceptant des bobines de fil dont le diamètre peut aller de 2.85 mm à 2.95 mm, sans que cette différence de diamètre n'ait d'influence sur le résultat final.

La compatibilité des logiciels avec les plateformes Windows© et Mac©, essentielle au vu de l'utilisation d'ordinateurs personnels pour les créations de modèles. Par ailleurs, la précision de l'imprimante était de +/- 0.08 mm, avec une épaisseur de couche imprimée pouvant varier entre 0.15 et 0.4 mm. Les dimensions externes de l'imprimante, de 245 x 260 x 350 (hauteur), lui donnaient un avantage en termes de faible encombrement, ce qui a permis sans problème son intégration dans notre laboratoire de prothèse.

Enfin, la structure simple de la Up Plus 2® nous a facilité son entretien et le remplacement des différentes pièces en cas pannes, mauvaise calibration du plateau ou difficultés d'extrusion du fil. La compréhension de son fonctionnement global en a également été facilitée. Le matériau utilisé pour nos impressions était soit de l'ABS,

soit du PLA, sans qu'il n'y ait de lien entre type de matériau et les caractéristiques du patient ou de la zone anatomique étudiée.

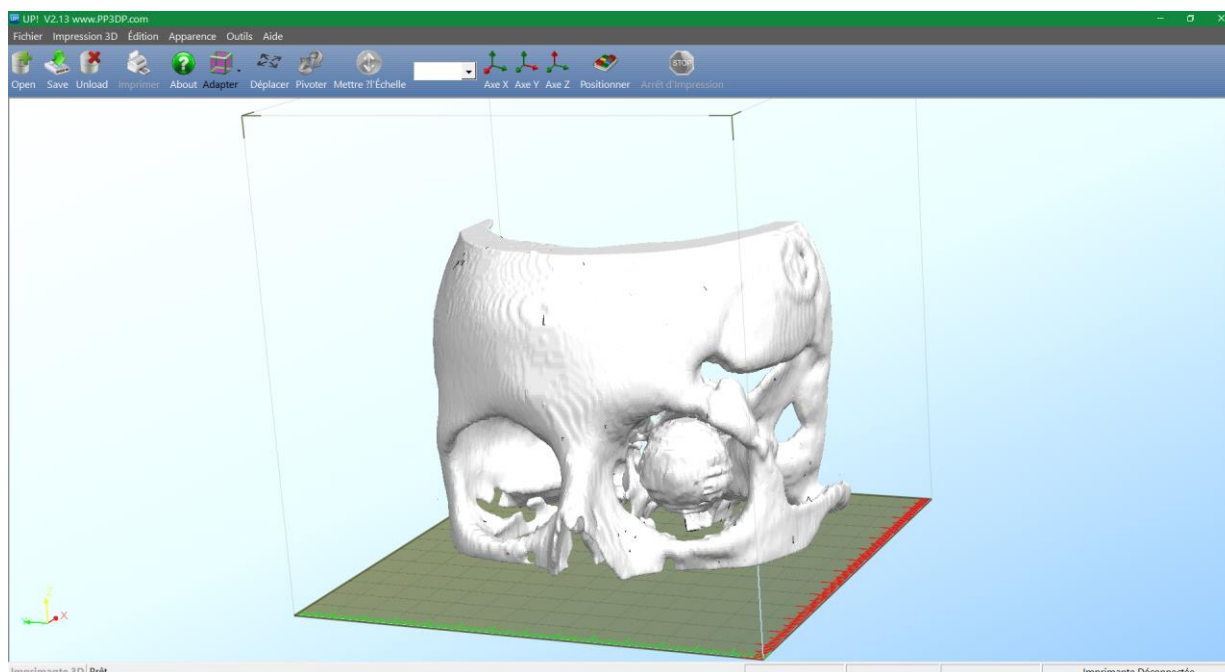


Figure 2 : fenêtre principale du logiciel UP!(c)

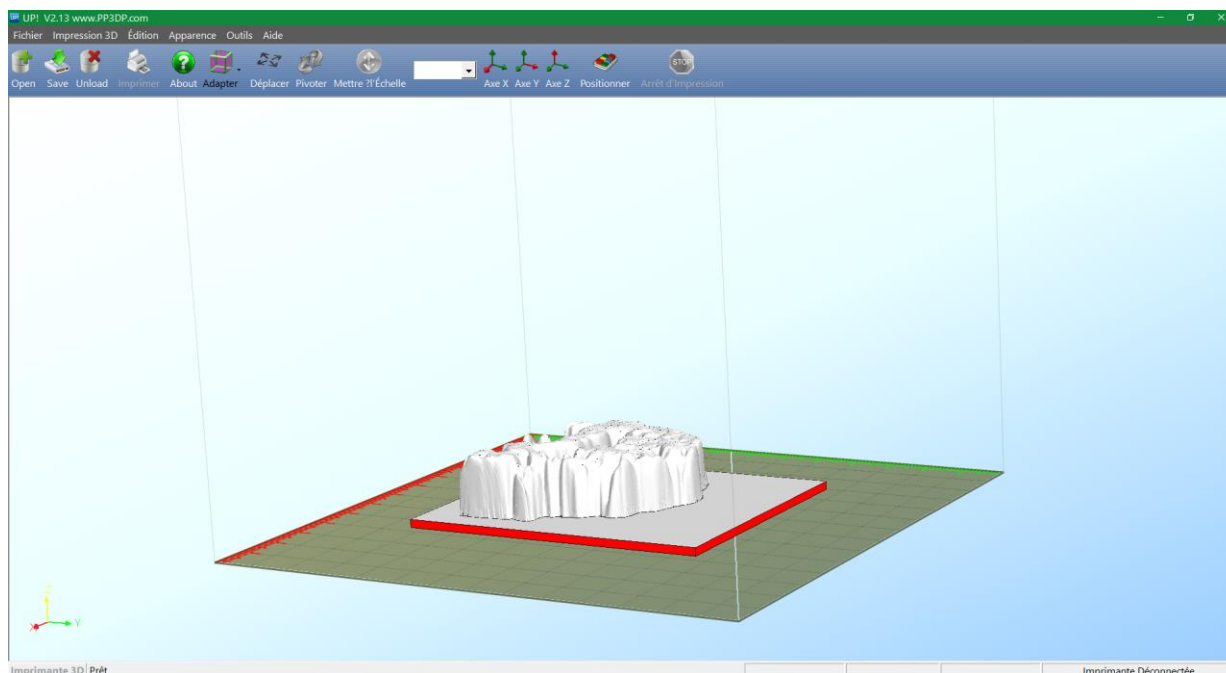
### 3) Les logiciels

#### a) Le logiciel Up!© Version 2.13 ou supérieure

Il s'agit du logiciel permettant la lecture de fichiers .stl, et leur compilation en vue de l'impression 3D par l'imprimante Up Plus 2® (figure 2). Il permet également d'effectuer les réglages de hauteur de plateau, hauteur de buse et équilibre du plateau avant l'impression, de manière manuelle ou automatique.

Il permet enfin la maintenance de l'imprimante et comprend des fonctions telles que le dégagement, visant à éliminer l'ensemble du matériau restant dans la buse d'impression avant un changement de matériau par exemple et l'extrusion qui permet l'amorçage d'une nouvelle bobine de fil.

La fenêtre de navigation principale a pour but de charger ou fermer des modèles 3D, de choisir leur position sur le plateau d'impression à l'aide de fonctions de translation, rotation et de mise à l'échelle. L'utilisateur est libre de mobiliser le fichier dans les trois plans de l'espace afin de valider l'exactitude du modèle. Une erreur dans le modèle au stade de pré-impression apparaîtra comme une série d'images de couleur rouges visualisables sur le modèle (Figure 3).



**Figure 3 : exemple d'erreur de modélisation, en rouge sur cette image**

Enfin, plusieurs réglages concernant les paramètres d'impression sont disponibles : les réglages concernant le modèle en lui-même (épaisseur des couches de 0.15 à 0.4 mm, l'épaisseur des parois du modèle de 2 à 6 couches, type de remplissage interne des parties pleines du modèle d'une maille compacte à l'absence totale de remplissage, etc...) et le support créé par l'imprimante pour le soutenir lors de l'impression, à éliminer manuellement en post production. L'imprimante propose 3 réglages globaux concernant l'impression : impression « fine », le réglage le plus précis et le plus lent, « normal », et « fast » pour une impression plus rapide mais pouvant présenter une précision plus aléatoire.

Toutes les impressions 3D réalisées dans le service ont été réalisées sous les paramètres suivants : épaisseur des couches 0.20mm, remplissage des zones pleines par un maillage lâche, parties imprimées et support selon les réglages d'usine, et support renforcé. La qualité d'impression programmée était « fine ». Le filament utilisé dans notre imprimante 3D correspondait à un filament de diamètre 1.75mm standard. L'ensemble des modèles ont été réalisés en matériaux ABS ou PLA sans distinction particulière concernant les caractéristiques des patients pour lesquels une impression était demandée.

#### b) Le logiciel 3D slicer

Logiciel libre et gratuit, initialement dédié à la modélisation en 3 dimensions, il bénéficie d'une importante communauté active sur internet permettant son développement et l'initiation des nouveaux utilisateurs via des forums de questions réponses (2) (Figure 4).

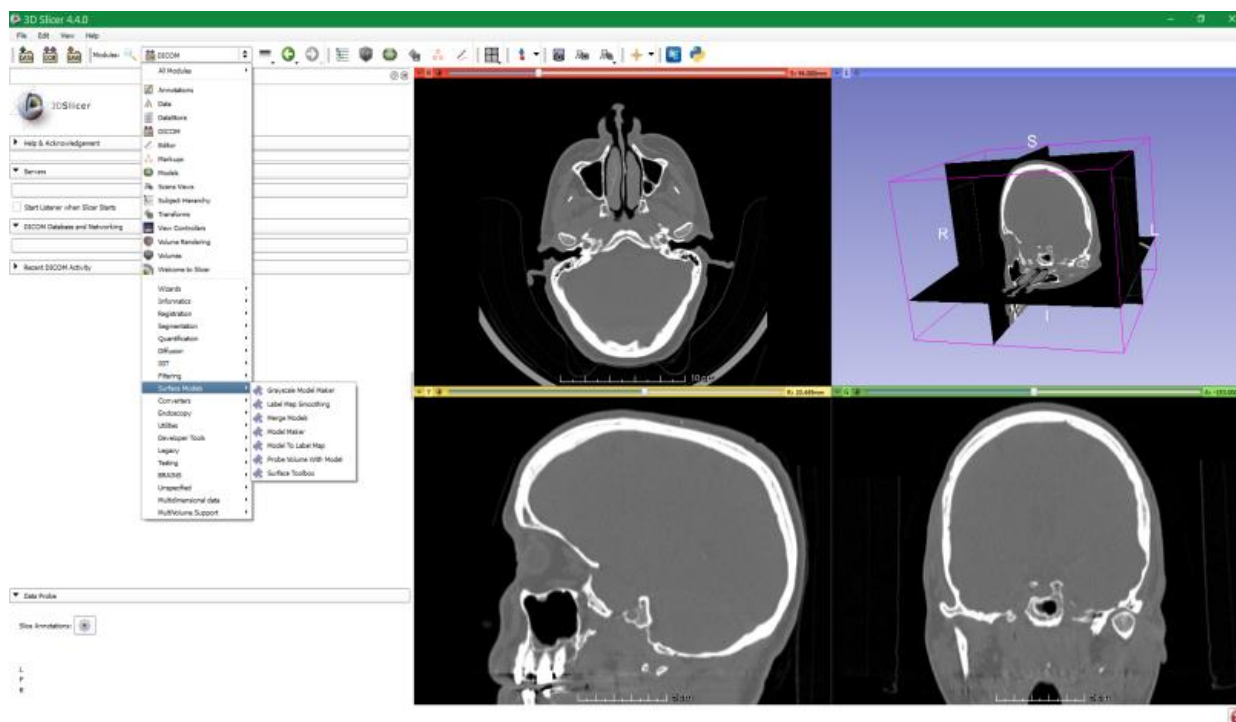
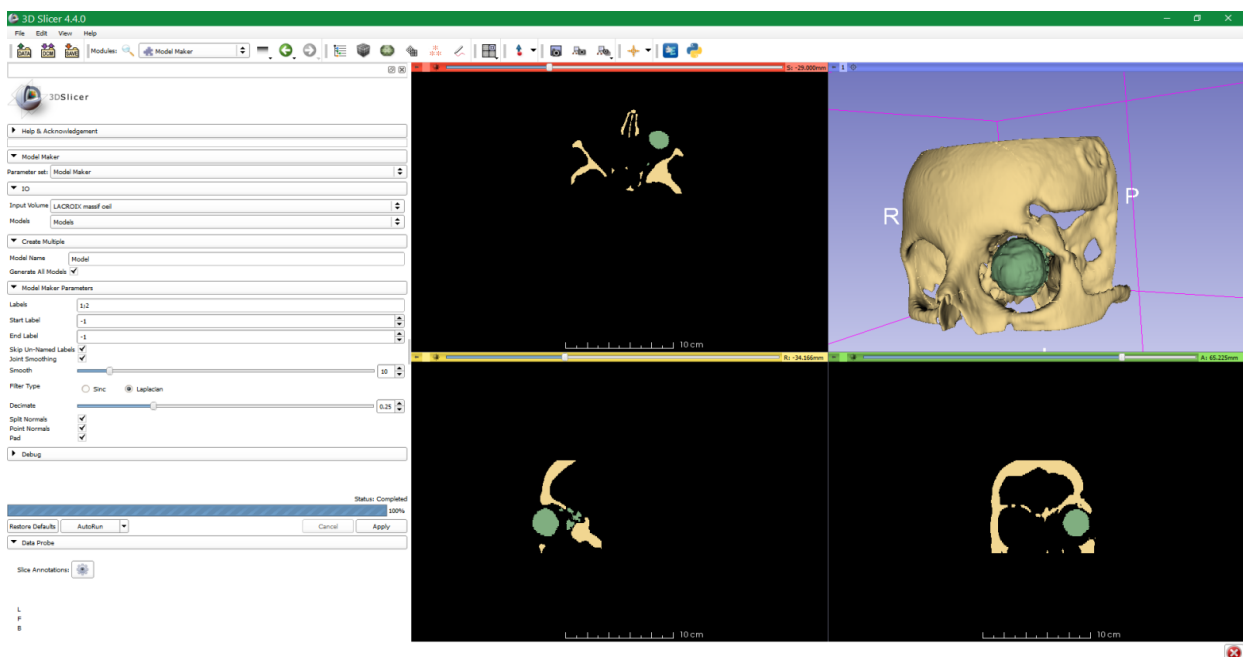


Figure 4 : reconstruction multi-planaire via 3D Slicer



Ce logiciel fonctionne à l'aide de modules ayant chacun une fonction. Nous l'avons utilisé afin de transformer nos fichiers DICOM de scanner cranio-faciaux en fichier .nrrd exploitables par le logiciel ITK-snap. Par ailleurs, nous avons également la possibilité de visualiser une reconstruction 3D de ce scanner ou de naviguer au sein d'une reconstruction multiplanaire. Il est également possible, pour certains scanners très volumineux, de déterminer une zone d'intérêt isolée à transformer en fichier .nrrd.

Ce logiciel nous servait en fin de procédure de création de modèle pour l'interprétation des fichiers issus du logiciel ITK-snap, en nous permettant de créer nos modèles 3D via le module « model maker ». Les fichiers de modèles 3D ainsi créés étaient ensuite enregistrés en format .stl avant leur impression (Figure 5).



**Figure 5 : transformation des données sélectionnées en modèle 3D imprimable via 3D Slicer, cas d'une tumeur rétro-orbitaire d'évolution lente. Visualisation des rapports entre le nerf optique gauche et la lésion.**

### c) Le logiciel ITK-snap

C'est également un logiciel libre et gratuit fonctionnant à l'aide de fichiers .nrrd issus de scanner au format DICOM (3), anonymisés ou non. Son action repose sur la sélection d'une zone d'intérêt, pour laquelle les données sont conservées ou éliminées selon la densité ou le signal des images importées (seuillage).

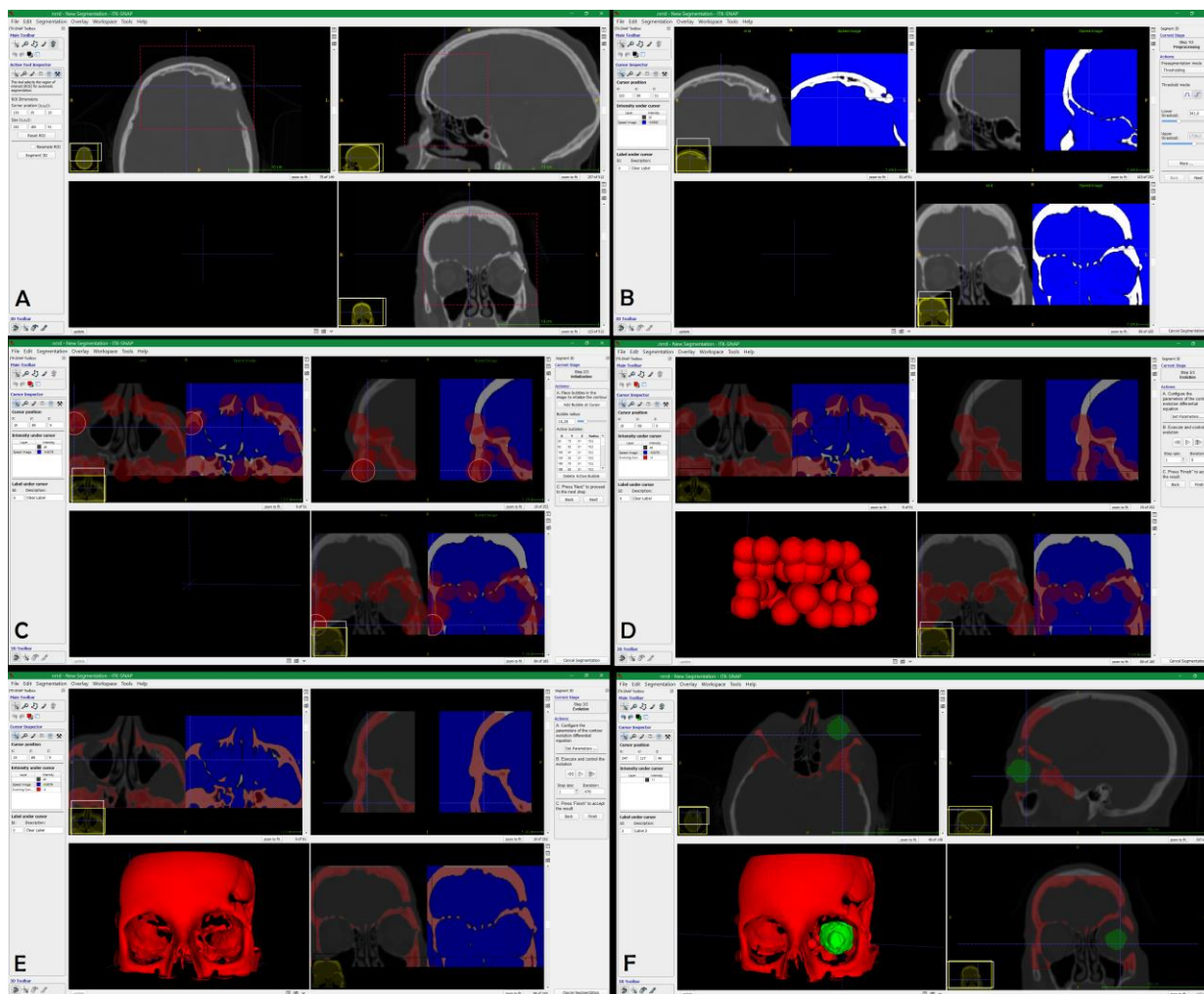
Une seconde étape de contourage permet ensuite de préciser plus spécifiquement les structures d'intérêt qui seront conservées pour l'impression.

Le principe du contourage est de repérer manuellement et grossièrement les structures à conserver dans la zone d'intérêt précédemment délimitée. Ce repérage s'effectue à l'aide de marqueurs 3D sphériques, dont on peut faire varier le diamètre afin de s'adapter à la structure à repérer (figure 6).

Une fois ce repérage « grossier » effectué, la fonction de contourage automatique du logiciel nous permet d'affiner la limite entre signal à éliminer (tissus mous, cavités aériennes) et signal à conserver (osseux et dentaire), jusqu'à correspondre quasi-parfaitement à la structure anatomique à modéliser. Un nettoyage manuel de certaines zones couche par couche (artefact de traitements dentaires, séparation maxillo-mandibulaire, etc...) peut être nécessaire une fois cette étape automatique effectuée.

L'ensemble du nouveau signal obtenu, caractérisé par son « label » (équivalent d'un nouveau signal uniforme), est ensuite visualisable en 3D dans la fenêtre inférieure gauche du logiciel, afin de repérer et corriger plus facilement certaines erreurs.

Le signal retenu peut ensuite être enregistré dans un nouveau fichier au format .nrrd qui nous permettra de créer le modèle 3D via 3D Slicer (cf. ci-dessus).



**Figure 6 : étapes du processus de contouring sous ITK-snap : A) sélection de la région d'intérêt, B) seuillage, C) contourage manuel, D) visualisation avant l'étape de contourage automatique, E) visualisation après contourage automatique, F) double contourage avec reconstruction de l'œil**

#### **4) Les critères étudiés**

Etaient colligés le temps d'impression par patient en minutes, la quantité de matière utilisée en grammes et les dimensions des modèles en millimètres. Ces données étaient analysées pour tous les modèles, mais également par groupe séparés concernant les impressions mandibulaires et maxillaires. En effet il nous

fallait prendre en compte certaines valeurs aberrantes concernant les impressions de massif facial, et les différences d'impression entre maxillaire et mandibule du fait de la différence de taille de ces zones anatomiques. Nous avons également relevé les régions d'intérêt imprimées, en nous basant sur les repères anatomiques concernés.

Les types de pathologies concernées étaient malformatives, cancérologiques, traumatologiques, implantologiques, orthognathiques, ou les pathologies de l'articulation temporo-mandibulaire. Étaient considérées comme pathologies malformatives toute pathologie entraînant une anomalie congénitale des reliefs maxillo-faciaux, quelle que soit sa localisation. Par ailleurs, au vu des prises en charge thérapeutiques de référence (de reconstruction notamment), des cas de tumeurs bénignes à potentiel local agressif (comme les améloblastomes par exemple) ont été considérées comme cancérologiques.

Le nombre de consultations précédant le geste chirurgical pour lequel l'impression 3D était demandée, ainsi que le chirurgien ayant demandé ce modèle ont également été étudiés.

L'utilité du modèle était catégorisée selon l'une des 4 options suivantes :

- Utilité inconnue : modèles pour lesquels l'utilisation n'a pas pu être retrouvée. Ces modèles ont soit été oubliés, soit imprimés puis non utilisés, soit leur utilité a été oubliée par le praticien référent. Ils étaient considérés comme inutiles dans cette étude.
- Utilité faible : modèles créés mais non ou peu utilisés dans la prise en charge globale du patient (modèles non présents lors de l'intervention, n'ayant pas

servi à une prévision chirurgicale). Par exemple des modèles ayant servi pour l'implantologie conventionnelle, sans simulation sur modèle. Ils ont servi à une visualisation rapide de l'anatomie du patient, pour confirmer une prise en charge déjà prévue.

- Utilité moyenne : modèle présent lors de l'intervention et ayant permis un repérage per opératoire du chirurgien, mais n'ayant pas servi à une planification chirurgicale pré-opératoire. On peut également classer dans cette catégorie les modèles ayant servi à l'éducation du patient et à l'aide à la décision chirurgicale en consultation.
- Utilité importante : modèle ayant servi en planification pré-opératoire pour une simulation pré-opératoire, pour la création ou la conformation de matériel pré-opératoire ou ayant une importance centrale dans le contexte dans lequel ils sont utilisés. Il s'agit, par exemple, du cas de la prise en charge de certaines malformations pour lesquelles l'impression 3D est devenue un standard dans notre service.

## **5) Les demandes**

Toute demande d'impression 3D a été prise en compte, qu'elle soit simplement orale, écrite interne au service, ou « officielle » (par courrier médical). Tout médecin, dentiste du service ou interne pouvait effectuer une demande en fonction des cas qu'il rencontrait. Ces demandes n'étaient pas spécifiquement tracées, mais colligées pour la plupart dans un classeur dédié.

Les modèles informatiques ont été conservés afin de pouvoir les réimprimer en cas de perte ou d'échec de l'impression. Les mesures des dimensions, de poids et de temps d'impression reportées ci-dessous ont été effectuées à l'aide du logiciel UPI.

Les analyses statistiques (moyennes et écarts-type) ont été effectuées à l'aide du tableur Microsoft Excel 2010. L'étude des dossiers des patients a été autorisée par la Commission Nationale de l'Informatique et des Libertés (CNIL).

### III. Résultats

De septembre 2014 à janvier 2017, 52 patients ont bénéficié de la création de modèles 3D dans notre service. On comptait 28 femmes et 24 hommes. L'âge minimum était de 2 ans, et l'âge maximal de 91 ans, avec une moyenne de 32.7 +/- 22 ans. On dénombrait 17 patients de moins de 20 ans, 19 patients entre 20 et 39 ans, 10 patients entre 40 et 59 ans, et 6 patients de 60 ans ou plus.

Le nombre de consultation moyen de 11.3 +/- 10.5, avec un minimum de 0 consultations dans notre service (impressions pour d'autres services, notamment le service de neurochirurgie) et un maximum de 35 consultations.

Les pathologies pour lesquelles des modèles 3D ont été demandés étaient des pathologies malformatives pour 19 des patients (37% des demandes), cancérologiques pour 10 patients, traumatologiques pour 9 patients, articulaires pour 6 patients, orthognathique pour 4 patients et implantaires pour 4 patients.

Les régions reconstituées étaient pour la majorité la combinaison maxillaire + mandibule (imprimées séparément pour dégager plus facilement l'articulation), à hauteur de 32 patients (59%). Il a été également réalisé 8 impressions pour des mandibules seules, et 4 impressions pour des maxillaires seuls. 2 impressions concernaient le massif facial dans son ensemble. Les 5 dernières impressions concernaient une orbite droite, un bandeau orbitaire, un os temporal, une colonne cervicale et un sacrum.

Le temps d'impression était en moyenne de 671.9 minutes +/- 373.6 minutes, pour un poids d'impression de 83.3 grammes de matériel +/- 48.1 grammes de

matériel ABS ou PLA. Le temps d'impression spécifique pour les maxillaires était de 515 minutes +/- 177 minutes, pour une quantité de matériaux de 61.7 grammes +/- 21.8 grammes. Concernant les mandibules imprimées, le temps d'impression était de 226 minutes +/- 63 minutes, pour une quantité de matériau de 28.9 grammes +/- 8.2 grammes.

Les dimensions des modèles étaient en moyenne de 85.5 +/- 19.4 millimètres de longueur, 110.7 +/- 18.7 millimètres de largeur et 70.2 +/- 25.5 millimètres de hauteur. Pour les maxillaires, ces dimensions étaient de 92.8 +/- 15.8 millimètres pour la longueur, 113.9 +/- 21.8 millimètres pour la largeur et 53.8 +/- 14 millimètres pour la hauteur. Concernant les mandibules imprimées, leur longueur moyenne était de 78.4 +/- 15.2 millimètres, leur largeur moyenne de 105.5 +/- 14 millimètres et leur hauteur de 78.2 +/- 20.5 millimètres.

Enfin parmi ces 52 modèles, l'utilité a été considérée comme inconnue pour 9 modèles, faible pour 10 modèles, moyenne pour 17 modèles et importante pour 16 modèles (tableau des caractéristiques de l'ensemble des cas disponible à l'annexe 1).

maxillaires
<p>poids moyen = 61,7 g +/- 21,8            temps moyen d'impression = 515 min +/- 177            longueur moyenne = 92,8 millimètres +/- 15,8            largeur moyenne = 113,9 millimètres +/- 21,8            hauteur moyenne = 53,8 millimètres +/- 14</p>
mandibules
<p>poids moyen = 29 g +/- 8,2            temps d'impression moyen = 225,9 min +/- 62,9            longueur moyenne = 78,4 millimètres +/- 15,2            largeur moyenne = 105,5 millimètres +/- 14            hauteur moyenne = 78,2 millimètres +/- 20,5</p>
âge moyen = 32,7 ans +/- 22
temps moyen d'impression = 671,9 min +/- 373,6
poids moyen = 83,3 g +/- 48,1
<p>longueur moyenne = 85,5 millimètres +/- 19,4            largeur moyenne = 110,7 millimètres +/- 18,7            hauteur moyenne = 70,2 millimètres +/- 25,5</p>
nombre de consultation moyen = 11,3 +/- 10,5

**Figure 7 : résultats**







## **IV. Discussion**

### **1) Utilisation et utilité des modèles dans notre service**

Les techniques d'impression 3D trouvent de plus en plus d'applications médicales, que ce soit en chirurgie maxillo-faciale ou dans d'autres spécialités. La visualisation de l'anatomie des patients à l'échelle réelle en pré-opératoire permet d'appuyer l'indication d'une intervention, de prévoir les difficultés opératoires et parfois même de préparer le matériel qui sera nécessaire à cette intervention. Son application à la planification chirurgicale dans notre spécialité se développe de façon importante depuis 2010 environ, sous de multiples formes (prothèses 3D imprimées, guides de coupe, gouttières, modèles, etc...).

Notre service s'est équipé d'une imprimante 3D depuis près de 2 ans. Nous avons maîtrisé le processus permettant de créer, à partir d'image médicales au format DICOM, des modèles représentant l'anatomie de nos patients.

Jusqu'à aujourd'hui, aucune procédure chirurgicale assistée par l'impression 3D n'a été systématisée de manière formelle. Les différents modèles ont été créés à la demande des praticiens sans avoir explicitement de but de recherche scientifique. Cependant en observant ces cas, on peut objectiver quelques tendances quant à l'utilisation de cette technologie, selon que l'utilité du modèle 3D ait été considérée comme importante, moyennement ou faible dans la prise en charge globale.

#### **a) Création de matériel personnalisé**

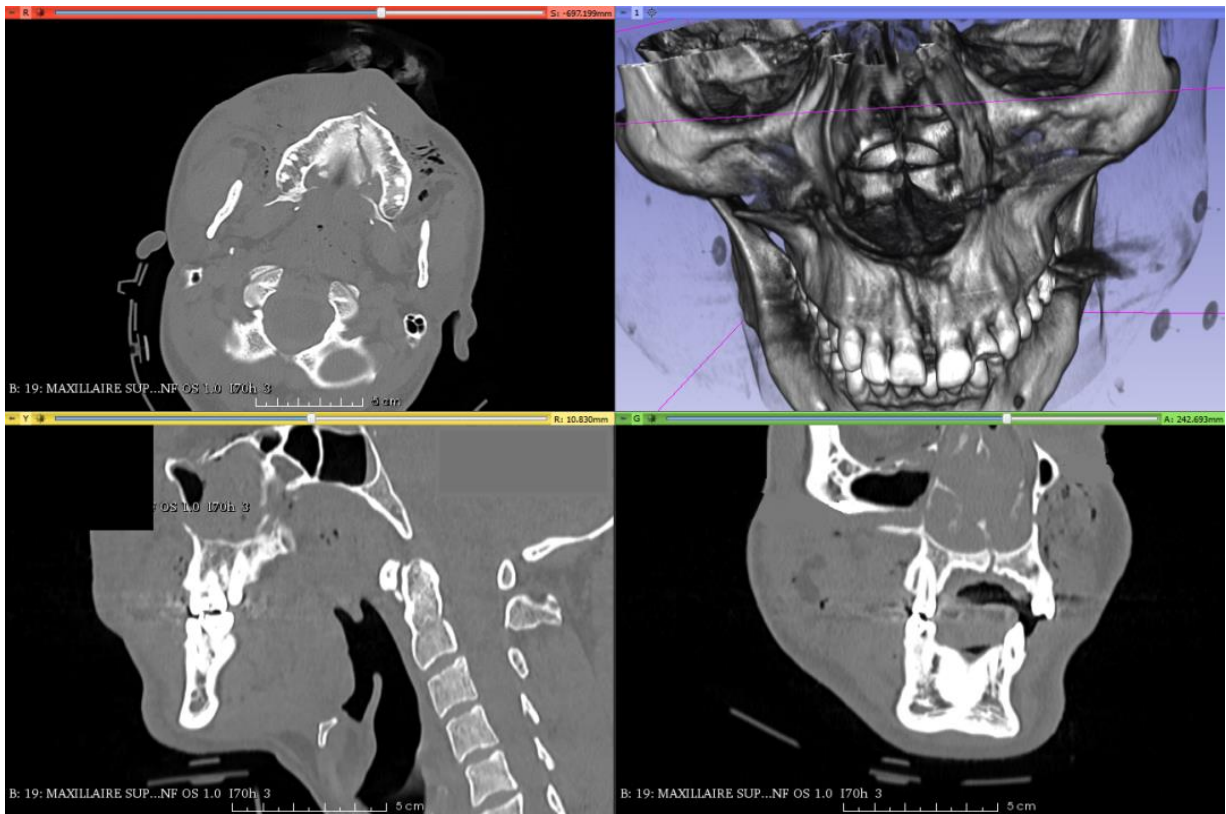
Parmi les modèles dont l'utilité a été considérée comme importante, 4 ont été utilisés comme référence pour la création d'arcs rigides de blocage intermaxillaire.

Parmi ces patients se trouvaient 2 cas d'ankylose temporo-mandibulaire d'origine malformative (un syndrome du premier arc bilatéral chez une enfant de 6 ans et un syndrome de Treacher Collins (figure 8) chez un enfant de 2 ans), pour lesquels un geste de reconstruction des branches montantes de la mandibule par greffon costal était programmé. On retrouvait également 2 cas de traumatismes maxillo-faciaux graves au décours d'accidents de la voie publique chez deux patients de 26 ans.



**Figure 8 : cas d'un syndrome de Treacher-Collins avec agénésie malaire bilatérale et agénésie de la branche montante mandibulaire bilatérale**

Le premier cas était celui d'un patient ayant présenté une fracture disjonction de Le Fort 1 sans perte dentaire (Figure 9). Le deuxième patient présentait une fracture bilatérale de Le Fort 1 avec disjonction maxillaire, une fracture bilatérale de Le Fort 2 de Le Fort 3, avec une fracture de l'angle mandibulaire droit. Une incisive centrale était manquante.



**Figure 9 : Fracture de Le Fort 1 bilatérale et disjonction palatine suite à un accident de la voie publique (véhicule léger contre scooter).**

Cette technique avait été envisagée utile pour le traitement d'une fracture chez une cinquième patiente de 15 ans, mais l'intervention ayant eu lieu plus rapidement que prévu le blocage a été réalisé classiquement, à l'aide d'arcs de Dautrey

La méthode de création des arcs rigides basés sur l'impression 3D consistait en l'impression des maxillaires et mandibules, suivie de la prise d'empreinte alginate (Figure 10 et 11) et de la reproduction en plâtre des empreintes dentaires. Selon les cas, un set up pouvait être pratiqué afin de retrouver l'articulé initial. Les arcs rigides étaient ensuite créés par le prothésiste de notre laboratoire à l'aide de fil d'acier rigide.

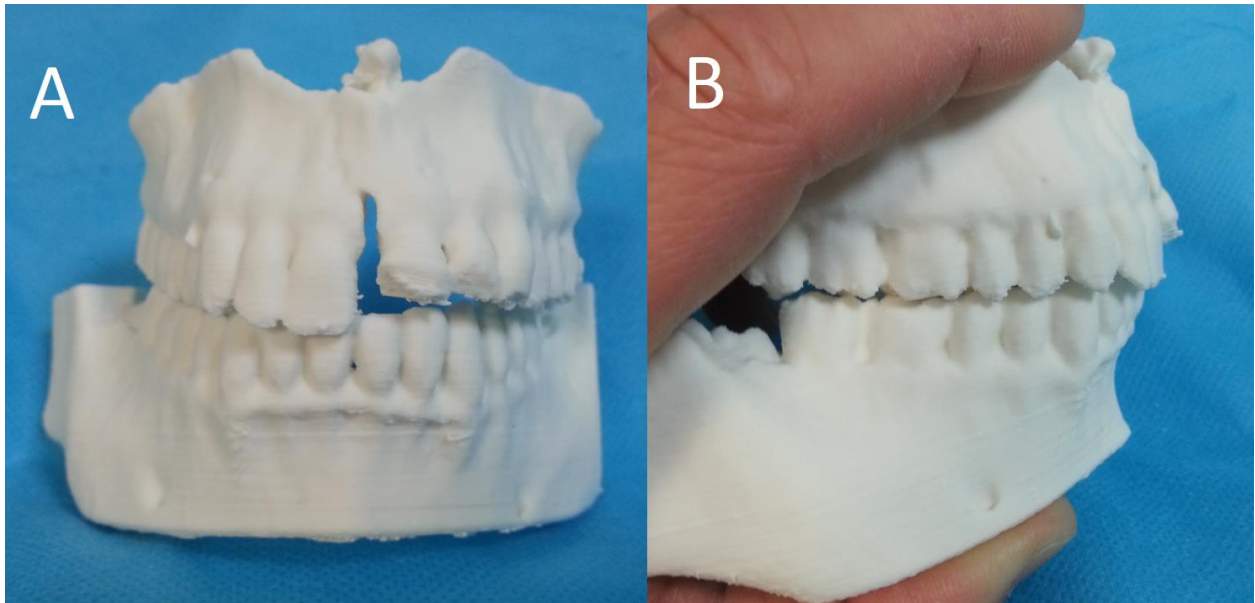


Figure 10 : modèles 3D, visualisation du trouble de l'articulé dentaire de face (A) et de profil droit (B)

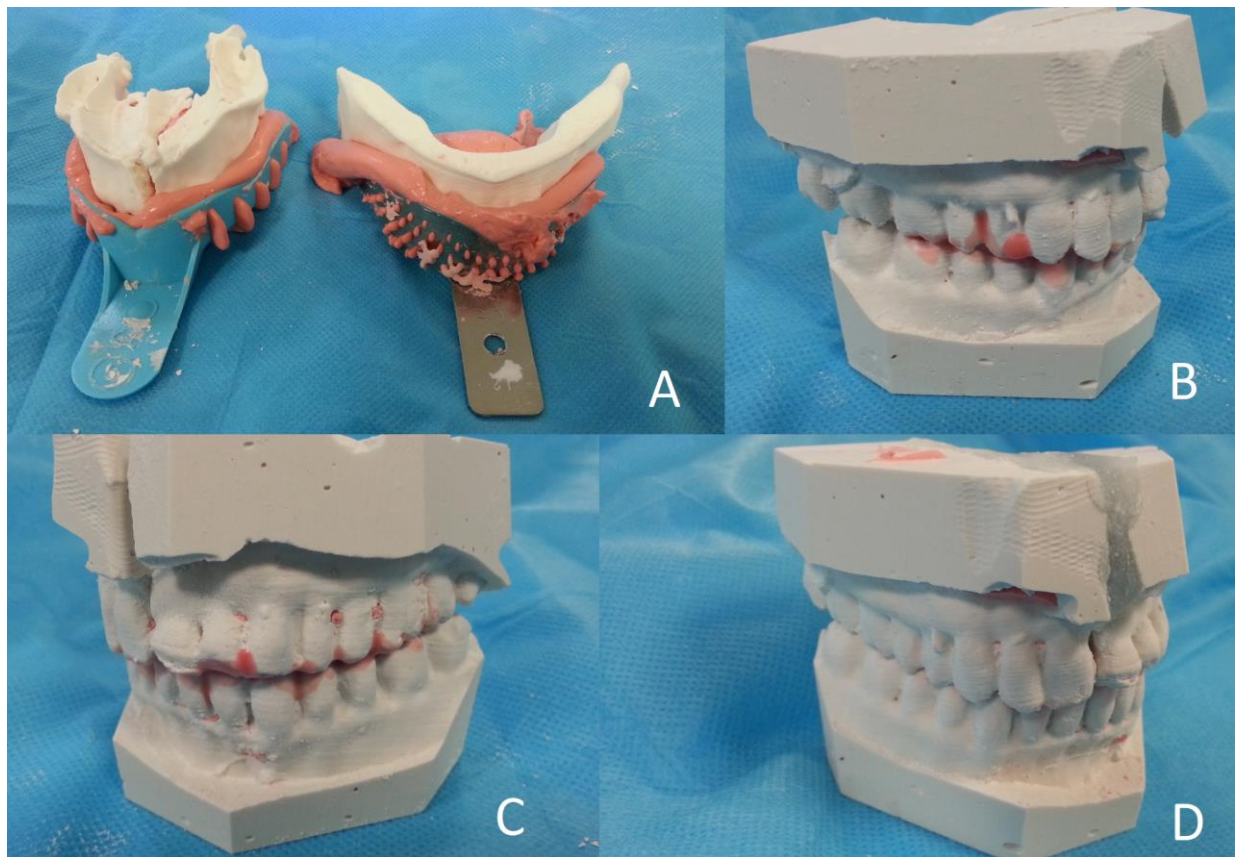


Figure 11 : set up dentaire A) prise d'empreinte alginate sur modèles 3D, B) et C) set up sur plâtre après fragmentation des modèles, D) finalisation du set up par Ostron

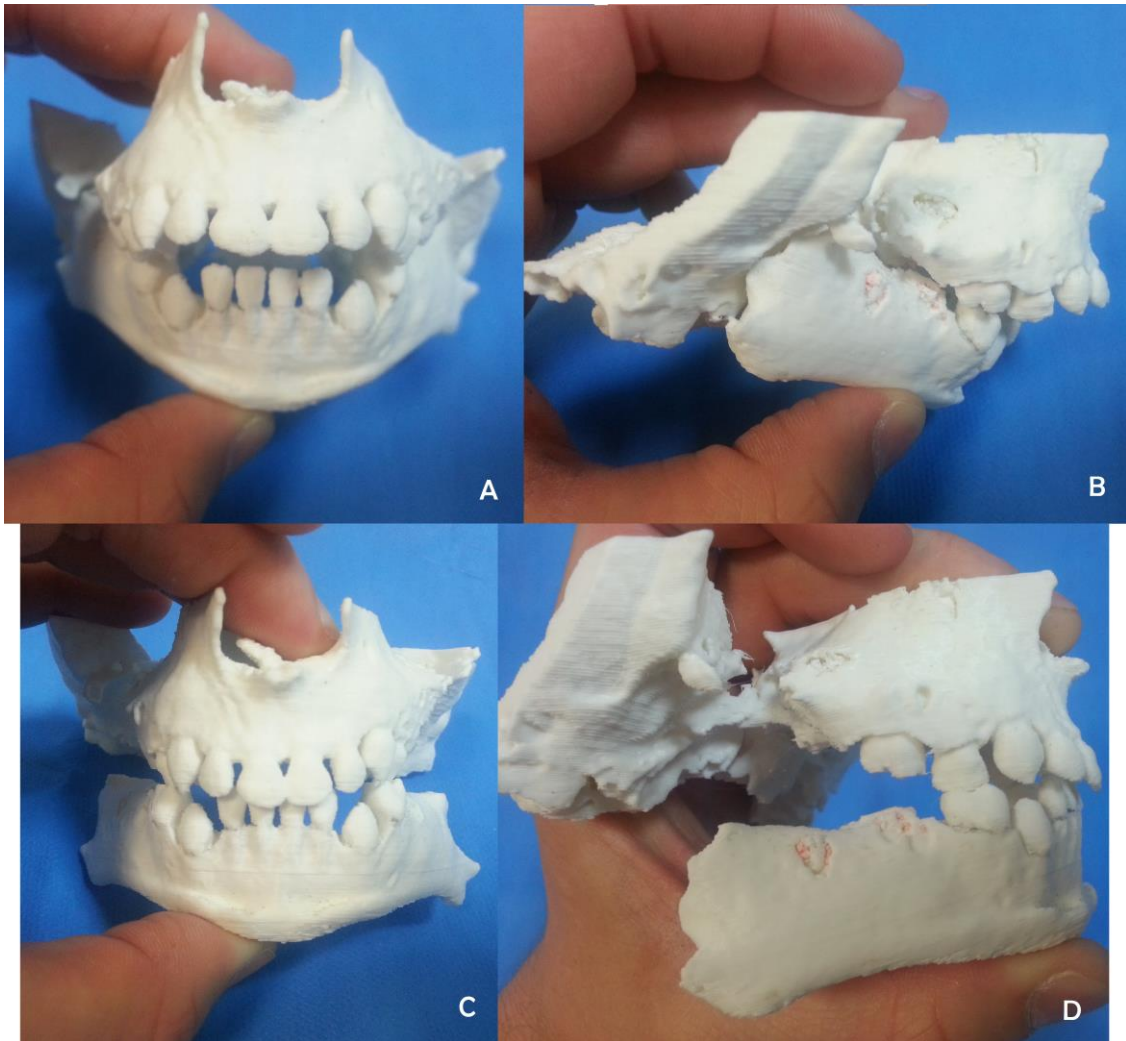
L'objectif, pour les cas d'ankylose temporo-mandibulaire, était de raccourcir le temps opératoire en « shuntant » le temps nécessaire à la création des arcs en per opératoire (démarche habituelle de notre service) et de faciliter la prise d'empreintes dentaires, impossible chez ces enfants avant la libération de l'articulation.

L'objectif, pour les patients de traumatologie, était de guider la restitution de l'articulé par blocage inter-maxillaire, ce qui constituait le premier temps de l'intervention, avant la réalisation des ostéosynthèses par plaques ou fils d'acier.

Dans les 4 cas étudiés, l'adaptation des arcs à l'articulé dentaire réel du patient a été retrouvée lors de l'intervention chirurgicale. La pose de ces arcs avec cerclage au collet dentaire par fil d'acier était le premier temps de l'intervention. Pour les cas malformatifs, une gouttière de positionnement complémentaire en Tab2000© pouvait renforcer le maintien de l'articulé une fois les articulations libérées. L'ostéosynthèse ou le prélèvement du greffon costal étaient réalisées en dernier temps (figure 12).

En plus de leur utilisation pour la création de matériel personnalisé, les modèles 3D ont été utilisés, dans ce type de cas, en aide au repérage per opératoire.

Pour l'ensemble de ces patients, les suites opératoires ont été simples et les résultats à distance satisfaisants (prise du greffon pour les patients malformatifs, et restitution de l'articulé dentaire et de la fonction pour les patients de traumatologie (figure 13)).



**Figure 12 : syndrome de Treacher Collins, A) et B) position initiale, C) et D) simulation de libération articulaire et visualisation de la taille prévisible du greffon costal**

Le temps opératoire a pu être raccourci dans les cas malformatifs puisque les arcs, habituellement réalisés pendant l'intervention chirurgicale après libération articulaire et prise d'empreintes dentaires classiques, étaient réalisés en préopératoire. Dans les cas traumatologiques lourds avec intubation oro-trachéale, c'est la prise d'empreinte qui était facilitée, et le geste opératoire guidé par la réduction de l'articulé ainsi obtenue.





**Figure 13 : A) et B) arcs sur modèles en plâtre, C) et D) résultat à 12 mois**

b) Préconformation de matériel et simulations préopératoires.

Sept de nos modèles ont été utilisés pour simulation de geste pré-opératoire, avec pré-conformation de matériel pour certains d'entre eux.

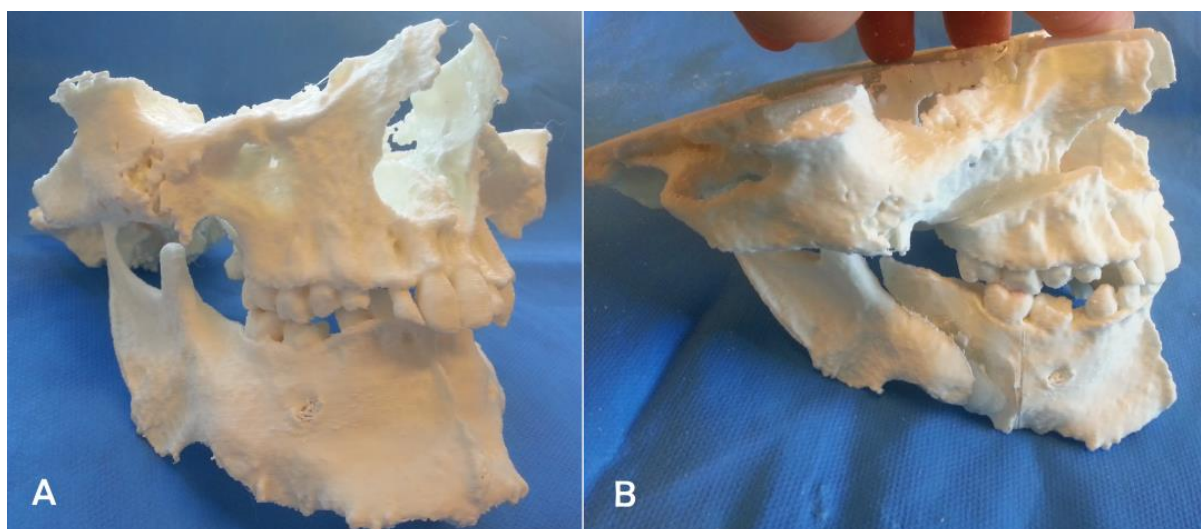
Deux de ces cas étaient des patients présentant des syndromes de Melnick-Needles (patients âgés de 18 et 22 ans) pour lesquels une chirurgie d'avancée bi-maxillaire était prévue. Un cas concernait un syndrome d'Apert pour lequel était prévue une distraction centro-faciale. Un deuxième concernait une asymétrie maxillaire secondaire à un syndrome du premier arc en attente d'une chirurgie bimaxillaire. Le troisième concernait une patiente de 77 ans présentant une pseudarthrose mandibulaire dans les suites d'une fracture bifocale sur mandibule édentée. Le quatrième concernait une hypercondylie chez un patient de 31 ans, et le

dernier cas concernait la simulation d'une pose implantaire sur un fragment pré-maxillaire de petite taille chez une patiente de 21 ans avec un antécédent de fente naso-labio-palatine bilatérale.

Plusieurs méthodes ont été utilisées dans la manipulation de ces modèles.

La plus simple consistait en la simulation sur les modèles des ostéotomies avec rétablissement de l'articulé et fixation dans la position souhaitée par application d'Ostron© (figure 14).

L'avantage de simuler ces mouvements sur modèles était la possibilité de contrôler la position du condyle dans la glène pour les ostéotomies sagittales mandibulaires, de mesurer avec précision le déplacement réalisé et d'évaluer la longueur des plaques nécessaires à l'avancée. Cette méthode a été utilisée chez 5 de nos patients. Il aurait été intéressant de préconformer les plaques d'ostéosynthèse de l'ensemble de ces cas et d'évaluer l'adaptation du matériel ainsi conformé en per-opératoire.



**Figure 14 : syndrome de Melnick-Needles, A) avant ostéotomie, B) après simulation d'ostéotomie bimaxillaire et simulation par Ostron**

Pour la patiente devant bénéficier d'une distraction centro-faciale (figure 15), la simulation a permis d'évaluer la taille des distracteurs nécessaire au mouvement désiré, ainsi que leur position et leur vecteur. Ces informations nous ont permis de communiquer plus simplement avec le fournisseur de matériel pour la prise en charge ce cas complexe.



**Figure 15 : simulation d'une ostéotomie centro-faciale et du mouvement de distraction souhaité.**

Nous avons utilisé le modèle 3D du cas de fracture pseudarthrosée pour préconformer une mégaplaque de reconstruction. L'objectif était de repositionner les fragments mandibulaires afin de pouvoir appareiller la patiente une fois la consolidation obtenue. Il fallait pour cela éviter de dépérioster les fragments au maximum afin de ne pas induire de dévascularisation osseuse. L'intervention s'est déroulée correctement, et le résultat à distance est satisfaisant avec une récupération de la fonction mandibulaire et la possibilité d'un appareillage bien toléré.

Enfin le dernier de nos modèles (concernant la pose d'implants dans le cadre d'une séquelle de fente) a été utilisé pour simulation de la pose des implants dans un premier temps, avec représentation des axes implantaires par des tiges d'acier sur lesquelles étaient montées les couronnes des incisives manquantes. Malheureusement la dimension la plus favorable pour la tenue implantaire ne permettait pas un alignement correct des couronnes prothétiques avec l'arcade dentaire de la patiente. Il a donc été réalisé une simulation d'ostéotomie du fragment implanté, afin d'aligner les couronnes prothétiques sur l'arcade (figure 16).



**Figure 16 : simulation de position implantaire dans un cas de séquelle de fente labio-naso-palatine bilatérale avec mobilisation secondaire du fragment pré-maxillaire**

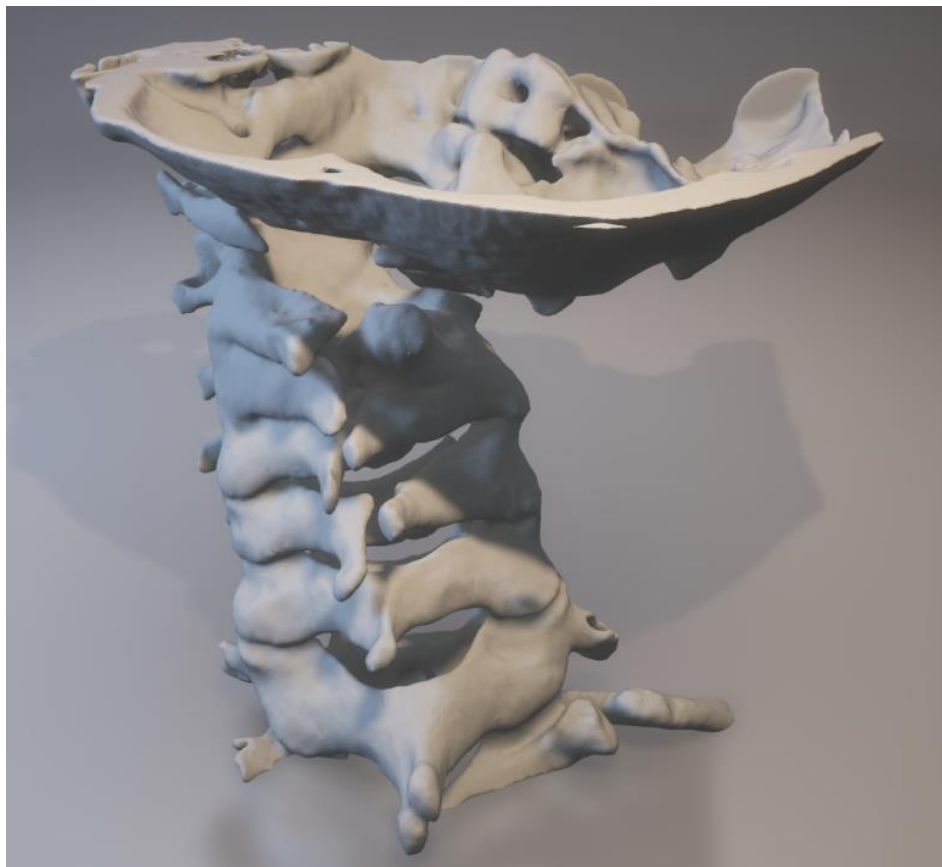
Cette simulation a permis de décider du plan de traitement de cette patiente, qui devait bénéficier dans un premier temps de la pose implantaire selon les axes programmés grâce à une gouttière de guidage réalisée au laboratoire de prothèse, et dans un second temps (après ostéo-intégration) de l'ostéotomie de repositionnement

de ce fragment. En per opératoire, il a cependant été constaté que la masse osseuse du fragment était suffisante pour placer les implants en position correcte en un seul temps. Les implants ont donc été mis en place sans l'aide de la gouttière de positionnement, avec un résultat post-opératoire satisfaisant.

c) Communication, information et aide à la décision

3 modèles ont servi à la communication entre praticiens, et à l'aide à la décision chirurgicale.

Un de ces cas concernait une chirurgie cervicale chez une enfant de 10 ans atteinte d'un syndrome de Goldenhar avec fusion C2 – C3 (figure 17). Cette pathologie avait entraîné un raccourcissement du pédicule de l'artère vertébrale droite. La modélisation 3D a permis d'anticiper cette difficulté opératoire, et d'ajuster le geste afin d'éviter cette complication potentielle.



**Figure 17 : syndrome de Goldenhar et fusion C2-C3**

Un deuxième cas concernait les séquelles d'une fracture du sacrum chez une patiente de 31 ans, avec déviation du bassin et difficultés de marche.

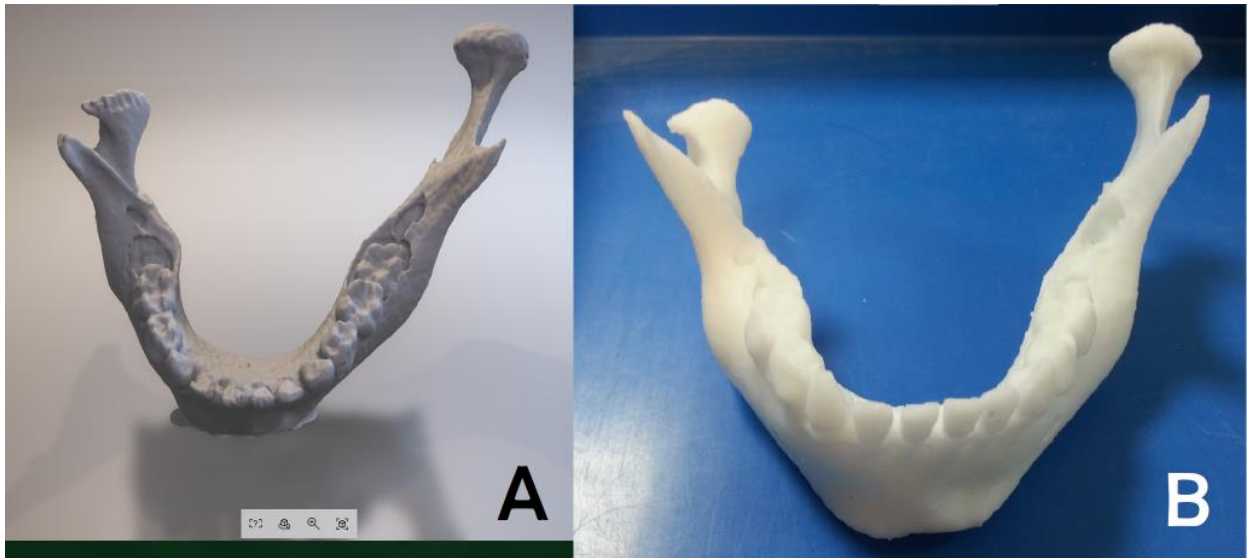
Enfin le 3<sup>e</sup> modèle était le premier modèle imprimé dans notre service, et concernait un patient ayant bénéficié d'une reconstruction par péroné, pour lequel nous avions des difficultés d'appareillage. Le modèle a été utilisé en commun par notre implantologue et notre prothésiste afin de tenter d'adapter une prothèse implanto-stabilisée.

Le point commun de ces 3 modèles a été de permettre une analyse précise des modifications anatomiques du patient afin de poser une indication de traitement plus adaptée. En ce sens, il s'apparentaient presque à des dispositifs médicaux, à l'exception du fait qu'ils n'ont pas été utilisés à visée diagnostique et qu'ils n'ont fait qu'influencer la décision chirurgicale sans la guider complètement.

#### d) Utilisation en repérage analogique per-opératoire

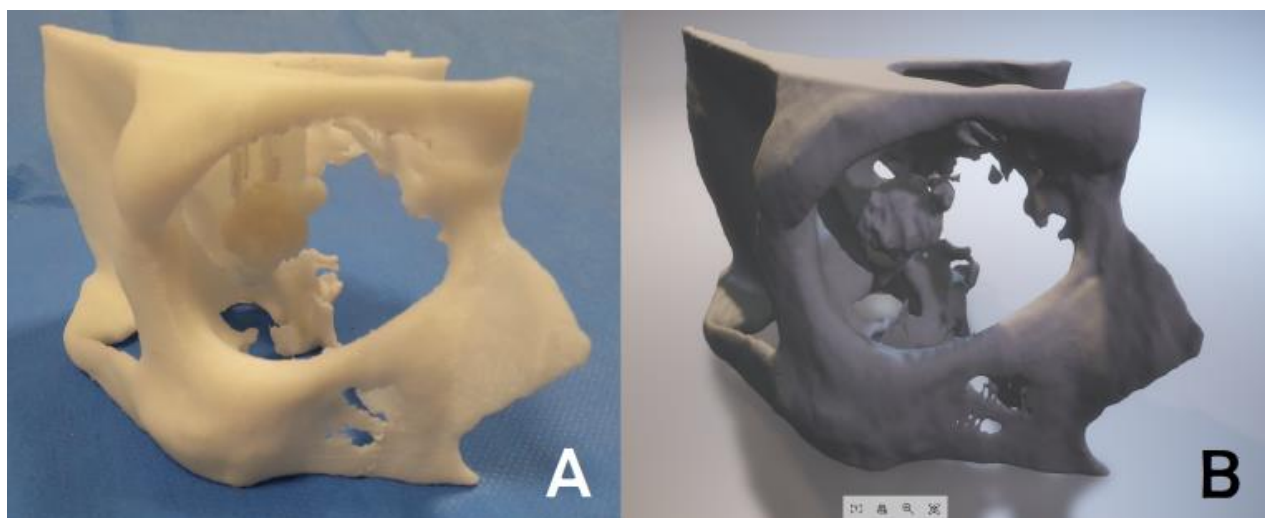
Il s'agit de l'utilisation la plus simple, et la plus fréquente de nos modèles 3D. Cette utilisation a été considérée comme d'utilité moyenne, et a concerné 17 patients. Les raisons des demandes de ces modèles étaient très variées :

Visualisation de l'articulation temporo-mandibulaire pour 7 cas, à la fois dans la prise en charge de pathologies malformatives (syndrome du 1<sup>er</sup> arc, condylo-mandibulo-dysplasie congénitale (figure 18) ou post-infectieuse), et dans la prise en charge de séquelles de chirurgie de l'articulation, avec pose de prothèse d'ATM. Cette dernière indication bénéficie d'ailleurs dans notre service d'une impression 3D systématique du maxillaire incluant la glène et de la mandibule dans cette indication de repérage per-opératoire.



**Figure 12 : Condylodysplasie A) modèle 3D informatique B) impression 3D**

En cancérologie, 5 modèles ont été utilisés. 2 concernant des améloblastomes, 2 dans le cadre de la programmation d'une reconstruction sur un terrain complexe (post-radique avec nécrose de fragment osseux), et un concernant une métastase intra-orbitaire d'un mélanome. Ce dernier modèle avait été créé en tant qu'aide à la décision de la voie d'abord dans le cadre de la prise en charge d'une tumeur intra-orbitaire d'origine inconnue. Malheureusement le bilan d'extension de cette lésion a permis la mise en évidence de lésions disséminées, et une biopsie d'une de ces lésions plus accessible a révélé la pathologie en stade disséminé (figure 19).



**Figure 19 : tumeur intra-orbitaire à proximité du nerf ophtalmique, A) modèle 3D imprimé, B) modèle 3D informatique**

Enfin une partie de ces modèles a servi en implantologie, qu'elle soit conventionnelle (2 cas, un sinus lift et une simulation sur mandibulectomie non interruptrice), ou dans la pose d'implants pour stabiliser une épithèse d'oreille.

Cette utilisation est probablement la plus basique que l'on puisse faire de nos modèles 3D. On peut se poser la question de l'intérêt de l'acquisition d'une imprimante 3D pour ce type d'utilisation, en particulier dans le rapport prix/utilité. Cependant il faut se souvenir qu'avant l'arrivée de l'imprimante dans notre service, les stéréolithographies étaient demandées à des prestataires extérieurs, avec un coût bien supérieur au coût actuel de création de nos modèles.

De plus, la présence d'une imprimante 3D au sein d'un service permet de maîtriser les délais d'obtention de ces modèles 3D ainsi que l'ensemble du processus aboutissant à leur création. Cette étape est, a priori, un prérequis au développement d'autres applications plus complexes telles que la création de guides de coupe ou de gouttières de positionnement.

Au final, au vu du faible coût (ci-après) de ces modèles, ce type d'utilisation peut tout à fait se justifier. Il s'agit par ailleurs de la première utilité de l'impression 3D en nombre de cas, et de l'utilisation que peuvent en faire ceux qui débutent dans ce domaine.

#### e) Modèles d'utilité faible à inconnue

L'utilité était faible dans 10 cas. Les indications de demandes regroupaient des études de cas de pathologies malformatives pour lesquelles le modèle a été imprimé mais non utilisé. Soit à cause d'un changement de prise en charge, soit en raison de l'absence d'utilisation par le praticien. Dans le cadre des impressions de



traumatologie, 1 modèle concernait une fracture sur mandibule atrophiée pour laquelle la procédure de pré-conformation de mégaplaque n'a pas été retenue, et l'autre modèle concernait une fracture chez une patiente de réanimation intubée et ventilée pour laquelle le blocage a été fait sur arcs de Dautrey.

En cancérologie 3 modèles ont été créés pour reconstruction dans le temps opératoire d'exérèse ou dans un second temps, et n'ont pas été utilisés en raison d'un changement de prise en charge. Nous discuterons plus loin des solutions éventuelles pour renforcer l'utilité de l'impression 3D dans ces cas.

Enfin, 9 modèles présentaient une utilité inconnue. Soit ces modèles n'ont pas encore été utilisés au moment de la rédaction de cette thèse (patient non préparé à l'intervention, scanner non actualisé, etc...), soit l'utilisation n'a pas pu être retrouvée. Cette catégorie pose notamment la question de la traçabilité de nos modèles, à la fois sur le plan médico-légal et sur le plan scientifique.

## **2) Caractéristiques de l'impression 3D dans notre service**

### **a) Les coûts**

La question du coût de l'ensemble des modèles se pose, dans le cadre de l'évaluation de l'utilité d'une imprimante 3D dans un service. Nous avons choisi d'inclure dans notre analyse de ces dépenses le prix initial de l'imprimante et le coût des bobines de filament utilisées en fonction du poids total de l'ensemble des modèles. Ce dernier a été majoré de 20% afin de prendre en compte les échecs d'impression et le matériau inutilisable en fin de bobine.

Il ne nous semble pas pertinent d'inclure dans ce coût le prix du scanner maxillo-facial ou cranio facial utilisé pour la création des modèles, puisque cet examen était réalisé systématiquement dans un but de diagnostic pour la prise en charge standard initiale des patients. Aucun de nos patients n'a bénéficié d'examen complémentaire dans le seul but de créer un modèle 3D.

Par ailleurs, il n'existait pas de coût de conception des modèles, puisque ceux-ci étaient créés au sein de notre service par les internes, ni de surcoût lié à l'acquisition de logiciels, ces derniers étant disponibles sur l'Internet de manière libre et gratuite.

Au total nous avons consommé 4330 grammes de matériau pour nos impressions. En prenant en compte la majoration de 20% citée ci-dessus on peut évaluer à environ 5196 grammes la quantité totale de matériau consommée. Le prix actuel d'une bobine d'un kilogramme de PLA oscille entre 20 et 30 euros, ce qui est également le cas pour le prix des bobines d'un kilogramme d'ABS. Au total, en se basant sur une moyenne de 25€ par kilogramme de matériau, et comptant la consommation de 6 bobines, nous arrivons à une somme dépensée de 150 euros.

Le coût de l'imprimante avec ses accessoires, un carter de protection et les frais de port nous est revenu à 1850 euros T.T.C. en 2014 (actuellement le coût de l'imprimante et de son carter est de 1150 euros environ). Au final, ce sont donc 2000 euros qui ont été dépensés pour la création de ces 52 modèles, soit un coût moyen par patient de 38.5 euros.

On peut donc dire que le surcoût entraîné par l'impression 3D dans la prise en charge d'un patient est négligeable. Ce coût diminue d'autant plus que le nombre

d'impressions est grand. Il nous semble intéressant de développer des procédures systématiques, combinant une aide opératoire effective et un coût modéré afin d'optimiser l'investissement initial.

b) Utilité objective et subjective

Il est difficile, dans cette revue de nos cas, de retirer une utilité objective de nos pratiques. En effet, les données mesurables telles que le temps opératoire ou la précision des modèles n'ont pas été relevées. De plus les indications de demande de ces modèles étaient très variées et parfois éloignées les unes des autres, ce qui rend toute tentative de comparaison difficile.

Cependant, on peut constater une utilité au moins subjective de cette technologie sur plusieurs points : la demande d'impression 3D de la part des praticiens est en hausse, avec moins de 2 impressions réalisées en 2014, 17 impressions en 2015, et 33 impressions en 2016. Certaines demandes deviennent systématiques, en particulier dans le cas de pose de prothèse d'articulations temporo-mandibulaires et dans le cas d'interventions de corrections de malformations.

Par ailleurs le retour de la part des différents praticiens est majoritairement positif, en particulier pour les cas dans lesquels le matériel a pu être créé ou pré-conformé en pré-opératoire. Les interventions en question ont été rapportées comme plus faciles et plus rapide, sans donnée chiffrée. Cependant cette impression de facilitation du geste est corrélée par d'autres études (4-6), d'autant plus que les modifications de l'anatomie standard sont importantes.

### c) Population concernée

Enfin il est intéressant de se pencher sur les caractéristiques de la population qui a pu bénéficier de cette nouvelle technologie. La proportion homme/femme était à peu près équilibrée, avec 54% de femmes et 46% d'hommes.

La moyenne d'âge des patients était de 32.7 ans avec des écarts importants liés aux grandes différences entre les âges extrêmes de cette étude (2 et 91 ans). La médiane était de 26 ans, et 36 patients étaient âgés de moins de 40 ans (soit 69%). Bien qu'il soit important de prendre en compte le biais de l'effet centre de notre service, on peut observer une tendance à l'utilisation de l'impression 3D dans la prise en charge de patients jeunes. Il s'agit cependant d'une tendance qui sera à pondérer en fonction des futures utilisations de cette technologie, en particulier concernant les aides à la reconstruction (population généralement plus âgée).

Enfin le motif principal de demande d'impression 3D était la prise en charge de pathologies malformatives (19 patients, soit 37% des demandes), suivi par les pathologies carcinologiques (10 cas) et traumatologiques (9 cas). Nous nous attendons à une augmentation progressive du nombre de demande pour prise en charge de pathologie carcinologique et pour les pathologies de l'ATM notamment. Cependant notre service fait partie du centre de référence de prise en charge des pathologies malformatives de la face, et les on peut penser que les indications d'impression 3D dans ces indications vont également se développer.

### **3) Revue de la littérature : l'impression 3D dans la pratique de la chirurgie maxillo-faciale**

#### a) Développement de l'impression 3D dans les dernières années.

Comme précisé dans l'introduction, la chute du brevet dans le domaine public des différents procédés d'impression 3D date de 2004 pour la stéréolithographie, et 2009 pour le dépôt de filament fondu (FDM). En observant le nombre de publications scientifiques concernant l'application de l'impression 3D en médecine, on constate une franche augmentation du nombre d'articles parus peu après, à partir de 2011 notamment, avec 21 articles retrouvés sur cette année jusqu'à 70 articles en 2015 (4-5).

Cette augmentation du nombre de publication traduit la tendance croissante des services médicaux à s'équiper d'imprimantes 3D. L'orthopédie occupe la première place en termes de nombre de publications d'après l'étude de P.Tack et all. avec 45,18% des articles analysés (sur 227 articles) (5). La deuxième place est occupée par les articles concernant la chirurgie maxillo-faciale et orale, avec 24.12% des articles soit environ 55 articles.

Cet engouement peut s'expliquer par la franche diminution du prix des imprimantes 3D, et par la facilitation de leur utilisation. En effet la technologie de stéréolithographie n'est pas intuitive en termes de prise en main, et nécessite un entretien précis. Par ailleurs la manipulation des résines photopolymérisables est complexe, et leur prix, ainsi que celui des imprimantes, restent élevés. Ces défauts ont pu être un frein à la popularisation de l'application de ce type de technologie en médecine initialement.

La technologie d'impression par dépôt de filament fondu est plus accessible, tant financièrement (1000€ actuellement pour une imprimante Up Plus 2 Easy 120®) que techniquement. L'entretien est simple, et le remplacement des composantes de l'imprimante peut être réalisé facilement avec peu de connaissances. Enfin le coût des consommables est faible, de l'ordre de 20 à 35€ par bobine d'un kilogramme de filament.

#### b) Apport de l'impression 3D selon la littérature

L'un des apports majeurs de l'imprimante 3D est l'aide à la prise en charge de patients nécessitant une reconstruction « personnalisée », en raison de pathologies complexes soit par leur rareté, soit par le terrain sur lequel elles adviennent. Cette reconstruction peut être effectuée soit directement par impression 3D de prothèses basées sur l'anatomie du patient (mirroring du côté sain sur le côté pathologique) (7-8), soit par aide à la création d'épithèses ou d'appareillages personnalisés (9-12), soit à l'aide d'impression d'aides opératoires telles que les guides de coupe (13-16), les guides de pose implantaire (17) ou l'évaluation pré-opératoire de vecteurs de distraction précis (18).

L'utilité de l'impression 3D peut être quantifiée selon quelques critères récurrents (4-6, 19) : l'économie de temps opératoire, la précision du modèle, le résultat post-opératoire et le coût. Le taux d'irradiation par radioscopie per-opératoire fait également partie des critères d'évaluation que l'on peut retrouver fréquemment, en lien avec les pratiques d'orthopédie, mais il ne semble pas pertinent de le mentionner en chirurgie maxillo-faciale.

### c) Réduction du temps opératoire

La réduction du temps opératoire est un objectif concret et commun à toutes les spécialités chirurgicales. Elle permet de diminuer le taux de complications liées à l'anesthésie générale, et rentre également dans l'objectif du contrôle des dépenses de santé par la diminution du temps d'occupation des salles opératoires.

Les études chiffrant cette économie de temps sont encore peu nombreuses et réalisées sur un faible nombre de patient du fait de la « rareté » relative de l'utilisation d'aides opératoires imprimées en 3D. Liu et al. (20) ont objectivé une réduction de temps opératoire de 2 heures sur la reconstruction mandibulaire, aidée par guide de coupe et pré-conformation du matériel d'ostéosynthèse, chez 15 patients par rapport à un groupe contrôle. Cette tendance est confirmée par l'équipe Meningaud et al., qui met en évidence une réduction du temps opératoire d'environ 1 heure et 30 minutes (21). Les valeurs absolues des temps opératoires avec guides de coupe oscillaient entre 6 et 10 heures avec une moyenne de 7 heures 2 minutes (14).

Par ailleurs, les revues d'articles de Tack et al. (5) et de Martelli et al. (6) ont mis en évidence, sur l'ensemble des articles revus (227 pour P. Tack en octobre 2016 et 158 articles pour N. Martelli en juin 2016), une tendance nette à la réduction du temps opératoire.

En effet, parmi les 227 articles, 123 mentionnaient une diminution de ce temps, 12 mentionnaient un temps semblable et 10 une augmentation. 125 articles ne détaillaient pas l'effet de l'impression 3D dans ce cadre (5). Pour N. Martelli, 52

études faisaient état d'une réduction du temps opératoire, liée pour 38 d'entre elles à la planification du geste assisté par les modèles, et pour 17 à l'utilisation de guides de coupes ou autres aides personnalisées (6). Cependant seulement 6 des 52 études analysées ont quantifié le gain de temps opératoire, et reposent sur un faible nombre de cas observés.

#### d) Coûts estimés

Les coûts liés à l'impression 3D sont difficiles à estimer de manière permanente, du fait de la tendance à la réduction des prix des imprimantes et des consommables encore en cours. Ces coûts peuvent être répartis en plusieurs catégories :

- Les coûts de « hardware », en lien avec l'imprimante, son entretien et les consommables, fil plastique, résine, poudre ou autres. La fiabilité des imprimantes actuelles rend rare les échecs d'impression, mais ceux-ci restent à prendre en compte a minima.
- Les coûts de logiciels. De nombreux logiciels gratuits sont disponibles sur le marché, mais nécessitent un temps d'apprentissage parfois long au vu de leur complexité. Des solutions adaptées peuvent être proposées par des prestataires spécialisés, accompagnées de formations à l'utilisation de ces solutions logicielles. Cependant le coût en est souvent élevé, et est à mettre en balance avec les bénéfices attendus, et les fonds dédiés à l'impression 3D au sein du service.



- Le coût du temps de conception des modèles et des aides opératoires (guides de coupes, pré-conformation du matériel, gouttières, etc...). Ce coût est difficile à évaluer en raison de l'aspect salarial du travail des praticiens hospitaliers.

Il semble peu pertinent de prendre en compte le coût des examens complémentaires permettant la création des modèles 3D (scanner ou IRM) car ces imageries font partie de la démarche diagnostique standard, et ne sont jamais demandées spécifiquement dans un but de modélisation 3D.

Comme précisé dans la partie I)6), le coût moyen d'impression 3D pour un patient dans notre service était de 38.5 euros. Il s'agit d'une estimation prenant en compte le prix de l'imprimante et du consommable utilisé divisé par le nombre de cas traités (un patient pouvait bénéficier d'un, deux, voire trois modèles selon la taille de la zone à imprimer, ou la nécessité d'imprimer mandibule et maxillaire de manière séparée). Les prix rapportés au poids de matière utilisée allaient de 0.36€ de matériau pour un modèle de 14.4 grammes à 6.6€ pour un modèle de 265.9g (en se basant sur le prix de 25€ par bobine d'un kilogramme de matériau).

Le coût de l'acquisition de l'imprimante rapporté sur l'ensemble des cas entraîne un surcoût de 35.5€, diminuant avec le nombre d'utilisations. Le modèle le moins cher a donc coûté 35.56€ et le plus cher 42.1€. L'ensemble des logiciels utilisés dans notre service étaient libres et gratuits, et les modèles créés par les internes du service sans prestataire externe.

Les estimations retrouvées des coûts d'impression 3D dans la revue de cas de C. Jacobs et al. oscillaient entre 69.75 et 5500 dollars américains. Cet article se base sur 33 publications concernant l'application en chirurgie de l'impression 3D, et est paru en mai 2017. L'une des explications probables de cette variation extrême des coûts réside dans le fait que parmi ces 33 articles il existe une grande variation de pratiques liées à l'impression 3D, allant de l'utilisation en tant que guide de coupe et de gouttières jusqu'à la reconstruction de défauts crâniens par prothèse titane imprimées sur mesure. Il semble probable que le coût de ce type de prothèse soit très important par rapport à une impression de modèle anatomique « simple » en PLA ou en ABS. Il n'existait malheureusement aucun détail concernant ces coûts.

e) Précision de l'impression 3D

R Olszewski et al. ont prouvé, par comparaison de mesure entre crâne sec et modèle 3D de ces crânes, que l'anatomie des patients pouvait être reproduite avec fidélité via impression 3D (22). Cette précision est également retrouvée au niveau dentaire, le plus important en chirurgie maxillo-faciale, avec une marge d'erreur maximale de 0.25 millimètres, et une marge d'erreur moyenne inférieure à 0.1 mm lors de mesures comparatives entre modèles en plâtres et impression 3D des scans de ces modèles (23)

Par ailleurs, JP. Méningaud et al. ont démontré la reproductibilité de leur méthode de création de guides de coupe pour reconstruction mandibulaire par péroné avec une marge d'erreur inférieure à 1 millimètres en moyenne (21). Sur une publication plus ancienne, la marge d'erreur maximale constatée lors de l'intervention est de 2 millimètres (ayant nécessité un ajustement per opératoire chez 2 patients) et à 7° d'angle (14). Ces erreurs peuvent avoir été en lien avec les imprécisions des

premiers guides de coupe. Cette dernière étude a également démontré la faible déformation des modèles 3D stérilisés à l'autoclave (déformation inférieure à 0.2mm) sous réserve que les modèles aient été imprimés par frittage de poudre polyamide 12 par une société externe (dans le but d'éviter les biais de l'étude). Il serait intéressant d'étudier la déformation liée à la stérilisation des modèles imprimés au sein du service.

Une étude concernant la création de gouttières orthognathiques en 3D (24) mettait en évidence une différence moyenne entre acquisition scanner et modèles 3D de 0.44 millimètres, avec une différence maximale de 0.88 millimètres. Le taux d'imprécision moyen toléré pour des gouttières « classiques » (faites à la main) étant estimé à 0.94 millimètres, supérieur de 0.5 millimètres au taux retrouvé pour les gouttières imprimées.

Par ailleurs, de nombreuses études portant sur la réalisation de guides de coupe (13-16), sur la création d'aides à la chirurgie orthognathique (23-25) et sur la reconstruction maxillo-faciale (7-10, 12, 17-18, 26) ont corrélé de manière indirecte cette précision par la validation de l'utilité des modèles 3D créés et utilisés aux cours de leurs interventions.

#### **4) Méthodes d'acquisition, quelles évolutions ?**

##### a) Etat actuel des méthodes de création des modèles 3D

Les méthodes d'acquisition des modèles 3D actuelles reposent majoritairement sur l'utilisation des images scanographiques (2-5). Il semble que les images obtenues par scanner multi-barrettes permettent une plus grande reproductibilité de création de ces modèles entre différents opérateurs (27).

Cependant, les images issues de cone beams ou d'IRM restent exploitables.

Plusieurs paramètres sont à prendre en compte dans le résultat final : premièrement l'épaisseur des coupes de l'examen sélectionné. En chirurgie maxillo-faciale la plupart des scanners sont réalisés en coupes millimétriques ou infra-millimétriques (coupes de 0.6 millimètres). Il est intéressant de noter que la précision de notre matériel permet l'impression en couches jusque 0.15 millimètres d'épaisseur. Il existe donc une perte d'information à prendre en compte par rapport à l'anatomie du patient, en particulier concernant la partie dentaire de l'impression 3D. Cependant, en termes d'anatomie osseuse faciale, cette perte d'information a peu d'influence, et est compensée par un lissage informatique minime.

Ensuite, la sélection du seuil de densité ou d'intensité retenu : la plupart des logiciels proposent, sur base de densités standardisées, des reconstructions osseuses maxillo-faciales. Habituellement, ces seuils de densités sont 0, 250, 500 et 1000 unités Hounsfield. Ces standards sont établis par les créateurs des logiciels en question. Une étude a établi que ces reconstructions par défaut sont rarement validées par les opérateurs (chirurgiens) qui préfèrent sélectionner les limites de seuillages par eux-mêmes (27). Dans notre expérience, la limite inférieure de densité pour un scanner multi-barrettes retenue pour la création d'un modèle 3D est d'environ 340 unités Hounsfield, ce qui correspond aux résultats de la littérature. La valeur choisie pour le seuil supérieur est l'infini, ce qui permet une conservation des structures fortement radio-opaques telles que l'émail dentaire et la dentine.

Enfin, les artefacts dentaires et structures fines du massif facial sont une des principales limitations de la précision. Un travail de traitement suite au contourage automatique est souvent nécessaire afin de supprimer ces artefacts, et de modéliser

les parois osseuses fines souvent ignorées par le contourage automatique (plancher d'orbite, cloison nasale, paroi du sinus, etc...). Les artefacts de traitements sont également la principale limite à l'utilisation de l'IRM dans la création de modèles, en raison de l'importante perte d'information qu'ils entraînent (ce qui peut être corrigé sur des images scanner par un post traitement).

#### b) Méthodes de création 3D en cours de développement

L'acquisition de modèles via IRM se développe, avec des séquences dédiées à l'os (28) telles que la séquence Ultrashort Echo Time. Ce type d'examen nous permettrait d'étudier les anomalies fœtales sans irradiation par exemple (29). Ces modèles pourraient servir dans la discussion pluridisciplinaire pour la prise en charge de pathologies rares, complexes, posant un risque, parfois vital, pour le nouveau-né. Cependant l'épaisseur des coupes (moyenne 3mm) limite le développement de ces techniques, même lorsque les images sont manipulées afin d'en tirer des couches extrapolées de 1mm (29). La précision de ce type de modèle est donc moins importante qu'un modèle basé sur des coupes scanner à priori.

Dans ce type d'indications (pathologie fœtale), il serait intéressant de développer l'utilisation de l'échographie 3D pour la création de nos modèles (30).

Il serait également intéressant d'étudier l'application de l'IRM à la modélisation de pathologies neuro-vasculaire ou de tumeurs intra-crâniennes. Les séquences dédiées exclusivement à ce type de pathologies permettraient un repérage et une planification pré-opératoire (31).

## 5) Développements et propositions d'améliorations pour le service

### a) Poursuite de la systématisation de certaines procédures

Parmi les utilisations actuelles de l'impression 3D dans notre service, voici celles qui nous semblent pertinentes de systématiser :

- L'impression anatomique et création d'arcs rigides pour les traumatismes maxillo-faciaux graves, pour lesquels la prise d'empreinte est difficile ou impossible. L'avantage de cette préparation étant de permettre une restitution optimale et facilitée de l'articulé dentaire par rapport aux arcs semi-rigides non préformés.
- La création d'arcs rigides et de gouttières de positionnement dans les cas de greffons chondrocostaux uni ou bilatéraux. Cette méthode a permis une économie de temps opératoire qui sera à relever afin de la comparer aux données de la littérature.
- La simulation sur modèles d'ostéotomies complexes, soit en raison du terrain (multi-opéré), d'une asymétrie majeure ou d'une oligodontie rendant difficile la restitution d'un articulé correct
- L'impression de la région orbitaire et du nerf ophtalmique pour repérage per-opératoire et éventuellement simulation d'abord pré-opératoire de cette région complexe, en particulier dans le cadre de tumeurs intra-orbitaires.

Ces procédures sont par ailleurs simples et facilement réalisables dans tout centre hospitalier disposant d'une imprimante 3D. Il serait également intéressant d'évaluer l'intérêt d'autres services dans l'utilisation de ces modèles, pour la prise de décisions pluri-disciplinaires dans les cas les plus compliqués. Les modèles destinés à cet usage pourraient être imprimés à l'échelle ou en taille réduite selon que la demande d'information porte sur une structure précise ou sur l'analyse d'un cas plus global.

#### b) Guides de coupe

Le développement de guides de coupe dans le cadre de reconstruction par lambeau de péroné semble une étape clé dans la poursuite de la maîtrise des technologies de modélisation et impression 3D. En effet, cette étape combine création de modèles à partir des données scanner et manipulation de ces modèles sur informatique.

Cette démarche nous permettrait de maîtriser en grande partie la configuration de la reconstruction en pré-opératoire, avec des tracés de coupes du péroné et de la mandibule en marche d'escalier dans un but d'amélioration de la cicatrisation osseuse (13). Dans ce type de cas l'ensemble des ostéotomies et ostéosynthèse de conformation du lambeau sont effectuées alors que le péroné est encore vascularisé.

L'ensemble de la procédure permet donc une économie de temps opératoire sur la période de conformation du péroné (chiffrée entre 1h30 (21) et 2 heures (20)). Un deuxième avantage de cette méthode est la réduction du temps d'ischémie du lambeau.

L'inconvénient principal est le temps nécessaire à la formation informatique permettant la création de ces guides de coupe. Selon le logiciel utilisé, des formations peuvent être proposées sur quelques jours, mais sont souvent payantes et chères. Il s'agit cependant d'un investissement en temps et/ou en financement nécessaire.

Par ailleurs le temps nécessaire à la création de tels guides est initialement important (quelques dizaines d'heures), mais diminue relativement rapidement avec l'expérience de l'utilisateur sur une dizaine de cas (13).

L'avantage de cette procédure, outre les bénéfices pour le patient, est son faible coût (inférieur à 100€ (21)) par rapport aux guides de coupes proposés dans le commerce (plusieurs milliers d'euros par patient) et la rapidité avec laquelle ces guides peuvent être livrés (environ une semaine, contre plusieurs semaines pour un fournisseur extérieur).

La maîtrise de cette technique sera donc l'un de nos futurs objectifs. Par ailleurs, ce type de guides pourrait également s'avérer intéressant dans les cas plus rares de greffons chondrocostaux chez les jeunes patients atteints d'anomalies de la branche montante.

### c) Identito-vigilance et traçabilité légale

L'identification des modèles doit être un objectif dans notre service. Elle peut passer par l'étiquetage d'un contenant adapté à ce modèle, ou par la gravure. Cependant nous pensons que l'identification directe par un code anonymisé placé sur le modèle informatique pourrait être une option plus sécurisée et élégante. Les



informations à encoder seraient l'identification du patient, du prescripteur et du créateur du modèle, ainsi que la date à laquelle il a été réalisé.

Dans un deuxième temps, se pose également le problème de la traçabilité légale. Les modèles tels que nous les utilisons actuellement ne sont pas considérés comme des dispositifs médicaux, puisqu'ils ne servent ni à poser un diagnostic, ni directement à la prise en charge des patients (les arcs préformés sont une application indirecte).

Cependant si nous développons des utilisations de l'impression 3D pouvant s'apparenter à des dispositifs médicaux (comme les guides de coupes ou les gouttières de positionnement) il existerait un cahier des charges et une traçabilité à respecter (32) :

- Les demandes de dispositifs sur mesures devront être effectuées par un praticien confirmé dans un contexte précis avec une indication bien posée. Ce type de demande existe déjà dans notre service. Il sera judicieux de les formaliser par écrit sous la forme d'un courrier médical par exemple.
- La traçabilité doit également permettre de retrouver le nom et l'adresse du fabricant et du demandeur, l'identification du dispositif, ses caractéristiques et les caractéristiques du lieu de fabrication (31)
- Par ailleurs ce dispositif doit respecter les « exigences essentielles » de l'annexe de la directive 93/42/CEE (disponible à l'adresse <http://eur-lex.europa.eu>) et être imprimé dans un matériau bio-compatible.

L'ensemble de ces procédures devront être prise en compte dans l'évolution de nos pratiques avant toute application en situation réelle. L'évolution de cette législation et des matériaux biocompatible utilisable pour nos patients sera à surveiller afin de pouvoir améliorer nos pratiques au fur et à mesure.

## V. Conclusion

Notre utilisation régulière de l'impression 3D en autonome nous a permis d'apporter de nouveaux outils de planification chirurgicale dans des cas complexes. Son utilisation semble tout à fait intéressante dans les cas de traumatologie majeurs (fracas faciaux complexes) ou en pathologie malformative (principalement dans les anomalies condyliennes) et commence à être systématique pour ces cas.

Nous estimons que le développement de l'utilisation de cette technologie doit également se faire dans l'optique de l'amélioration de la prise en charge des patients nécessitant une reconstruction (guides de coupes) et dans l'optimisation de la prise en charge de pathologies rares avec aide à la décision pluridisciplinaire.

Ce développement devra passer par l'apprentissage du fonctionnement de base d'un ou de plusieurs logiciels de conception assistée par ordinateur. Ceci sera indispensable pour l'identification de nos modèles, et le développement d'aides opératoires personnalisées.

Il sera également important de collaborer étroitement avec les services de radiologie afin de développer nos modèles à partir des images les plus précises possible tout en évitant la réalisation d'examens superflus et/ou irradiants.

Enfin, il conviendra également de suivre le développement des technologies de fabrication additive, en particulier dans le domaine de l'impression métal et du bio-printing, sans négliger le développement de nouvelles utilisations de l'impression 3D « standard ».



## VI. Références

1. Hull CW. Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography. US Patent 4575330. March 11, 1986.
2. Fedorov A, Beichel R, Kalpathy-Cramer J, Finet J, Fillion-Robin JC, Pujol S, et al. 3D Slicer as an Image Computing Platform for the Quantitative Imaging Network, *Magn Reson Imaging*. 2012;30:1323–41
3. Yushkevich PA, Piven J, Hazlett HC, Smith RG, Ho S, Gee JC, et al. User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: Significantly improved efficiency and reliability. *Neuroimage* 2006;31:1116-28.
4. Jacobs CA, Lin AY, A New Classification of Three-Dimensional Printing Technologies: Systematic Review of Three-Dimensional Printing for Patient-Specific Craniomaxillofacial Surgery, *Plast Reconstr Surg*. 2017 May;139(5):1211-1220
5. Tack P, Victor J, Gemmel P, Annemans L, 3D-printing techniques in a medical setting: a systematic literature review, *Biomed Eng Online*. 2016 Oct 21;15(1):115
6. Martelli N, Serrano C, van den Brink H, Pineau J, Prognon P, Borget I, El Batti S, Advantages and disadvantages of 3-dimensional printing in surgery: A systematic review, *Surgery*. 2016 Jun;159(6):1485-500
7. Ernoult C, Bouletreau P, Meyer C, Aubry S, Breton P, Bachelet JT, Reconstruction assisted by 3D printing in maxillofacial surgery, *Rev Stomatol Chir Maxillofac Chir Orale*. 2015 Apr;116(2):95-102

8. Fernandes N, van den Heever J, Hoogendijk C, Botha S, Booyesen G, Els J, Reconstruction of an Extensive Midfacial Defect Using Additive Manufacturing Techniques, *J Prosthodont.* 2016 Oct;25(7):589-594
9. Mustafa SF, Evans PL, Sugar AW, Key SJ, Streamlining the manufacture of custom titanium orbital plates with a stereolithographic three-dimensional printed model, *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2017 Apr 6. pii: S0266-4356(16)00115-7
10. Yadav S, Narayan AI, Choudhry A, Balakrishnan D, CAD/CAM-Assisted Auricular Prosthesis Fabrication for a Quick, Precise, and More Retentive Outcome: A Clinical Report, *J Prosthodont.* 2017 Jan 24. doi: 10.1111/jopr.12589
11. Darwood A, Collier J, Joshi N, Grant WE, Sauret-Jackson V, Richards R, Dawood A, Kirkpatrick N, Re-thinking 3D printing: A novel approach to guided facial contouring, *J Craniomaxillofac Surg.* 2015 Sep;43(7):1256-60
12. He Y, Xue GH, Fu JZ, Fabrication of low cost soft tissue prostheses with the desktop 3D printer, *Sci Rep.* 2014 Nov 27;4:6973
13. Rem K, Bosc R, De Kermadec H, Hersant B, Meningaud JP. How to make your own custom cutting guides for both mandibular and fibular stair step osteotomies ? *Ann Chir Plast Esthet.* 2017 Apr 26. pii: S0294-1260(17)30044-4
14. Bosc R, Hersant B, Carloni R, Niddam J, Bouhassira J, De Kermadec H, Bequignon E, Wojcik T, Julieron M, Meningaud JP, Mandibular reconstruction after cancer: an in-house approach to manufacturing cutting guides (2017) *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* ; 46: 24–31.

15. Emodi O, Shilo D, Israel Y, Rachmiel A, Three-dimensional planning and printing of guides and templates for reconstruction of the mandibular ramus and condyle using autogenous costochondral grafts, *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2017 Jan;55(1):102-104
16. Pauchot J, Lachat J, Floret F, Badet JM, Tavernier L, Aubry S, Stereomodel-assisted fibula free flap harvest and mandibular reconstruction: A technical note. Literature review of CAS and CAM applied to mandibular reconstruction (2013) *Rev Stomatol Chir Maxillofac Chir Orale* ; 114:269-275
17. Vercruyssen M, Laleman I, Jacobs R, Quirynen M, Computer-supported implant planning and guided surgery: a narrative review, *Clin Oral Implants Res.* 2015 Sep;26 Suppl 11:69-76
18. Shah S, O'Connor R, Watson J, Srinivasan D, Sidebottom A, Use of three-dimensional printing to assess transport vectors in mandibular distraction osteogenesis, *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2017 Jan;55(1):74-76
19. Hoarau R, Zweifel D, Simon C, Broome M, The use of 3D planning in facial surgery: Preliminary observations (2014) *Rev Stomatol Chir Maxillofac Chir Orale* ; 115:353-360
20. Liu YF, Xu LW, Zhu HY, Liu SS. Technical procedures for template-guided surgery for mandibular reconstruction based on digital design and manufacturing. *Biomed Eng Online* 2014;13:63

21. Ganry L, Quilichini J, Bandini CM, Leyder P, Hersant B, Meningaud JP, Three-dimensional surgical modelling with an open-source software protocol: study of precision and reproducibility in mandibular reconstruction with the fibula free flap, *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2017 Apr 19. pii: S0901-5027(17)31343-7
22. Maschio F, Pandya M, Olszewski R, Experimental Validation of Plastic Mandible Models Produced by a "Low-Cost" 3-Dimensional Fused Deposition Modeling Printer, *Med Sci Monit.* 2016 Mar 22;22:943-57
23. Hazeveld A, Huddleston Slater JJ, Ren Y, Accuracy and reproducibility of dental replica models reconstructed by different rapid prototyping techniques, *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014 Jan;145(1):108-15
24. Shaheen E, Sun Y, Jacobs R, Politis C, Three-dimensional printed final occlusal splint for orthognathic surgery: design and validation, *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2017 Jan;46(1):67-71
25. Scolozzi P, Computer-aided design and computer-aided modeling (CAD/CAM) generated surgical splints, cutting guides and custom-made implants: Which indications in orthognathic surgery? (2015) *Rev Stomatol Chir Maxillofac Chir Orale ;* 116:343-349
26. He W, Sun Y, Tian K, Xie X, Wang X, Li Z, Novel Arch Bar Fabricated With a Computer-Aided Design and Three-Dimensional Printing: A Feasibility Study, *J Oral Maxillofac Surg.* 2015;73: 2162-8



27. van Eijnatten M, Koivisto J, Karhu K, Forouzanfar T, Wolff J, The impact of manual threshold selection in medical additive manufacturing, *Int J Comput Assist Radiol Surg.* 2017 Apr;12(4):607-615
28. van Eijnatten M, Rijkhorst EJ, Hofman M, Forouzanfar T, Wolff J, The accuracy of ultrashort echo time MRI sequences for medical additive manufacturing, *Dentomaxillofac Radiol.* 2016;45(5):20150424
29. VanKoeveering KK, Morrison RJ, Prabhu SP, Torres MF, Mychaliska GB, Treadwell MC, Hollister SJ, Green GE, Antenatal Three-Dimensional Printing of Aberrant Facial Anatomy, *Pediatrics.* 2015 Nov;136(5):e1382-5
30. Nicot R, Couly G, Ferri F, Levailant JM. 3D-printed haptic model from a prenatal surface-rendered oropalatal sonographic view: a new tool in the surgical planning of cleft lip/palate. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2017 : In press
31. Ripley B, Levin D, Kelil T, Hermsen JL, Kim S, Maki JH, Wilson GJ, 3D Printing From MRI Data: Harnessing Strengths and Minimizing Weaknesses, *J. Magn. Reson. Imaging* (2016) ; 00:000–000.
32. Montmartin M, Meyer C, Euvrard E, Pazart L, Weber E, Benassarou M, 3D printing in health care facilities: What legislation in France ?, *Rev Stomatol Chir Maxillofac Chir Orale.* 2015 Nov;116(5):302-7



**Annexes :**

ID (XXXXXXYY)	Age (années)	temps impression (minutes) maxillaire + mandibule	poids (grammes) maxillaire + mandibule	taille du modèle (centimètres) longueur x largeur x hauteur	consultations nombre	type de pathologie	utilité	partie imprimée	prescripteur	détails
ONNE0207	122	403 + 142	497 + 119	78*119*55 + 61*93*70	28	malformation	importante	maxillaire + mandibule	Pr-Joël Ferri	syndrome malformatif (moinik N) - simulation pré-opératoire
AUNX0506	76	790 + 207	101,8 + 28,3	113*140*60 + 82*110*82	33	malformation	importante	maxillaire + mandibule	Pr-Joël Ferri	syndrome oto-mandibulaire - simulation chir.
ESGA1718	16	1358 + 0	177,2 + 0	99*143*125	9	malformation	importante	massif	Pr-Joël Ferri	syndrome d'apert, distracteurs centraux faciaux
HEJ03920	18	673 + 261	80,8 + 31,7	109*134*55 + 80*103*84	10	malformation	importante	maxillaire + mandibule	Pr-Joël Ferri	syndrome de mandib. neovide - ortho simulation pré-op
ERMQ0216	6	437 + 116	40,2 + 14,6	97*80*32 + 51*67*43	5	malformation	importante	maxillaire + mandibule	Pr-Joël Ferri	syndrome treacher collins - congenital
BLA3030	2	439 + 216	49,8 + 24,2	94*109*69 + 57*84*64	10	malformation	importante	maxillaire + mandibule	Pr-Joël Ferri	syndrome du 1er arc bilatéral - greffon costal bilatéral
OTVAL1830	10	792 + 0	101,1 + 0	100*120*92	13	malformation	importante	maxillaire + mandibule	Pr-Mathieu Vinchon	modélisation de malformation rachidienne
GEER2729	7	533 + 163	65,7 + 22,3	90*110*63 + 60*92*77	9	malformation	importante	maxillaire + mandibule	Pr-Joël Ferri	syndrome oto-mandibulaire suite infection
INDE0113	10	577 + 232	61,4 + 26,0	94*109*64 + 74*92*85	6	malformation	importante	maxillaire + mandibule	Pr-Joël Ferri	griffe costale gauche
BLA3023	6	438 + 232	49,5 + 25,5	92*110*50 + 51*86*65	10	malformation	importante	maxillaire + mandibule	Pr-Joël Ferri	syndrome du 1er arc bilatéral - libération d'analyse
ATN10510	6	556 + 159	62,1 + 20,3	93*118*62 + 63*99*77	10	malformation	importante	maxillaire + mandibule	Pr-Joël Ferri	condyloplastie en fosse de chameau - greffon costal
NONE2022	20	479 + 0	60 + 0	97*125*49	13	malformation	importante	maxillaire	Pr-Joël Ferri	fenêtrage naso-palatine (séquelle)
NEUL1300	3	2083 + 0	265,9 + 0	134*132*183	0	malformation	importante	crâne	Dr-Alexis Wolberg	syndrome de crozon
ONAN0516	13	657 + 170	80,3 + 22,0	91*116*73 + 61*100*89	4	malformation	importante	maxillaire + mandibule	Joël Ferri	syndrome de goldenhar - greffon costal
NONV0119	15	690 + 253	72,7 + 33,0	112*125*50 + 96*111*83	18	malformation	importante	maxillaire + mandibule	Joël Ferri	analyse tempo-mandibulaire - traumatique - greffon costal
JURV0213	23	521 + 226	59,1 + 28,3	90*119*49 + 80*102*79	11	malformation	importante	maxillaire + mandibule	Joël Ferri	syndrome oto-mandibulaire - congenital
RYHE0803	15	119 + 0	14,4 + 0	42*90*86	11	malformation	importante	mandibule	Inconnu	fenêtrage naso-palatine + analyse ATM +/- syndrome (séquelle)
ANFH802	38	440 + 0	53,5 + 0	89*127*53	12	malformation	importante	maxillaire + mandibule	Joël Ferri	fenêtrage naso-palatine (séquelle)
LSAN1709	19	479 + 266	60,3 + 36,2	97*124*46 + 98*109*78	4	malformation	importante	maxillaire + mandibule	Joël Ferri	syndrome de goldenhar
DZSE0917	77	672 + 210	77,8 + 22,7	96*137*45 + 73*114*95	14	traumatologie	importante	maxillaire + mandibule	Pr-Gwenaël Raoul	fracture sur mandibule atrophique
AUSAC805	115	132 + 221	15,2 + 26,4	65*68*34 + 68*91*35	1	traumatologie	importante	maxillaire + mandibule	Dr-Sandrine Touzet	fracture mandibulaire - coma - indication d'arcs sur 3D
ANAR1721	26	165 + 159	21,1 + 21,5	65*79*46 + 111*111*46	2	traumatologie	importante	maxillaire + mandibule	Charles Druelle	fracture lefort 1 - set up + arcs
RREK2301	26	202 + 269	25,7 + 38,3	108*138*120	1	traumatologie	importante	maxillaire + mandibule	Pr-Richard Assaker	fractas facial - set up + arcs
KIJA2321	31	1478 + 0	214,7 + 0	102*146*65 + 95*144*112	2	traumatologie	importante	maxillaire + mandibule	Dr-Remi Gryseleyn	modélisation de séquelle de fracture rachidienne
NECIC008	50	632,0 + 343	65,1 + 44,1	72*127*61	3	traumatologie	importante	maxillaire + mandibule	Dr-Remi Gryseleyn	reconstruction suite traumatisme - séquelles
ULER1275	38	549 + 0	68,9 + 0	91*112*73	13	traumatologie	importante	temporal	Dr-Camille Rogier	épilepsie auriculaire sur implant suite traumatologie
RITNE528	91	152 + 0	20,2 + 0	59*78*37	3	traumatologie	importante	mandibule	Dr-Romain Nicot	fracture sur mandibule atrophique + griffe
D9HY1020	42	171 + 0	22,3 + 0		1	traumatologie	importante	mandibule		fracture mandibulaire - coma
ONUE0708	55	635 + 248	71,8 + 28,6	99*133*71 + 75*112*94	15	cancérologie	importante	maxillaire + mandibule	Dr-Romain Nicot	indication de reconstruction - cancéro
COINO804	6	114 + 196	13,9 + 21,8	53*54*28 + 71*91*67	4	cancérologie	importante	maxillaire + mandibule	Dr-Sandrine Touzet	lyste mandibulaire - fibro-amyloblastique
REPE8233	48	308 + 0	39,2 + 0	61*92*64	1	cancérologie	importante	orbite	Dr-Romain Nicot	métastase orbitaire d'un mélanome - carcino - présentation
REHED500	63	300 + 0	42,3 + 0	89*118*75	1	cancérologie	importante	mandibule	Dr-Pénélope Nigache	améloblastome - mandibulocloni NI
EZE1117	59	377 + 186	49,3 + 24,0	105*127*41 + 87*92*68	35	cancérologie	importante	maxillaire + mandibule	Pr-Gwenaël Raoul	atteinte de reconstruction
UXER2401	55	322 + 0	39,4 + 0	48*120*65	4	cancérologie	importante	mandibule	Dr-Denick	épilepsie nasale sur implant suite cancérologie
T8MA1502	115	216 + 0	31,1 + 0	90*115*85	4	cancérologie	importante	mandibule	Dr-Romain Nicot	ostéosarcome ostéoblaste haut grade mandibulaire
INRE1223	59	545 + 271	68,1 + 35,8	103*128*50 + 106*115*94	31	cancérologie	importante	maxillaire + mandibule	Pr-Gwenaël Raoul	reconstruction après échec de péroné
LEHE1318	36	584 + 166	73,5 + 22,9	107*129*58 + 78*98*102	18	cancérologie	importante	maxillaire + mandibule	Pr-Gwenaël Raoul	reconstruction cancérologique
INTE1818	69	233 + 0	30,8 + 0	86*136*92	5	cancérologie	importante	mandibule	Dr-Romain Nicot	carcino épidermoïde HNOM0
ELANI109	21	414 + 0	42,1 + 0	66*100*55	9	implants	importante	maxillaire	Dr-Ludovic Lauwers	pré-implantaire sur terrain de ferme
LYPE1822	59	926 + 0	109,1 + 0	102*125*72	32	implants	importante	massif	Dr-Ludovic Lauwers	implants + prothèse sur péroné en V - pré-prothèse adaptée
ENDE2816	59	187 + 0	24,7 + 0	72*101*50	34	implants	importante	mandibule	Dr-Ludovic Lauwers	implants après radiothérapie
RITD0915	66	270 + 0	30,0 + 0	88*100*36	3	implants	importante	maxillaire	Dr-Ludovic Lauwers	griffe pré-implantaire
EUEZ110	31	568 + 404	65,4 + 48,6	107*123*44 + 94*114*97	4	ATM	importante	maxillaire + mandibule	Pr-Gwenaël Raoul	hypercondyle droite
UIJ1511	20	518 + 262	65,7 + 35,3	97*129*52 + 79*120*82	35	ATM	importante	maxillaire + mandibule	Inconnu	analyse tempo-mandibulaire
ETHE2423	30	611 + 346	69,5 + 37,1	94*100*58 + 74*100*85	18	ATM	importante	maxillaire + mandibule	Joël Ferri	prothèse ATM bilatérale
EMVE0707	48	378 + 170	43,4 + 22,9	97*112*57 + 78*104*77	23	ATM	importante	maxillaire + mandibule	Joël Ferri	arthrose ATM bilatérale
KEIM2200	24	783 + 293	103,3 + 40,1	109*138*91 + 83*127*113	5	ATM	importante	maxillaire + mandibule	Dr-Romain Nicot	bute de daufrey (modèle non utilisé)
SIE1204	73	649 + 235	75,4 + 30,2	105*116*49 + 82*112*93	20	ATM	importante	maxillaire + mandibule	Inconnu	analyse tempo-mandibulaire
EMEZ2728	37	663 + 306	82,2 + 40,0	104*121*70 + 86*108*109	2	orthognathique	importante	maxillaire + mandibule	Pr-Gwenaël Raoul	pseudotumor suite chirurgie orthognathique
ALBE1018	32	223 + 0	31,9 + 0	89*116*86	7	orthognathique	importante	mandibule	Pr-Gwenaël Raoul	asymétrie de la branche horizontale
LINA0123	25	620 + 236	78,2 + 31,4	85*119*81 + 77*108*109	4	orthognathique	importante	maxillaire + mandibule	Pr-Gwenaël Raoul	orthognathique - esthétique
HEIAZ16	39	553 + 269	75,9 + 38,6	107*119*54 + 99*115*88	26	orthognathique	importante	maxillaire + mandibule	Pr-Gwenaël Raoul	DDM + esthétique

**Annexe 1 : Ensemble des cas d'impression 3D et leurs caractéristiques**





**AUTEUR : Nom : Druelle**

**Prénom : Charles**

**Date de Soutenance : le 23 juin 2017**

**Titre de la Thèse : Apport de l'impression 3D en chirurgie maxillo-faciale :  
épidémiologie de l'utilisation en autonome d'une imprimante à bas coût sur 52 cas.**

**Thèse - Médecine - Lille 2017**

**Cadre de classement : chirurgie maxillo-faciale et stomatologie**

**DES + spécialité : DES de chirurgie, DESC de chirurgie maxillo-faciale et stomatologie**

**Mots-clés : Impression 3D, chirurgie maxillo-faciale, malformations, traumatologie**

### **Résumé :**

**Introduction :** L'impression 3D est une technologie qui trouve progressivement sa place dans le milieu médical. Notre service s'est doté d'une imprimante en dépôt de fil fondu depuis septembre 2014, et nous en avons analysé l'impact sur nos pratiques.

**Matériel et méthodes :** 52 cas pour lesquels une impression 3D a été demandée ont été analysés, de septembre 2014 à janvier 2017. Nous avons relevé les caractéristiques des modèles (taille, poids et temps d'impression), leur utilité, le type de pathologie, les caractéristiques des patients (âge, nombre de consultations) et le praticien demandant la modélisation.

**Résultats :** sur 52 cas analysés, 16 ont eu une utilité importante, 17 une utilité moyenne, 10 une utilité faible et 9 une utilité inconnue. Ces modèles étaient demandés majoritairement dans le cadre de pathologies malformatives (19 impressions), tumorales (10 impressions) et traumatologique (9 impressions). Le temps d'impression moyen était de 671.9 +/- 373.6 minutes, pour un poids moyen par modèle de 83.3 +/- 48.1 grammes avec de grandes disparités entre les modèles.

**Discussions :** l'impression 3D dans notre service a prouvé son utilité dans la prise en charge de pathologies malformatives et traumatologiques. Son utilité en reconstruction, chirurgie orthognathique et implantologie reste limitée dans nos pratiques actuelles. Le coût de revient des modèles est négligeable en comparaison du coût de la prise en charge globale des patients. Le développement de cette technologie dans notre service devrait se faire vers la création d'aides opératoires, mais également vers l'accréditation légale de ce genre de pratiques, et vers la sécurisation des modèles (identification et traçabilité).

**Conclusion :** Notre service a pu tirer avantage des fonctions de base de l'impression 3D afin d'améliorer ses pratiques. Il nous reste à maîtriser les outils de création assistée par ordinateur afin de pouvoir optimiser l'utilisation de notre imprimante 3D.

### **Composition du Jury :**

**Président : Professeur Joël Ferri**

**Assesseurs :**

**Professeur Xavier Leclerc**

**Professeur Raphaël Olszewski**

**Professeur Gwenaël Raoul**

**Docteur Romain Nicot**