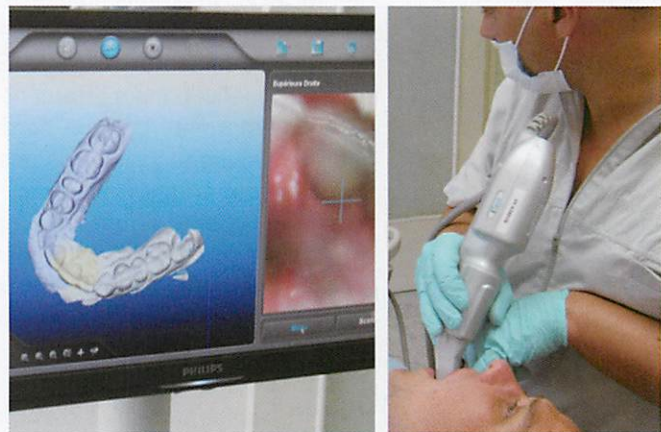


L'empreinte optique : silence on tourne !

Tout ce que vous avez toujours voulu savoir sur le fonctionnement des caméras de prises d'empreintes optiques intra-buccales, sans jamais oser le demander...

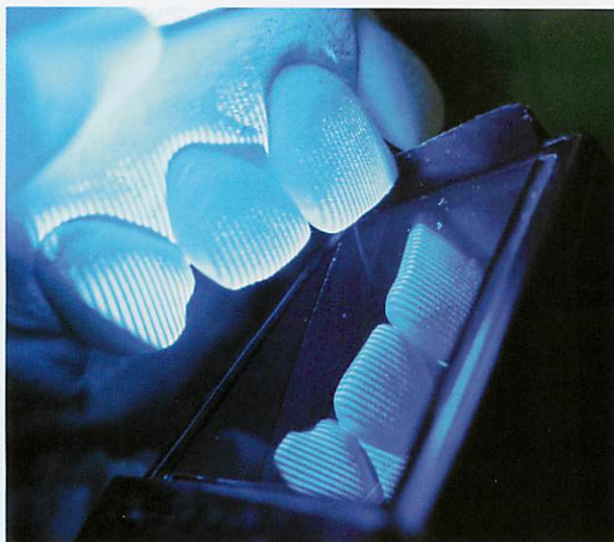
O. LANDWERLIN, M. FAGES
Chirurgiens-dentistes



Quelles sont les causes possibles d'imprécisions en empreintes optiques ?
Quels sont les principes de fonctionnement des systèmes et protocoles de scannage ?
Où en est la recherche actuelle et quels sont les développements futurs ?

Les auteurs déclarent ne pas avoir de lien d'intérêt

Dans sa thèse fondatrice de la CFAO Dentaire en 1973, (1) François Duret invente et décrit l'empreinte optique intrabuccale, posant ainsi les bases d'une révolution fondamentale de l'odontologie moderne. Depuis, l'empreinte optique circule par internet et s'est enrichie des meilleures innovations en optique, électronique et informatique, faisant même apparaître à l'écran la couleur réelle sur nos modélisations 3D. Actuellement, le principal objectif avec les systèmes de balayage intrabuccal est d'obtenir plus



1

Fig. 1 Caméra CEREC AC Bluecam (Sirona) : lumière structurée, projection de franges de lumière sur surfaces poudrées.

de précision, y compris pour les zones de numérisation de grandes étendues, et de simplifier le traitement clinique. De nombreuses publications s'efforcent de présenter l'empreinte optique comme une seule et unique technique de prise d'empreintes numériques. Il existe, en fait, plusieurs types d'empreintes optiques, impliquant forcément différents protocoles de numérisation intrabuccale. Une étude (2) sur des restaurations effectuées par CFAO a relevé 6 causes possibles d'imprécisions en empreinte optique, dont : 6 causes possibles d'imprécisions en empreinte optique : une mauvaise préparation des dents, l'instabilité du scanner en bouche, une angulation incorrecte dans le positionnement de la caméra, un poudrage en couche inégale, la présence de fluide dans la zone de balayage, la présence d'artefacts dans le sulcus.

Actuellement, l'empreinte optique semble arriver à maturité avec des sondes de plus en plus légères, facilement connectables sur ordinateur, très ergonomiques et utilisables au fauteuil comme un simple périphérique, comme le Condor Intra Oral Scanner (fabriqué par AABAM) présenté par François Duret à l'ADF 2013. Dans cette étude nous aborderons le fonctionnement des différentes familles de caméras et présentons le protocole recommandé suivant chaque type de

technologie, puis, à la lumière de différentes études comparatives, nous ferons le point sur les résultats obtenus pour en déduire un mode opératoire fondé sur la preuve.

FONCTIONNEMENT DES DIFFÉRENTS SYSTÈMES ET PROTOCOLES DE SCANNAGE

Les systèmes présents sur le marché fonctionnent selon quatre technologies :

- la triangulation
- l'imagerie confocale parallèle
- l'échantillonnage actif du front d'onde : Active Wavefront Sampling
- la stéréophotogrammétrie.

Les deux premières technologies permettent, selon les systèmes, une acquisition statique, image par image (point & click), ou dynamique par acquisition et en flux continu « à la volée » ou « full motion ». L'acquisition image par image s'effectue par une superposition partielle de photos 3D successives, chacune avec l'image précédente. C'est ce que l'on appelle le principe de corrélation.

En « full motion » l'acquisition se fait par agglutination successive de points ou voxels (pixels volumiques portant l'information 3D), mais la notion de corrélation intervient également. Si le balayage de la sonde au-dessus des surfaces dentaires est trop rapide, la corrélation entre les données enregistrées ne se fait pas. Il se produit une perte du « tracking », et l'enregistrement est interrompu. Ceci est signalé à l'écran par différents signaux selon le type de caméra utilisé.

D'autres systèmes utilisant diverses technologies sont en cours d'étude et de développement.

Triangulation

L'appareil projette un rayonnement sur une section de la surface bucco-dentaire. Chaque point de la surface touché par la source lumineuse est enregistré sur un capteur intégré au scanner par mesure de l'intensité de chacun de ces points (3). La troisième dimension est donnée par mesure de triangulation (triangle formé entre le faisceau lumineux émis et le faisceau réfléti, permettant par calcul

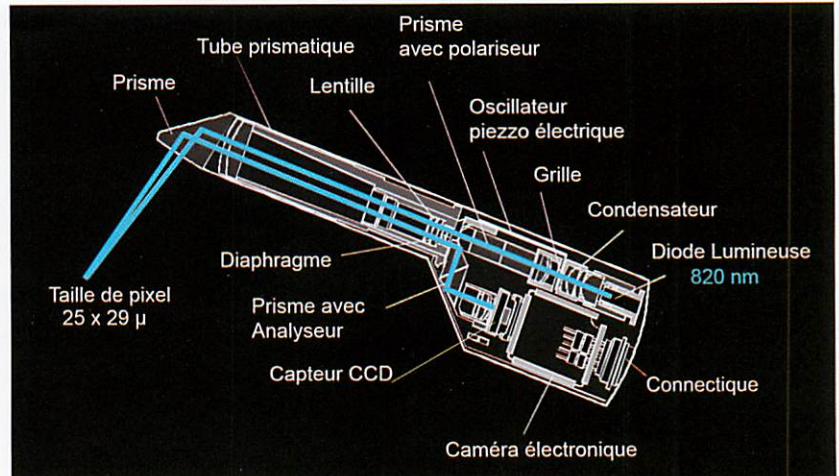
géométrique la connaissance de la profondeur). Ces points sont enregistrés dans la mémoire de l'ordinateur qui contrôle le scanner. Cette opération est répétée des milliers de fois par seconde, générant un fichier très dense de points X, Y, Z de la surface à numériser, appelé nuage de points. Affiché à l'écran de l'ordinateur, il montre la forme tridimensionnelle de la surface numérisée. On distingue deux types de triangulation : avec projection de lumière structurée ou avec projection laser.

Triangulation avec projection de lumière structurée : le système CEREC (fig.1)

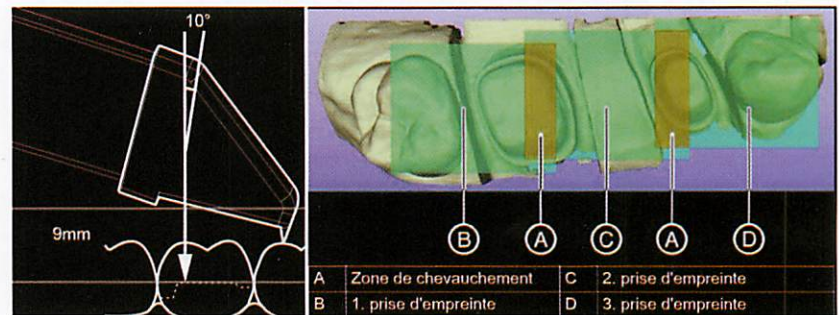
Le scanner à lumière structurée projette un motif lumineux composé d'une série de lignes lumineuses (lumière structurée), de franges de lumière générées par interférométrie, dont on observe la déformation (interférogramme). L'intensité de la lumière détectée par chaque capteur est issue d'une mesure de la distance entre la tête du scanner et un point de l'objet cible. Ceci nécessite une surface de réflexion indépendante des différents matériaux (dentine, amalgame, résine gencive). Cela rend nécessaire le poudrage (coating) permettant une réflexion uniforme au niveau des surfaces. Les versions anciennes du CEREC employaient une caméra avec un laser infrarouge (dite « Redcam »), l'actuelle version CEREC Bluecam utilise une diode LED émettant en lumière bleue dont la longueur d'onde améliore la précision (34 μm pour la Bluecam contre 42 μm pour la Redcam) (4). Les images restent nettes, y compris sur leur périphérie, favorisant la superposition de plusieurs images et autorisent l'enregistrement d'une surface plus étendue. Cette version est équipée d'un détecteur automatique de secousses ne permettant l'acquisition d'images que si la caméra est parfaitement stable (fig. 2).

Le positionnement correct de la caméra CEREC (AC Bluecam ou 3D) (fig. 3) implique le respect :

- de la profondeur de champ : se positionner à 1 cm environ par rapport à la surface occlusale de la préparation,



2



3

- de l'angulation (10°) : avec calage sur la dent distale adjacente. L'axe de prise d'empreinte doit être confondu avec l'axe d'insertion de la préparation, l'écran de contrôle aide au positionnement,
- des zones de chevauchement : afin que la corrélation des vues puisse se faire informatiquement, les saisies successives se font par translation de la caméra en veillant à ressaisir une partie de la zone précédemment enregistrée.

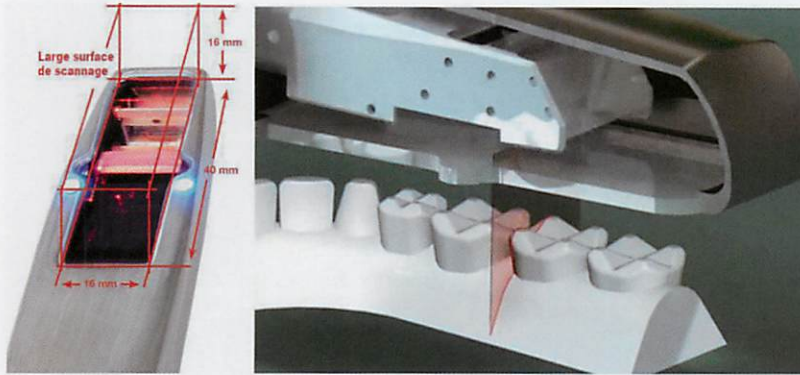
Fig. 2 Fonctionnement d'un scanner CEREC par triangulation.

Fig. 3 Positionnement de la caméra CEREC lors d'une prise d'empreinte optique, calage sur la dent adjacente pour éviter le flou cinétique, respect de la distance, de l'angulation du chevauchement.

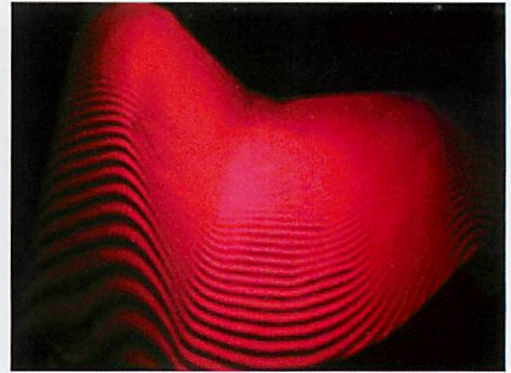
Triangulation avec projection laser

Balayage laser avec l'IOS FastScan

Equipé d'un procédé de mesure par triangulation avec projection laser, l'IOS FastScan permet le scannage rapide, par un balayage rectiligne du faisceau, à une vitesse de 40 mm par seconde de plusieurs dents, en trois saisies successives statiques sur zone poudrée (3 clichés :



4



5



6

Fig. 4 IOS Fast Scan, dispositif de coulisement interne du projecteur laser au sein de la tête de la sonde pour un balayage laser des arcades de 40 mm par seconde.

Fig. 5 Acquisition en AFI avec le scanner DPI - 3D de Dimensional Photonics.

Fig. 6 Lythos (Ormco) Scanner intraoral pour orthodontie : une technologie par interférométrie laser.

occlusal, vestibulaire, lingual). Il évite ainsi les distorsions et donc les difficultés de corrélations d'images dues aux mouvements parasites. La zone enregistrée correspond à environ trois dents cuspidées en une seule prise, ce qui garantit un confort d'utilisation. La mise au point se fait automatiquement selon le principe de Scheimpflug, utilisé en photographie classique, afin d'augmenter la profondeur de champ pour corriger une vue en perspective, dont les zones trop lointaines ou trop proches apparaîtraient floues (une correction du plan focus se fait automatiquement lorsque le plan objet n'est pas parallèle au plan de la lentille) (fig. 4).

L'Accordion Fringe Interferometry (AFI) (fig. 5)

Cette technologie s'appuie sur l'interférométrie laser développée par Dimensional Photonics International et des chercheurs du MIT (l'Institut de Technologie du Massachusetts). L'intérêt est d'améliorer la précision et la rapidité de la mesure dimensionnelle sans aucune pièce mécanique fixe ou en mouvement, donc sans besoin de calibrage préalable.

Le scanner

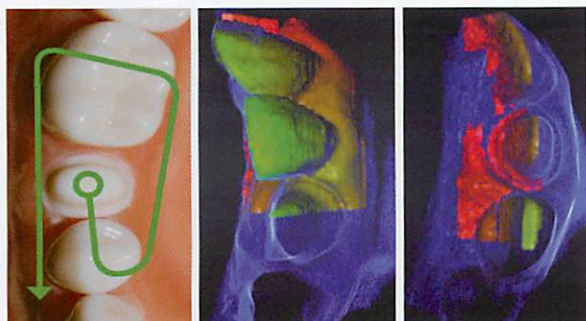
Lythos d'Ormco (proposé essentiellement pour les orthodontistes au milieu de l'année 2013), l'EAD Nevo (E4D Technologies), ou le Planscan (distribué en France par Planmeca) également commercialisés en 2013 sont équipés de cette technologie (fig. 6).

Deux sources ponctuelles : des faisceaux lasers, de même fréquences et parallèles, provenant de deux fibres optiques voisines, forment des franges d'interférences sur les surfaces éclairées en raison de la nature ondulatoire de la lumière. Un décalage des phases interférométriques (Phase Shifting Interferometry ou PSI) se fait électroniquement au niveau des deux fibres émettrices du laser. La superposition d'ondes provenant de deux sources lumineuses de même fréquence se traduit par le phénomène de création de franges d'interférence : en certains endroits, l'intensité lumineuse est maximale, alors qu'en d'autres endroits, elle est minimale voire nulle. Le front d'onde est codé sous la forme d'une variation d'intensité des décalages de phase, variation interprétée par algorithmes informatiques pour en déterminer la 3^e dimension.

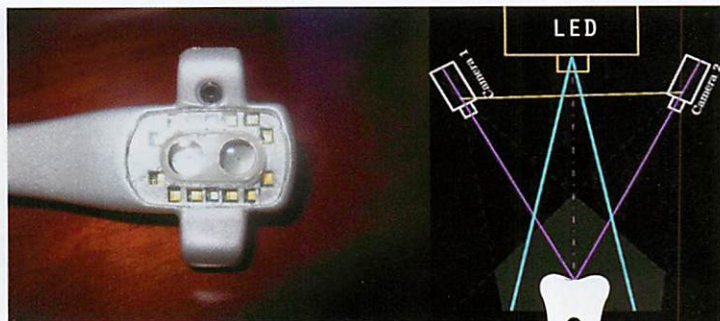
L'AFI se veut une technologie moins sensible aux variations de lumière ambiante. Elle présente une plus grande profondeur de champ et une capacité accrue à numériser des surfaces brillantes sans poudrage, même si le scannage ne se fait actuellement pas en couleurs réelles, mais en mode ICEverything™, qui offre le confort visuel d'une vue hyperréaliste (fig. 7).

Stéréophotogrammétrie

Les systèmes stéréophotogrammétriques ou stéréoscopiques utilisent généralement deux caméras vidéo, légèrement espacées, pointant vers la même scène. Le principe de base est simple, reproduire



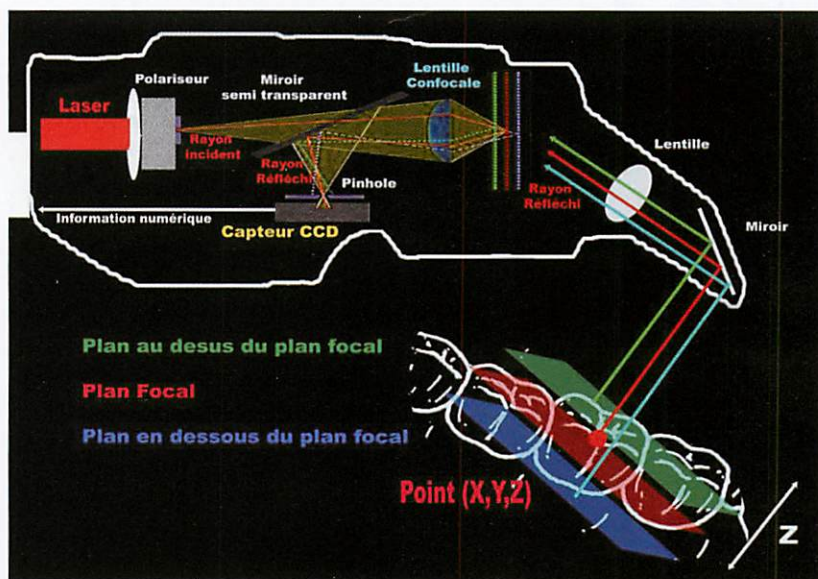
7



8

le fonctionnement de la vision des yeux humains.

En analysant les légères différences entre les images des deux appareils, il est possible de déterminer la distance de chaque point de l'image. Cette technique est fondée sur la production de deux images stéréo obtenues à partir de deux caméras dont la position respective et l'angulation sont connues. Cette information est utilisée dans le but de connaître la position tridimensionnelle d'un point, calculée à partir de l'enregistrement de ce point, selon deux positions légèrement décalées correspondant au point gauche et droit d'une ligne épipolaire. Ce procédé produit une mesure précise en raison de l'absence de biais liée à des problèmes de calibration, de pièces rotatives mécaniques tournantes. Cependant, diverses expériences (5) ont montré qu'avec cette technologie, seuls les points à haut niveau de contraste et aux angles bien définis étaient mesurés avec précision. La lumière ambiante pouvant affecter la capacité à saisir toutes les données volumiques, une lumière contrôlée au niveau de la caméra par des LED doit être émise. Un des avantages de cette méthode est le faible coût des composants. L'utilisation de la stéréophotogrammétrie présente un intérêt majeur dans la légèreté et la miniaturisation du système puisque l'essentiel de la technologie réside plus dans le « software » (partie de programmation informatique) que dans le « hardware » (les composants électroniques). Ainsi, avec le Condorscan on passe sous la barre des 100 gr. L'Elionic (Steinblicher) et l'aTron3D BlueScan



9

(a.Tron3D) sont également remarquables en termes de légèreté (fig. 8). La sonde de numérisation Condorscan se maintient idéalement à une distance constante optimale de 12 mm.

Les images sont nettes à partir de 7 mm et l'on peut capter les données jusqu'à 20 mm.

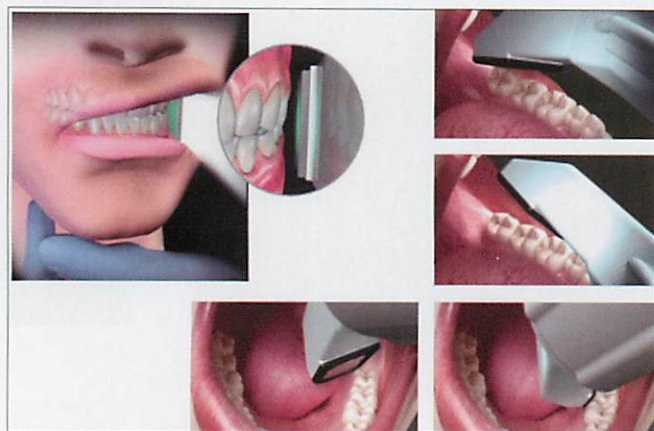
Confocale parallèle (fig. 9)

Le scannage par imagerie confocale est une technique permettant d'acquérir une série d'images nettes dite "in-focus" à des profondeurs de champ sélectives, selon un procédé connu sous le nom de "sectionnement optique" issu de la

Fig. 7 Trajet de scannage optimisé pour une préparation unitaire (Manuel E4D Nevo, E4D Technologies). La distance de scannage optimum est indiquée en vert.

Fig. 8 Condorscan (Condor) de F. Duret : tête du scanner intraoral, utilisant la technologie de stéréophotogrammétrie.

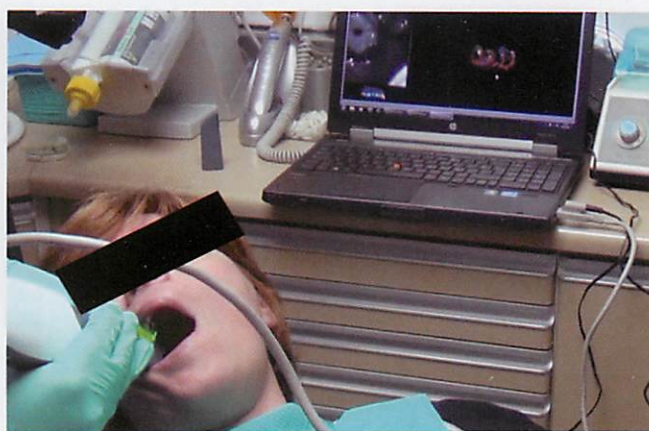
Fig. 9 Fonctionnement d'un iTerio (Align) par confocale parallèle.



10

Fig. 10 Différentes prises de vues constitutives de l'empreinte pour l'enregistrement correct des faces proximales parfois difficile à saisir (Scanner iTero).

Fig. 11 Empreinte optique au Carestream 3500 : scanner complémentaire de la face mésiale d'une 17. Position de la sonde se rapprochant de 90° par rapport à l'axe MD et bascule de la tête de la sonde de façon à voir la face à enregistrer sur l'écran de contrôle (à gauche de l'écran).



11

Microscopie Confocale Parallèle, principe inventé par Minsky en 1955 (6). Un rayon lumineux est émis vers le volume à enregistrer. Il y a alors réémission des rayons provenant de différents plans de la préparation. Grâce à un diaphragme variable appelé "trou d'aiguille" (pinhole), qui élimine le signal lumineux provenant d'autres plans, il est possible de sélectionner les rayons émis par un seul plan de la préparation. L'intérêt majeur de cette technique est de pouvoir s'affranchir au maximum des problèmes de profondeur de champ (prise de vue télécentrique). L'optique télécentrique permet aux objets d'apparaître avec une taille constante indépendamment de leur distance par rapport au prisme. Elle dispose d'une profondeur de champ suffisante pour la saisie de préparations profondes, ce qui est d'un intérêt clinique certain. Le scannage par image confocale pourra être statique pour les caméras Itero et Carestream ou dynamique avec la caméra CEREC Omnicam ou Trios. Toutefois, ces systèmes doivent travailler à une distance déterminée de la zone à enregistrer, signalée sur l'écran de contrôle. Si l'on ne positionne pas correctement la caméra, l'opération de prise d'empreinte est interrompue ou invalidée.

Imagerie Confocale parallèle statique

Le faisceau laser passe par une ouverture. Il est concentré par une lentille objective puis projeté sur la surface de l'objet. Réfléchi par cette surface, il est recollecté.

Un moteur permet au niveau du dispositif optique confocal de faire varier le focus en un temps court pendant lequel toutes les données de scannage sont saisies.

Le scanner iTero produit 100 000 points de lumière laser, avec une mise au point successive sur 300 profondeurs focales de la structure de la dent. Ces images sont espacées d'environ 50 micromètres (ce qui équivaut à environ 15 mm de profondeur). La structure tridimensionnelle des dents est ainsi reconstruite sur la base des positions spécifiques des points présentant une intensité maximum de la lumière réfléchiée. Un capteur CCD convertit la lumière réfléchiée en données numériques en un temps d'environ 1/3 de seconde, avec une précision de 15 microns.

La prise d'empreinte avec l'iTero (Align) (fig. 10)

Avec l'iTero, la prise d'empreinte requiert une série d'étapes successives indispensables, dans un ordre défini dont la séquence suit impérativement les indications données à l'écran (ou en voix synthétique). Pour saisir une dent donnée on commence par trois clichés: occlusal, vestibulaire, palatin. Les zones proximales ne sont généralement pas enregistrées dans leur intégralité après ces clichés. On procède ensuite, à quatre clichés supplémentaires par un mouvement du poignet servant à "ouvrir" ou "fermer" l'angle entre l'axe mésio-distal et l'angle de prise de vue: face vestibulo-distale, face vestibulo-mésiale, face disto-linguale

(palatine), face mésio-linguale (palatine). Cette procédure sera à répéter autant de fois que nécessaire pour une héli-arcade ou une arcade complète. Pour l'occlusion, des vues buccales et linguales à 45° des dents opposées sont enregistrées. Puis un enregistrement incluant une vue vestibulaire du secteur d'arcade concerné en occlusion est effectué.

La marque iTero a été rachetée en 2013 par la société Align (fabricant des gouttières orthodontiques Invisalign) qui à ce jour s'est désengagée de la commercialisation de ce scanner en Europe. Il est désormais plus particulièrement destiné à l'orthodontie.

La prise d'empreinte avec la CS3500 (Carestream) (fig. 11)

La caméra Carestream permet des saisies par clichés successifs en HD sans poudrage par imagerie confocale parallèle utilisant un laser vert et une acquisition en couleur réelle avec 4 LED (bleu, vert, rouge, UV). Par rapport au protocole du scan avec l'iTero, outre le fait d'être plus maniable, la sonde peut être déplacée à n'importe quel moment dans toutes les positions possibles pour compléter des zones manquantes lors de l'enregistrement, comme perpendiculairement à l'axe distal d'une dent pour parfaire une vue proximale. Le logiciel se charge de « remettre l'image dans le bon sens », ceci grâce au faible volume de données d'une image par rapport aux acquisitions successives. Carestream CS3500 dispose d'embouts de petite taille permettant la saisie dans des zones difficiles d'accès ou sur des enfants.

Imagerie confocale parallèle dynamique

Cette technologie est utilisée sur les scanners les plus récents pour accélérer la saisie par un mode d'acquisition « Full motion », permettant au praticien non pas de prendre des clichés, mais de « filmer » la zone d'intérêt. Les ingénieurs ont couplé la mesure par confocale avec des procédés d'interférométrie permettant la projection de franges, soit en lumière structurée (3Shape, CEREC Omnicam,

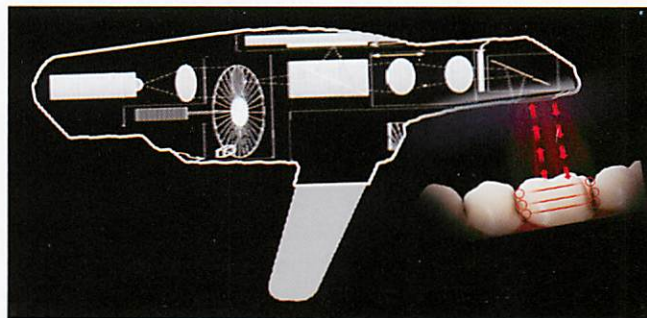
Appolo DI) soit en lumière laser (iTero2, Cyrtina).

La superposition d'ondes provenant de deux sources lumineuses de même fréquence se traduit par le phénomène de création de franges d'interférence enregistrées par capteur CCD. Le front d'ondes est codé sous la forme d'une variation d'intensité des décalages de phases déterminant la variation du front d'ondes objet par rapport au front d'ondes de référence. Le principe de base de cette méthode de mesure consiste à moduler en continu le déphasage entre les faisceaux objet et référence émis par la sonde. En mesurant la figure d'intensité qui en résulte, la phase de l'onde peut être déterminée à l'aide d'un système de traitement de données pour nous donner l'image 3D.

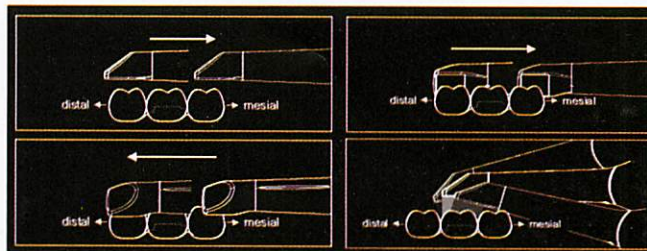
L'« Ultra Fast Optical Sectioning » TRIOS 3shape (fig. 12 et 13)

C'est une méthode de mesure par imagerie confocale en continu développée par la société 3Shape, avec un balayage rapide en lumière structurée oscillante sur l'objet, sous la forme de franges d'interférence. Cette variation/oscillation de la

Fig. 12 Trios 3Shape Ultra fast optical sectioning (14).
Fig. 13 Empreinte optique sans poudrage : le scanner intraoral Trios 3Shape enregistre sans difficulté une surface métallique réfléchissante inlay-core en alliage Cro-Co).



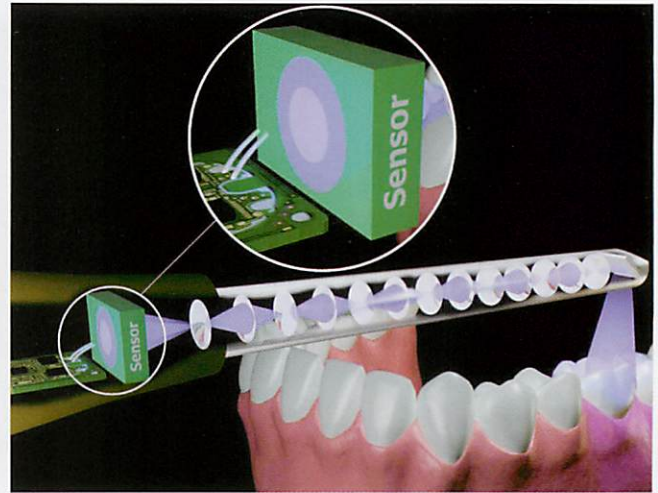
12



13



14



15

Fig. 14 Protocole de scannage CEREC Omnicam des faces occlusales vestibulaires, linguales et proximales (Manuel CEREC Omnicam Sirona).

Fig. 15 Fonctionnement du Lava C.O.S.

lumière variable dans le temps et l'espace est couplée avec une variation du plan focus pendant que l'on maintient à une distance déterminée de la dent. Des images 2D sont saisies (jusqu'à 3000 par seconde) et actualisées.

Le motif de points est projeté sur la surface donnant ainsi naissance à une grande variation d'amplitude d'intensité des points, déterminant la position des points enregistrés, selon leur contraste. La 3^e dimension de l'objet scanné est déterminée en trouvant le plan correspondant pour chaque pic d'intensité sur le capteur CCD situé dans le corps de la caméra. La particularité de ce système est la variation du plan focal sans bouger le scanner en relation avec l'objet scanné.

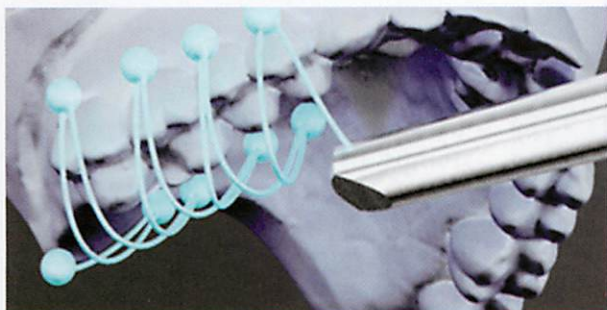
Le plan focal doit ainsi être continuellement maintenu selon une fréquence précise, à chaque fois que le motif de points d'illumination scintille. Ceci implique une tenue de la caméra à distance constante des dents à enregistrer, lors de son déplacement. Le temps d'acquisition 3D est réduit à son minimum par la puissance des machines et des algorithmes, minimisant le biais produit par les mouvements involontaires entre la sonde et la surface à enregistrer (7). Innovation récente, le 3Shape Trios inclut désormais la prise de teinte numérique automatisée pendant le scannage.

Protocole de scannage Omnicam (fig. 14)

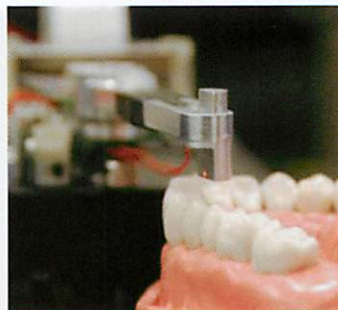
La sonde doit être tenue à une distance de 0 à 15mm (idéalement 5 mm) parallèlement aux surfaces à enregistrer. Si la distance est trop importante, aucune donnée ne sera enregistrée.

Avec l'Omnicam, comme avec la plupart des scanners « Full Motion », on procède à l'acquisition par un « parcours » dans le sens disto-mésial des faces occlusales et vestibulaires puis dans le sens mésio-distal pour saisir les faces linguales ou palatines des dents. Pour l'acquisition des faces proximales, on se positionne en vue occlusale puis on bascule de 15° en ouvrant et fermant l'angle. L'enregistrement de l'occlusion se fera par un balayage vestibulaire des arcades en occlusion. L'image obtenue restitue les couleurs naturelles des dents et des tissus environnants.

L'imagerie confocale parallèle, dont le premier système fut mis au point en 2005 (iTero Cadent), a permis pour la première fois l'empreinte optique sans poudrage. L'empreinte optique confocale parallèle dite télécentrique par rapport à la technique par triangulation résout les problèmes de projection d'ombre lorsque le rayon incident conique crée des zones non saisies par le capteur (car ne renvoyant pas la lumière puisqu'elle se trouve dans la zone d'ombre du cône de lumière projetée). Le rayon réfléchi se trouve sur le même axe que le



16



17

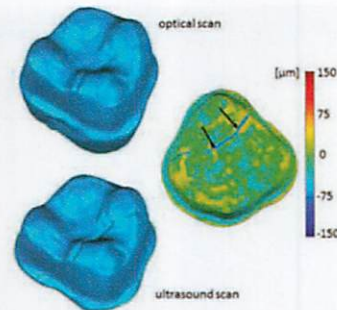


Fig. 16 Trajet en zigzag lors du scan avec un Lava C.O.S.

Fig.17 Evaluation d'un prototype de microscanner intraoral ultrasonique IDA Sonic développé à Aachen University (Image RWTH Aachen).

rayon émis d'où une précision de mesure accrue. De plus, les mesures aux différentes focales se faisant automatiquement, la caméra peut être posée directement sur la dent. Cela rend la prise de clichés plus aisée dans des régions postérieures.

Active Wavefront Sampling, le système LAVA (COS, True definition) (fig. 15)

Description

L'Active Wavefront Sampling (Échantillonnage Actif du Front d'Onde) est un procédé développé par le Massachusetts Institute of Technology en 2006 (8) et qui aboutit au Lava C.O.S (3M ESPE), première machine utilisant ce système. Elle comporte une lentille avec un obturateur tournant présentant une ouverture légèrement désaxée, un système de leds bleues positionnées sur la tête de la caméra éclairant de façon pulsatile la zone à enregistrer. Le système de lentille concentre le rayon lumineux reflété jusqu'à des capteurs CCD qui saisissent la position de points à la surface des dents, à partir de différentes perspectives selon trois axes de prise de vue donnés à un temps t1, t2, t3 de la rotation de l'obturateur. Avec ces trois images, capturées quasi simultanément, les éléments de l'image 3D sont générés informatiquement "à la volée" à partir d'un unique système de formation d'images sur une lentille. L'information de profondeur (3D) est calculée par des algorithmes à partir d'une formule prenant en compte le calcul des trois rayons des cercles de focus (flou) générés sur le capteur au cours de chaque rotation. L'intérêt de ce système est de ne requérir qu'un

seul chemin optique pour le rayon lumineux. Pour plus de précision, le Lava C.O.S utilise la lumière bleue. La True Definition, succédant au C.O.S est plus compacte et plus précise passant d'un taux d'erreur de mesure maximum de 0.74 % à 0.22 % (9). Ce procédé allie les avantages de la triangulation, de la focalisation/défocalisation des appareils de mesure télécentriques avec un axe de vision presque confondu à l'axe de projection.

Le système prend 20 vues par seconde comprenant chacune 10 000 points par vue. Ainsi, pour une saisie de 120 secondes environ on fait 2400 vues soit 24 millions de points, assurant en théorie une précision de 10 microns. Avec ce système, la numérisation se fait directement sur l'image vidéo indiquant en temps réel le positionnement de la caméra ce qui dans un sens est plus pratique pour l'utilisateur celui-ci n'ayant qu'une zone de l'écran à regarder lors de l'empreinte optique.

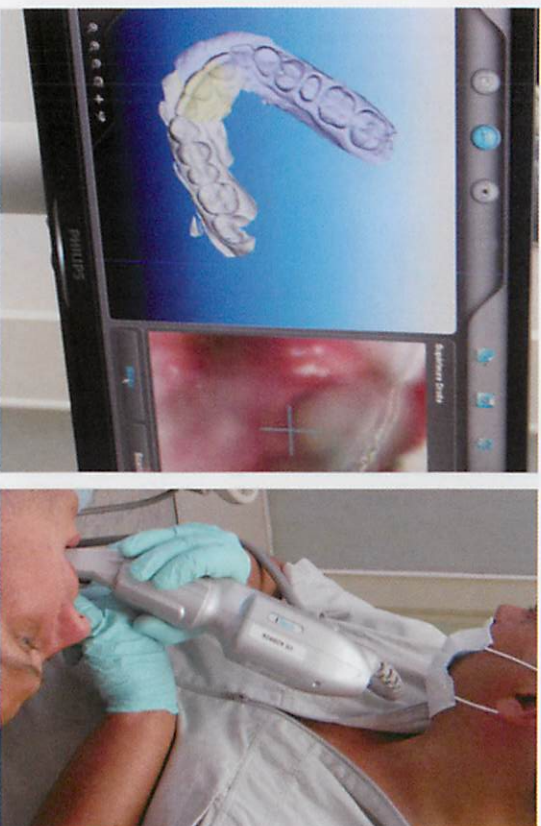
Fonctionnement (fig. 16)

Le protocole de scannage idéal recommande d'utiliser la technique du « zigzag » afin de couvrir de manière rationnelle toutes les zones y compris les surfaces proximales parfois difficiles à enregistrer (10).

RECHERCHES ACTUELLES ET DÉVELOPPEMENTS FUTURS

Scanner intraoraux à ultrasons (fig. 17)

Klaus Radermacher, responsable de l'ingénierie médicale à l'université de technologie RWTH Aachen, a développé



18

Fig. 18 Scan d'une arcade complète maxillaire avec l'iTero.

l'utilisation de l'échographie intra-orale. Son projet de technologie d'acquisition de données (IDA) est développé depuis 2009 dans son laboratoire où des stratégies de numérisation 3D à ultrasons sont optimisées et évaluées. L'échographie est une méthode de diagnostic rapide, non invasive, précise et rentable sans effets secondaires nocifs. Sur la base de ce travail, un prototype de microscanner à ultrasons miniaturisé est en cours d'élaboration. En bouche, il pourrait enregistrer les limites marginales indépendamment de la présence de sang, de salive, y compris les limites sous gingivales, sans effet négatif sur le parodonte.

Les premiers résultats pour la résolution de ce type ont été de 60 µm à la dis-

tance focale mais l'imprécision augmente lorsque l'on s'éloigne de cette distance idéale de mesure (11).

La saisie par PTOF (Mesure par Temps de vol à base de Laser Pulsé)

À l'Université de Perugia (Italie) et de Oulu (Finlande) des études sont en cours pour l'élaboration d'un nouveau type de scanner par mesure PTOF. On mesure le temps de propagation aller-retour de la lumière entre le capteur et la pièce à mesurer: l'écho lumineux.

Cela résoudrait les problèmes de projection d'ombres. Le rayon incident pouvant être sur la même ligne que le rayon réfléchi, ce qui est impossible par des techniques de triangulation. Les premiers résultats ont été encourageants et ont montré que pour une vitesse de balayage requise de 1 000 points/s avec une précision moyenne de ± 25 microns, une fréquence d'impulsions de 30 à 50 MHz serait nécessaire. Les auteurs ont déclaré que leur système pouvait tout à fait être utilisé en odontologie (12).

VALIDATIONS SCIENTIFIQUES ET ETUDES COMPAREES

Validation du Flux de travail numérique

La précision des restaurations CFAO réalisées à partir d'empreintes optiques s'est avérée satisfaisante selon diverses études (13, 14, 15). Plusieurs études ont validé la technique du Flux de Travail Numérique « Workflow » pour les systèmes Lava C.O.S (3M ESPE), CEREC (Sirona), en termes de précision et d'exactitude pour des couronnes en tout céramique (16, 17).

Le temps de scannage

Le temps de scannage par comparaison aux empreintes traditionnelles, est un argument souvent avancé pour valoriser les systèmes d'empreintes optiques intraoraux. Selon le cas clinique, le système et le degré d'expérience,

Tableau I - Temps de prise en minutes d'empreintes optiques pour différents systèmes et différentes situations cliniques

Systèmes cliniques	CEREC AC	CEREC AC commande au pied	iTero	iTero commande au pied	Lava C.O.S.
Couronne unitaire	4:16±0:04/	4:30±0:06	5:40±0:03	5:57±0:08	5:51±0:22
Bridge 2 piliers 1 inter	5:04±0:11	5:02±0:11	6:06±0:08	6:15±0:02	6:57±0:14
Arcade (14 éléments)	non réalisé	non réalisé	20:17±0:12	20:54±0:34	17:19±0:29

ce n'est pas toujours le cas... Le temps d'enregistrement s'améliore après un apprentissage évitant les superpositions excessives de scans, permettant d'enregistrer en un seul geste ininterrompu les zones les plus difficiles d'accès. Une étude a comparé les temps d'enregistrement de 3 systèmes: CEREC AC, CEREC AC avec commande au pied, iTero, iTero avec commande au pied, Lava C.O.S. et ce pour trois situations cliniques différentes: empreinte pour couronne unitaire, empreinte pour bridge à 2 piliers-1 inter, empreinte d'arcade complète (14 éléments). Les temps relevés, en minutes, sont notés au Tableau I.

Des différences significatives ont été trouvées entre les différents systèmes exceptés Lava C.O.S et iTero (avec commande au pied) pour les couronnes unitaires, CEREC et CEREC avec commande au pied, iTero et iTero avec commande au pied pour les empreintes de bridge, et pour arcade complète. Les empreintes arcades complètes n'ont pas été possibles avec le CEREC AC Bluecam en raison de difficultés à gérer les données à la fin du processus de scannage (18).

Le scannage d'arcade complète (fig. 18)

L'empreinte d'arcade complète concerne des réhabilitations globales (prothétiques ou implanto-prothétiques) qui impliquent le transfert exact des données au laboratoire. L'utilisation des technologies CFAO pour des prothèses amovibles (19, 20,21,22, 23, 24, 25) est actuellement à l'étude. Des logiciels comme le 3shape Dental Design, Digilea, ou DWOS 4.0 existent pour la conception 3D de prothèse amovible partielle ou complète à partir de modèle en plâtre. À ce jour, l'intérêt du scanner intra-oral pour la confection de prothèses amovibles, implanto ou dento-portées partielles ou complètes, n'a pas encore été démontré et documenté.

Une étude comparative (26) *in vitro* CEREC Bluecam, iTero en version "cliché", et Lava C.O.S "full motion" mesurant les écarts d'angulation lors d'empreintes optiques de "piliers implantaires" (sous la forme de cylindre dans un modèle en

Tableau II - Précision en µm de différents types de scanners

Scanner	CEREC Bluecam	iTero	TRIOS	True Definition
Précision (µm)	-287,5 à 132,6	-222,2 à 158,4	-298,2 à 83,8	-93,2 à -23,9

plâtre) a montré que pour de faibles écarts entre les piliers (placés sur l'axe sagittal médian et une première molaire mandibulaire), le Lava C.O.S présentait un moindre écart de mesure d'angle (0,2049°). Pour une grande distance nécessitant une empreinte globale de l'arcade (3 cylindres au niveau des deux premières molaires mandibulaires et sur l'axe sagittal médian) l'iTero présentait en moyenne l'imprécision d'angulation la plus faible (0,0529°). Concernant l'imprécision de mesures des distances, en situation clinique simulée d'empreinte d'arcade complète, le Lava C.O.S n'a montré qu'une imprécision de -22,0 µm avec la plus faible variation de mesures. L'imprécision la plus importante a été trouvée avec le CEREC (-287,5 µm). En situation clinique simulée d'empreinte de l'hémi-arcade l'erreur de mesure la plus faible en distance, était de -32,0 µm (iTero) et la plus élevée -171,1 µm (CEREC).

Les auteurs ont noté que l'accumulation des données informatiques due à l'augmentation de la surface de la zone de scannage semble plus préjudiciable pour les deux autres systèmes bien que les écarts relevés n'aient pas été significatifs. Les auteurs suggèrent, pour la réalisation d'empreintes en implantologie, l'utilisation d'un scanner selon un protocole de numérisation assurant l'empreinte numérique la plus précise. Dans leur modèle d'étude, seul le Lava C.O.S a fourni un protocole de numérisation garantissant une haute précision avec précalibrages de la caméra et empreintes en « zig zag » (b).

La précision: comparaison entre 4 principaux scanners.

Une étude comparative a évalué *in vitro*, 4 systèmes : 3M True Definition (3M ESPE), CEREC BlueCam (Sirona), iTero (Align), Trios (3Shape) pour mesurer les

Tableau III - Différences de précisions en μm obtenues avec balayage optimisé ou standard (mesures *in vitro* d'après modèle de référence)

	Lava C.O.S	CEREC Bluecam	Cadent iTero
Balayage optimisé (μm)	$\pm 45,8$	$\pm 23,3$	$\pm 30,9$
Balayage standard (μm)	$\pm 90,2$	$\pm 52,5$	$\pm 35,0$

distances séparant 3 cylindres sur un maître modèle par rapport à un scanner de référence de métrologie (Geomagic Qualify). Les erreurs de mesure de distance pour chaque scanner ont été relevées sur le tableau II.

Les erreurs moyennes des systèmes CEREC Bluecam, iTero et True Definition étaient très semblables. Cependant, 3M True Definition a montré le plus de cohérence avec le plus petit écart-type pour chaque série de mesures.

L'influence des stratégies de scannage

L'importance d'optimiser le balayage des zones intrabuccales a son intérêt essentiellement dans le cas d'arcades complètes comme le montre l'étude d'Ender et Mehl 2013 (27) (*tableau III*).

Différentes stratégies de numérisation pour la numérisation d'arcades ont été développées.

Actuellement, l'enregistrement d'arcade complète est possible avec une grande précision, mais seulement avec des stratégies de scan adéquates. Le balayage sans poudre pourrait assurer le même degré de précision par rapport aux systèmes de balayage avec prétraitement de la surface (27). L'optimisation et la maîtrise des stratégies de scannage passent par une phase plus ou moins longue d'apprentissage.

CONCLUSION

L'empreinte optique intrabuccale malgré son apparente simplicité et son aspect ludique présente des impératifs de mise en œuvre spécifiques selon les différents systèmes. Même s'il a vocation à le devenir, le scanner de prise d'empreintes optiques n'est pas encore perçu comme un « porte empreinte numérique ». Si la courbe d'apprentissage a tendance à diminuer avec l'évolution technologique, des impondérables demeurent. Technologique ne rime pas forcément avec « automatique » ou « sans effort ». La prise d'empreintes optiques, dont la validité se confirme de jour en jour par les études scientifiques successives, exige de bien connaître les possibilités et limites de son matériel. Une rigueur dans le protocole de mise en œuvre est indispensable par l'emploi d'une stratégie de scannage adaptée et une analyse de la situation clinique dont dépendra le geste. C'est à ce prix que le praticien pourra bénéficier de tous les avantages des scanners intraoraux en pratique quotidienne.

Auto-évaluation

1. La sonde intra-orale pour empreinte optique la plus légère pèse moins de 100 g Vrai Faux
2. La précision d'une empreinte optique est de 15 à 20 μm sur une arcade complète Vrai Faux
3. L'empreinte optique en "full motion" est une empreinte par balayage vidéo, sans poudrage et en couleur Vrai Faux
4. Pour une héli-arcade, le balayage se fait généralement dans le sens distal vers mésial Vrai Faux
5. L'"Active Wave Front Sampling" est la technologie d'interférométrie laser utilisée sur le LAVA C.O.S depuis 2006 Vrai Faux

Tableau IV - Récapitulatif des caractéristiques des différents systèmes de scanners intraoraux (d'après Logozzo et coll. 2013, modifié) (28)

Scanner	Fabricant	Technologie	Lumière	Saisie d'images	Couleur réelle	Poudrage
CEREC 3D	Sirona	Triangulation active	Infrarouge	Point & click	Non	Oui
CEREC Bluecam	Sirona	Triangulation active	LED bleue	Point & click	Non	Oui
Omicam	Sirona	Confocale parallèle	LED blanche + couleurs	Full motion	Oui	Non
Apollo DI	Sirona	Stéréophotogrammétrie	LED bleue	Full motion	Non	Spray léger
DPI 3D	Dimensional Photonics International, INC	Accordion fringe interferometry (AFI)	Laser rouge	Point & click	Non	Non
Lava C.O.S 3M True definition Scanner	3M ESPE	Stéréophotogrammétrie	LED bleue	Full motion	Non	Poudrage léger
iTero 1	Cadent	Confocale parallèle	Laser rouge	Point & click	Non	Non
iTero 2	Cadent/Align	Confocale parallèle	Laser rouge	Full motion	Oui	Non
E4D 1	D4D Technologies	Tomographie en cohérence optique (OCT) + confocale parallèle	Laser rouge	Point & click	Non	Parfois spray léger
E4D Nevo	E4D Technologies	Interférométrie Laser	Laser bleu	Full motion	Non	Non
PlanScan	Planmeca	Interférométrie Laser	Laser bleu	Full motion	Non	Non
Lythos	Ormco	Interférométrie	Laser bleu	Full motion	Non	Non
3Shape Trios Cara 3shape	3Shape	Ultra fast optical sectionning	LED rouge en 2011 puis LED verte depuis 2013	Full motion	Oui/Non	Non
CS3500	Carestream	Confocale parallèle "Light guidance system"	Laser vert	Point & click	Oui	Non
Progress IODIS Zirkohnzahn GoldQuadrat IntraScan i/s/scan 3D Progress Cyrtina IOS Imes iCore Intrascan 3D Zfx Intrascan	Clon 3D Zirkohnzahn GoldQuadrat MHT Cyrtina/Oratio Imes iCore ZFX/Zimmer	Confocale parallèle + interférométrie moiré	Laser	Full motion	Non	Parfois spray léger
Bluescan-I	a.tron3D	Stéréophotogrammétrie	LED bleue	Full motion	Non	Non
Condorscan	AABAM	Stéréophotogrammétrie	LED blanche	Full motion	Oui	Non
Mia3D	Densys 3D	Stéréophotogrammétrie	LED verte	Full motion	Non	Oui
IOS FastScan	IOS Technologies	Triangulation active et principe de Scheimpflug	Laser rouge	Saisie par cliché avec balayage automatique sur 40 mm	Non	Oui
Elioscan	Steinblicher	Principe de corrélation aléatoire	LED bleue	Full motion	Non	Non
DirectScan	Hint- Els	Projection de frange et triangulation active	LED bleue	Point & click	Non	Non

Bibliographie

1. Duret F. Empreinte Optique. Thèse 2^e Cycle n° 231, 1973, Claude Bernard: Lyon.
2. Todorovic A, Lisjak D, Lazie V, Spadijer-Gostovic A. Possible errors during the optical impression procedure. *Int J Comput Dent*. 2000; 3(4): 269-79.
3. Duret F, Blouin JL, Nahmani L. Principe de fonctionnement et application technique de l'empreinte optique, dans l'exercice de cabinet. *Les Cahiers de Prothèse* 1985 ; 50: 73-110.
4. Mehl A. Investigation of the optical measurement precision of a new intraoral camera. Unpublished study carried out by the Department of Computer-aided Restorative Dentistry, Zurich University.
5. El-Hakim SF, Beraldin JA, Blais F. A comparative evaluation of the performance of passive and active 3D visions systems. In: Fedosov EA editor. *Proceedings SPIE 2646, conference on digital photogrammetry and remote sensing, 1995; SPIE, St Petersburg, 14-25.*
6. Minsky M. Microscopy apparatus, US Patent No. 3,013,467, 1961.
7. Fisker R, Öjelund H, Kjær R, Vanderpoel M, Qazi AA, Hollenbeck KJ. Focus scanning apparatus. *International Publication WOPatent* 2010; 145669A1.
8. Frigerio F. 3-dimensional surface imaging using Active Wavefront Sampling. 2006; Massachusetts Institute of Technology.
9. 3M ESPE K122467. Accessdata FDA. Food and Drug Administration.
10. Fages M, Bennisar B, Raynal J, Landwerlin O, Margerit J. L'empreinte optique intra-buccale en pratique quotidienne. *Stratégie Prothétique*. 2011; 11(2) :107-119.
11. Vollborn T, Habor D, Junk S, Radermacher K, Heger S. A voice-coil actuated ultrasound micro-scanner for intraoral high resolution impression taking, *IEEE Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems (IROS)*. 2012; 3571-3576.
12. Logozzo S, Kilpelä A, Mäkyänen A, Zanetti EM, Franceschini G. Recent advances in dental optics. Part II: Experimental tests for a new intraoral scanner. *Optics and Lasers in Engineering*. 2014; 54:187-196.
13. Fasbinder DJ. Multi-Center Trial: Margin Fit and Internal Adaptation of CEREC Crowns. In: *State of the Art of CAD/CAM Restorations, 20 Years of CEREC*, Mörmann WH Ed, Berlin: Quintessence, 2006.
14. Blois L, Caponi M, Franceschini G, Governi L, Kilpela A, Logozzo S. A comparative analysis of intraoral 3d digital scanners for restorative dentistry *The Internet Journal of Medical Technology*. 2010; 5.1.
15. Sorensen JA, Sorensen PN, Mizuro K. Marginal fidelity of crowns made with optical versus conventional impressions. *IADR Abstract #1599*. April 2009.
16. Syrek A, Reich G, Ranftl D, Brodessaer J, Cerny B, Klein C. Clinical evaluation of the Lava™ C.O.S. Intraoral Scanning System Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent*. 2010 Jul; 38(7): 553-9.
17. Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, Brodessaer J. Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent*. 2010 Jul; 38(7):553-9.
18. Brawek PK, Wolfart S, Endres L, Kirsten A, Reich S. The clinical accuracy of single crowns exclusively fabricated by digital workflow. The comparison of two systems. 2013; *Clin Oral Investig*. Dec; 17(9):2119-25.
19. Patzelt SBM, Lamprinos C, Strub JR, Att W. Time Efficacy of Different Intraoral Scanners. Department of Prosthodontics, University Hospital, School of Dentistry, Freiburg, Germany *IADR Mars* 2013, 30.
20. Williams RJ, Bibb R, Rafik T. A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying. *J Prosthet Dent*. 2004; 91:858.
21. Williams RJ, Bibb R, Eggbeer D, Collis J. Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *J Prosthet Dent* 2006; 96: 96.
22. Maeda Y, Minoura M, Tsutsumi S, Okada M, Nokubi T. A CAD/CAM system for removable denture. Part I: Fabrication of complete dentures. *Int J Prosthodont*. 1994 Jan-Feb; 7(1): 17-21.
23. Sun Y, Lü P, Wang Y. Study on CAD&RP for removable complete denture. *Comput Methods Programs Biomed*. 2009 Mar; 93(3):266-72.
24. Kanazawa M, Inokoshi M, Minakuchi S, Ohbayashi N. Trial of a CAD/CAM system for fabricating complete dentures. *Dent Mater J*. 2011; 30(1): 93-6.
25. Goodacre CJ, Garbacea A, Naylor WP, Daher T, Marchack CB, Lowry J. CAD/CAM fabricated complete dentures: concepts and clinical methods of obtaining required morphological data. *J Prosthet Dent*. 2012 Jan; 107(1):34-46.
26. Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, Brodessaer J. Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent*. 2010 Jul; 38(7): 553-9.
27. Ender A, Mehl A. Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *Int J Comput Dent*. 2013; 16(1):11-21.
28. Logozzo S, Zanetti EM, Franceschini G, Kilpela A, Mäkyänen A. Recent advances in dental optics – Part I: 3D intra oral scanners for restorative dentistry *Optics and Lasers in Engineering* 2014; 54: 203–221.

COORDONNÉES DES AUTEURS :

Olivier LANDWERLIN

Le Carina 6 avenue Michel Jourdan 06150 Cannes

Michel FAGES

UFR d'Odontologie de Montpellier 545 avenue du Pr Jean-Louis Viala 34193 Montpellier cedex 5