



UNIVERSITÉ DE LILLE
FACULTÉ DE MÉDECINE HENRI WAREMBOURG
Année 2022

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT
DE DOCTEUR EN MÉDECINE

Volumétrie orbitaire et impression 3D.

Présentée et soutenue publiquement le 16 septembre 2022 à 18h
au Pôle Formation
par **Nolwenn PIOT**

JURY

Président :

Monsieur le Professeur Joël FERRI

Assesseurs :

Monsieur le Professeur Gwenaël RAOUL

Monsieur le Docteur Matthias SCHLUND

Madame le Docteur Camille SENTUCQ

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 »

Liens d'intérêts

Aucun lien ou conflit d'intérêt

Préambule

Le travail de recherche présenté fait l'objet d'une publication scientifique.

Piot, N., Barry, F., Schlund, M., Ferri, J., Demondion, X., & Nicot, R. (2022). 3D printing for orbital volume anatomical measurement. *Surgical and radiologic anatomy* : SRA, <https://doi.org/10.1007/s00276-022-02968-x>

Liste des abréviations

3D : Tridimensionnelle / Trois dimensions

ABS : Acrylonitrile Butadiène Styrène

CPP : Comité de protection des personnes

CNIL : Commission nationale de l'informatique et des libertés

DICOM : Digital Imaging and Communications in Medicine

MPR : MultiPlanar Reconstruction / Reconstruction MultiPlanaire

STL : STéréolithography

OV : Orbital Volume

VO : Volume orbitaire

ICC : Coefficient de corrélation intraclasse

TDM : Tomodensitométrie

SOMMAIRE

1	Résumé.....	6
2	Introduction.....	8
3	Objectif de l'étude.....	14
4	Matériels et méthodes.....	15
	4.1 Impression des deux types de modèle en 3D.....	16
	4.2 Méthodes d'obturation manuelle et mesure du volume orbitaire.....	20
	4.3 Analyse statistiques.....	22
5	Résultats.....	23
6	Discussion.....	27
7	Conclusion.....	32
8	Bibliographie.....	33
9	Article scientifique.....	37

1 Résumé

Introduction :

Dans cette étude, nous avons cherché à développer une méthode de mesure fiable et reproductible du Volume Orbitaire (VO) humain, *in vivo*, basée sur l'impression tridimensionnelle (3D).

Matériels et méthodes :

Douze orbites issues de crânes obtenus par le département d'anatomie humaine de l'université de Lille ont été utilisées.

Trois groupes ont été définis, un groupe anatomique de référence (Anat-Orb) obturé manuellement, un groupe imprimé en trois dimensions (3D) sans modification (3D-Orb-1) obturé manuellement et un groupe imprimé en 3D avec obturation informatique avant impression 3D (3D-Orb-2).

Ces crânes ont tout d'abord bénéficié d'une imagerie par Tomodensitométrie (TDM), les images au format « Digital Imaging and Communications in Medicine » (DICOM) ont ensuite été modélisées en 3D en format Stéréo-Lithographie (STL), puis imprimées en via une imprimante 3D. Nous avons utilisé deux méthodes d'imperméabilisation de l'orbite.

La première méthode est manuelle par obturation par putty et cellophane (3D-Orb-1), la seconde est une méthode *in silico*, utilisant le Logiciel MeshMixer® (3D-Orb-2).

Les mesures de volumes ont été réalisées par remplissage à l'aide de seringue graduée à 0.05 cm³. Ces différents volumes ont été comparés à la même mesure sur le crâne anatomique, imperméabilisé par le même processus que la première méthode (Anat-Orb)

Résultats :

Le volume orbitaire moyen mesuré est de $21.25 \pm 2.12 \text{ cm}^3$ sur les crânes anatomiques, de $21.23 \pm 2.37 \text{ cm}^3$ pour la méthode manuelle et de $22.22 \pm 2.03 \text{ cm}^3$ pour la méthode informatique.

Les coefficients de corrélation intra-classe (ICC) montrent de très bonnes concordances intra-observateur. Un ICC de 0.994 pour le premier observateur, et de 0,998 pour le second. Aussi, on retrouve une très bonne concordance inter-observateur, avec un ICC de 0.969.

La corrélation entre le groupe contrôle (Anat-Orb) et (3D-Orb-1) est très bonne, avec un ICC de 0.972. La corrélation avec le groupe 3D-Orb-2 est modérée, avec un ICC à 0.855. En effet, il semble que la fermeture *in silico* des foramens orbitaires surestime le VO.

Discussion :

Cette méthode de volumétrie par impression 3D est une méthode standardisée, fiable et reproductible, utilisable sur le modèle vivant.

2 Introduction

Diverses pathologies touchant le cadre orbitaire ou son contenant peuvent modifier le volume orbitaire (VO) ou la projection de l'œil comme les fractures, les ophtalmopathies thyroïdiennes et les tumeurs orbitaires [1]. En pratique clinique quotidienne, la principale application de la mesure du VO est l'évaluation de l'énophtalmie post-fracturaire [2]. L'énophtalmie peut être cliniquement mesurée à l'aide d'un exophtalmomètre de Hertel, bien que la fiabilité de cette mesure soit fortement liée à l'expérience du clinicien [3]. La mesure d'une enophtalmie par l'exophtalmomètre est sous-estimée en comparaison aux mesures sur tomographie axiale en coupes (TDM) [2]. Il peut s'avérer difficile de déterminer à quel moment le déplacement de la paroi orbitaire va mener à une énophtalmie clinique ou à une diplopie. C'est pourquoi une mesure précise du VO pourrait aider à poser une indication de traitement chirurgical ou au contraire, de traitement conservateur.

De faibles modifications du VO peuvent entraîner une modification de position, notamment dans le plan axial, du globe oculaire dans l'orbite. Une augmentation d' 1 cm^3 du VO entraîne une énophtalmie à 0,85 mm en post-traumatique précoce et 0,72 mm en post-traumatique tardif [2], l'énophtalmie devenant cliniquement visible à partir de $>2 \text{ mm}$ [4]. En outre, la mesure préopératoire du VO pourrait être précieuse dans le cadre des reconstructions orbitaires complexes avec de l'os autologue [5] ou des implants sur-mesure [6].

La première méthode développée pour mesurer le VO était basée sur le remplissage de l'orbite soit par de l'eau, soit par différent type de matériels, puis par mesure de leur volume selon le théorème de la poussée d'Archimède (Fig. 1) [1].

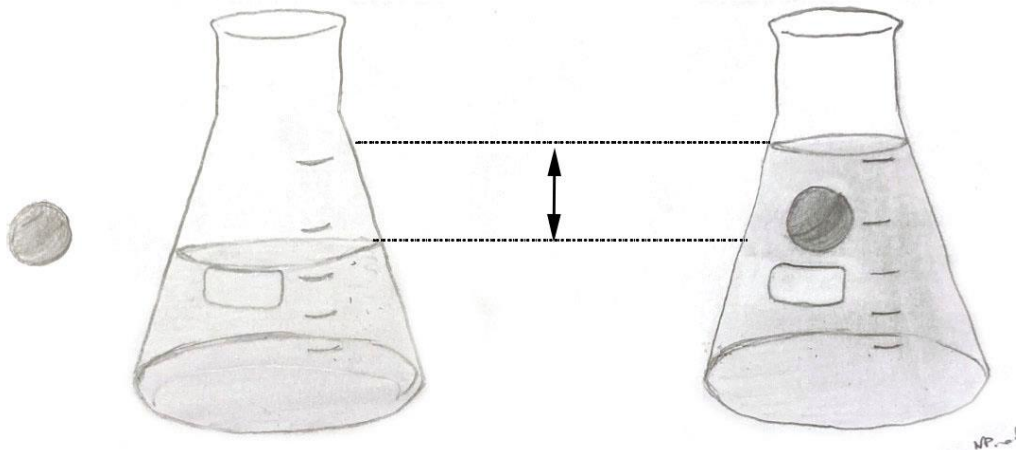


Fig. 1 Poussée d'Archimède

Cette méthode a été utilisée comme mesure de référence pour valider différents algorithmes de mesure de VO, notamment par les logiciels informatiques [7-11]. Cependant, cette méthode ne peut pas être employée sur des patients vivants. Les méthodes actuelles de mesure du VO sont basées sur les reconstructions multiplanaires de TDM (MPR) [12]. Néanmoins, on note un manque de consensus dans l'utilisation de ces différentes méthodes.

Tout d'abord la planimétrie nécessite une délimitation manuelle de chaque coupe scannographique de la région d'intérêt, ce qui est chronophage et peu reproductible en raison de l'absence de standardisation des limites anatomiques, particulièrement pour la partie antérieure de l'orbite [11].

Les méthodes automatiques intégrées directement aux logiciels n'ont montré que peu de résultats reproductibles, notamment à causes des difficultés à définir les limites anatomiques [8].

Les méthodes dites semi-automatiques, intègrent une fonctionnalité automatique avec possibilité de modification manuelle, ces méthodes sont plus

reproductibles et moins chronophages [1]. Cependant, on peut retrouver des inexactitudes depuis le protocole d'acquisition de l'imagerie jusqu'à l'analyse finale.

L'orbite est formée par sept os : l'os frontal, l'os zygomatique, l'os maxillaire, la lame orbitaire de l'ethmoïde, le palatin, l'os lacrymal et le sphénoïde.

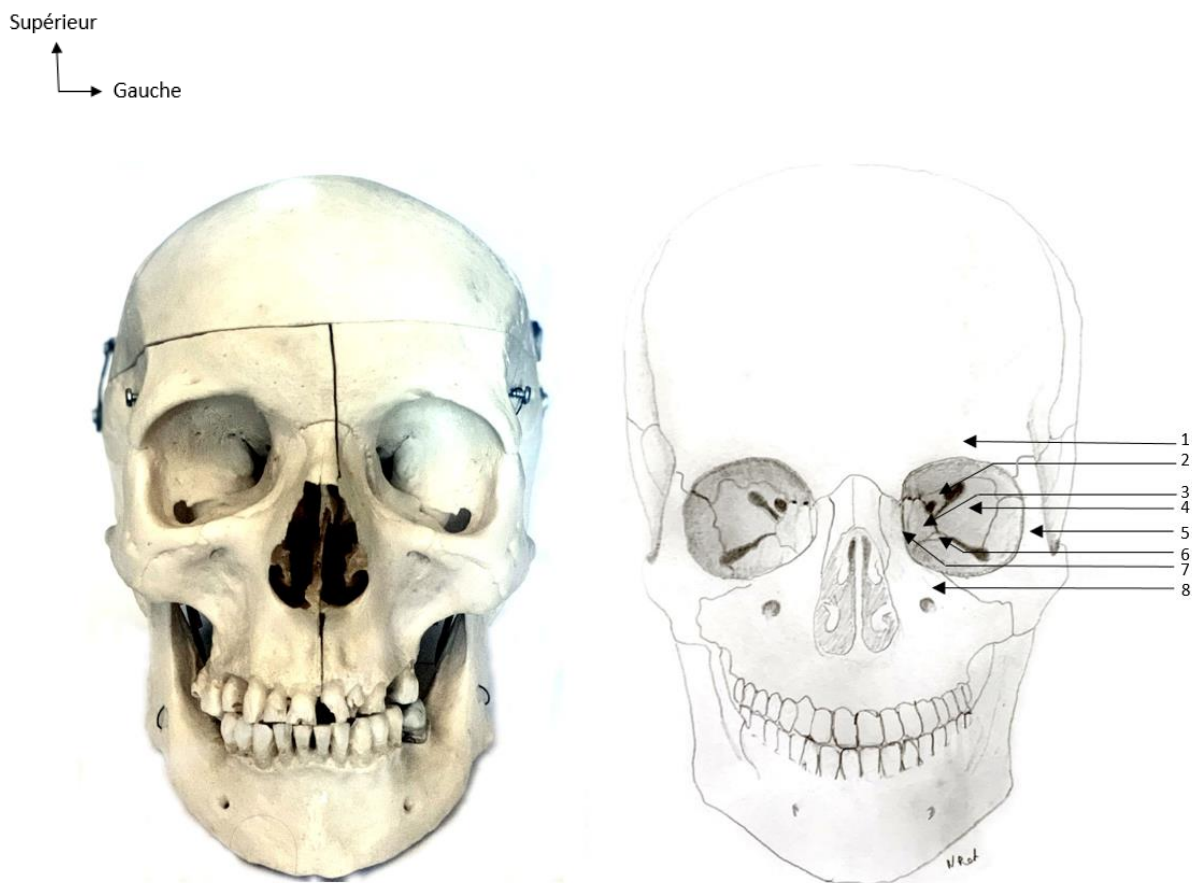


Fig. 2 & 3 Photo et schéma d'un crâne anatomique de face.

Os composant l'orbite : 1. Os frontal ; 2 Os sphénoïde - petite aile ; 3. Ethmoïde -
Lame orbitaire 4. Os sphénoïde - grande aile ; 5. Os zygomatique ; 6. Os palatin ; 7.
Os lacrymal ; 8 Os maxillaire.



Fig. 4 & 5 Schéma et photo d'un crâne anatomique de profil gauche
Os composant l'orbite : 1. Os frontal ; 2. Os lacrymal ; 3. Ethmoïde – lame orbitaire ;
4. Os maxillaire ; 5. Os zygomatique.

Les limites anatomiques orbitaires sont complexes, fines, formées par des convexités et des cavités dont les limites sont mal définies, et contenant des fissures et foramens : fissure orbitaire supérieure, fissure orbitaire inférieure, foramen éthmoïdal antérieur, foramen éthmoïdal postérieur, canal optique et le canal naso-lacrymal [13].

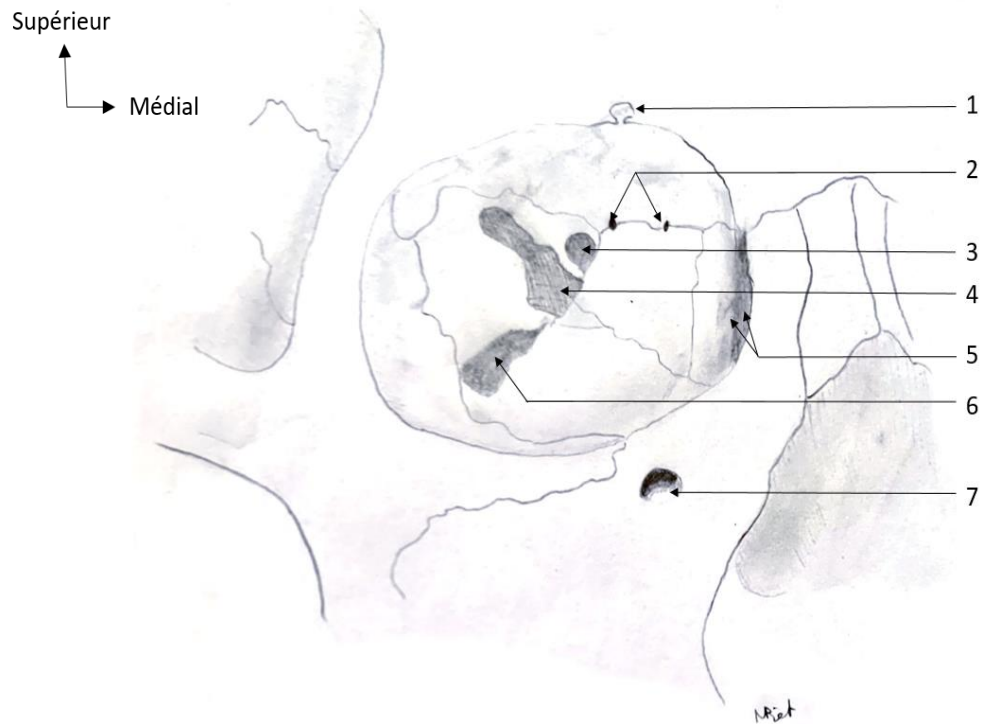


Fig. 6 & 7 Schéma et photo d'une orbite droite.

1. Schéma : Incisure supra-orbitaire / Photo : Foramen supra-orbitaire ; 2. Foramens ethmoïdaux antérieur et postérieur ; 3. Canal optique ; 4. Fissure orbitaire supérieure ; 5. Crête lacrymale postérieure et antérieure, formant la fosse du sac lacrymal. 6. Fissure orbitaire inférieure ; 7. Foramen infra-orbitaire

L'impression 3D est une technologie en plein développement dans le domaine médical et notamment en chirurgie maxillo-faciale. Elle est dans ce domaine, utilisée entre autres pour améliorer le diagnostic, réaliser des simulations préopératoires, améliorer la planification chirurgicale, produire des implants sur-mesure ou des guides de coupe pour des résections osseuses, [14]. Le potentiel d'aide à la chirurgie orbitaire par les aides numériques comme l'impression 3D passe par l'amélioration des indications chirurgicale et à la quantification directe du volume orbitaire, comme par la planification chirurgicale pour la réalisation d'implant sur mesure.

3 Objectif de l'étude

Le but de cette étude est de comparer la mesure du VO d'une orbite issue d'un crâne anatomique à celle de son impression en 3D à l'échelle 1 :1 par la méthode de remplissage par de l'eau, méthode gold standard, afin d'établir une mesure fiable, standardisée et reproductible de volumétrie orbitaire chez le patient vivant.

4 Matériel et méthodes

Douze orbites issues de crânes anonymes du département d'anatomie de l'Université de Lille ont été utilisées pour cette étude. Seules les orbites sans fracture du mur ou du plancher ont été utilisées. Toutes les procédures au long de l'étude ont été en accord avec les principes d'éthique de la déclaration d'Helsinki. L'évaluation de la part du Comité de Protection des Personnes (CPP) n'a pas été nécessaire car notre étude ne rentrait pas dans le cadre de la recherche impliquant la personne humaine vivante. Toutes les données ont été anonymisées et la déclaration de la Commission Nationale de l'Informatique et des Libertés de France (CNIL) a été respectée conformément à la loi française et au règlement général européen de la protection des données.

Trois groupes ont été définis :

- Groupe avec orbites anatomiques, obturées manuellement par putty et cellophane (Anat-Orb), considéré comme groupe de référence.
- Groupe avec orbites imprimées en 3D sans modification, obturées manuellement par putty et cellophane (3D-Orb-1).
- Groupe avec orbites obturées informatiquement puis imprimés en 3D (3D-Orb-2).

Les mesures ont été effectuées par un observateur (Observateur n°1 ou A1) pour les groupes Anat-Orb et 3D-Orb-2, et par deux observateurs distincts (Observateur n°1 ou A1 et Observateur n°2 ou A2) pour le groupe (3D-Orb-1). Les mesures ont été effectuées à deux reprises (Mesure n°1 ou M1, Mesure n°2 ou M2) pour les trois groupes.

4.1 Impression des deux types de modèle en 3D : 3D-Orb-1 et 3D-Orb-2

Des TDM en coupes millimétriques ont été réalisées pour chaque crâne. Les imageries en format Digital Imaging and Communications in Médecine (DICOM) ont été transformées en fichier de format stéréolithographie (STL) à l'aide du logiciel InVesalius s 3.1.1 software (InVesalius©, Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI), Brazil). Les fichiers au Format STL ont ensuite été découpés à l'aide du logiciel MeshMixer (Fig. 7) (Autodesk, Inc©, San Rafael, United States) au niveau des repères anatomiques suivants (Fig. 8) :

- Au-dessus du foramen ou incisure supra-orbitaire
- Suture maxillo-nasale
- Processus zygomatique
- Foramen infra-orbitaire
- En arrière du canal optique

Antérieur
Supérieur
Latéral

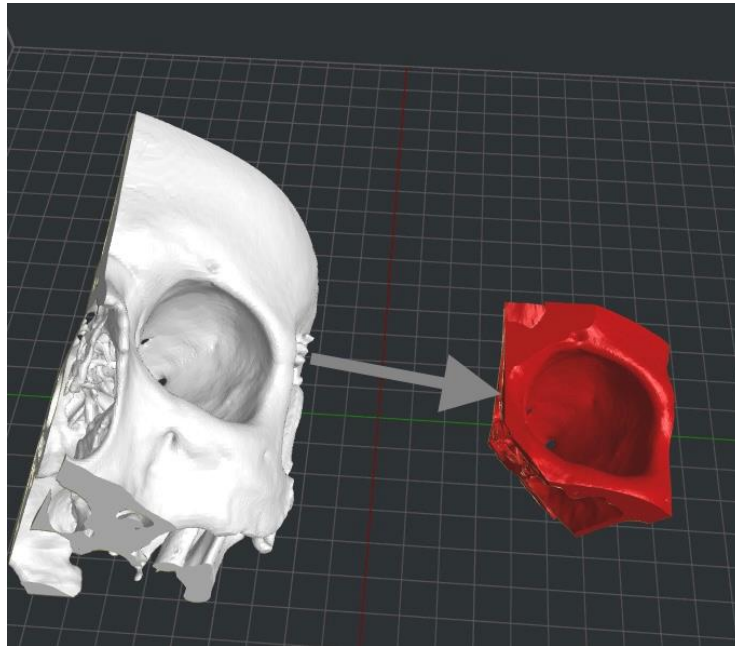


Fig.7 Sélection de l'orbite sur une orbite gauche.

Supérieur
Médial

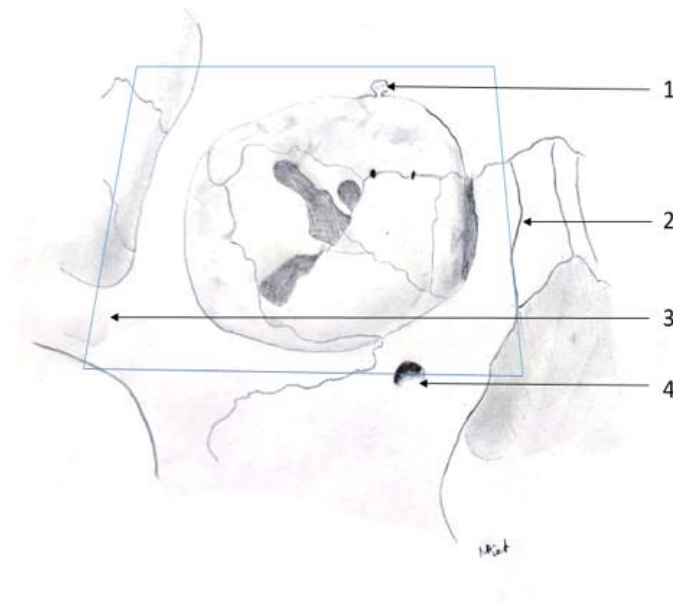


Fig. 8 Sélection de l'orbite sur schéma d'une orbite droite.
1. Incisure supra-orbitaire ; 2. Suture nasomaxillaire ; 3. Processus zygomatique ; 4. Foramen infra-orbitaire.

Les impressions 3D ont été effectuées à l'aide d'une imprimante UP Plus 2 3D printer (Beijing TierTime Technology Co. Ltd., Beijing, China) via le principe de dépôt de fil fondu. Chaque orbite a été imprimée en plastique Acrylonitrile Butadiène Styrène (ABS) avec des couches d'épaisseur de 0.1 mm en deux exemplaires (Fig. 9).

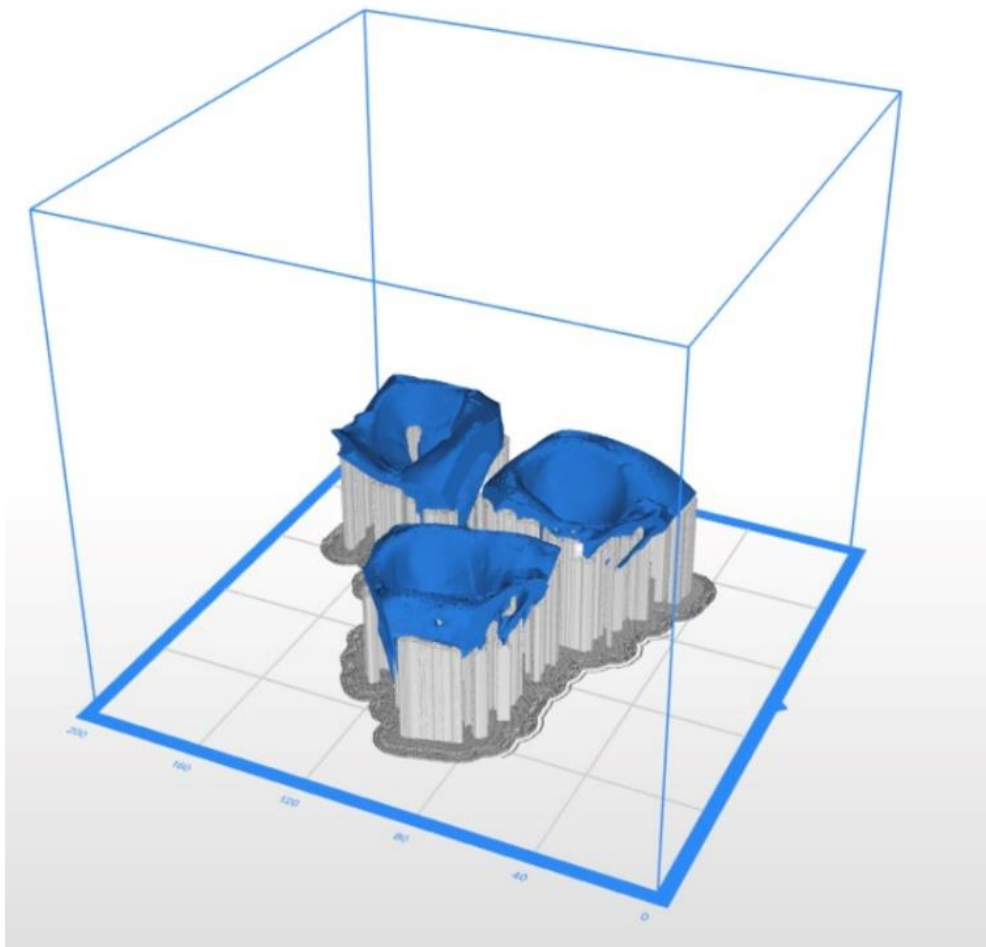


Fig. 9 Orbite au format STL et leurs scaffolds.

La première version (3D-Orb-1) ne comportait aucune modification. On y trouve les forams orbitaires : canal optique, fissure orbitaire supérieure, fissure orbitaire inférieure, foramen ethmoïdal antérieur, foramen ethmoïdal postérieur et

canal lacrymonasal. La deuxième version (3D-Orb-2) était une version avec les différents foramens orbitaires suscités obturés à l'aide de différentes fonctions du logiciel MeshMixer (Fig. 10).

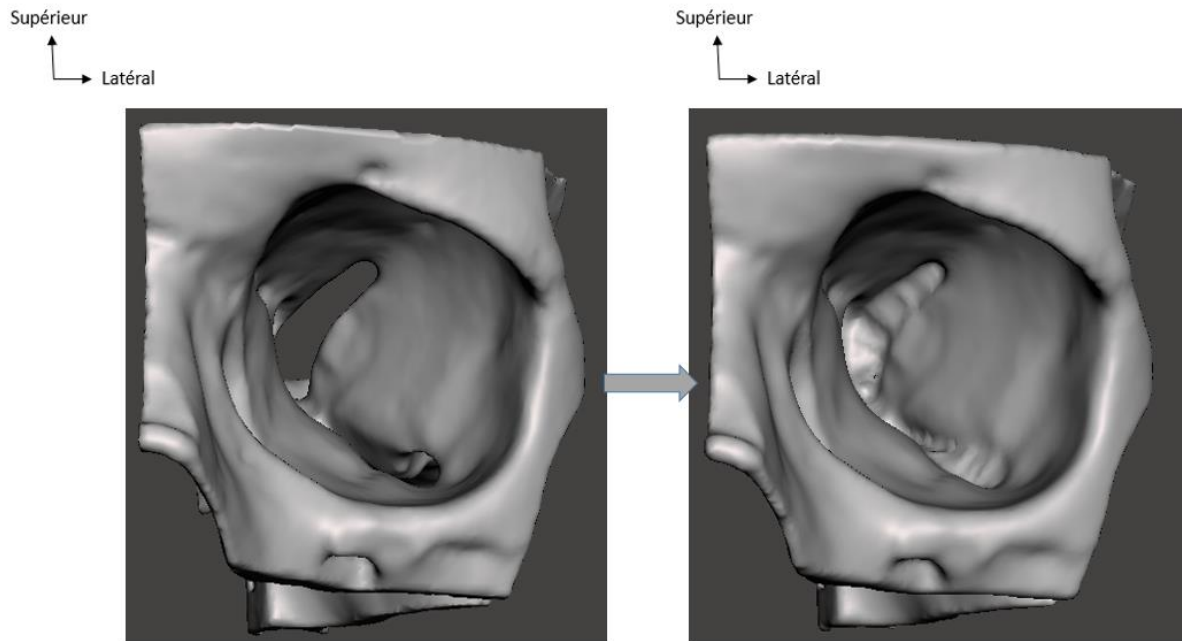


Fig. 10 Obturation de l'orbite *in silico* via MeshMixer

4.2 Méthodes d'obturation manuelle et mesure du volume orbitaire

Pour imperméabiliser l'orbite, le groupe contrôle correspondant aux crânes anatomiques (Anat-Orb) ainsi que la première version d'impression orbitaire (3D-Orb-1) ont été obturés à l'aide de putty puis de cellophane (Fig.11).

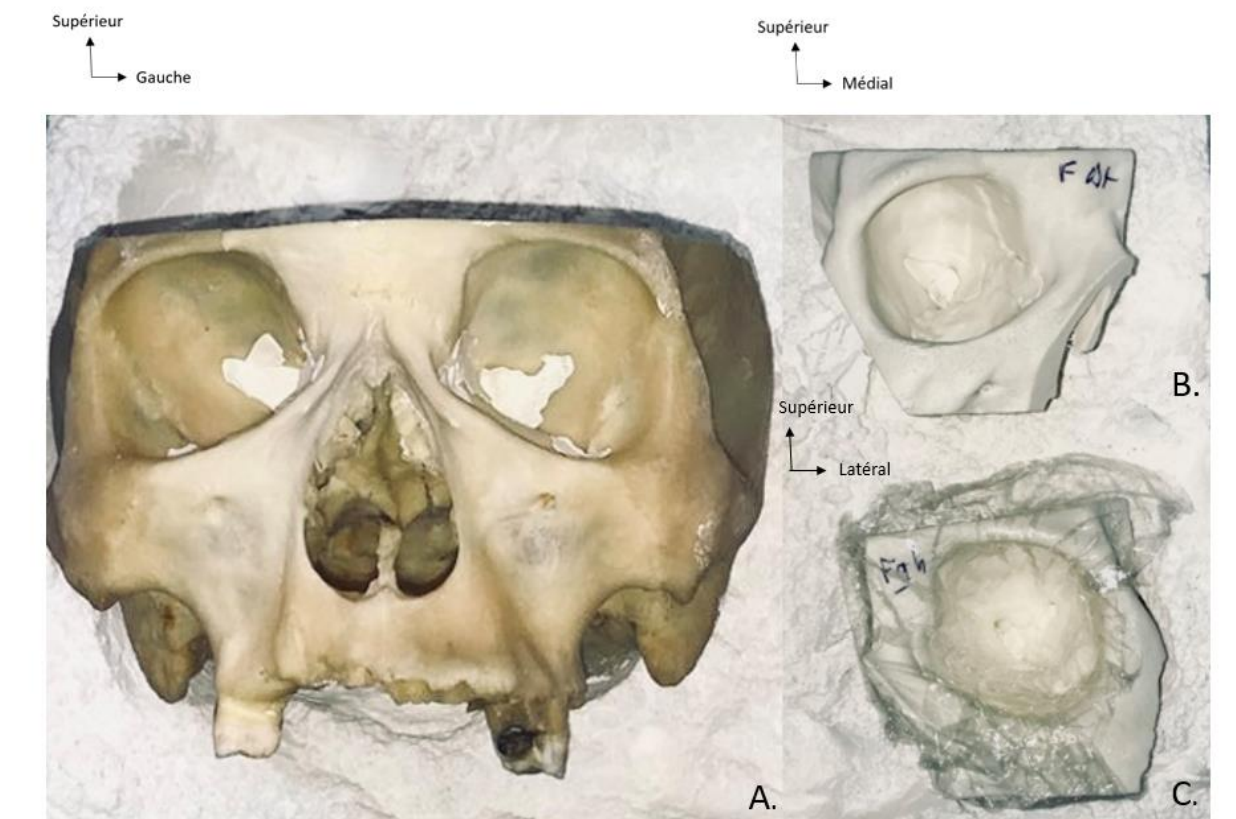


Fig. 11 Obturation des orbites.

A. 1^{ère} étape d'obturation sur crâne anatomique (Anat-Orb) B. 1^{ère} étape d'obturation de 3D-Orb-1 sur une orbite droite C. 2^{ème} étape d'obturation de 3D-Orb-1 sur une orbite gauche

Chaque orbite vide et obturée a ensuite été positionnée dans un plan perpendiculaire au plan de Francfort (Fig. 12) remplie d'eau à l'aide de seringue graduée à 0,05 cm³. Le bord antérieur est défini comme la crête lacrymale postérieure.

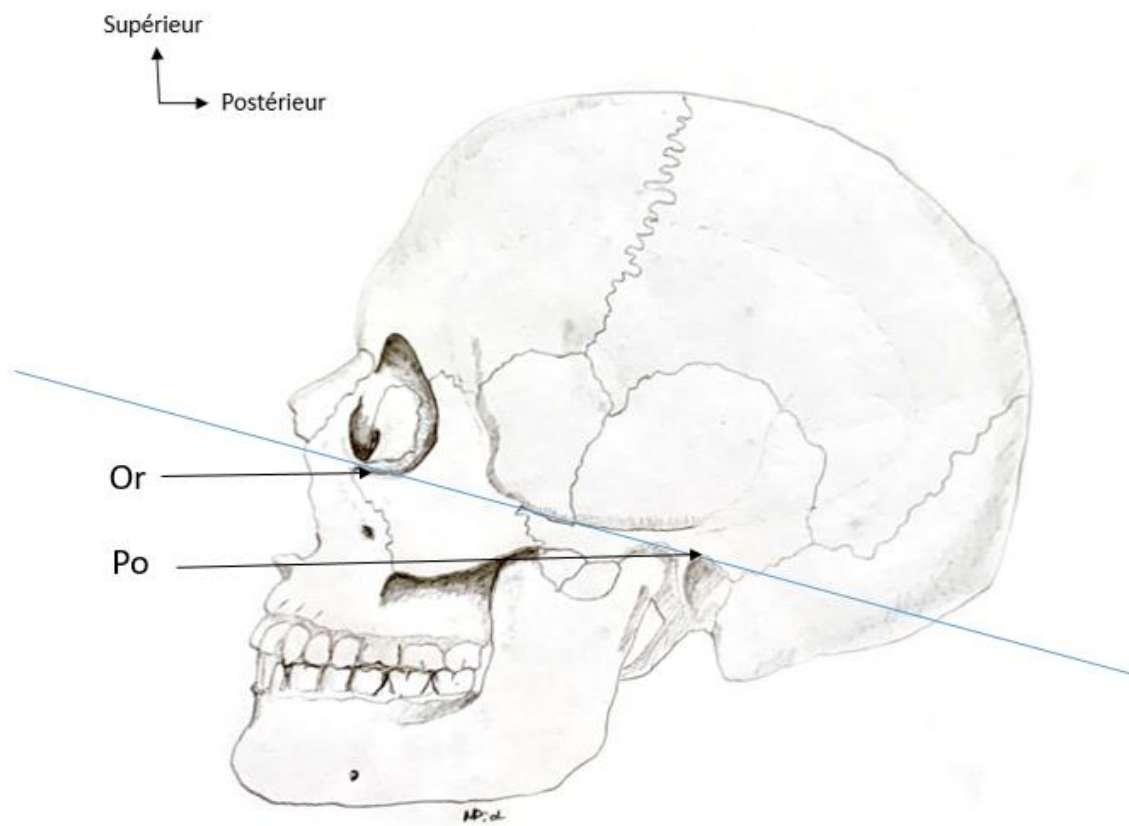


Fig. 12 Plan de Francfort sur un schéma crâne anatomique de profil gauche
Po : Porion, extrémité supérieure du méat acoustique externe ; Or : Point sous-orbitaire, point le plus déclive de la cavité orbitaire [15].

4.3 Analyses statistiques

Les volumes orbitaires obtenus par les deux méthodes expérimentales (3D-Orb-1 et 3D-Orb-2) et obtenus par la méthode « contrôle » (Anat-Orb) ont été comparés.

Le test de Shapiro-Wilk a été utilisé pour montrer la normalité de la distribution des variables. Des statistiques descriptives telles que la moyenne et déviation standard (SD) ont été obtenues.

Les coefficients de corrélation intraclass (ICC) ont été utilisés pour évaluer degré de concordance entre les observateurs. La concordance intra-observateur a été mesurée sur les groupes 3D-Orb-1 et Anat-Orb. La concordance inter-observateur a été mesurée sur le groupe 3D-Orb-1. Les valeurs d'ICC inférieures à 0.5, comprises en 0.5 et 0.75, comprises entre 0.75 et 0.9 et supérieures à 0.9 étaient respectivement considérées comme de faibles, modérées, bonnes et excellentes concordances.

Les coefficients de corrélation de Pearson ont aussi été utilisés pour mesurer la concordance des différentes méthodes. Les diagrammes de Bland-Altman ont été réalisés pour montrer la relation plus approfondie entre les deux méthodes de mesure. L'intervalle de confiance à 95% a été défini comme la moyenne de la différence ± 1.96 SD, SD étant la déviation standard des différences. Toutes les analyses statistiques ont été réalisées à l'aide du logiciel SPSS 25.0 (IBM, Armonk, NY, USA) et la valeur de $p < 0.05$ a été fixée comme seuil de significativité.

5 Résultats

Dans cette étude, douze orbites ont été utilisées. Le VO moyen était de $21.3 \pm 2.1 \text{ cm}^3$ pour le groupe contrôle Anat-Orb, de $21.2 \pm 2.4 \text{ cm}^3$ pour le groupe 3D-Orb-1 group, et de $22.2 \pm 2.0 \text{ cm}^3$ pour le groupe 3D-Orb-2 (Tableau 1 ; Fig. 10). Les évaluations de la concordance intra-observateur de la mesure du VO réalisées sur le groupe contrôle Anat-Orb et sur le groupe 3D-Orb-1 étaient excellentes (respectivement $\text{ICC}=0.994$ et $\text{ICC}=0.997$). La concordance inter-observateur mesurée sur la méthode imprimée 3D-Orb-1 était aussi excellente ($\text{ICC} =0.998$) (Tableau 2)

Tableau 1 Mesure du VO moyen

Mesure	Moyenne en cm^3 (SD)
Anat-Orb group; Observateur n°1; Mesure n°1	21.2 (2.1)
Anat-Orb group; Observateur n°1; Mesure n°2	21.3 (2.1)
3D-Orb-1; Observateur n°1; Mesure n°1	21.2 (2.2)
3D-Orb-1; Observateur n°1; Mesure n°2	21.3 (2.2)
3D-Orb-1; Observateur n°2; Mesure n°1	21.3 (2.6)
3D-Orb-1; Observateur n°2; Mesure n°2	21.2 (2.6)
3D-Orb-2; Observateur n°1; Mesure n°1	22.2 (2.1)
3D-Orb-2; Observateur n°1; Mesure n°2	22.2 (2.0)

Anat-Orb : mesure sur crâne anatomique, 3D-Orb 1 : modèles imprimés en 3D sans modification avant impression, 3D-Orb 2 : modèles imprimés en 3D avec obturation *in silico* avant impression.

Tableau 2 Concordance intra- et inter-observateur

Comparaison	ICC (Mixte bidirectionnel)	Pearson
Intra-Observateur Anat-Orb	0.994	0.994 (p < 0.001)
Intra-Observateur 3D-Orb-1	0.997	0.998 (p < 0.001)
Observateur n°1		
Intra-Observateur 3D-Orb-1	0.998	0.998 (p < 0.001)
Observateur n°2		
Inter-Observateur 3D-Orb-1	0.977	0.978 (p < 0.001)

Indication sur les résultats d'ICC : 0 = pas de concordance ; inférieur à 0.5 = faible concordance ; entre 0.5 and 0.75 = concordance modérée ; entre 0.75 and 0.9 = bonne concordance, supérieur à 0.9 = concordance excellente.

Les concordances entre les mesures sur Anat-Orb et 3D-Orb-1 étaient excellentes (ICC = 0.972) (Tableau 3), mais la différence entre les deux mesures tendait à augmenter lorsque le volume orbitaire augmentait comme montré sur le diagramme de Bland-Altman (Fig. 11).

Les concordances entre les mesures sur Anat-Orb et 3D-Orb-2 étaient bonnes (ICC = 0.885) (Tableau 3). La méthode obturée *in silico* semblait surestimer le VO, comme montré dans le diagramme de Bland-Altman (Fig. 12).

Tableau 3 Comparaison de la concordance des deux méthodes par ICC

Comparaison	ICC (Mixte bidirectionnel)
Anat-Orb vs. 3D-Orb-1	0.972
Anat-Orb vs 3D-Orb-2	0.855

Indication sur les résultats d'ICC : 0 = pas de concordance ; inférieur à 0.5 = faible concordance ; entre 0.5 and 0.75 = concordance modérée ; entre 0.75 and 0.9 = bonne concordance, supérieur à 0.9 = concordance excellente.

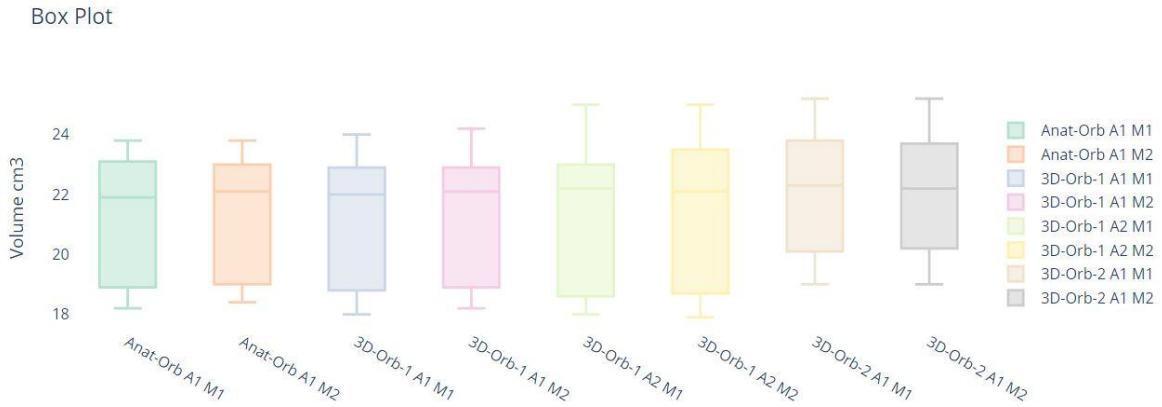


Fig. 10 Boite à moustache

Anat-Orb : mesure sur crâne anatomique, 3D-Orb 1 : modèles imprimés en 3D sans modification avant impression, 3D-Orb 2 : modèles imprimés en 3D avec obturation *in silico* avant impression, A1 mesure par observateur n° 1, A2 mesure par observateur n° 2, M1 1^{ère} mesure, M2 2^{nde} mesure.

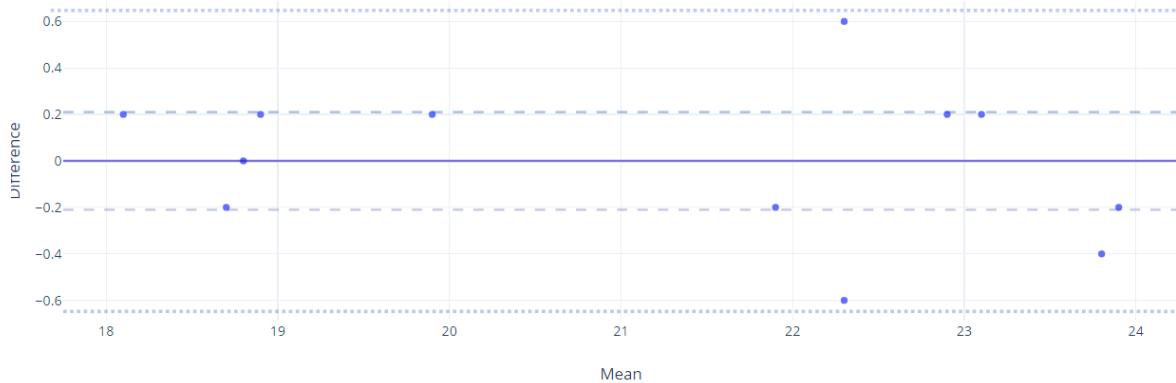


Fig. 11 Diagramme de Bland–Altman : mesure sur crâne anatomique (Anat-Orb) versus Impression 3D sans modification avant impression (3D-Orb-1).

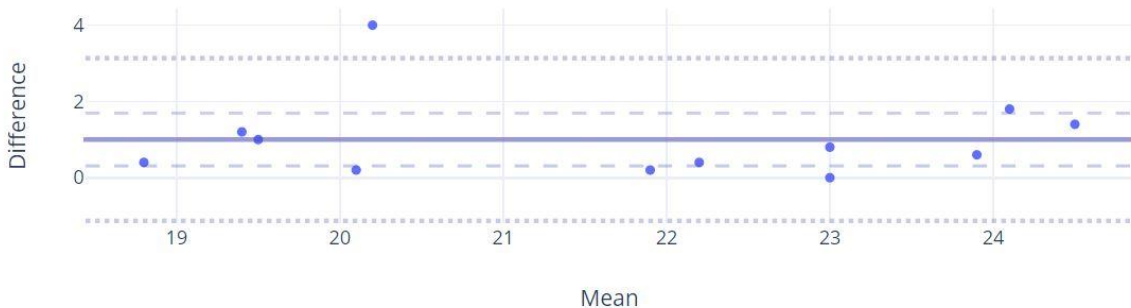


Fig. 12 Diagramme de Bland–Altman : mesure sur crâne anatomique (Anat-Orb) versus Impression 3D avec obturation des foramens orbitaires *in silico* avant impression (3D-Orb-2).

6 Discussion

La mesure du volume de l'orbite est une difficulté en raison de son anatomie complexe composée de nombreux foramens et fissures. Les méthodes les plus anciennes de mesure du VO consistaient à remplir un crâne anatomique avec des granules (première méthode publiée en 1873), [16] de la cendre, du sable [17] ou directement de l'eau [18]. Le VO était mesuré en connaissance du volume de matériel nécessaire au remplissage orbitaire. Pour cela il est nécessaire d'empêcher la fuite du matériel de mesure. En 1970, *Sarnat* valida la première méthode de mesure sur un modèle animal avec un remplissage de l'orbite par un polymère de caoutchouc élastique sur des orbites de lapin. Le matériel mis en place dans l'orbite était alors amovible et est appelé « fantôme ». Le volume orbitaire était évalué à l'aide de la masse et de la masse volumétrique du matériel (Formule 1.) ou du déplacement d'eau engendré par le « fantôme » sur le principe de la loi d'Archimède (Fig 1.). Cette mesure était fiable avec une erreur évaluée à 8 cm³ [19]. Cette technique du « fantôme » a été développée de raison de la facilité de faisabilité et de mesure [11].

$$M \text{ (kg)} = \rho \text{ (kg.m}^{-3}\text{)} \times V \text{ (m}^3\text{)}$$

Formule 1. Relation entre le volume et la masse

M : masse ; ρ : masse volumique ou densité ; V : volume

Ces techniques ont des degrés de précision variables, mais elles nécessitent toutes des orbites de cadavres et ces méthodes restent irréalisables sur des sujets vivants. Pour ce, leurs utilisations sont principalement restreintes au domaine académique. Cependant, en situation clinique, une mesure fiable et reproductible sur

patient vivant est nécessaire.

La TDM est actuellement utilisée comme méthode standard pour déterminer le VO dans la pratique clinique quotidienne ou pour comparer à certaines nouvelles méthodes [12, 20-25]. On y trouve pourtant quelques sources d'erreur, principalement liées à l'anatomie orbitaire et la définition de ces limites. La base de l'orbite étant une grande ouverture, il est difficile de déterminer l'exacte position de la limite antérieure. Sa définition est sujet à débat (Tableau 4.).

Dans cette étude, le plan perpendiculaire à la ligne de Francfort et passant par le rebord postérieur de la crête lacrymale postérieure a été choisi comme limite antérieure car c'est la limite la plus utilisée dans la littérature (Tableau 4.)

Table 4. Récapitulatif des différentes limites de l'orbite utilisées dans la littérature pour la mesure du VO

Auteur (Année de publication)	Limite antérieure de l'orbite
McGurk <i>et al</i> (1992) [10]	Ligne joignant la partie antérieure du processus zygomatico-frontal à la suture nasomaxillaire.
Charteris <i>et al</i> (1993) [25]	Ligne joignant le processus zygomatico-frontal de chaque orbite.
Deveci <i>et al</i> (2000) [7]	Plan joignant la partie antérieure du processus zygomatico-frontal à la suture nasomaxillaire.
Furuta <i>et al</i> (2001) [26]	Crête lacrymale postérieure.
Koppel <i>et al</i> (2003) [9]	Mesure automatique des tissus mous via le logiciel « Analyse ».
Scolozzi <i>et al</i> (2008) [23]	Crête lacrymale postérieure.
Ahn <i>et al</i> (2008) [27]	Tracé à la main avec un curseur
Sicurrezza <i>et al</i> (2011) [28]	Ligne joignant la partie la plus antérieure du bord orbitaire médial et latéral.
Saiepour <i>et al</i> (2012) [22]	Crête lacrymale postérieure.
Strong <i>et al</i> (2013) [29]	Rebord orbitaire supérieur, latéral, médial et inférieur.
Osaki <i>et al</i> (2013) [11]	La limite antérieure a été délimitée sans plus de précision.
Jansen <i>et al</i> (2015) [8]	Points le long du rebord orbitaire disposés à environ 0.5-1 cm les uns des autres, à partir du foramen supra-orbitaire continuant latéralement le long de rebord orbitaire supérieur, latéral, inférieur et le long de crête lacrymale antérieure.
Shyu <i>et al</i> (2015) [29]	Point sur le processus zygomatico-frontal, la crête lacrymale inférieure, le processus nasal de l'os frontal, et le long du rebord inférieur et supérieur.
Mottini <i>et al</i> (2017) [20]	Plan perpendiculaire au plan de francfort passant l'extrémité postérieure de la fosse lacrymale et le point le plus postérieur du rebord orbitaire latéral.
Bontzos <i>et al</i> (2018) [23]	Délimitée manuellement sur des coupes axiales par deux chercheurs distincts.

Les quatre murs orbitaires sont des limites plus faciles à décrire, cependant ils sont composés de foramen et fissures rendant difficile de rendre une méthode automatisée et fiable de mesure du VO. De multiples méthodes ont été développées, comme la planimétrie [11, 24], les méthodes semi-automatiques [7, 24, 29, 31] et automatiques [8-9]. La planimétrie est basée sur la délimitation manuelle. Cette méthode est considérée comme la méthode scannographique la plus précise mais est très chronophage, rendant son utilisation quotidienne difficile [1].

Les mesures volumétriques sur TDM ont été comparées aux méthodes de remplissage par « fantômes » considérées comme méthode contrôle, sans réelle concordance [9-10, 24]. De plus les mesures du VO sur TDM revenaient différentes selon la présence d'un « fantôme » ou non dans la cavité orbitaire lors de la réalisation de l'imagerie [11]. L'utilisation de l'impression 3D est désormais répandue [14], en effet de nombreux services universitaires disposent d'une imprimante 3D. L'impression 3D nécessite uniquement l'acquisition de données tomodensitométriques et peut être utilisée dans des situations cliniques sur des personnes vivantes.

En comparaison à la méthode gold standard sur crâne anatomique, la méthode de mesure du VO par impression 3D se montre précise et reproductible.

Les foramens, fissures et canaux peuvent être obturés manuellement (Anat-orb-1) ou informatiquement sur le fichier STL (Anat-Orb2). L'obturation manuelle ajoute des étapes au processus post-impression, rendant cette méthode moins rentable en terme de temps par rapport à la méthode d'obturation informatique.

Dans cette étude l'obturation manuelle et informatique a été réalisée par un clinicien. La procédure est simple et permet d'éviter les erreurs faites par la méthode

automatique. La méthode d'obturation informatique semble surestimer le VO mais reste hautement corrélée. Cette méthode peut être utilisée sur le plan chirurgical notamment en planification pré-chirurgicale, pour la conception des guides de coupe ou la fabrication d'implant personnalisés. Ces implants réalisés sur-mesure permettent de réduire le temps opératoire, et semble diminuer la morbidité lors de chirurgie orbitaire. En outre leur utilisation diminue la diplopie post-opératoire, l'énophtalmie et l'hypoesthésie, tout en améliorant la motilité oculaire [6],

Dans l'étude présente, seulement douze orbites ont été analysées, en raison des difficultés d'obtention de crânes anatomiques. Cette pénurie de sujet touche les autres études sur la volumétrie orbitaire, dans les études récentes de volumétrie orbitaire sur cadavres humains, on retrouve entre 5 et 20 orbites [7, 9-11, 26] (Tableau 5.).

Tableau 5. Nombre d'orbite utilisées pour les études de volumétrie orbitaire sur des crânes humains.

Auteur (Année de publication)	Nombre d'orbite étudiée
Adachi <i>et al</i> (1904) [18]	92
McGurk <i>et al</i> (1992) [10]	19
Deveci <i>et al</i> (2000) [7],	20
Furuta <i>et al</i> (2001) [26]	20
Koppel <i>et al</i> (2003) [9]	5
Osaki <i>et al</i> (2013) [11]	8

Ensuite la paroi médiale de l'orbite est relativement fine et peut être abîmée, cette problématique était aussi rencontrée dans d'autres études sur le VO. Les sujets ayants des parois orbitaires trop abîmées n'ont pas été utilisés. L'âge et le genre des cadavres étaient inconnus des cliniciens réalisant les mesures. L'orbite croit jusqu'à

l'âge de 6 ans, au-delà, on ne retrouve pas de modification liée à l'âge [20]. L'âge n'a donc pas été considéré comme un biais dans cette étude. Il a été montré que le VO est supérieur dans la population masculine par rapport à la population féminine [32]. Il n'y a pas de différence sur l'épaisseur ou la fragilité des parois orbitaires. La difficulté des mesures reste liée aux fissures et foramen, et non à la taille de l'orbite en elle-même. Ainsi l'absence de connaissance du genre n'a pas été considéré comme un biais. Des différences anatomiques orbitaires liées à l'ethnie ont été décrites, notamment sur les différences de projection de l'os frontal dans les populations asiatiques et amérindiennes [11]. Dans cette étude la limite antérieure considérée était la crête lacrymale postérieure, sous-estimant possiblement le volume global de l'orbite, mais permettant de s'exempter de cette variabilité antérieure.

L'impression 3D nécessite des compétences, comme la manipulation d'une imprimante ou de logiciels spécialisés, nécessite du temps, pour la création des modèles et un temps incompressible d'impression. La méthode de volumétrie orbitaire par impression 3D pourrait être plus chronophage que les études automatiques ou semi-automatiques, mais fournirait une mesure réelle versus une mesure estimée pour les méthodes automatiques et semi-automatiques. L'utilisation de la méthode par impression 3D ne devrait pas être utilisée pour tous les cas de chirurgie, mais devrait être réservée aux cas les plus complexes.

7 Conclusion

L'impression 3D orbitaire est une méthode de mesure fiable et reproductible du VO. Concernant les méthodes d'obturation orbitaire, la méthode informatique est moins précise que la méthode manuelle mais elle est plus rapide et s'intègre mieux dans le processus.

8 Bibliographie

1. Sentucq C, Schlund M, Bouet B, Garms M, Ferri J, Jacques T et al (2021) Overview of tools for the measurement of the orbital volume and their applications to orbital surgery. *J Plast Reconstr Aesthet Surg JPRAS* 74:581–591. <https://doi.org/10.1016/j.bjps.2020.08.101>
2. Schlund M, Lutz J-C, Sentucq C, Bouet B, Ferri J, Nicot R (2020) Prediction of post-traumatic enophthalmos based on orbital volume measurements: a systematic review. *J Oral Maxillofac Surg* 78:2032–2041. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2020.05.049>
3. Nightingale CL, Shakib K (2019) Analysis of contemporary tools for the measurement of enophthalmos: a PRISMA-driven systematic review. *Br j oral maxillofac surg.* 57(9):904–912. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2019.06.026>
4. Osguthorpe JD (1991) Orbital wall fractures: evaluation and management. *Otolaryngol Head Neck Surg* 105:702–707. <https://doi.org/10.1177/019459989110500511>
5. Nicot R, Schlund M, Sentucq C, Raoul G (2019) A new orbitozygomatic complex reconstruction technique using computeraided design and manufacturing-assisted harvest of autologous calvarial bone in cases of orbitozygomatic benign tumor. *J Oral Maxillofac Surg* 77:1082–1091. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2018.12.024>
6. Sigron GR, Barba M, Chammartin F, Msallem B, Berg B-I, Thieringer FM (2021) Functional and cosmetic outcome after reconstruction of isolated, unilateral orbital floor fractures blow out fractures with and without the support of 3D-printed orbital anatomical models. *J Clin Med* 10:3509
7. Deveci M, Oztürk S, Sengezer M, Pabuşcu Y (2000) Measurement of orbital volume by a 3-dimensional software program: an experimental study. *J Oral Maxillofac Surg* 58:645–648. [https://doi.org/10.1016/s0278-2391\(00\)90157-5](https://doi.org/10.1016/s0278-2391(00)90157-5)
8. Jansen J, Schreurs R, Dubois L, Maal TJJ, Gooris PJJ, Becking AG (2016) Orbital volume analysis: validation of a semi-automatic software segmentation method. *Int J Comput Assist Radiol Surg* 11:11–18. <https://doi.org/10.1007/s11548-015-1254-6>
9. Koppel DA, Foy RH, McCaul JA, Logan J, Hadley DM, Ayoub A (2003) The reliability of “Analyze” software in measuring orbital volume utilizing CT-derived data. *J Cranio-Maxillo-Fac Surg* 31:88–91. [https://doi.org/10.1016/s1010-5182\(02\)00170-1](https://doi.org/10.1016/s1010-5182(02)00170-1)

10. McGurk M, Whitehouse RW, Taylor PM, Swinson B (1992) Orbital volume measured by a low-dose CT scanning technique. *Dentomaxillofac Radiol* 21:70–72. <https://doi.org/10.1259/dmfr.21.2.1397459>
11. Osaki TH, de Castro DK, Yabumoto C, Mingkwansook V, Ting E, Nallasamy N et al (2013) Comparison of methodologies in volumetric orbitometry. *Ophthal Plast Reconstr Surg* 29:431–436. <https://doi.org/10.1097/IOP.0b013e31829d028a>
12. Hatcher DC (2012) CT & CBCT imaging. *Oral Maxillofac Surg Clin N Am* 24:537–543. <https://doi.org/10.1016/j.coms.2012.07.003>
13. Dauber W, Feneis H. (2007) *lexique illustré d’anatomie Feneis*, Flammarion Médecine-France
14. Khonsari RH, Adam J, Benassarou M, Bertin H, Billotet B, Bouaoud J et al (2021) In-house 3D printing: why, when, and how? Overview of the national French good practice guidelines for in-house 3D-printing in maxillo-facial surgery, stomatology, and oral surgery. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg* S2468–7855(21):00162–00172. <https://doi.org/10.1016/j.jormas.2021.08.002>
15. Loreille JP, Delaire J, Caillard P, Sarazin J (1992) *Céphalométrie et orthodontie*. S.N.P.M.D.
16. Gayat T (1873) *Essais de Mensuration de L’Orbite*. *Ann d’Ocul* 70:1–10
17. Schultz AH (1940) The size of the orbit and of the eye in primates. *Am J Phys Anthropol* 26:389–408. <https://doi.org/10.1002/ajpa.1330260138>
18. Adachi B (1904) Die orbita und die hauptmasse des schadels der Japaner. *Z F Morphol Anthropol* 7:379–386
19. Sarnat BG (1970) The imprint method to determine orbital volume in the rabbit. *Ophthalmologica* 160:142–151. <https://doi.org/10.1159/000305983>
20. Berger AJ, Kahn D (2012) Growth and development of the orbit. *Oral Maxillofac Surg Clin N Am* 24:545–555. <https://doi.org/10.1016/j.coms.2012.08.001>
21. Mottini M, Wolf CA, Seyed Jafari SM, Katsoulis K, Schaller B (2017) Stereographic measurement of orbital volume, a digital reproducible

- evaluation method. *Br J Ophthalmol* 101:1431–1435. <https://doi.org/10.1136/bjophthalmol-2016-309998>
22. Saiepour D, Messo E, Hedlund AJO, Nowinski DJ (2012) Radiologic and long-term clinical outcome from treatment of isolated medial orbital wall blowout fractures. *J Craniofac Surg* 23:1252–1255. <https://doi.org/10.1097/SCS.0b013e31825e4e8e>
23. Scolozzi P, Jaques B (2008) Computer-aided volume measurement of posttraumatic orbits reconstructed with AO titanium mesh plates: accuracy and reliability. *Ophthalm Plast Reconstr Surg* 24:383–389. <https://doi.org/10.1097/IOP.0b013e318185a72c>
24. Bontzos G, Mazonakis M, Papadaki E, Maris TG, Blazaki S, Dra-konaki EE et al (2019) Ex vivo orbital volumetry using stereology and CT imaging: a comparison with manual planimetry. *Eur Radiol* 29:1365–1374. <https://doi.org/10.1007/s00330-018-5691-9>
25. Charteris DG, Chan CH, Whitehouse RW, Noble JL (1993) Orbital volume measurement in the management of pure blowout fractures of the orbital floor. *Br J Ophthalmol* 77:100–102. <https://doi.org/10.1136/bjo.77.2.100>
26. Furuta M (2001) Measurement of orbital volume by computed tomography: especially on the growth of the orbit. *Jpn J Ophthalmol* 45:600–606. [https://doi.org/10.1016/s0021-5155\(01\)00419-1](https://doi.org/10.1016/s0021-5155(01)00419-1)
27. Ahn HB, Ryu WY, Yoo KW, Park WC, Rho SH, Lee JH et al (2008) Prediction of enophthalmos by computer-based volume measurement of orbital fractures in a Korean population. *Ophthalmic Plast Reconstr Surg* 24:36–39. <https://doi.org/10.1097/IOP.0b013e31815eb7ce>
28. Sicurezza E, Palazzo G, Leonardi R (2011) Three-dimensional computerized tomographic orbital volume and aperture width evaluation: a study in patients treated with rapid maxillary expansion. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 111:503–507
29. Strong EB, Fuller SC, Chahal HS (2013) Computer-aided analysis of orbital volume: a novel technique. *Ophthalm Plast Reconstr Surg* 29:1–5. <https://doi.org/10.1097/IOP.0b013e31826a24ea>
30. Shyu VB, Hsu CE, Chen CH, Chen CT (2015) 3D-assisted quantitative assessment of orbital volume using an open-source software platform in a Taiwanese population. *PLoS ONE*. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0119589>

31. Acer N, Sahin B, Ergür H, Basaloglu H, Ceri NG (2009) Stereo-logical estimation of the orbital volume: a criterion standard study. *J Craniofac Surg* 20:921–925. <https://doi.org/10.1097/SCS.0b013e3181a1686d>
32. Ching JA, Ford JM, Decker SJ (2020) Aging of the adult bony orbit. *J Craniofac Surg* 31:1082–1085. <https://doi.org/10.1097/SCS.00000000000006311>

9 Article scientifique

Surgical and radiologic anatomy

3D-printing-based ocular orbital volume measurement for living patients.

Nolwenn Piot, Florent Barry, Matthias Schlund, Joël Ferri, Xavier Demondion, Romain Nicot.

<https://doi.org/10.1007/s00276-022-02968-x>

Abstract

Purpose The aim was to develop a method for reproducible orbital volume (OV) measurement *in vivo* based on 3D printing.

Methods Twelve orbits were obtained from dry skulls of the Human Anatomy Department of Lille University. Computer tomography (CT) slice images of these orbits were transformed into stereo-lithography (STL) format and 3D-printed. Bone openings were closed using either putty and cellophane after printing (3D-Orb-1) or at the printing stage *in silico* using MeshMixer (3D-Orb-2). The results were compared with those of the conventional water-filling method as a control group (Anat-Orb).

Results The observers reported a mean orbital volume of 21.3 ± 2.1 cm³ for the open-skull method, 21.2 ± 2.4 cm³ for the non-sealed 3D-printing method, and 22.2 ± 2.0 cm³ for the closed-print method. Furthermore, the intraclass correlation coefficients (ICCs) showed excellent intra-rater agreement, i.e., an ICC of 0.994 for the first observer and 0.998 for the second, and excellent interobserver agreement (ICC: 0.969). The control and 3D-Orb-1 groups show excellent agreement (ICC: 0.972). The 3D-Orb-2 exhibits moderate agreement (ICC: 0.855) with the control and appears to overestimate orbital volume slightly.

Conclusion Our 3D-printing method provides a standardized and reproducible method for the measurement of orbital volume.

Keywords Orbital volume · 3D print · Skull · Orbit

Introduction

Several pathologies can affect ocular orbital volume (OV), such as orbital fracture, thyroid eye disease, and orbital tumors [27]. In daily practice, the main clinical application of OV is to evaluate the degree of enophthalmos after orbital fractures [23]. Enophthalmos can be measured clinically using an exophthalmometer. However, accuracy of this measurement is strongly linked to experience, leading to low reproducibility [17]. Exophthalmometer measurements underestimate enophthalmos compared to CT measurement [23]. However, it can be difficult to determine when orbital-wall displacement will lead to a clinically relevant enophthalmos. Orbital volume may help in the decision making. Accurate determination of OV could be used to decide whether surgical or conservative treatment is required.

Even small changes in OV can cause axial movement of the eye. Specifically, a 1 cm³ increase in OV can lead to enophthalmos of 0.85 mm for early or 0.72 mm for late post-traumatic enophthalmos [23], and enophthalmos is clinically visible at > 2 mm [20]. In addition, preoperative measurement of OV would be invaluable to reconstructive surgeons planning complex orbital reconstructive surgery with autologous bone grafting [18] or the use of patient-specific implants [29].

The first method developed for measuring OV was based on filling the orbit with a material, most successfully water, and the Archimedean principle [27]. This methodology remains the gold standard and serves as a reference to validate OV-measurement algorithms used in different software packages [5, 8, 11, 12, 14, 15, 19]. However, it cannot be used for living patients. Current methods for measuring OV are based on computer tomography (CT) coupled with multiplanar reconstruction

(MPR) [11]. However, there is a lack of consensus between the different specific methods. Furthermore, planimetry requires manually delimiting each CT slice to the volume of the region of interest. This method is time-consuming and poorly reproducible due to the absence of standard limits, especially for the anterior boundary [19]. Automatic software-integrated methods do not show reproducible results because of difficulties in defining boundaries [12]. There are also intermediary, semi-automatic methods that integrate the automatic functionality of a software package with manual modification. These methods are more reproducible and less time-consuming [27]. Nevertheless, inaccuracies can arise from the imaging protocol or post-processing analysis. In addition, in terms of orbit anatomy, the orbital median wall and floor are very thin structures with complex convexities and concavities and their boundaries are not well defined.

3D printing is widely used in oral and maxillofacial surgery. It is used to improve diagnostic quality, act as an aid to orientation during surgery, assist pre-operative simulation, improve surgical planning, aid in the production of surgical implants, and to prepare templates for bone-resection [13]. Its potential to improve orbital surgery is clear. 3D printing could enhance diagnosis and treatment by direct volume measurement as well as providing a means for surgical simulation and the design of patient-specific implants. Therefore, we hypothesized that 3D-printing could be used to measure OV in living patients. Accordingly, the aim of this study was to measure the OV of cadaveric skulls using 3D-printing methods and to compare the results with those of the gold standard water-filling method.

Materials and methods

Twelve human orbits from anonymized cadaveric skulls from the Anatomy Department of the University of Lille were used for this study. Only entire orbits without orbital-wall fractures were considered. All study procedures were performed in accordance with the ethical standards of the Helsinki Declaration. Evaluation by an institutional review board was not required because of the nature of the study. All data were anonymized, and the Commission Nationale de l'Informatique et des Libertés de France (CNIL) declaration was performed in accordance with French law.

Building the two sets of 3D-printed orbit models

3D-Orb-1 and 3D-Orb-2 CT scans of the entire cadaveric skulls were performed with a slice thickness of 1 mm. Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) segments were prepared using InVesalius 3.1.1 software (InVesalius©, Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI), Brazil). A threshold between 350 and 500 Hounsfield Units was chosen to select bone structures before converting data into stereo-lithography (STL) format. MeshMixer (Autodesk, Inc©, San Rafael, United States) was used to clean the mesh models. They were cut at the zygomatic process, maxillary foramen, nasomaxillary suture, and behind the optic canal by the "edit" tools of MeshMixer. 3D printing was performed with a low-cost UP Plus 2 3D printer (Beijing TierTime Technology Co. Ltd., Beijing, China). The UP Plus 2 3D printer is a rapid prototyping machine based on a fused deposition modeling technique that uses acrylonitrile butadiene styrene (ABS) as a raw material. Each orbit was printed in 0.1-mm thick ABS two times at the University of Lille (Figs. 1, 2). The first set of 3D-printed models was prepared without STL modification and included the orbital

fissures and the optic canal (3D-Orb-1). A second set of 3D-printed models was created after obturating the orbital fissures and the optic canal using the “edit”, “sculpt”, and “meshmix” tools of MeshMixer (3D-Orb-2)

Obturing methods and OV measurement

To limit the orbits for both the control (Anat-Orb) and 3D-Orb-1 groups, all openings including the optic canal and the superior and inferior orbital fissures were obturated

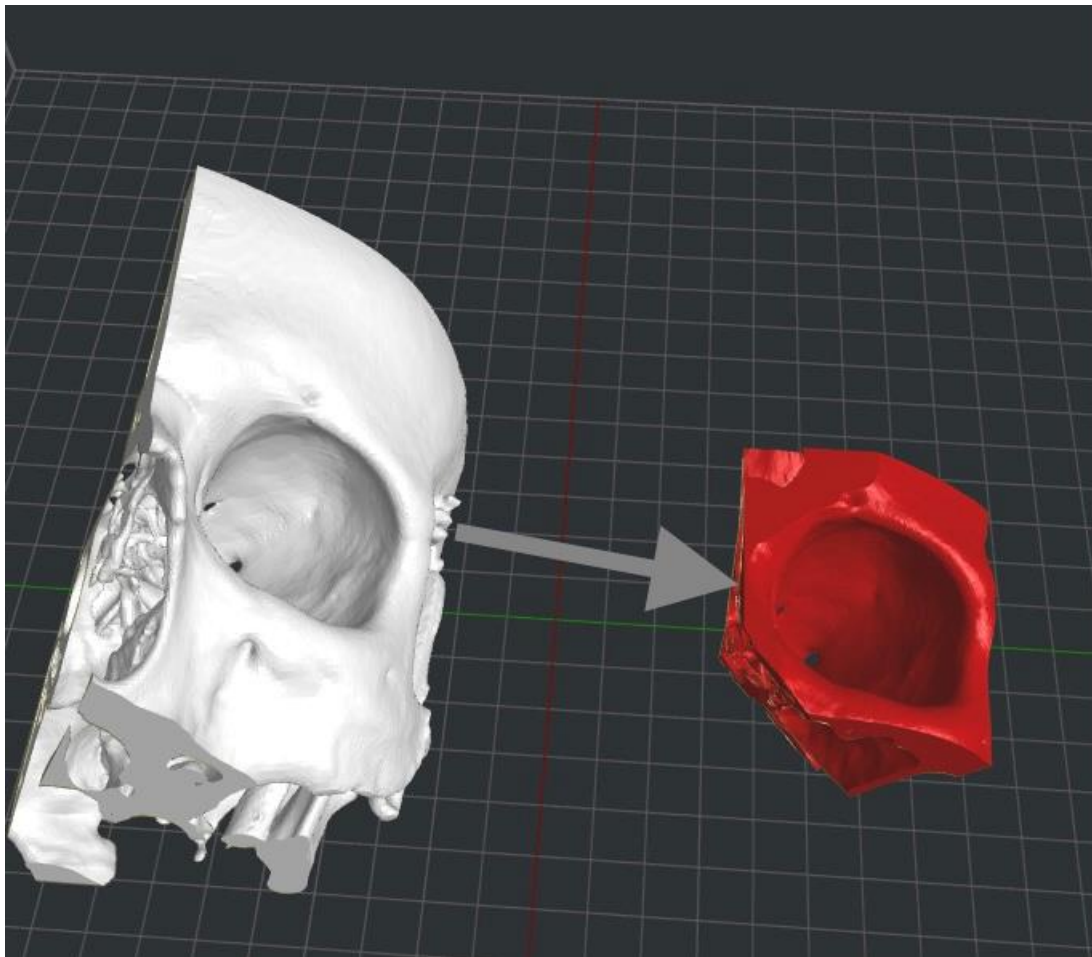


Fig. 1 Region of interest selection

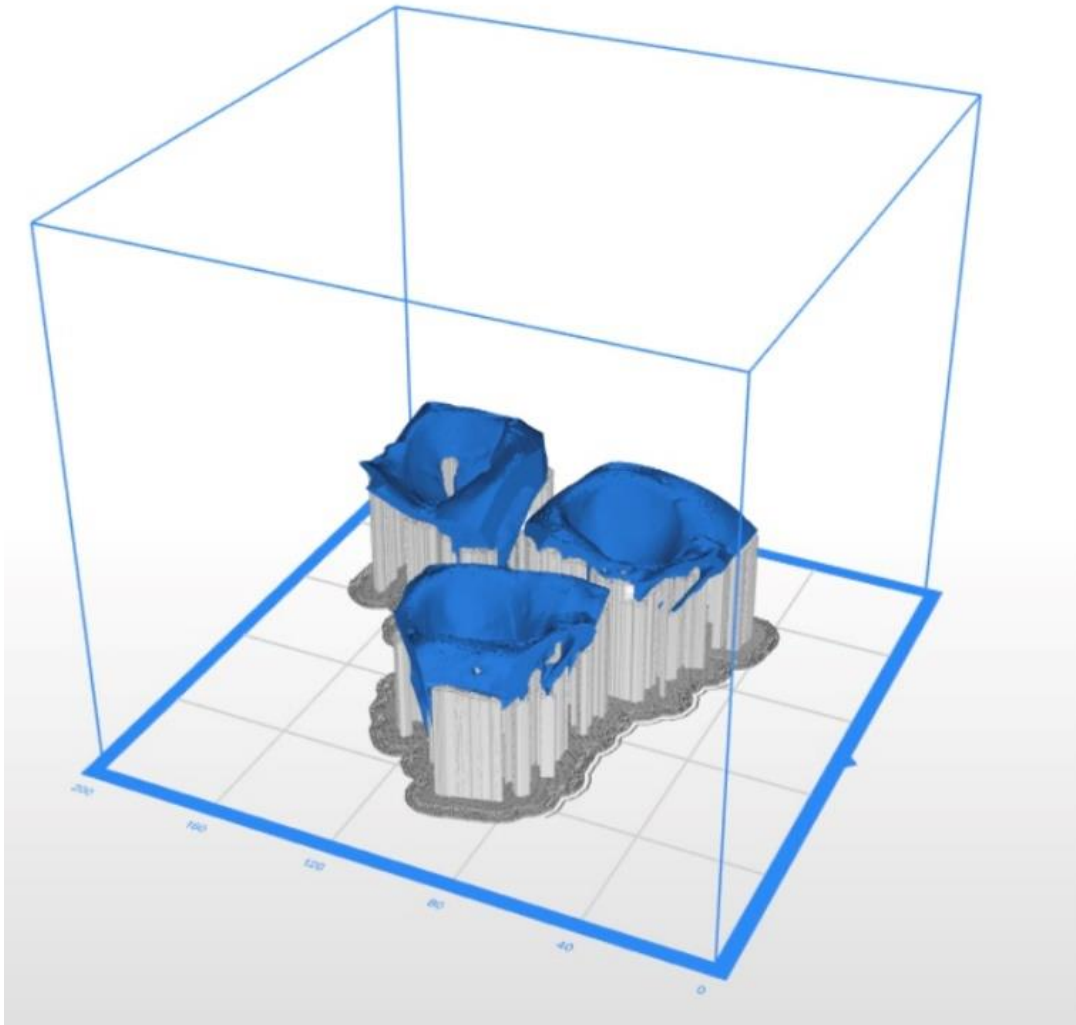


Fig. 2 STLs of the orbits with their printing scaffolds

using putty and cellophane (Fig. 3). Each empty orbit was measured by two independent experimenters using water-filling by means of a 5 cm³ syringe. The anterior boundary was designated by the posterior lachrymal crest with the skull orientation based on the Frankfurt plane.



Fig. 3 Obturation of the orbits. Superior and inferior orbital fissures were obturated by putty and cellophane

Statistical analysis

The OV values obtained for the two experimental (3D-Orb-1 and 3D-Orb-2) and control (Anat-Orb) groups were compared.

The Shapiro–Wilk test was used to assess the normality of distribution of the OV values. Descriptive statistics were then obtained as mean and standard deviation (SD). Intra- and interobserver agreements were calculated for each measurement method. Intraclass correlation coefficient (ICCs) were used to evaluate the degree of concordance between observers. Inter-observer agreement was performed for both Anat-Orb and 3D-Orb-1, Intra-observer comparison was considered for the Anat-Orb group.. ICC values lower than 0.5, between 0.5 and 0.75, between 0.75 and 0.9, and greater than 0.9 were taken as indicating poor, moderate, good, and excellent reliability, respectively.

Pearson correlations were computed to compare measurement methods. Bland–Altman plots were used to further evaluate the concordance between the Anat-Orb and both 3D-printed model groups. The 95% limits of agreement were defined as the mean difference ± 1.96 SD, where SD is the standard deviation of the differences. All statistical analysis was performed using SPSS 25.0 software (IBM, Armonk, NY, USA) and P values < 0.05 were taken to indicate statistical significance.

Results

Twelve orbits were considered in this study. The average OV are $21.3 \pm 2.1 \text{ cm}^3$ for the Anat-Orb group, $21.2 \pm 2.4 \text{ cm}^3$ for the 3D-Orb-1 group, and $22.2 \pm 2.0 \text{ cm}^3$ for the 3D-Orb-2 group (Table 1; Fig. 4). Intraobserver agreement between the measurements is excellent (ICC = 0.994). Intra- and interobserver agreements for the 3D-printed methods are also excellent (intraobserver ICC = 0.997; interobserver = 0.998; Table 2).

Table 1 Orbital volume measurement data

Measurement	Mean in cm^3 (SD)
Anat-Orb group; Observer n°1; Measure n°1	21.2 (2.1)
Anat-Orb group; Observer n°1; Measure n°2	21.3 (2.1)
3D-Orb-1; Observer n°1; Measure n°1	21.2 (2.2)
3D-Orb-1; Observer n°1; Measure n°2	21.3 (2.2)
3D-Orb-1; Observer n°2; Measure n°1	21.3 (2.6)
3D-Orb-1; Observer n°2; Measure n°2	21.2 (2.6)
3D-Orb-2; Observer n°1; Measure n°1	22.2 (2.1)
3D-Orb-2; Observer n°1; Measure n°2	22.2 (2.0)

Anat-Orb measure on the skull, 3D-Orb 1 3D-printing without STL modification, 3D-Orb 2 3D-printed models created after obturating the orbital fissures and the optic canal in silico

Agreement between Anat-Orb and 3D-Orb-1 were excellent (ICC = 0.972) (Table 3) and the difference tends to increase with higher volumes, as shown on the Bland–Altman plot (Fig. 5).

Agreement between Anat-Orb and 3D-Orb-2 are good (ICC = 0.855) (Table 3). The closed 3D-print method tends to provide higher estimations of OV than the non-

closed method, as shown by the Bland–Altman plot (Fig. 6).

Table 2 Intra- and interobserver agreements

Comparison	ICC (two-way mixed)	Pearson
Intra-Observer Anat-Orb	0.994	0.994 (p < 0.001)
Intra-Observer 3D-Orb-1	0.997	0.998 (p < 0.001)
Observer n°1		
Intra-observer 3D-Orb-1	0.998	0.998 (p < 0.001)
Observer n°2		
Inter-Observer 3D-Orb-1	0.977	0.978 (p < 0.001)

ICC outcome indications: 0 = no agreement; less than 0.5 = poor; between 0.5 and 0.75 = moderate; between 0.75 and 0.9 = good, greater than 0.9 = excellent

Table 3 Method comparison by ICC

Comparison	ICC
Anat-Orb vs. 3D-Orb-1	0.972
Anat-Orb vs 3D-Orb-2	0.855

ICC outcome indications: 0 = no agreement; less than 0.5 = poor; between 0.5 and 0.75 = moderate; between 0.75 and 0.9 = good, greater than 0.9 = excellent

Discussion

Accurately measuring OV is challenging as orbit anatomy is complex and features numerous foramina and fissures. The oldest methods to measure OV relied on filling the orbit of a cadaveric skull with a material such as lead pellets (the first technique, published in 1873 [10], dry sand, hard seed [24], or water [2]. The OV was deduced by the volume of the material used to fill it. Obturation of the cavity openings is therefore necessary to avoid material loss. In 1970, Sarnat validated the first gold standard method in an animal model: rabbit orbits were filled with an elastic rubber polymer, and the orbit volume was subsequently calculated from the net weight and specific gravity of the material. The volume of the material was defined using water displacement with a measurement error of 0.8 cm^3 [22]. Finally, the cast technique [19] was developed as it allows easy measurement.

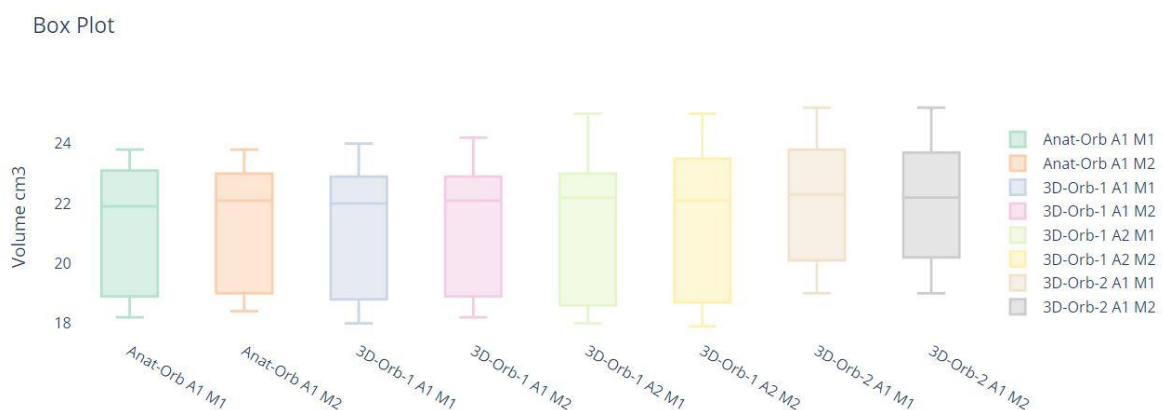


Fig. 4 Box-plot. *Anat-Orb* measure on the skull, *3D-Orb-1* first 3D-printing without STL modifications, *3D-Orb-2* 3D-printed models created after obturating the orbital fissures and the optic canal in silico, *A1* measurement by observer 1, *A2* measurement by observer 2, *M1* 1st measurement, *M2* 2nd measurement

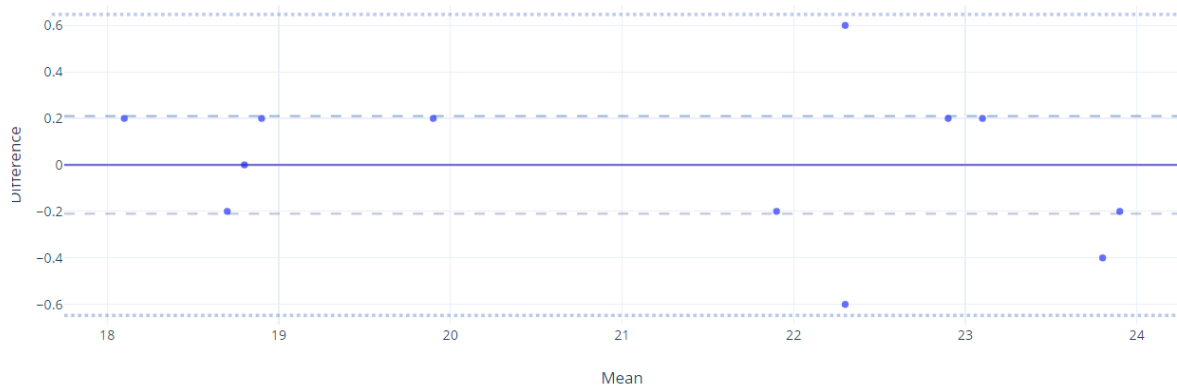


Fig. 5 *Bland–Altman* plot skull measurement (Anat-Orb) versus 3D-printing without STL modification (3D-Orb-1)

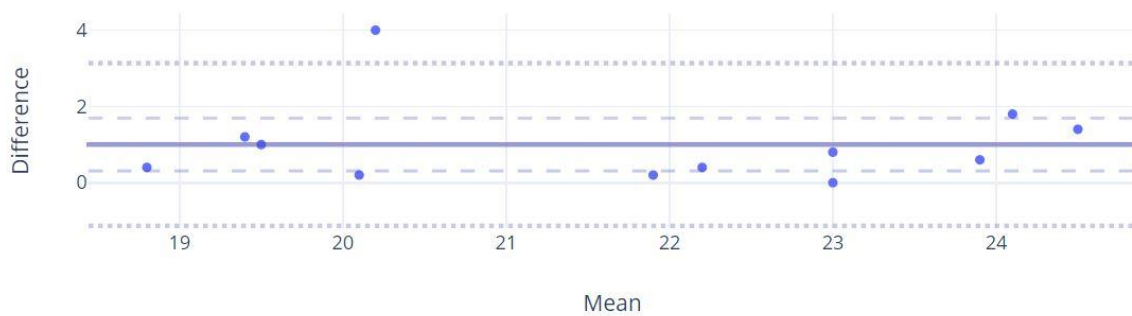


Fig. 6 *Bland–Altman* plot skull measurement (Anat-Orb) versus 3D-printed models created after obturating the orbital fissures and the optic canal in silico (3D-Orb-2)

These techniques have varying degrees of accuracy, but all require cadaveric orbits rather than live subjects. Thus, their use is mostly academic. However, in clinical practice, a reliable and reproducible method to measure the OV in living patients is required.

CT imaging is currently used as the standard method to determine OV in clinical practice [4, 9, 28]. However, there are several pitfalls to this methodology, mainly associated with the poor definition of orbital limits. The base of the orbit is a large opening, so the exact position of the anterior boundary is therefore a matter of some debate (Table 4). In this study, the anterior limit was defined in the plane of the posterior lachrymal crest because that is the most common anatomical landmark used in OV measurement [9, 16, 21, 25] (Table 4). The four walls theoretically

constitute more easily defined boundaries. However, owing to their numerous foramina and fissures, it is difficult to set orbital boundaries in a reproducible manner based on CT imaging. Several methods have been developed, such as planimetry [5, 19], semi-automatic [1, 5, 8, 30], and automatic methods [12, 14]. Planimetry, which is based on manual measurement, is considered the most precise, albeit the most time-consuming, which limits its use in a daily clinical setting [27].

Casting-based OV measurements have been compared with CT-based OV measurements without conclusive results [5, 14, 15]. Furthermore, measurements are more correlated when the cast is in place in the orbit than when it is removed from the orbit [19]. Furthermore, generating cast models is a complex procedure, and it remains an academic process that cannot be applied to clinical practice. 3D-printing is now widespread, with many academic departments being equipped with 3D-printers. 3D-printing and cast-making are similar procedures. However, since 3D-printing only necessitates CT images, it can be used in a clinical setting. Compared with the gold standard method involving cadaveric subjects, it shows accuracy and reproducibility for OV measurement.

Table 4 Summary of the various anterior orbital limit used in the literature to measure the orbital volume

Autor (Year of publication)	Orbit's limit
McGurk <i>et al</i> (1992) [15]	Line connecting the anterior surface of the zygomatico-frontal process to the nasomaxillary suture
Charteris <i>et al</i> (1993) [6]	Line joining the zygomatico-frontal process of each orbit
Deveci <i>et al</i> (2000) [8]	Plane connecting the anterior surface of the process to the nasomaxillary suture and posteriorly by the optic foramen.
Furuta <i>et al</i> (2001) [9]	Posterior lacrimal crest
Koppel <i>et al</i> (2003) [14]	Automatically measuring soft -tissue volume, (“Analyze” software automated measure)
Scolozzi <i>et al</i> (2008) [25]	Posterior lacrimal crest
Ahn <i>et al</i> (2008) [3]	Freehand drawing cursor
Sicurrezza <i>et al</i> (2011) [28]	Line joining the most anterior bone edges of the medial and lateral orbital walls
Saiepour <i>et al</i> (2012) [21]	Posterior lacrimal crest
Strong <i>et al</i> (2013) [30]	Roof of the external auditory canal, optic canal, superior orbital rim, lateral orbital rim, and medial orbital rim
Osaki <i>et al</i> (2013) [19]	The anterior boundary of the orbit was designated with no further specification cited
Jansen <i>et al</i> (2015) [12]	Points along the edge of the orbital rim roughly 0.5–1.0 cm apart from each other started at the supraorbital foramen, continued laterally over the edge of the supraorbital rim, toward the lateral orbital rim and the inferior rim. Medially, the anterior lacrimal crest is followed upward back to the supraorbital foramen.
Shyu <i>et al</i> (2015) [26]	The zygomatico-frontal processes at the lateral side, the lacrimal crest at the infero-medial orbital rim, the nasal anterior supero-medial side, and the supra- and infra-orbital rims
Mottini <i>et al</i> (2017) [16]	The most posterior section of the lacrimal fossa and the farthest dorsal point of the anterior latero-orbital margin, which is positioned perpendicular to the Frankfurt horizontal plane
Bontzos <i>et al</i> (2018) [5]	Manually delineated in axial slices by two separate researchers

Foramina and fissures closure can be performed either manually (Anat-Orb 1) or directly when generating the STL file for 3D-printing (Anat-Orb 2). Manual closing is time consuming as it adds a superfluous step in the process. In the present study, processing closure was performed by a clinician. It is a simple procedure and it avoids the errors generated when using an automatic method. It has been shown to overestimate the OV but remains highly correlated. This method can be used to plan surgical interventions and design cutting guides or patient-specific implants. Custom-made implants reduce surgery duration and appear to decrease morbidity in orbital surgery, reducing postoperative diplopia, enophthalmos, and sensory disturbance, while enhancing ocular motility [29].

In the present study, only twelve orbits were analyzed as it is difficult to obtain undamaged human skulls. Accordingly, other studies on OV and skull measurement are subject to such shortage. Furthermore, the medial wall of the orbit is thin and fragile and may often be destroyed. Thus, the specimens used in the present study were comparable to those used in other studies on volumetry using cadaveric models. The genders and ages of the skulls could not be retrieved. The orbit reaches its full size at six years, after which there is no age-related modification of this structure [4]. Hence, age is not considered a bias. It has been shown that male OV are larger than those of females [7]. There is no difference in bone-wall thickness. The difficulty in measurement is related to the foramina and fissures, not the global size of the orbit. Hence, there should not be biases linked with gender. Differences in orbital morphology related to ethnicity have been described. For instance, the distance between the lachrymal crest and the anterior extremity of the orbit is higher in the American population than the Japanese population [19]. However, the anterior

landmark we used was the posterior lachrymal crest, thus avoiding this variability. In our study, the volume could be underestimated and did not consider this anterior variability.

Evidently, 3D-printing of the orbit requires software manipulation skills and actual printing time. It seems more time-consuming than the automatics or semi-automatics methods but provides a real measurement instead of an estimated measurement. It should not be considered for every case of orbital surgery, but it is highly applicable to complex cases.

Conclusion

Orbital 3D-printing is an accurate and reproducible method for the measurement of OV. Of the obturation methods, the computerized method is slightly less precise than the manual method, but it is quicker and more integrated into the process.

Acknowledgements

The authors thank Romain Derivaux for his help in the Data collection. The authors also sincerely thank those who donated their bodies to science so that anatomical research could be performed. Results from such research can potentially increase mankind's overall knowledge that can then improve patient care. Therefore, these donors and their families deserve our highest gratitude.

Author contribution

All authors contributed to the study conception and design. Material preparation, data collection and analysis were performed by Romain Nicot RN, Xavier Demondion, Joël Ferri, and Nolwenn Piot. The first draft of the manuscript was written by Nolwenn Piot, manuscript editing was performed by Matthias Schlund and Florent Barry. Final manuscript was approved by every authors.

Funding

Nil.

Declarations

Conflict of interest:

The authors have no relevant financial or non-financial interests to disclose.

References

1. Acer N, Sahin B, Ergür H, Basaloglu H, Ceri NG (2009) Stereo-logical estimation of the orbital volume: a criterion standard study. *J Craniofac Surg* 20:921–925. [https:// doi. or g/ 10. 1097/ SCS. 0b013 e3181 a1686d](https://doi.org/10.1097/SCS.0b013e3181a1686d)
2. Adachi B (1904) Die orbita und die hauptmasse des schadels der Japaner. *Z F Morphol Anthropol* 7:379–386
3. Ahn HB, Ryu WY, Yoo KW, Park WC, Rho SH, Lee JH et al (2008) Prediction of enophthalmos by computer-based volume measurement of orbital fractures in a Korean population. *Oph-thal-mic Plast Reconstr Surg* 24:36–39. [https:// doi. org/ 10. 1097/ IOP. 0b013 e3181 5eb7ce](https://doi.org/10.1097/IOP.0b013e31815eb7ce)
4. Berger AJ, Kahn D (2012) Growth and development of the orbit. *Oral Maxillofac Surg Clin N Am* 24:545–555. [https:// doi. org/ 10. 1016/j. coms. 2012. 08. 001](https://doi.org/10.1016/j.coms.2012.08.001)
5. Bontzos G, Mazonakis M, Papadaki E, Maris TG, Blazaki S, Dra-konaki EE et al (2019) Ex vivo orbital volumetry using stereology and CT imaging: a comparison with manual planimetry. *Eur Radiol* 29:1365–1374. [https:// doi. or g/ 10. 1007/ s00330- 018- 5691-9](https://doi.org/10.1007/s00330-018-5691-9)
6. Charteris DG, Chan CH, Whitehouse RW, Noble JL (1993) Orbital volume measurement in the management of pure blowout fractures of the orbital floor. *Br J Ophthalmol* 77:100–102. [https:// doi. org/ 10. 1136/ bjo. 77.2. 100](https://doi.org/10.1136/bjo.77.2.100)
7. Ching JA, Ford JM, Decker SJ (2020) Aging of the adult bony orbit. *J Craniofac Surg* 31:1082–1085. [https:// doi. org/ 10. 1097/ SCS. 00000 00000 006311](https://doi.org/10.1097/SCS.00000000000006311)
8. Deveci M, Oztürk S, Sengezer M, Pabuşcu Y (2000) Measure-ment of orbital volume by a 3-dimensional software program: an experimental study. *J Oral Maxillofac Surg* 58:645–648. [https:// doi. org/ 10. 1016/ s0278- 2391\(00\) 90157-5](https://doi.org/10.1016/s0278-2391(00)90157-5)
9. Furuta M (2001) Measurement of orbital volume by computed tomography: especially on the growth of the orbit. *Jpn J Ophthal-mol* 45:600–606. [https:// doi. or g/ 10. 1016/ s0021- 5155\(01\) 00419-1](https://doi.org/10.1016/s0021-5155(01)00419-1)
10. Gayat T (1873) Essais de Mensuration de L'Orbite. *Ann d'Ocul* 70:1–10
11. Hatcher DC (2012) CT & CBCT imaging. *Oral Maxillofac Surg Clin N Am* 24:537–543. [https:// doi. org/ 10. 1016/j. coms. 2012. 07. 003](https://doi.org/10.1016/j.coms.2012.07.003)
12. Jansen J, Schreurs R, Dubois L, Maal TJJ, Gooris PJJ, Becking AG (2016) Orbital volume analysis: validation of a semi-automatic software segmentation method. *Int J Comput Assist Radiol Surg* 11:11–18. [https:// doi. org/ 10. 1007/ s11548- 015- 1254-6](https://doi.org/10.1007/s11548-015-1254-6)

13. Khonsari RH, Adam J, Benassarou M, Bertin H, Billotet B, Bouaoud J et al (2021) In-house 3D printing: why, when, and how? Overview of the national French good practice guidelines for in-house 3D-printing in maxillo-facial surgery, stomatology, and oral surgery. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg* S2468–7855(21):00162–00172. <https://doi.org/10.1016/j.jormas.2021.08.002>
14. Koppel DA, Foy RH, McCaul JA, Logan J, Hadley DM, Ayoub A (2003) The reliability of “Analyze” software in measuring orbital volume utilizing CT-derived data. *J Cranio-Maxillo-Fac Surg* 31:88–91. [https://doi.org/10.1016/s1010-5182\(02\)00170-1](https://doi.org/10.1016/s1010-5182(02)00170-1)
15. McGurk M, Whitehouse RW, Taylor PM, Swinson B (1992) Orbital volume measured by a low-dose CT scanning technique. *Dentomaxillofac Radiol* 21:70–72. <https://doi.org/10.1259/dmfr.21.2.1397459>
16. Mottini M, Wolf CA, Seyed Jafari SM, Katsoulis K, Schaller B (2017) Stereographic measurement of orbital volume, a digital reproducible evaluation method. *Br J Ophthalmol* 101:1431–1435. <https://doi.org/10.1136/bjophthalmol-2016-309998>
17. Nightingale CL, Shakib K (2019) Analysis of contemporary tools for the measurement of enophthalmos: a PRISMA-driven systematic review. *Br j oral maxillofac surg.* 57(9):904–912. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2019.06.026>
18. Nicot R, Schlund M, Sentucq C, Raoul G (2019) A new orbitozygomatic complex reconstruction technique using computeraided design and manufacturing-assisted harvest of autologous calvarial bone in cases of orbitozygomatic benign tumor. *J Oral Maxillofac Surg* 77:1082–1091. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2018.12.024>
19. Osaki TH, de Castro DK, Yabumoto C, Mingkwansook V, Ting E, Nallasamy N et al (2013) Comparison of methodologies in volumetric orbitometry. *Ophthal Plast Reconstr Surg* 29:431–436. <https://doi.org/10.1097/IOP.0b013e31829d028a>
20. Osguthorpe JD (1991) Orbital wall fractures: evaluation and management. *Otolaryngol Head Neck Surg* 105:702–707. <https://doi.org/10.1177/019459989110500511>
21. Saiepour D, Messo E, Hedlund AJO, Nowinski DJ (2012) Radiologic and long-term clinical outcome from treatment of isolated medial orbital wall blowout fractures. *J Craniofac Surg* 23:1252–1255. <https://doi.org/10.1097/SCS.0b013e31825e4e8e>
22. Sarnat BG (1970) The imprint method to determine orbital volume in the rabbit. *Ophthalmologica* 160:142–151. <https://doi.org/10.1159/000305983>
23. Schlund M, Lutz J-C, Sentucq C, Bouet B, Ferri J, Nicot R (2020) Prediction of post-traumatic enophthalmos based on orbital volume measurements: a

- systematic review. *J Oral Maxillofac Surg* 78:2032–2041. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2020.05.049>
24. Schultz AH (1940) The size of the orbit and of the eye in primates. *Am J Phys Anthropol* 26:389–408. <https://doi.org/10.1002/ajpa.1330260138>
25. Scolozzi P, Jaques B (2008) Computer-aided volume measurement of posttraumatic orbits reconstructed with AO titanium mesh plates: accuracy and reliability. *Ophthal Plast Reconstr Surg* 24:383–389. <https://doi.org/10.1097/IOP.0b013e318185a72c>
26. Shyu VB, Hsu CE, Chen CH, Chen CT (2015) 3D-assisted quantitative assessment of orbital volume using an open-source software platform in a Taiwanese population. *PLoS ONE*. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0119589>
27. Sentucq C, Schlund M, Bouet B, Garms M, Ferri J, Jacques T et al (2021) Overview of tools for the measurement of the orbital volume and their applications to orbital surgery. *J Plast Reconstr Aesthet Surg JPRAS* 74:581–591. <https://doi.org/10.1016/j.bjps.2020.08.101>
28. Sicurezza E, Palazzo G, Leonardi R (2011) Three-dimensional computerized tomographic orbital volume and aperture width evaluation: a study in patients treated with rapid maxillary expansion. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 111:503–507
29. Sigron GR, Barba M, Chammartin F, Msallem B, Berg B-I, Thieringer FM (2021) Functional and cosmetic outcome after reconstruction of isolated, unilateral orbital floor fractures blow out fractures with and without the support of 3D-printed orbital anatomical models. *J Clin Med* 10:3509
30. Strong EB, Fuller SC, Chahal HS (2013) Computer-aided analysis of orbital volume: a novel technique. *Ophthal Plast Reconstr Surg* 29:1–5. <https://doi.org/10.1097/IOP.0b013e31826a24ea>

Publisher's Note

Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.

AUTEURE : Nom : PIOT

Prénom : Nolwenn

Date de soutenance : 16 septembre 2022

Titre de la thèse : Volumétrie orbitaire et impression 3D.

Thèse - Médecine - Lille 2022

Cadre de classement : Chirurgie Maxillo-Faciale

DES + FST : DES de Chirurgie Maxillo-Faciale + FST Chirurgie orbito-palpébro-lacrymale

Mots-clés : Volume orbitaire ; Impression 3D ; Crâne ; Orbité.

Résumé

Introduction :

Dans cette étude, nous avons cherché à développer une méthode de mesure fiable et reproductible du Volume Orbitaire (VO) humain, *in vivo*, basé sur l'impression 3D.

Matériels et méthodes :

Douze orbites issues de crânes anatomiques ont été utilisées. Ces crânes ont bénéficié d'une Tomodensitométrie (TDM), les images au format DICOM ont ensuite été modélisées en 3D en format Stéréo-Lithographie (STL), puis imprimées via une imprimante 3D. Nous avons utilisé deux méthodes d'imperméabilisation de l'orbite. La première méthode est manuelle par obturation par putty et cellophane (3D-Orb-1), la seconde est une méthode *in silico*, utilisant le logiciel MeshMixer® (3D-Orb-2). Les mesures de volumes ont été réalisées par remplissage à l'aide de seringue graduée. Ces différents volumes ont été comparés à la même mesure sur le crâne anatomique, imperméabilisé par le même processus que la première méthode (Anat-Orb).

Résultats :

Les observateurs retrouvent un volume orbitaire moyen de $21.25 \pm 2.12 \text{ cm}^3$ pour Anat-Orb, de $21.23 \pm 2.37 \text{ cm}^3$ 3D-Orb-1 et de $22.22 \pm 2.03 \text{ cm}^3$ 3D-Orb-2.

Les coefficients de corrélation intra-classe (ICC) montrent de très bonnes concordances intra-observateur. Un ICC à 0.994 pour le premier observateur, de 0,998 pour le second et une très bonne concordance inter-observateur, avec un ICC de 0.969.

La corrélation entre le groupe contrôle (Anat-Orb) et 3D-Orb-1 est très bonne, avec un ICC de 0.972. La corrélation avec le groupe 3D-Orb-2 est modérée, avec un ICC à 0.855. En effet, il semble que la fermeture *in silico* des foramens orbitaires surestimerait le VO.

Discussion :

Cette méthode de volumétrie par impression 3D est une méthode standardisée, fiable et reproductible, utilisable sur le modèle vivant.

Composition du Jury :

Président :

Monsieur le Professeur J. FERRI

Assesseurs :

Monsieur le Professeur RAOUL

Monsieur le Docteur M. SCHLUND

Madame le Docteur C. SENTUCQ

Directeur de thèse :

Monsieur le Docteur R. NICOT

