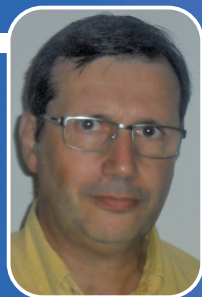


CFAO ET PROTHÈSES CLINIQUES



Coordination Michel Fages
MCU-PH, Montpellier

Résumé

En odontologie prothétique, la précision de l'empreinte et celle du modèle de travail peuvent apparaître aléatoires car soumises à une série d'étapes successives sujettes à l'erreur. L'empreinte optique intrabuccale (EOIB), présentée dès 1973 par François Duret, permet la capture tridimensionnelle d'un objet sans contact et sans déformation. Cependant, la bonne utilisation d'une caméra intra-orale comme outil de relevé de mesures nécessite un minimum de connaissances théoriques ainsi qu'un apprentissage dans la gestuelle clinique. L'objectif de ce travail est de présenter les principaux procédés de génération d'un fichier en trois dimensions lors d'une EOIB pour en déduire des stratégies de scannage facilitant et optimisant les résultats. En effet, les caractéristiques de la technique et, surtout, ses principes de fonctionnement sont autant d'éléments à prendre en compte par le chirurgien-dentiste. Leur connaissance permet d'éviter de nombreuses erreurs, comme la multiplication d'angles morts, et expliquer le recours éventuel à une acquisition par le laboratoire.

Mots-clés

Empreinte optique, CFAO, numérisation, fichier .stl, stratégie

Référence

Richert R, Goujat A, Viguie G, Viennot S, Ducret M. *L'empreinte optique intrabuccale : de la connaissance théorique à la stratégie clinique*. Cah Prothèse 2016;176:2-10.

L'empreinte optique intrabuccale : de la connaissance théorique à la stratégie clinique

R. RICHERT, A. GOUJAT, G. VIGUIE,
S. VIENNOT, M. DUCRET

Depuis le XVIII^e siècle, l'empreinte physico-chimique permet de capturer la géométrie d'un objet. Cependant, l'empreinte et le modèle de travail peuvent apparaître comme imprécis car ils sont matériau et opérateur dépendants. En supprimant les erreurs liées à la gestion des matériaux, l'empreinte optique intrabuccale (EOIB) permet la capture tridimensionnelle d'un objet sans déformation ou traitement supplémentaire [1]. Après plus d'un siècle d'utilisation de matériaux physiques par les chirurgiens-dentistes, l'utilisation d'une caméra réalisant une EOIB à destination prothétique nous est proposée mais demande, pour une bonne exploitation, un minimum de connaissances théoriques et une courbe d'apprentissage. Traditionnellement, lors d'une empreinte physico-chimique conventionnelle, le chirurgien-dentiste choisit son matériau selon ses caractéristiques mécaniques, sa viscosité ou encore son aptitude au mouillage. De la même manière, une bonne compréhension des mécanismes d'enregistrement d'une EOIB va justifier le choix d'un type de scanner optique déterminé et la mise en place d'une stratégie de scannage adaptée.

L'objectif de ce travail est de présenter le procédé de génération d'un fichier en trois dimensions lors d'une EOIB. La première partie est consacrée aux différents systèmes de capture de la géométrie, la deuxième s'intéresse aux procédés de reconstruction à partir des informations relevées. Enfin, la dernière partie présente les stratégies de scannage et certaines difficultés pouvant être rencontrés lors d'une EOIB.

ACQUÉRIR LA GÉOMÉTRIE D'UN OBJET

Le but d'une EOIB est d'acquérir avec le plus d'exactitude possible une géométrie donnée dans les trois dimensions de l'espace [1] par la collecte de données informatiquement exploitables, qui vont constituer un fichier informatique. Pour cela, le format .stl (*standard tessellation language*), déjà utilisé dans de nombreux domaines industriels, a été choisi pour la CFAO (conception et fabrication assistées par ordinateur) dentaire [2, 3]. Le fichier .stl décrit un objet par sa surface externe *via* une série de triangles. Chaque sommet du triangle est défini par ses coordonnées cartésiennes (x , y , z) et son vecteur normal (n) orienté vers l'extérieur. Différentes variantes ont été mises au point pour décrire les informations de couleur ou encore de texture (fichier PLY).

Cette reconstitution du fichier .stl, constituée de triangles, peut être réalisée grâce à un cliché photographique, un flux vidéo ou par l'analyse d'ondes sous différents angles, et ce grâce à différentes méthodes de numérisation [2-4] (fig. 1).

Une des premières techniques de reconstruction 3D repose sur un principe utilisé par Thalès : la triangulation (fig. 2a). Il est en effet possible de calculer la position d'un troisième point d'un triangle, ici « l'objet », en connaissant les positions et angles de deux premiers triangles (ici les deux prises de vue différentes). Ces deux prises de vue peuvent être obtenues *via* deux capteurs dans une même caméra (angulation des capteurs, utilisation d'un prisme) ou encore par un seul capteur avec deux vues et à deux temps différents (fig. 2a).

Cette méthode de numérisation « difficile » a poussé à l'élaboration de méthodes dites actives fondées sur la projection d'un motif lumineux révélant la forme de l'objet scanné [5, 6] (fig. 2b). Ce type d'appareil intègre un dispositif de projection de lumière miniature de type LED et possède un ou plusieurs capteurs.

D'autres systèmes ont également opté pour la capture vidéo intégrant une vingtaine de captures par seconde permettant de générer un flux important d'images avec un continuum d'angulation plus précis : tandis qu'une photo

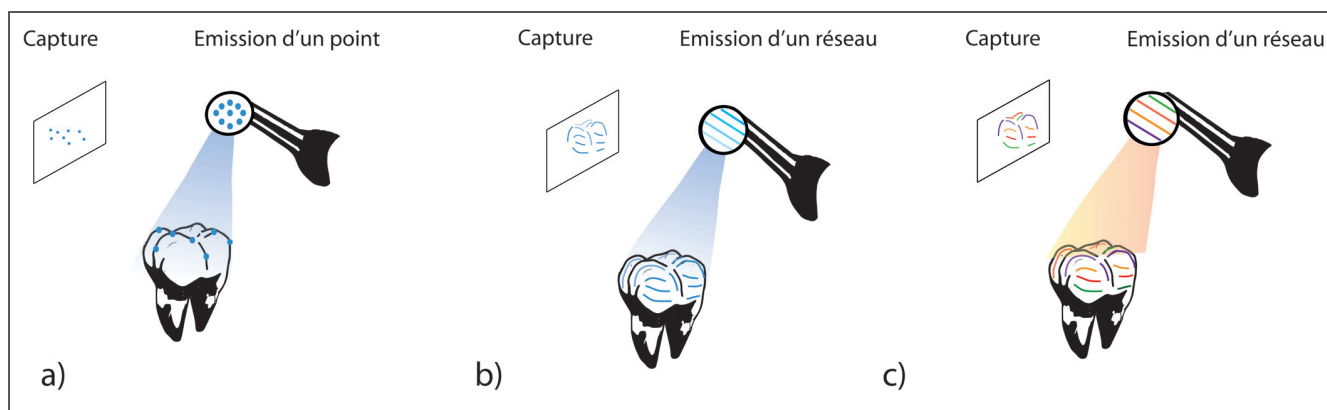


fig. 1 - Nature de la lumière. **a** : projection de points ; **b** : projection d'un réseau ; **c** : projection de différentes longueurs d'onde.

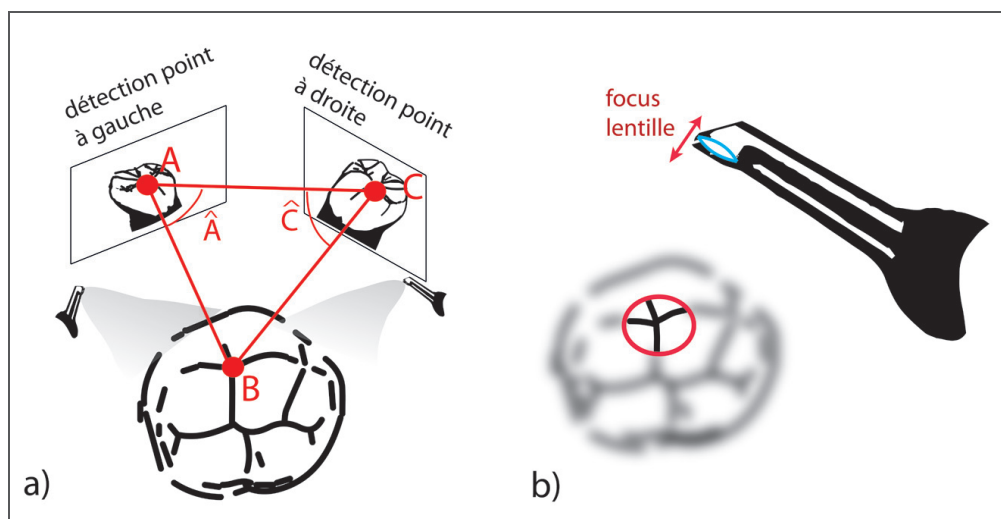


fig. 2 - Les différentes stratégies de mesure de la distance à l'objet. **a** : La triangulation. Par la formule des sinus, la distance AB ou BC (dent-caméra) peut être calculée en connaissant la distance entre A et C (deux caméras ou deux temps par exemple) selon la formule $BC = AC \cdot \sin(\hat{A}) / \sin(\hat{A} + ?)$; **b** : détection de zones de netteté d'une image à la distance focale.

ne permet de réaliser qu'un enregistrement avec un seul angle donné, une capture vidéo va permettre d'acquérir rapidement un nombre important de vues successives avec différentes angulations. Cette reconstruction 3D par vidéo se fonde sur l'analyse d'une moyenne de 600 images pour une arcade complète. Toutefois, l'accumulation d'un grand nombre de clichés n'améliore pas forcément la qualité de la reconstruction car le logiciel de traitement risque d'interpréter négativement certaines images.

Lors de la réalisation d'une EOIB, il est nécessaire de positionner l'objet au centre de la zone d'acquisition pour décrire une sphère optimale de prises de vue tout autour de l'objet. L'enregistrement de la dent intéressée doit être fluide avec une distance focale (distance entre la caméra et l'objet) constante tout en conservant la zone d'intérêt au centre du champ de vision durant l'enregistrement vestibulaire, lingual ou palatin.

Ainsi, pour la numérisation d'une arcade complète, il existe différents protocoles, en parcourant successivement les faces linguales, vestibulaires et occlusales ou en réalisant un mouvement de balayage en S en alternant les faces linguale, occlusale et vestibulaire [7] (fig. 3). Ce « chemin de numérisation », ou stratégie de scannage, permet de relever un maximum de surfaces à enregistrer avec un minimum d'images, optimisant le recalage des images scannées entre elles [8], pour aboutir à un relevé de mesures plus précis. Sur la figure 3, la première stratégie permet de limiter la distorsion spatiale cumulée en terminant la capture au lieu de départ, pour réajuster l'ensemble des

images au cliché initial (fig. 3a). *A contrario*, un mouvement trop linéaire lors de l'acquisition de faces vestibulaires (fig. 3b) sera source d'imprécision au niveau des zones interproximales (zones de contre-dépouille) et nécessitera un second passage de la caméra. Cette nouvelle acquisition sera fusionnée avec la précédente *via* un procédé de recalage pour donner une image « complète » [8], mais plus les recalages sont nombreux et compliqués, plus l'empreinte perd en qualité.

Le premier objectif que le praticien doit avoir à l'esprit en réalisant son EOIB est de relever toutes les zones stratégiques comme les limites cervicales ou les points de contact en un seul passage pour limiter les effets de recalage. En effet, les points de contact peuvent être mal enregistrés lors du premier passage de la caméra (fig. 3c et 3d). Sur une arcade où ces zones seraient considérées comme stratégiques, un second passage serait nécessaire. Sinon, le logiciel de conception fera, à partir d'algorithmes, une reconstitution des surfaces manquantes pour présenter une modélisation « propre ».

GÉNÉRER UN MODÈLE NUMÉRIQUE

Une fois le relevé de mesures effectué, la problématique de génération d'un modèle numérique 3D correspond à la mise en correspondance d'informations capturées (MCIC). Des points d'intérêt (PI) sont définis sur chaque image et seuls ceux reconnus sur plusieurs images sont conservés pour la reconstruction 3D [8, 9]. Un point d'intérêt corres-

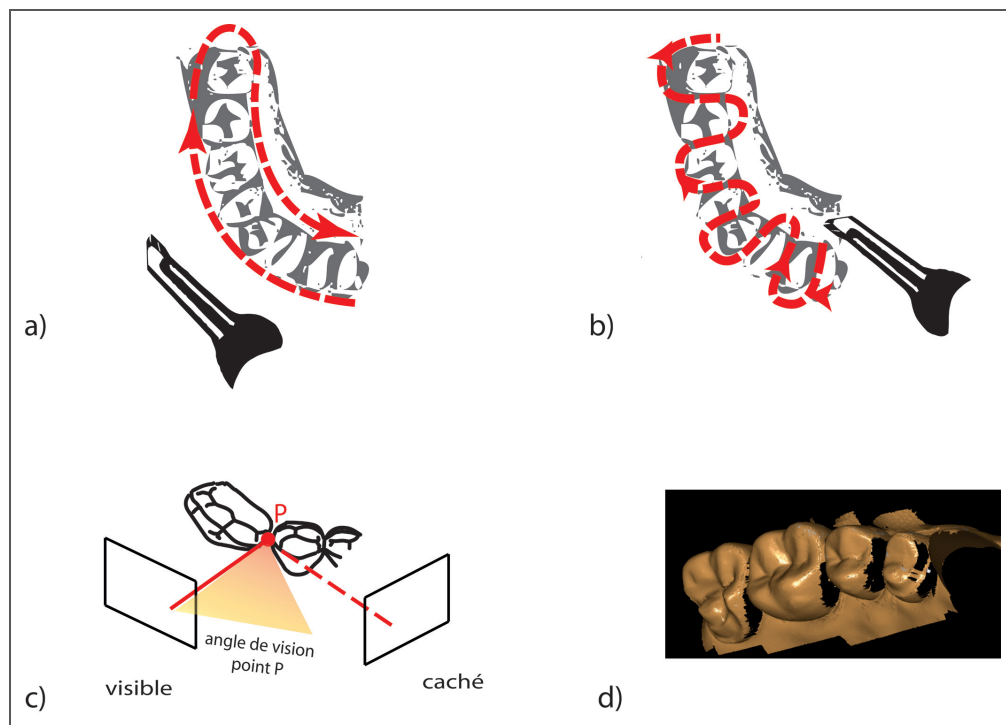


fig. 3 - Chemin de scannage et zones cachées. **a** : passage vestibulaire/lingual ; **b** : balayage en S ; **c** : les faces proximales sont génératrices de zones cachées ; **d** : illustration des concavités non enregistrées lors du passage de la caméra (avec l'aimable autorisation du Dr JC Durand).

pond à un point caractérisant fortement l’objet comme au niveau de ses limites ou sur des zones de forte transition ou courbure. Sur l’image, ces points sont détectés par variation d’intensité des gris (*shape from silhouette*) [5, 10].

Une fois les points d’intérêt détectés sur chaque image, une matrice de transformation (rotation, changement d’échelle ou différence d’intensité des gris) permet d’évaluer la similarité des points d’intérêt entre les différentes images pour les associer entre elles. Ces points d’intérêt retrouvés sur plusieurs images sont conservés et des coordonnées x et y leur sont alors attribuées. La distance à l’objet (z), troisième coordonnée cartésienne manquante de chaque point d’intérêt, est ensuite calculée par le principe de triangulation.

D’autres caméras permettent d’extraire la distance à l’objet directement par analyse de l’image acquise [2, 5]. Ainsi, en technique focus/défocal et *active wavefront sampling*, la distance à l’objet est déduite de la zone de netteté de l’image acquise et de la focale de la lentille. Plusieurs images sont acquises à différentes mises au point tout autour de l’objet et un calcul de similarité entre les zones de netteté permet de ne conserver que les images utiles [3, 9]. Fondée sur les différences de netteté au sein de l’image, cette méthode est néanmoins fortement soumise à la dextérité de l’opérateur qui peut générer du flou de mouvement [11, 12] (tableau 1).

Les techniques d’interférométrie ont été également fortement employées historiquement avec la caméra Henson mise au point par François Duret [2]. Là, la distance à l’objet est estimée grâce au calcul de déphasage entre deux ondes par la méthode du moiré [2]. Néanmoins, l’existence d’interférences en bouche tout comme le volume de la caméra peuvent rendre son utilisation complexe.

Pour réaliser une modélisation susceptible de simuler les rapports occlusaux du patient, l’enregistrement du rapport intermaxillaire est nécessaire. Actuellement, il est généralement obtenu par un procédé de recalage numérique de

Tableau 1 - Les différentes techniques selon les caméras (d’après Ireland *et al.* [2], Flügge *et al.* [12], Giménez *et al.* [13, 14], Taneva *et al.* [3]).

Caméra	Technique
iTero, Element	Focus/défocal
Zfx Intra scan	Focus/défocal
3M, Lava Cos	Focus/défocal
3M, True Definition	Active wavefront sampling (AWS)
Lythos	Interférométrie
Carestream, CS 3500	Focus/défocal
3Shape,Trios	Focus/défocal
CEREC, Bluecam	Triangulation active avec projection de lumière
CEREC, Omnicam	Focus/défocal
Planmeca, PlanScan	Tomographie par cohérence optique et focus/défocal
MFI, Condor	Stéréophotogrammétrie
Fast scan	Triangulation active avec projection de lumière

l’arcade maxillaire et mandibulaire *via* une nouvelle acquisition des faces vestibulaires en occlusion d’intercuspidie maximale [16]. Les arcades sont manuellement ou numériquement repositionnées par la détection puis l’alignement des zones de coïncidence présentes sur les fichiers .stl. Le recalage numérique correspond à un algorithme complexe nécessitant des zones de comparaison positionnées selon différents plans de l’espace pour être efficace. La difficulté de ce procédé peut être appréhendée en comparant l’exactitude de recalage de deux fichiers identiques d’une arcade maxillaire (fig. 4).

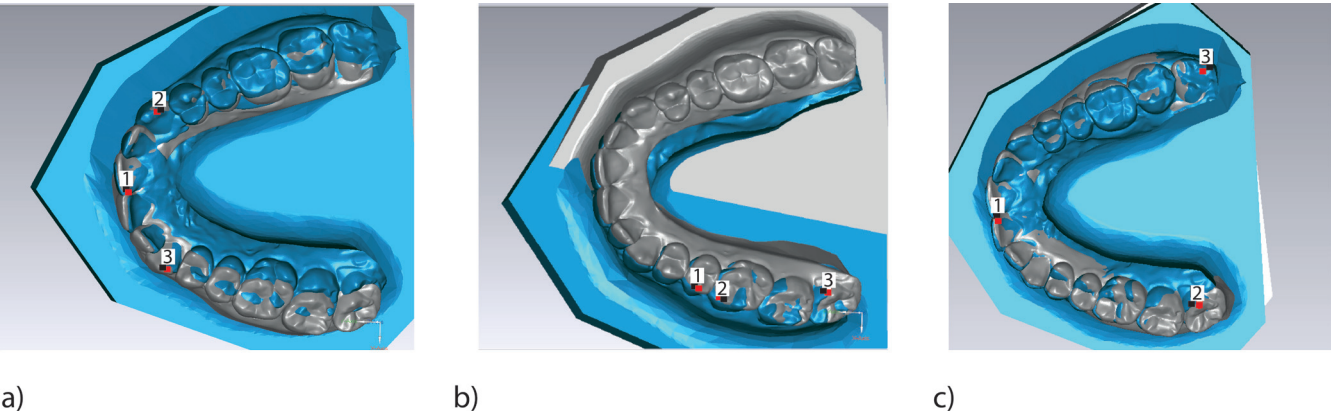


fig. 4 - Influence de la zone sélectionnée lors du recalage (effectués *via* le logiciel Geomagic Qualify). **a** : recalage sur zone limitée au secteur antérieur ; **b** : recalage sur zone limitée à une héli-arcade ; **c** : recalage avec points uniformément répartis.

STRATÉGIE CLINIQUE : ÉVITER LES DIFFICULTÉS LORS D'UNE EOIB

La réalisation d'une EOIB demande les mêmes prérequis que pour une empreinte conventionnelle : des limites de préparation nettes et parfaitement lisibles à l'œil nu, un accès à la zone à enregistrer facilité. De ce fait, une limite infragingivale parfaitement visible par l'opérateur sera enregistrée sans problème par la caméra.

Aux prérequis pour la réalisation d'une bonne empreinte conventionnelle s'ajouteront des contraintes spécifiques aux EOIB.

Évaluer les « pièges anatomiques »

La mise en correspondance d'informations capturées est directement influencée par la géométrie de l'objet à reconstituer et, notamment, par la présence de courbures. Par exemple, une sphère est plus simple à scanner qu'un cylindre creux. De même, une géométrie concave et profonde présente plusieurs zones d'occultation, ce qui réduit le nombre de points d'intérêt détectés et rend la mise en correspondance d'informations capturées plus complexe [17].

Ce constat technique doit permettre au praticien d'adapter son protocole clinique aux zones de difficultés lors de

l'acquisition (fig. 5) : zones interproximales, limite de préparation, forte courbure d'incisive centrale et changement d'axe de l'arcade au niveau de la canine [18].

Ces difficultés peuvent imposer parfois une répétition du scannage ou la réalisation de préparations dentaires occlusales sans angles vifs.

L'image obtenue sur le logiciel représente un maillage dont la qualité est en lien avec le nombre de triangles générés, son homogénéité et la forme des triangles (fig. 6).

Par exemple, un nombre important de triangles permet de suivre avec exactitude le profil gingival tandis qu'un nombre insuffisant va amener à un phénomène de « lissage ». Cependant, générer un nombre important de triangles sur l'ensemble de la géométrie de l'objet ne semble pas pertinent, notamment pour des questions de contraintes de temps de calcul. Certaines caméras intègrent un maillage dit de routine sur les zones planes (face vestibulaire d'incisive centrale par exemple) et adaptent le maillage « plus serré » aux zones complexes à forte courbure, notamment pour la zone cervicale (fig. 7).

Assurer une bonne lisibilité des surfaces à enregistrer

L'arcade dentaire peut présenter de nombreuses surfaces réfléchissantes dues aux propriétés des cristaux d'émail, à la

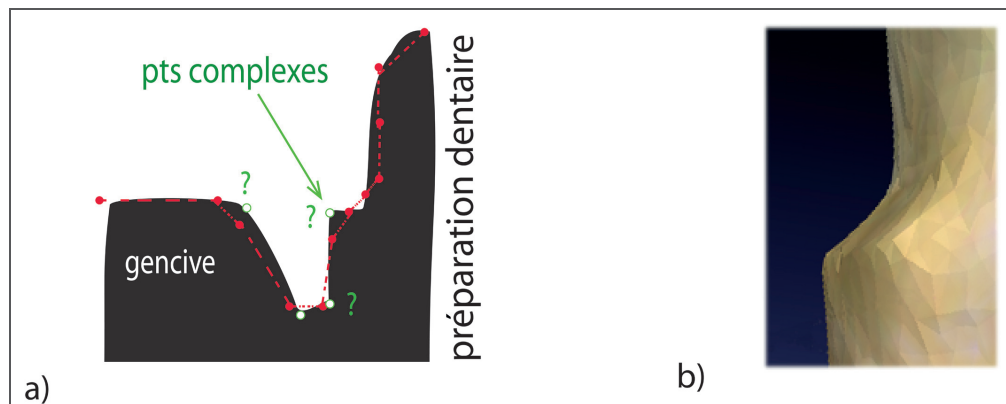


fig. 5 - Reconstruction d'angles droits (modèle en ligne noire, reconstruction en pointillés rouges et points d'intérêt en rouge).
a : difficulté de capture des angles vifs (zones d'occultations) ;
b : phénomène de lissage au niveau de la préparation dentaire sur le fichier.

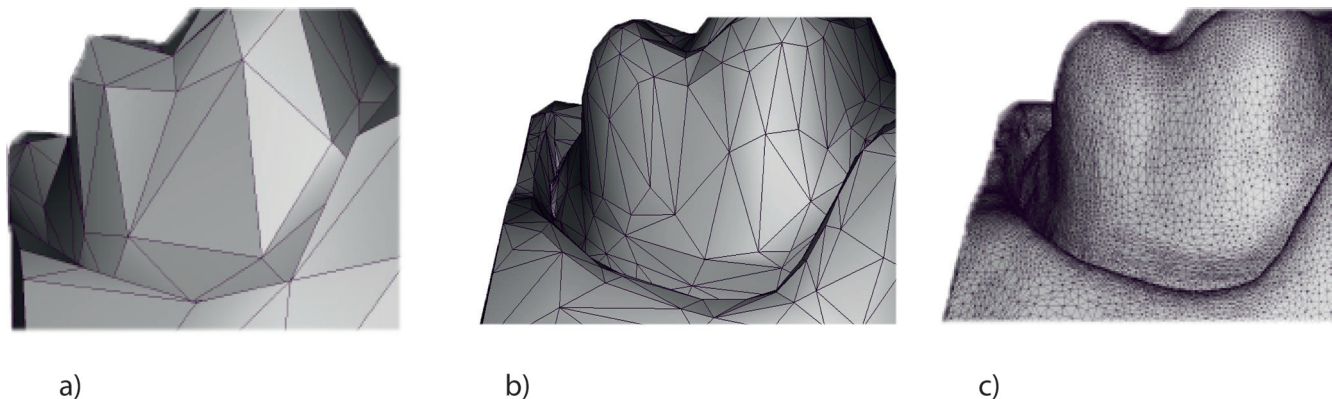
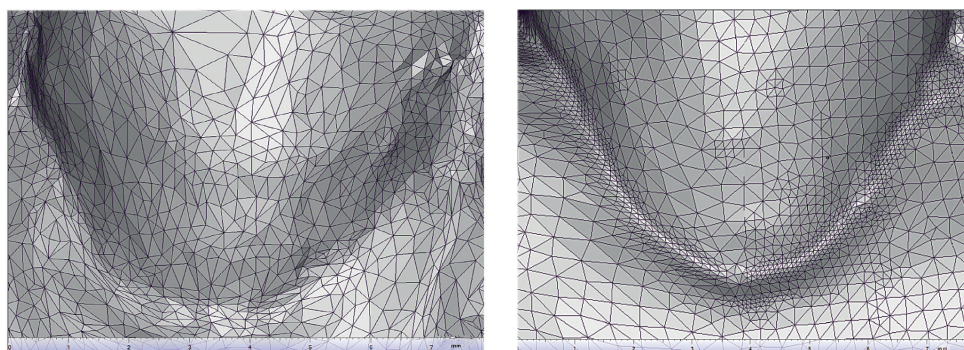


fig. 6 - Influence du nombre de points sur la qualité d'une reconstitution. **a** : densité faible ; **b** : densité moyenne ; **c** : densité forte.



a)

b)

fig. 7 - Analyse de différents types de maillages en fonction des caméras. **a** : faible différence de maillage entre la zone vestibulaire et la limite prothétique ; **b** : différence de maillage importante entre les différentes zones.

présence de métaux ou à cause de l'état de surface poli des restaurations (**fig. 8a**). Ce phénomène peut être diminué en modifiant l'inclinaison de l'appareil ou par ajout d'une poudre de contraste qui va augmenter la part de lumière diffuse et diminuer la lumière spéculaire (**fig. 8b**). Cet apport de poudre sur l'ensemble des surfaces est opérateur dépendant et amène certains systèmes à considérer les filtres polariseurs [19].

La présence de salive ou de fluide sulculaire peut également falsifier l'exactitude de l'EOIB [20] (**fig. 8c**). Considérant un film d'eau de 1 mm d'épaisseur à la surface de la dent, l'erreur commise peut être de l'ordre de quelques millimètres sur le positionnement de la limite. La majorité des scanners proposent des systèmes de chauffage de la lentille évitant les phénomènes de buée. La buée et le volume lingual sont autant de facteurs difficiles à gérer en bouche lors de l'acquisition [3].

Maîtriser la stratégie de scannage

Le praticien doit mettre en place un protocole de scannage rigoureux et le patient doit être averti : il ne doit pas

bouger durant la prise et respirer par le nez uniquement. Durant la prise de l'EOIB, le praticien doit conserver une distance relativement fixe par rapport à la dent (de 5 à 25 mm selon les caméras) [3] tout en balayant les surfaces en respectant le parcours préconisé par le fabricant. Le temps de balayage ne doit pas être trop rapide pour éviter une interruption de l'empreinte, mais pas trop long non plus pour ne pas multiplier inutilement des clichés et surcharger le logiciel de modélisation.

Un nombre d'images idéal est généralement préconisé par l'industriel et peut, la plupart du temps, être contrôlé à l'écran.

Les zones à acquérir doivent être séchées au préalable et des systèmes fixes pour repousser les muqueuses comme les écarteurs buccaux non réfléchissants doivent être utilisés à la place du miroir mobile qui peut gêner la capture et la mise en correspondance d'informations capturées.

Maîtriser l'environnement

L'EOIB doit préférentiellement s'effectuer sans lumières annexes devenant parasites. Ainsi, il sera conseillé d'éteindre le scialytique, surtout s'il est dirigé vers la cavité buccale

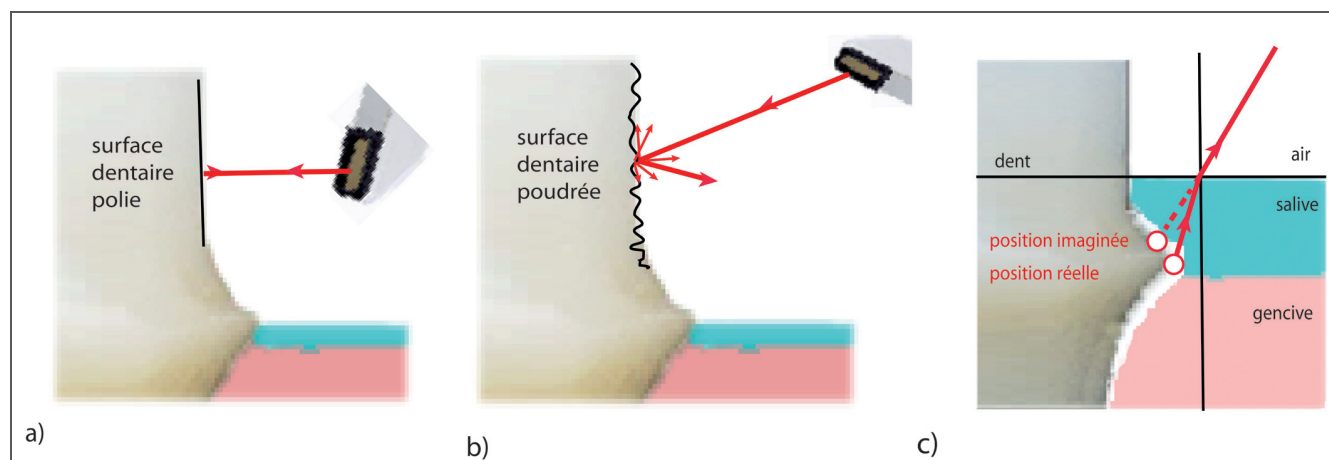
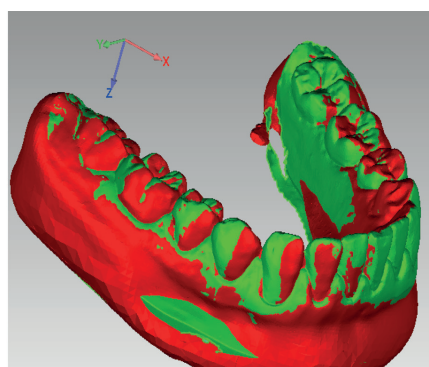
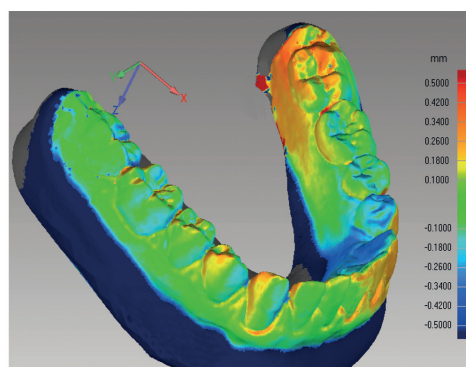


fig. 8 - Lois de Snell Descartes. **a** : réflexion totale avec une inclinaison à 90° sur une surface polie ; **b** : génération de lumière diffuse sur une surface poudrée et diminution de la réception de lumière par inclinaison de l'appareil ; **c** : erreur commise par la non-prise en compte de la réfraction à la limite salive/air.



a)



b)

fig. 9 - Illustration du phénomène de distortion présent sur une arcade complète. Vision des deux arcades recalées via le logiciel Geomagic (calcul de la différence spatiale dans les trois dimensions de l'espace en millimètres).

du patient. Enfin, l'usage de gants noirs non reconnus par la caméra peut être préconisé lors de l'utilisation de certaines caméras.

CONCLUSION

Toutes les caméras actuelles sont capables de transformer un signal lumineux en un fichier contenant une multitude de triangles colorés et/ou texturés (fig. 9).

Ces fichiers peuvent être générés dans un format .stl entièrement libre ou par l'intermédiaire d'un format propriétaire fermé (ou partiellement ouvert). Ils sont donnés pour une précision moyenne située entre 7 et 20 μm pour une empreinte partielle et de l'ordre de 50 à 100 μm pour une arcade complète [13, 18, 21-23]. Cependant, la plupart des publications analysent des modèles en plâtre en ne

prenant pas en compte les difficultés liées à la mobilité du patient, à la présence de salive, aux mouvements de la langue et à la difficulté de relever certaines zones due par exemple à des arcades particulières ou à une ouverture buccale limitée. Le plâtre peut en effet être facilement manipulé dans tous les sens, ce qui permet de générer un nombre de prises de vue complémentaires bien plus facilement qu'avec un patient, et il ne présente pas de surfaces réfléchissantes. En bouche, la précision de l'EOIB permet de réaliser des restaurations unitaires ou de quelques éléments (couronnes, inlay/onlay, facettes et bridges de 3 ou 4 dents). Cependant, une distortion de l'EOIB sur arcade complète a été mesurée et évaluée à environ 300 μm , ce qui contre-indique pour l'instant l'utilisation de cette technique pour des éléments de grande étendue, notamment pour les travaux implantaires complexes [24-26] (fig. 10).

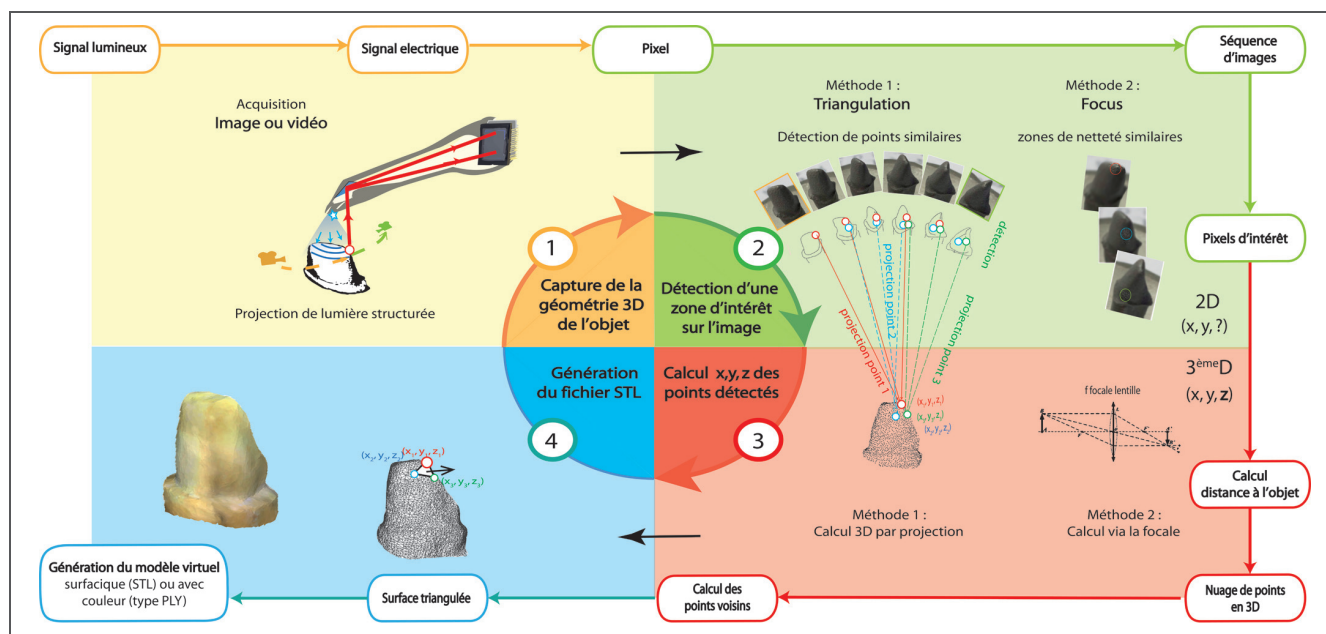


fig. 10 - Étapes nécessaires à la reconstruction d'un fichier 3D (.stl ou .ply).

Cette facilité de l'empreinte sur plâtre masque la complexité de la technique au praticien et, surtout, les principes de fonctionnement de chaque type de caméra, illustrant le fait qu'une EOIB reste un geste opérateur dépendant demandant une courbe d'apprentissage, nécessitant la mise en place de protocoles rigoureux et l'utilisation de matériel adapté [7, 14, 15]. La facilité d'utilisation et les

champs d'indications de l'EOIB devraient bientôt être élargis grâce aux progrès rapides de certaines techniques comme la stéréophotogrammétrie, l'interférométrie, la polarimétrie ou encore les ultrasons [19, 20] (fig. 11).

Enfin, avant d'investir dans une caméra, il convient de s'assurer de son recul clinique et scientifique pour éviter d'être déçu par l'empreinte optique intrabuccale.

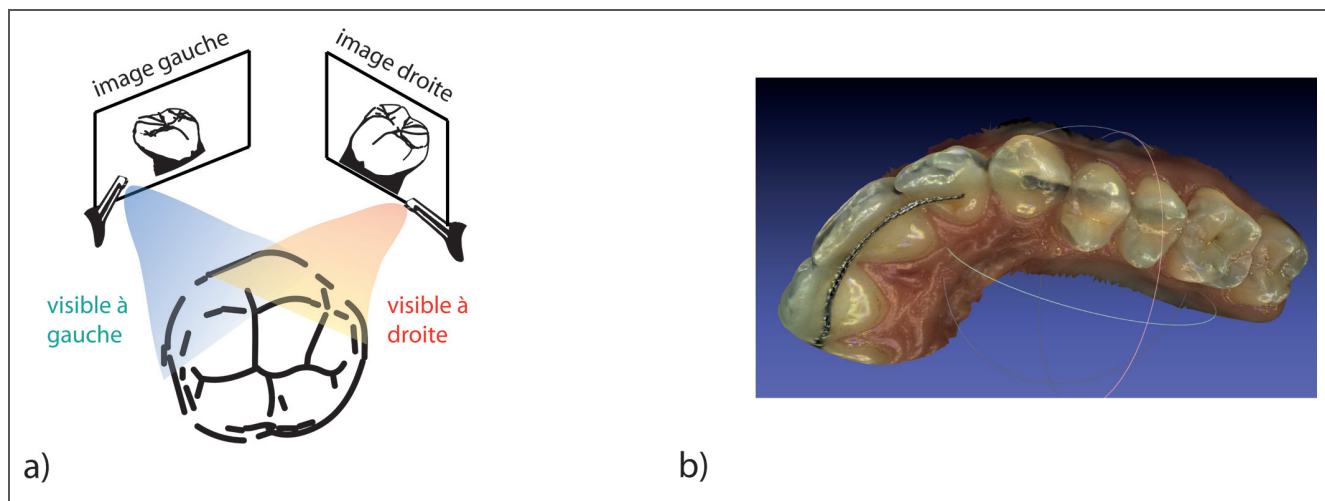


fig. 11 - Stéréophotogrammétrie et empreinte optique intrabuccale : **a** : la stéréophotogrammétrie fonctionne en analysant la déformation de la dent selon deux angles de vues différents ; **b** : fichier PLY obtenu à partir de cette caméra.

BIBLIOGRAPHIE

- 1 Duret F. Empreinte optique. Thèse de doctorat d'université, odontologie. Lyon : Université Claude-Bernard, 1973.
- 2 Ireland AJ, McNamara C, Clover MJ, House K, Wenger N, Barbour ME *et al.* 3D surface imaging in dentistry – what we are looking at? *Br Dent J* 2008;205:387-392.
- 3 Taneva E, Kusnoto B, Evans CA. 3D scanning, imaging, and printing in orthodontics. In : Proffit WR, Fields HW, Sarver DM (eds). *Contemporary orthodontics*. Amsterdam : Elsevier, 2015:147-188.
- 4 Chen LC, Xu ZQ. Innovative 3D dental measurement for tooth model restoration engineering materials. *Key Engineering Materials* 2005;295-296:145-150.
- 5 Gao J, Xu W, Geng J. 3D shape reconstruction of teeth by shadow speckle correlation method. *Optics and Lasers in Engineering* 2006;44:455-446.
- 6 Geng J. Structured-light 3D surface imaging: a tutorial. *Advances in Optics and Photonics* 2011;3:128-160.
- 7 Müller P, Ender A, Joda T, Katsoulis J. Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence Int* 2016;47:343-349.
- 8 Mao Z, Park K, Lee K, Li X. Robust surface reconstruction of teeth from raw pointsets. *Int J Numer Meth Biomed Engng* 2014;30:382-396.
- 9 Hong-Seok P, Chintala S. Development of high speed and high accuracy 3d dental intra oral scanner. *Procedia Engineering* 2015;100:1174-1181.
- 10 Azevedo TCS, Tavares JMRS, Vaz MAP. 3D object reconstruction from uncalibrated images using an off-the-shelf camera. In : Tavares J, Jorge RN (eds). *Advances in computational vision and medical imaging processing*. Amsterdam : Springer Netherlands, 2007:117-136.
- 11 Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradies G. Accuracy of two digital implant impression systems based on confocal microscopy with variations in customized software and clinical parameters. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29:853-862.
- 12 Sparring J, Hommelhoff K, Bayes J. Reconstruction of missing teeth. *Journal of Mathematical Imaging and Vision* 2008;31:245-254.
- 13 Flügge TV, Schlager S, Nelson K, Nahles S, Metzger MC. Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013;144:308-313.
- 14 Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradies G. Accuracy of a digital impression system based on activewavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015;17:e54-e64.
- 15 Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradies G. Accuracy of a digital impression system based on active triangulation technology with blue light for implants: effect of clinically relevant parameters. *Implant Dent* 2015;24:498-504.

- 16** Solaberrieta E, Arias A, Brizuela A, Garikano X, Pradies G. Determining the requirements, section quantity, and dimension of the virtual occlusal record. *J Prosthet Dent* 2016;115:52-56.
- 17** Tzou CH, Artner NM, Pona I, Hold A, Placheta E, Kropatsch WG *et al.* Comparison of three-dimensional surface-imaging systems. *J Plast Reconstr Aesthet Surg* 2014;67:489-497.
- 18** Su TS, Sun J. Comparison of repeatability between intraoral digital scanner and extraoral digital scanner: an *in-vitro* study *J Prosthodont Res* 2015;59:236-242.
- 19** Burgner J, Simpson AL, Fitzpatrick JM, Lathrop RA, Herrell SD, Miga MI. A study on the theoretical and practical accuracy of conoscopic holography-based surface measurements: toward image registration in minimally invasive surgery. *Int J Med Robot* 2013;9:190-203.
- 20** Aubreton O, Bajard A, Verney B, Truchetet F. Infrared system for 3D scanning of metallic surfaces. *Machine Vision and Applications* 2013;24:1513-1524.
- 21** Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision *J Prosthet Dent* 2013;109:109-121.
- 22** Ender A, Zimmermann M, Attin T, Mehl A. *In vivo* precision of conventional and digital methods for obtaining quadrant dental impressions. *Clin Oral Investig* 2016;20:1495-504.
- 23** Jeong ID, Lee JJ, Jeon JH, Ji-Hwan K, Hae-Young K, Woong-Chul K. Accuracy of complete-arch model using an intraoral video scanner: an *in vitro* study. *J Prosthet Dent* 2015;115:755-759.
- 24** Patzelt SB, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig* 2014;18:1687-1694.
- 25** Nouri M, Asefi S, Baghban AA, Aminian A, Shamsa M, Massudi R. Validity and reliability of a three-dimensional dental cast simulator for arch dimension measurements. *Dent Res J* 2014;11:656-662.
- 26** Jacob HB, Wyatt GD, Buschang PH. Reliability and validity of intra-oral and extraoral scanners. *Prog Orthodont* 2015;16:38.

Liens d'intérêts

Les auteurs déclarent n'avoir aucun lien d'intérêts concernant cet article.

Auteurs

Raphaël Richert - Ingénieur diplômé des Mines, étudiant en odontologie

Alexis Goujat - Chirurgien-dentiste, AHU

Gilbert Viguie - Chirurgien-dentiste, MCU-PH

Stéphane Viennot - Chirurgien-dentiste, MCU-PH

Maxime Ducret - Chirurgien-dentiste, maître de conférences associé, praticien contractuel

Faculté d'odontologie

Université Claude-Bernard Lyon 1

11, rue Guillaume-Paradin

69372 Lyon cedex 08