



HAL
open science

Mise en place d'un protocole d'évaluation standardisé des systèmes d'acquisition en CFAO dentaire

Lucien Dupagne

► **To cite this version:**

Lucien Dupagne. Mise en place d'un protocole d'évaluation standardisé des systèmes d'acquisition en CFAO dentaire. Médecine humaine et pathologie. Université Paris-Nord - Paris XIII, 2022. Français. NNT : 2022PA131032 . tel-03959206

HAL Id: tel-03959206

<https://theses.hal.science/tel-03959206>

Submitted on 27 Jan 2023

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

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

UNIVERSITE PARIS XIII –SORBONNE PARIS NORD

École doctorale Sciences, Technologies, Santé Galilée

Mise en place d'un protocole d'évaluation standardisé des systèmes d'acquisition en CFAO dentaire

THÈSE DE DOCTORAT

présentée par

Lucien DUPAGNE

Laboratoire URB2i (UR4462) – Université Sorbonne Paris Nord - Université de Paris

pour l'obtention du grade de

DOCTEUR EN SCIENCES DES MATERIAUX

soutenue le 28/02/2022 devant le jury d'examen constitué de :

ANWER Nabil, Université Paris Saclay, Président du jury

FAGES Michel, Université de Montpellier, Rapporteur

BEHIN Pascal, Université de Lille, Rapporteur

WULFMAN Claudine, Université de Paris, Examinatrice

MAWUSSI Bernardin, Université Sorbonne Paris Nord, Directeur de thèse

TAPIE Laurent, Université Sorbonne Paris Nord, Co-directeur de thèse

LEBON Nicolas, Université Sorbonne Paris Nord, Co-encadrant

REMERCIEMENTS

A ma femme Nathalie, pour avoir tenu bon tout au long de ces années de travail, pour m'avoir soutenu, aimé, motivé, provoqué, pour m'avoir fait rire.

A Laura, pour être la petite fille la plus touchante et la plus captivante qui existe, pour avoir été si facile que tu m'as laissé me concentrer sur ce travail pendant la dernière ligne droite.

A mes parents, à mon frère et sa famille, pour leur soutien et leur foi inébranlable en moi, pour tous leurs conseils.

Aux professeurs Anwer, Fages, Behin, et Wulfman pour avoir accepté de faire partie de mon jury.

A Nicolas, Laurent, et Bernardin, pour m'avoir accompagné jusqu'au bout. Pour avoir fait preuve de patience, de gentillesse, d'un professionnalisme exemplaire. Pour avoir cru en ma capacité à élargir ma zone de compétence avec ce sujet, pour m'avoir appris la rigueur de la réflexion et surtout de la rédaction scientifique. Ce serait un honneur de continuer à travailler avec vous.

A Jean-Pierre, pour la vocation, parfois la provocation, pour avoir vu en moi les qualités d'un enseignant et continuer à croire en moi et à me soutenir malgré les obstacles.

A Marianne, Phillippe, Vincent, William, Polnareff, et Marie-Joséphine. Qui aurait cru que c'est moi qui soutiendrai en premier?

A Elisabeth, Stéphane, Sarah, Aurélie, Julien, Anaïs, et une pensée pour Hélène qui était avec nous quand j'ai commencé cette aventure en master 1. Merci pour le formidable travail que vous réalisez et pour l'ambiance si familiale du laboratoire.

A Hélène pour m'avoir formé et fait grandir en dentisterie numérique.

A Claudine et Daniel, pour leur bienveillance et leur accompagnement sans failles dans le lancement de ma carrière.

A toute l'équipe de prothèse de l'université de Paris, j'ai le plus profond respect pour les cliniciens et collègues extraordinaires que vous êtes.

A tous les acteurs industriels qui ont donné de leur temps pour me laisser utiliser leur caméra. J'espère que nous pourrons continuer et élargir cette essentielle collaboration dans le futur.

Préambule.....	1
La restauration dentaire – évolutions des techniques et traitements	1
La prothèse dentaire – vocabulaire odontologique	3

Introduction générale.....	6
-----------------------------------	----------

CHAPITRE 1 : NUMERISATION SANS CONTACT EN CFAO DENTAIRE 9

1.1 Contexte d'utilisation : la chaîne numérique en CFAO dentaire.....	9
1.1.1 Acquisition : départ de la chaîne CFAO	10
1.1.2 Conception Assistée par Ordinateur	11
1.1.3 Fabrication Assistée par Ordinateur.....	13
1.1.4 Fabrication par usinage.....	13
1.1.5 Conclusion : influence des dispersions dans la chaîne numérique.....	14
1.2 Concepts communs et enjeux cliniques lors de la mise en œuvre.....	14
1.2.1 Obtention du modèle numérique.....	14
1.2.2 Conclusion : importance du modèle numérique	21
1.2.3 Qualité du modèle numérique : impact clinique	21
1.2.4 Conclusion : importance de limiter les erreurs de numérisation.....	24
1.3 Recensement des principes technologiques d'acquisition	25
1.3.1 Systèmes de mesure sans contact.....	26
1.3.2 Numérisation par triangulation	27
1.3.3 Technique confocale.....	31
1.3.4 Technique « Active Wavefront Sampling ».....	35
1.3.5 Mesure par interférométrie	37
1.3.6 Mesure par stéréovision	37
1.3.7 Conclusion sur les technologies.....	38
1.4 Problématique clinique émergente : le choix de CIO.....	38
1.4.1 Difficultés de trouver des critères objectifs	39
1.4.2 Positionnement des travaux	41

CHAPITRE 2 : QUALIFICATION METROLOGIQUE DES SYSTEMES OPTIQUES SANS CONTACT DENTAIRE..... 43

2.1 Formalisation des méthodes, critères et protocoles de qualification	43
2.1.1 Spécification de la mesure	43
2.1.2 Qualification d'une mesure.....	45
2.1.3 Applications des concepts à la numérisation	47
2.1.4 Méthodes de qualification des caméras intra-orales	49
2.1.5 Revue systématique de la littérature : étude de la qualification des caméras intra-orales.....	53
2.2 Concept de qualité métrologique du modèle numérique	61
2.2.1 Structuration du concept	61
2.2.2 Construction d'éléments associés	62
2.2.3 Composantes de forme.....	66
2.2.4 Composantes de dimension	72
2.2.5 Composantes de localisation et d'orientation	80
2.3 Conclusion.....	84

CHAPITRE 3 : QUALIFICATION DE SYSTEMES OPTIQUES SANS CONTACT DENTAIRE PAR LA METHODE OBJECTIVE : CAS D'APPLICATION 87

3.1 Introduction.....	87
3.2 Matériels et méthode.....	87
3.2.1 Acquisition.....	87
3.2.2 Post traitement	89
3.2.3 Evaluation de la composante de fidélité de forme : bruit de numérisation	89
3.2.4 Evaluation des composantes de justesse et fidélité dimensionnelle.....	90
3.2.5 Analyse statistique	92
3.3 Résultats.....	92
3.3.1 Evaluation du bruit de numérisation	93
1.1.1 Evaluation dimensionnelle.....	94
3.3.2 Analyse statistique	96
3.4 Discussion.....	98
3.5 Conclusion.....	100

CHAPITRE 4 : CONSTRUCTION D'UN PROTOCOLE D'EVALUATION A COMPOSANTES MULTIPLES SUR OBJET COMPLEXE 101

4.1 Problématique de la qualité clinique d'empreinte dentaire, application à la qualité métrologique du modèle numérique.....	101
4.1.1 Numérisation de la surface d'appui prothétique	102
4.1.2 Environnement de la prothèse.....	109
4.1.3 Arcade complète	114
4.1.4 Numérisation à visée diagnostique	115
4.1.5 Conclusion sur le cahier des charges de numérisation intra-orale	115
4.2 Conception de l'objet référence	119
4.2.1 La base de l'objet référence : L'arcade.....	120
4.2.2 Eléments canoniques pour la qualification de numérisation d'arcade complète.....	123
4.2.3 Surfaces d'appui prothétique et environnement prothétique.....	124
4.2.4 Finalisation de la conception	130
4.3 Modélisation numérique de l'objet référence	131
4.3.1 Eléments canoniques.....	131
4.3.2 Eléments complexes	132
4.3.3 Fabrication du prototype.....	133
4.4 Pré-validation d'un protocole de qualification	134
4.4.1 Obtention des valeurs références	135
4.4.2 Obtention des valeurs mesurées.....	136
4.4.3 Résultats du test du protocole	144

CONCLUSION ET PERSPECTIVES 148

ANNEXES..... 151

BIBLIOGRAPHIE 152

FIGURES ET TABLEAUX..... 162

Préambule

La restauration dentaire – évolutions des techniques et traitements

L'organe dentaire fait partie des tissus durs hautement minéralisés du corps humain. A l'inverse de l'os qui possède une importante activité cellulaire permettant une régénération autogène en cas d'endommagement, l'organe dentaire subit très peu de modifications ou régénération en cas de pertes de substance (Piette et Goldberg 2001). Ce constat vient du fait que les sollicitations chimiques et mécaniques générées par la mastication durant toute la vie ont eu un impact plus limité sur les individus présentant l'édification d'un organe dentaire extrêmement dur. Ceci implique une matrice tissulaire avec une très forte proportion de minéraux, laissant peu de place à une vascularisation ou la présence de cellules. Les endommagements subis par l'organe dentaire, causés par la maladie carieuse, la maladie parodontale, les traumatismes, ou bien l'usure, deviennent donc rapidement irréversibles. La réparation des pertes de substance pour restituer la fonction dentaire fait intervenir de nombreuses sous-spécialités odontologiques : l'odontologie restauratrice, l'endodontie, la parodontologie, la chirurgie orale, l'orthodontie et la prothèse. Quand la perte de substance est superficielle, la reconstitution de la dent peut être réalisée directement en bouche, en général à l'aide de matériaux composites à matrice résineuse, insérés en phase plastique, et durcis par photopolymérisation. Cette méthode de réparation est appelée restauration « directe ». Si la perte de substance est trop importante, la réparation manuelle peut devenir trop complexe à réaliser, nécessitant l'intervention de la discipline de prothèses. La prothèse n'est pas fabriquée en bouche. Une empreinte (négatif) de la denture du patient est réalisée par le praticien, un modèle (positif) en plâtre est coulé dans cette empreinte, un prothésiste réalise la pièce prothétique sur ce modèle. Le praticien pose enfin cette prothèse en bouche. De par la nécessité de l'intervention du prothésiste, cette méthode est appelée restauration « indirecte ». Traditionnellement, le modèle de travail est celui réalisé en plâtre à partir d'une empreinte, les modèles de l'arcade du haut et du bas sont assemblés sur un simulateur de mastication. L'ensemble modèles-simulateur est envoyé au prothésiste pour la fabrication de la prothèse. Cette chaîne de travail analogique souvent appelée technique traditionnelle (TT) est schématisée sur la figure.I.1.

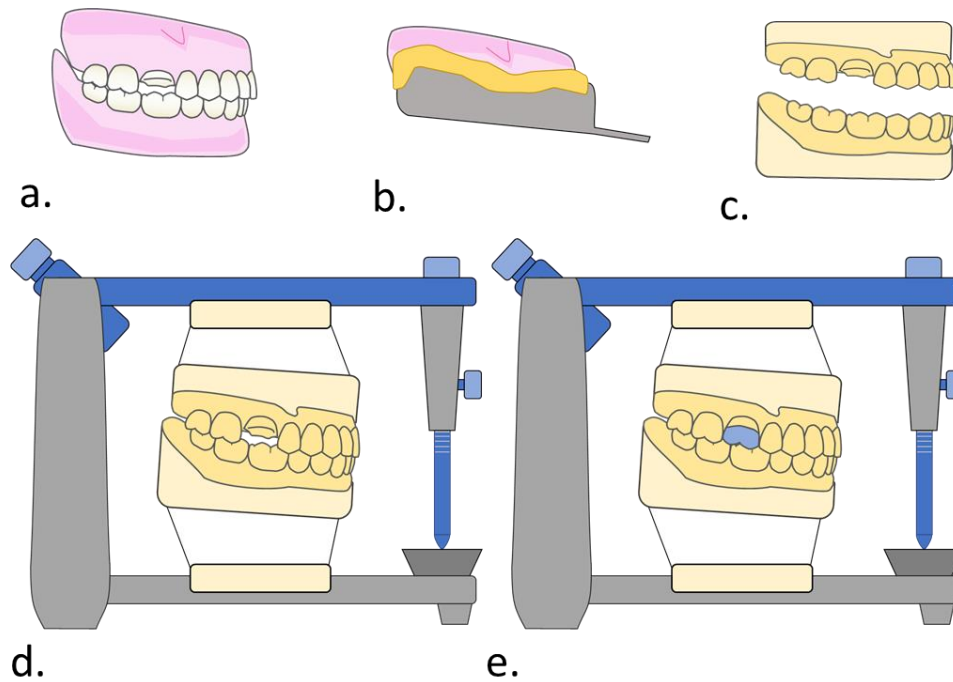


Figure.I.1 Schématisation de la chaîne de travail en technique traditionnelle (TT) : a. Situation initiale avec préparation sur la dent n°16 ; b. Empreinte conventionnelle ; c. Modèles en plâtre obtenus après la coulée des empreintes ; d. Montage des modèles sur un simulateur de mastication, ici un articulateur ; e. Fabrication et pose de la prothèse sur la dent.

En 1973, François Duret s'inspire de la TT et des innovations technologiques pour conceptualiser une chaîne de production prothétique numérique (François Duret 1973). Cette technique, baptisée Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO) appliquée au dentaire, est à l'origine du développement d'une chaîne de production composée de différents maillons numériques. Le principe de l'élaboration de la pièce prothétique est le même qu'en TT, mais les modèles en plâtre sont remplacés par des modèles numériques, obtenus à l'aide d'une numérisation de la denture du patient avec une caméra intra-orale (CIO). Après une décennie de développement, la première chaîne CFAO est présentée au congrès de l'Association Dentaire Française en 1984. La CFAO s'est beaucoup développée dans la pratique de la chirurgie dentaire dans les 3 décennies qui ont suivi (Davidowitz et Kotick 2011). Le champ d'indication de la CFAO a évolué de la restauration unitaire (Otto 2017), à l'orthodontie (Brown et al. 2015), au diagnostic et à l'implantologie (Rutk 2017). Initialement la CFAO était uniquement utilisée pour la numérisation d'une arcade dentaire partielle (4-5 dents) mais aujourd'hui elle commence à s'appliquer aux arcades complètes (jusqu'à 16 dents) (Imburgia et al. 2017; Francesco Guido Mangano et al. 2019). Le nombre d'équipements numériques disponibles sur le marché a lui aussi connu une progression importante : le nombre de modèles de CIO commercialisées, pour la prise d'empreinte numérique, est passé de 1 ou 2 au début des années 2000 à plus de 10 nouveaux modèles présentés à l'International Dental Show en 2019 (Al-Hassiny 2019).

La prothèse dentaire – vocabulaire odontologique

La CFAO dentaire permet la réalisation de pièces prothétiques spécifiquement dentaires. La communauté de chirurgiens-dentistes utilise un vocabulaire spécifique et un repère spatial tridimensionnel différent des autres disciplines chirurgicales. Le vocabulaire du monde dentaire utilisé dans ce travail est donc présenté.

La restauration prothétique intervient en cas de défauts et perte de substance dentaire, généralement causés par la carie, les traumatismes ou l'usure. Elle peut aussi intervenir sur des dents qui n'ont pas subi de dégâts, pour rétablir une esthétique ou une mastication normale. Chaque élément individuel qui permet de restaurer une perte de substance est appelée « pièce prothétique ». La perte de substance peut être « partielle » si une partie concernant une seule dent est conservable, on parle alors de « restauration partielle ». Si la pièce ne concerne qu'une dent, on parle de « prothèse unitaire ». On retrouve dans la restauration partielle unitaire des pièces prothétiques telle que des inlays, onlays ou overlays (fig.I.2.a), qui viennent compenser la perte de substance à minima, en tentant de conserver au maximum les tissus sains. On retrouve aussi les couronnes prothétiques qui remplacent la quasi-totalité de la partie externe de la dent. Si une restauration concerne plusieurs dents à la fois, on parle alors de « prothèse plurale » mais aussi de « prothèse partielle » (à ne pas confondre avec la restauration partielle qui ne concerne qu'une dent). La perte de substance peut devenir parfois trop importante au point de nécessiter l'extraction de la dent. Dans ce cas « l'édentement », à savoir la perte d'une ou plusieurs dents, est compensé par des pièces plus complexes, comme des bridges (fig.I.2.b). Ce sont des pièces qui s'appuient sur plusieurs dents à la fois et remplacent les dents absentes. L'édentement peut également être compensé par des couronnes prothétiques assemblées sur des implants en titane ancrés dans l'os (fig.I.2.c). Il existe aussi des prothèses amovibles plus communément appelées : « appareils dentaires ou dentiers ». Si une arcade (maxillaire en haut ou mandibulaire en bas) est complètement édentée, la restauration prothétique est dite « complète », si les deux arcades le sont, elle est dite « totale ». Les modèles de travail qu'ils soient en plâtre ou numériques, portent les mêmes noms que les pièces qui vont être réalisées dessus, on parle alors de « modèle partiel » représentant une « arcade partielle », et de « modèle complet » représentant une « arcade complète ».

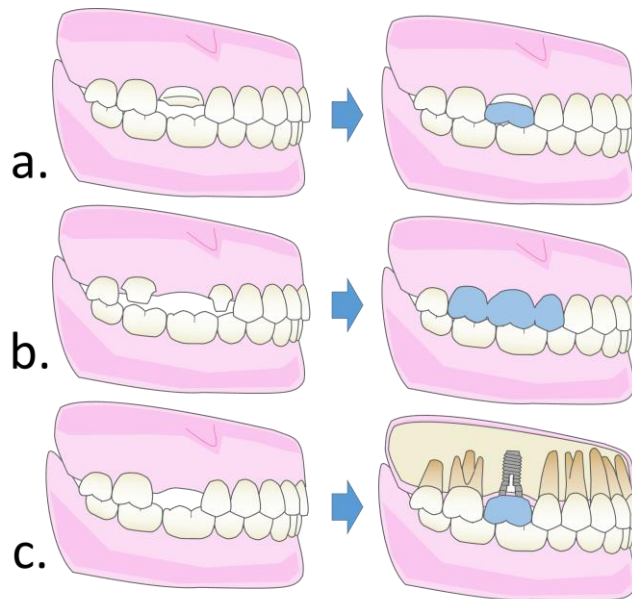


Figure.I.2 Exemples de restaurations prothétiques : a. Restauration partielle par prothèse de type Overlay ; b. Restauration plurale par prothèse de type bridge ; c. Compensation d'édentement unitaire par couronne sur implant.

La dent ou la prothèse servant à la restauration est en contact avec les « dents adjacentes » par des « points de contacts proximaux » qui empêchent le passage de nourriture dans l'espace interdentaire lors de la mastication. Elle est aussi en contact avec les « dents antagonistes » par des « contacts occlusaux ». La face visible de la dent est appelée face « vestibulaire » et la face interne est appelée face « palatine » au maxillaire et face « linguale » à la mandibule. Le vocabulaire anatomique de la dent est présenté figure.I.3.

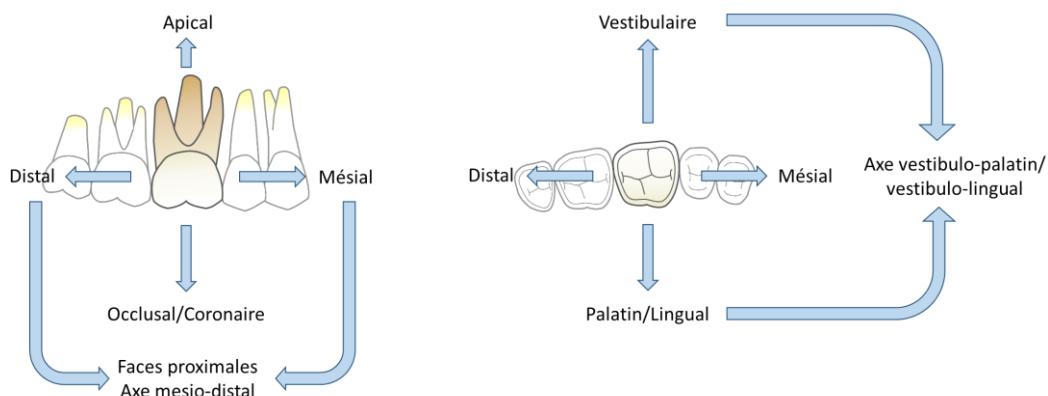


Figure.I.3 Dénomination des axes dentaires, en vue vestibulaire à gauche et occlusale à droite.

Une perte de substance ne suit pas une forme régulière. La carie par exemple traverse l'émail par une fine ouverture et va se reprendre en nappe une fois la dentine atteinte. Le praticien doit réaliser l'éviction du tissu infecté et modifier la dent par fraisage pour qu'elle soit prête à recevoir une pièce prothétique. Cette étape est appelée « préparation dentaire » (fig.I.4.a). Elle permet par exemple de s'assurer d'une

limite de préparation lisible, de l'absence de contre dépouilles au niveau de la surface d'appui, ou d'une épaisseur de matériau suffisante pour la pièce prothétique (fig.I.4.d). La limite de préparation (fig.I.4.b) est une ligne qui délimite deux zones :

- A l'intérieur de la limite, se situe la surface d'appui prothétique (fig.I.4.c), en contact avec l'intrados de la pièce prothétique (fig.I.4.e).
- A l'extérieur de la limite, se situe le reste du modèle, l'extrados prothétique n'aura de contacts avec des éléments de cette zone qu'au niveau des contacts proximaux avec les dents adjacentes, et des contacts occlusaux avec les dents antagonistes (fig.I.4.f).

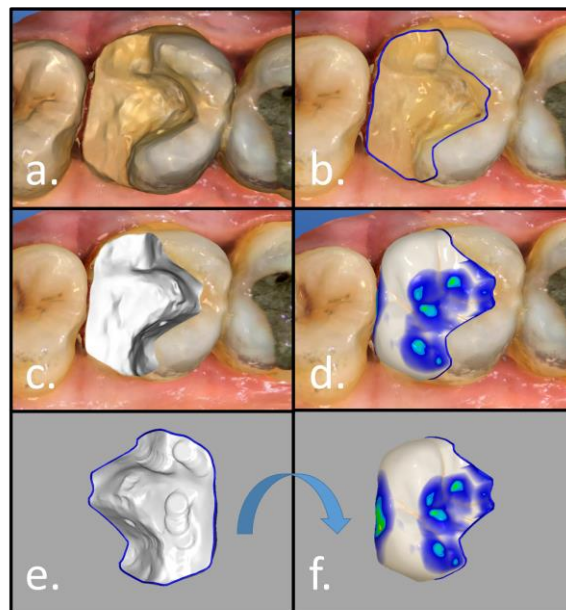


Figure.I.4 Environnement et éléments du complexe dento-prothétique : a. Dent préparée pour recevoir un Onlay ; b. Limite de préparation ; c. La zone à l'intérieur de la limite est la surface d'appui prothétique ; d. Onlay qui compense la perte de substance ; e. Intrados prothétique en contact avec la surface d'appui ; f. Extrados prothétique en contact avec les dents adjacentes et antagonistes par les contacts proximaux et occlusaux (schématisé en bleu vert ici), et avec le milieu extérieur en général.

Introduction générale

Les nouvelles techniques de soins prothétiques, introduites par la CFAO, sont aujourd'hui au cœur des préoccupations des praticiens. La qualité de réalisation des prothèses dentaires est un critère prépondérant dans l'orientation des cliniciens vers ces nouvelles techniques. Le premier pas dans la CFAO dentaire se fait généralement par l'acquisition d'une caméra intra-orale (CIO) utilisée pour la numérisation de la préparation. L'acquisition de ce type d'équipement représente un investissement financier important. Un grand nombre de facteurs peut influencer le choix d'une CIO comme : son prix, sa facilité d'utilisation, l'ergonomie du logiciel associé, l'interopérabilité avec les autres maillons de la chaîne numérique. Cependant, un des critères de choix le plus important est la qualité du modèle numérique obtenu à partir de l'empreinte optique réalisée. Le modèle numérique acquis doit en effet se rapprocher au maximum de la réalité anatomique du patient pour permettre la fabrication d'une prothèse qui s'adaptera au mieux à sa surface d'appui. Ainsi, les dentistes sont en recherche de résultats d'évaluations des CIO pour guider leur choix.

Afin de répondre à cette attente, les praticiens se tournent vers la formation continue qui est obligatoire dans le cadre de leur exercice professionnel. Pourtant, l'offre de formation continue sur le thème de la CFAO dentaire ne semble pas pouvoir offrir les éléments de réponse suffisants au choix d'une CIO. Ce verrou peut s'expliquer par une problématique double de formation des cliniciens : (1) le type et le contenu des formations proposées en CFAO dentaire ; (2) la difficulté d'interprétation des résultats proposés par la littérature.

Sur le plan de la formation continue en CFAO dentaire, les industriels du secteur sont souvent au cœur du processus de formation. Les formations alors proposées sont souvent circonscrites à la mise en œuvre d'équipement de CFAO, aucun principe ni concept de leur fonctionnement n'est transmis. En formation initiale, malgré une volonté d'intégrer au cursus la CFAO, il s'avère que les formateurs académiques ont peu de connaissances de ces technologies, et parfois ils sous-traitent la formation aux acteurs industriels déjà mentionnés. Ainsi, dans le contexte particulier de la numérisation 3D, mettant en œuvre des CIO, peu de formations académiques odontologiques proposent d'étudier les concepts scientifiques et technologiques, se limitant souvent à quelques travaux pratiques de mise en œuvre.

Malgré ce manque de formation, les cliniciens tentent d'aborder la problématique de la qualité de numérisation 3D en s'appuyant sur des retours issus de cas cliniques ou des services de recherche & développement du secteur de la CFAO dentaire. Ainsi, des études indépendantes ou conjointes menées par les cliniciens et les industriels se basent sur l'analyse de cas cliniques. Ces études sont pertinentes pour évaluer la CFAO dentaire mais sont basées sur des critères vus seulement du soin ou du succès thérapeutique à court terme (adaptation prothétique, justesse des contacts, esthétique). Ces critères, souvent qualitatifs, restent très complexes à objectiver. En effet, il reste difficile d'identifier l'origine d'un défaut de qualité (opérateur, environnement de mise en œuvre, technologie CFAO), d'autant plus

que l'ensemble de la chaîne de réalisation d'une prothèse est évalué, ne permettant pas d'isoler l'influence de l'équipement de numérisation seul. Certaines études, diffusées par les industriels, restent subjectives et sont souvent réalisées à la demande d'un service marketing, engendrant une sélection des résultats « positifs » pour la commercialisation. Les études industrielles ne détaillent pas les protocoles d'évaluations internes mis en œuvre et les indicateurs de « précision » annoncés sont donc difficiles à apprécier et exploiter. Il est donc nécessaire de réaliser des évaluations indépendantes et objectives des CIO. Ces évaluations doivent permettre à terme d'aider les chirurgiens-dentistes à faire l'acquisition de matériels qui correspondent à leurs exigences et besoins cliniques. Dans ce contexte, le secteur académique odontologique commence à développer des activités de recherche sur l'évaluation de la qualité de numérisation 3D dentaire. Des démarches de recherche interdisciplinaire aux interfaces de l'ingénierie, des sciences et de la santé commencent à émerger pour s'orienter vers des évaluations objectives de la qualité des empreintes numériques dentaires. Ainsi, de nouvelles études d'évaluation des CIO sont proposées dans la littérature scientifique (Iturrate et al. 2019; Braian et Wennerberg 2019; Di Fiore et al. 2019; K. R. Kim, Seo, et Kim 2019). Ces études tentent d'intégrer des concepts et démarches de recherche issus de la métrologie (science de la mesure), et plus particulièrement de la métrologie dimensionnelle et géométrique. Les démarches de recherche émergentes n'en sont qu'à leur début et les cliniciens en exercice disposent encore peu de données scientifiques pour réaliser un choix de CIO.

Les travaux de recherche présentés dans ce manuscrit s'inscrivent dans une démarche scientifique à l'interface des disciplines de l'odontologie, de l'ingénierie mécanique et des sciences de la mesure. Ils ont pour objectif de mettre en place un protocole d'évaluation de la qualité de modèles numériques issus de CIO. La standardisation de ce protocole et la mise en place de critères objectifs doivent permettre de s'affranchir des limites issues des retours cliniques et du manque de probité des données industrielles.

Le premier chapitre vise à donner un nouvel éclairage à la communauté odontologique sur la numérisation 3D dentaire et apporter un nouveau point de vue issu de l'ingénierie mécanique. Les concepts de base associés à la numérisation 3D dentaire sont présentés. Ce chapitre a pour objectif de sortir les praticiens d'une vision de simple usager de la technologie et d'aborder le lien entre technologie et qualité de numérisation.

Dans le chapitre 2, une revue de la littérature sur les protocoles d'évaluation des CIO est présentée. Ce chapitre a pour objectif d'analyser et confronter les protocoles d'évaluation de la qualité de numérisation 3D dentaire aux principes, concepts et définitions issus de la métrologie. Ce chapitre permet de mettre en exergue les limites actuelles des recherches à l'interface odontologie et sciences de l'ingénieur et la nécessité d'introduire et de proposer des protocoles basés sur la métrologie. Une nouvelle formalisation de l'application des principes de la métrologie à la numérisation dentaire permet de définir la méthode de caractérisation de l'erreur de mesure de la numérisation dentaire.

En se basant sur les principes de caractérisation d'erreur de mesure développés chapitre 2, un premier protocole d'évaluation des CIO sur une arcade de petite étendue a été élaboré et est présenté chapitre 3.

Le dernier chapitre décrit la conception d'un protocole d'évaluation des CIO plus global, comportant des évaluations de la qualité de modèles numériques selon plusieurs critères. L'objectif est de définir des composantes de caractérisation des modèles numériques obtenus à partir de CIO, répondant à des préoccupations cliniques, et de construire un objet numérisable qui permet d'évaluer les CIO selon ces composantes.

CHAPITRE 1 : NUMERISATION SANS CONTACT EN CFAO DENTAIRE

La numérisation sans contact en CFAO dentaire constitue le cœur du premier maillon d'une chaîne numérique de réalisation de dispositifs prothétiques dentaires. Afin de mieux comprendre l'importance de ce premier maillon de la chaîne CFAO : l'acquisition, sur lequel notre travail se concentre, la chaîne de travail de la CFAO dentaire est présentée. L'acquisition sera présentée plus en détails dans la deuxième partie de ce chapitre, d'abord dans ses concepts généraux puis à travers un recensement des technologies spécifiques utilisées dans les CIO. Enfin, les enjeux cliniques de l'évaluation des CIO seront introduits.

1.1 Contexte d'utilisation : la chaîne numérique en CFAO dentaire

La mise en œuvre de la chaîne CFAO commence par la numérisation de la denture du patient et son environnement comme situation initiale et aboutit à la fabrication de la pièce prothétique. Les étapes intermédiaires de conception de la prothèse préparation à sa fabrication sont dématérialisées. La chaîne CFAO est donc constituée de 4 maillons principaux : l'acquisition, la conception assistée par ordinateur (CAO), la fabrication assistée par ordinateur (FAO) et la fabrication à proprement parler. Ces 4 maillons sont présentés figure.1.1 et décrits plus en détails dans la suite du chapitre.

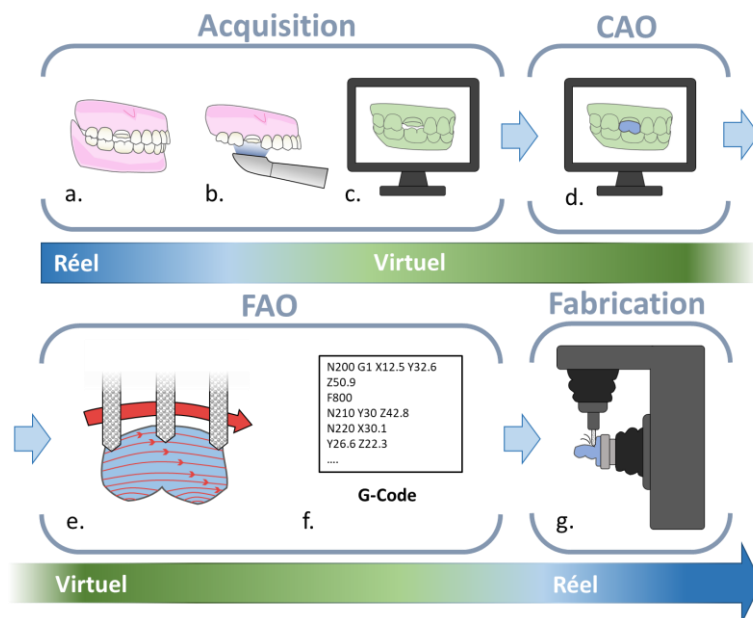


Figure.1.1 Schématisation de la chaîne de travail de CFAO : a. Situation initiale avec préparation sur la dent n°16 ; b. Numérisation de la denture du patient ; c. Obtention des modèles numériques ; d. Conception de la prothèse sur le modèle virtuel ; e. Calcul des trajets d'usinage nécessaires à la fabrication de la pièce par soustraction ; f. Les trajets sont traduits sous forme de programmes de

déplacements à réaliser par une machine-outil à commande numérique ; g. L'usineuse effectue chaque déplacement calculé en FAO permettant de fabriquer la prothèse.

1.1.1 Acquisition : départ de la chaîne CFAO

Les prothèses dentaires sont des dispositifs réalisés sur mesure et par conséquent uniques à chaque indication. Afin de réaliser une prothèse qui s'adapte à la perte de substance, il faut tout d'abord obtenir une reproduction de l'anatomie dentaire du patient, support sur lequel la prothèse va pouvoir être conçue. En TT, cette reproduction est obtenue à l'aide d'une empreinte, et d'une coulée de plâtre dans cette empreinte. En CFAO, le modèle de travail est un modèle virtuel tridimensionnel. Certaines prothèses comme les implants intra-osseux dentaires ou orthopédiques nécessitent un recueil d'information de tout le volume du site implanté (comme la densité osseuse des différentes structures à l'intérieur du site d'implantation). Les prothèses dentaires quant à elles sont assemblées uniquement sur la surface de la dent. Il n'est donc pas nécessaire d'enregistrer des informations sur l'intérieur du volume dentaire, la géométrie de surface de la denture suffit. Le premier maillon de la chaîne CFAO : l'acquisition, consiste donc en la transcription de la géométrie de la denture en un modèle surfacique numérique dont la nature est présentée en détails partie 1.2. L'acquisition en bouche est réalisée grâce à une CIO. De la même manière qu'en TT, trois ensembles d'informations sont nécessaires à la réalisation d'une prothèse dentaire (fig.1.2) :

- **L'anatomie de la surface d'appui prothétique et des dents adjacentes.** Elle est obtenue à partir du scan de l'arcade préparée pour obtenir un modèle numérique appelé : « Modèle de travail » (fig.1.2.a).
- **L'anatomie de l'arcade dentaire antagoniste.** La dent est un organe en contact avec les dents qui lui font face, cet engrènement des dents est appelé occlusion dentaire. Cette anatomie antagoniste est obtenue à partir du scan des dents faisant face à la préparation. Il permet d'obtenir un modèle numérique appelé : « Modèle antagoniste » (fig.1.2.b).
- **La position de l'arcade préparée par rapport à l'arcade antagoniste quand le patient serre les dents.** Une fois l'anatomie des deux arcades obtenues, un 3^{ème} scan est réalisé sur les faces vestibulaires des dents quand le patient serre les dents (fig.1.2.c). Il va permettre au logiciel par le biais d'un recalage numérique, de reproduire le positionnement des deux arcades du patient en occlusion (fig.1.2.d) et ainsi obtenir des informations sur les contacts occlusaux du patient (fig.1.2.e).

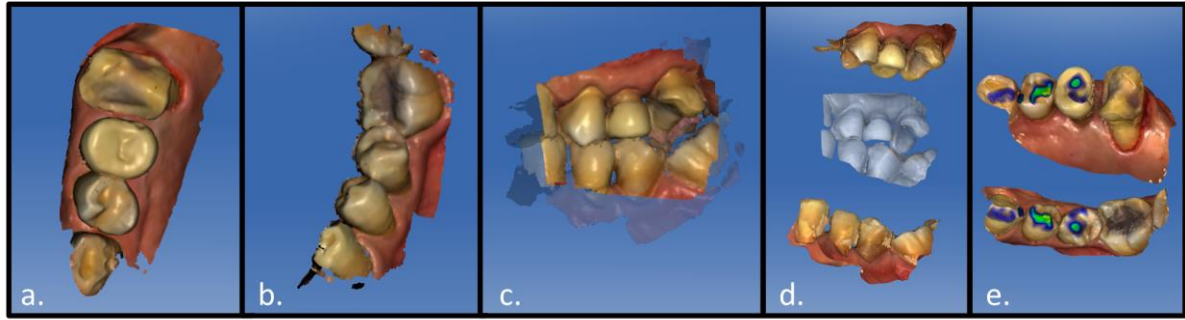


Figure.1.2 Phases préparatoires de la réalisation d'une prothèse en CFAO ; a. Scan de l'arcade préparée ; b. Scan de l'arcade antagoniste ; c. Scan des dents en occlusion ; d. Recalage des 2 modèles sur le scan occlusal ; e. Simulation de l'intensité des contacts grâce à un code couleur.

L'acquisition, permet donc le passage du domaine réel au domaine numérique (dématérialisé). Le procédé de numérisation d'un modèle réel est aussi décrit par le terme : « empreinte numérique » dans le monde dentaire ou plus communément « empreinte optique » par abus de langage. Car les techniques d'acquisition reposent sur des principes optiques (cf paragraphe 1.2.2). Une fois les modèles numériques obtenus, un logiciel de CAO est utilisé pour concevoir une pièce prothétique virtuelle qui s'adapte à son environnement et permet de restaurer le tissu dentaire perdu.

1.1.2 Conception Assistée par Ordinateur

Les modèles numériques issus du scan sont transférés dans un logiciel de CAO pour concevoir la/les restauration(s) prothétique(s) (fig.1.3). En premier lieu, la limite de la préparation doit être tracée (fig.1.3.a.b.c). La zone qu'elle délimite est cruciale car elle correspond au joint prothétique, frontière entre la pièce et la dent. Par sa nature d'interface, ce joint est sujet à la ré-infiltration chimique et bactérienne pouvant entraîner des sensibilités du nerf dentaire, des reprises de caries, ou de l'inflammation parodontale (Padbury, Eber, et Wang 2003). Un joint mal délimité engendre une prothèse en sous ou sur contour par rapport aux tissus dentaires supports. Après le tracé de la limite, l'opérateur CAO (prothésiste ou praticien) définit les paramètres qui sont utiles au logiciel pour élaborer une première proposition de pièce prothétique. Parmi ces paramètres on peut citer l'épaisseur du joint dento prothétique souhaité ou « l'intensité » des efforts de contact avec les dents adjacentes ou antagonistes. L'opérateur CAO dispose d'outils d'analyse et de retouche numériques inspirés des outils physiques de TT sur lesquels il peut s'appuyer pour modifier la restauration à partir de cette proposition (fig.1.3.e.f). A cette occasion, différents critères sont à prendre en considération comme les profils d'émergence, le respect de la courbe occlusale, l'épaisseur de matériau sur tout le volume de la restauration, l'esthétique ou « l'intensité » des efforts et la position des points de contacts avec les dents adjacentes et antagonistes. Le logiciel conçoit une coque d'épaisseur minimale de matériau nécessaire. Si la restauration ne présente pas une épaisseur suffisante à certains endroits, la coque devient visible. En CFAO dentaire, « l'intensité » des contacts avec les structures environnantes ne fait pas intervenir de

calculs mécaniques, elle est définie purement géométriquement, les modèles numériques « pénètrent » l'un dans l'autre générant des interférences géométriques au niveau de ces contacts, l'intensité du contact est déterminée à partir de la dimension de ces interférences (fig.1.4). A la fin de la conception de la pièce prothétique, un modèle CAO virtuel de la prothèse est obtenu sous la forme d'une modélisation surfacique de l'intrados et l'extrados prothétique, la surface étant complètement fermée (fig.1.3.g).

La fabrication d'un objet réel à partir d'un modèle numérique se fait à l'aide d'un dispositif spécifique. Elle peut se faire de façon additive par ajout successif de matière avec une imprimante 3D ou de façon soustractive par enlèvement de matière par fraisage dans un bloc de matériau à l'aide d'une machine-outil à commande numérique (MOCN). La technique soustractive est celle majoritairement mise en œuvre actuellement en CFAO dentaire. L'opérateur CAO définit le positionnement de la future pièce prothétique au sein du bloc de matériau brut (fig.1.3.h). L'élément le plus important ici est la position de l'ergot constitué du matériau qui maintiendra la restauration solidaire du bloc jusqu'à la fin de l'usinage. Il devra ensuite supprimer cet ergot manuellement. Cette procédure manuelle étant délicate à la manipulation, l'ergot doit être placé à un endroit peu sensible à une sous ou sur dimension prothétique. Les zones de contacts occlusaux ou proximaux sont donc à exclure, ainsi que la totalité de l'intrados prothétique, et la face vestibulaire pour les dents antérieures comme les incisives ou les canines.

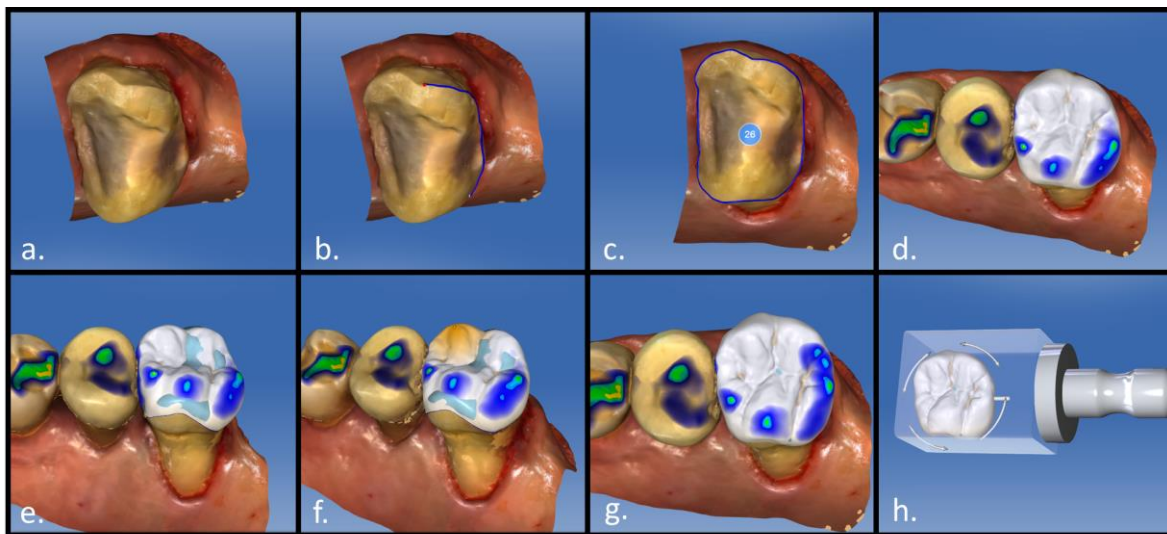


Figure.1.3 Conception assistée par ordinateur d'une prothèse de type overlay sur la dent n°16 a. Modèle numérique de travail ; b. Tracé de la limite ; c. Limite entièrement tracée et validée ; d. Proposition de la restauration par le logiciel ; e. Coque d'épaisseur minimale de matériau nécessaire. ; f. Outils de retouche de la restauration, ici la cuspide mesio-vestibulaire ;g. Modèle numérique de la restauration finale ; h. Prévisualisation de la position de la restauration usinée dans le bloc brut, l'ergot est placé en distal, zone sans point de contact proximal pour cette dent.

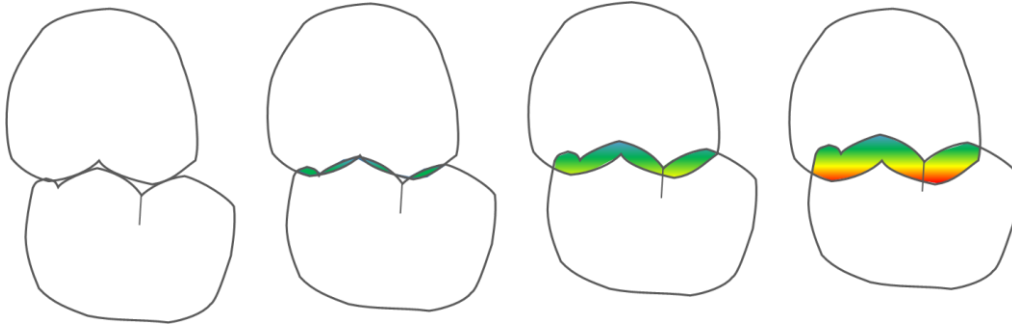


Fig.1.4 Schématisation de la représentation graphique des contacts occlusaux dans les logiciels de CAO, l'intensité des contacts est croissante de gauche à droite. Les modèles numériques ne se déforment pas en cas d'interférences, mais la dimension de l'interférence est calculée par le logiciel et représentée graphiquement par un code couleur.

Une fois le modèle numérique de la prothèse obtenu, le logiciel de FAO doit générer le programme qui permettra à la MOCN de fabriquer la prothèse réelle.

1.1.3 Fabrication Assistée par Ordinateur

Le logiciel de FAO exploite les données du modèle numérique de la prothèse et son positionnement dans le bloc de biomatériau pour générer un programme qui est exécuté par la MOCN. Les commandes inscrites dans le programme correspondent donc à des mouvements successifs de balayage que la fraise va réaliser. A ces mouvements peuvent être associées des commandes complémentaires comme les modifications de la vitesse de rotation de la fraise (lorsque la MOCN le permet), de la vitesse de déplacement de l'outil par rapport à la pièce, ou la mise en marche/arrêt de la lubrification par exemple. Ainsi, la FAO permet de calculer les trajectoires de balayage à suivre par l'outil pour réaliser les formes prothétiques au sein du bloc puis de post-traiter les données géométriques associées aux trajectoires dans un langage interprétable par la machine-outil. Ce programme qui est de type G-code compréhensible par la MOCN peut être édité sous la forme d'un fichier texte. En odontologie, il est très courant que la FAO soit gérée de manière entièrement automatique, le praticien ou le prothésiste ne pouvant agir sur aucun de ses paramètres.

1.1.4 Fabrication par usinage

La dernière étape est la fabrication de la pièce à proprement parler. La MOCN exécute toutes les commandes générées lors de la FAO et inscrites dans le programme pour produire la pièce prothétique. Cette étape présente donc un programme informatique en entrée et un objet réel en sortie. Praticien et prothésiste ont ici aussi très peu de contrôle sur ce processus et doit simplement réaliser l'entretien régulier de la MOCN suivant les instructions de son fabricant.

1.1.5 Conclusion : influence des dispersions dans la chaîne numérique

Des dispersions engendrant des imperfections au niveau de l'adaptation prothétique sont donc possibles dans tous les différents maillons de la chaîne CFAO : Un défaut de mesure lors de la numérisation engendre un modèle numérique de travail qui ne correspond pas à la réalité. Les calculs intégrés à la CAO peuvent générer une différence entre le modèle numérique de la pièce qui est désirée et celui qui est envoyé en FAO. Les commandes réalisables par la MOCN étant limitées, des erreurs et approximations dans les calculs de FAO peuvent générer des trajectoires qui ne permettent pas la fabrication d'un objet correspondant exactement au modèle numérique issu de la CAO. Enfin, des dispersions notamment dues aux conditions d'usinage sont possibles au moment de la fabrication, pouvant engendrer des défauts de forme de la pièce finale (Lebon 2017).

L'évaluation globale de toutes ces dispersions successives peut être faite par la construction de protocoles qui les mettent en évidence sur toute la chaîne CFAO. Il est possible de construire des protocoles d'évaluation qui isolent les différents maillons de la chaîne, afin de quantifier leur contribution respective. L'acquisition, le premier maillon de la chaîne étant celui qui permet le passage dans l'environnement numérique, des dispersions présentes à cette étape ont des conséquences sur toute la chaîne. De plus ce maillon s'appuie sur un dispositif indépendant, la CIO. Il est possible pour un praticien qui réalise une empreinte optique de sous-traiter les étapes de CAO, FAO et Fabrication à un prothésiste, ou de combiner une CIO avec des logiciels de CAO/FAO et des MOCN d'autres fabricants selon ses préférences. Il est donc pertinent de réaliser des protocoles qui se concentrent uniquement sur l'évaluation des CIO et la qualité des modèles numériques qu'elles permettent d'obtenir. Ce travail se concentre donc sur la construction d'un protocole d'évaluation du maillon acquisition seul.

1.2 Concepts communs et enjeux cliniques lors de la mise en œuvre

Comme vu précédemment, l'étape de numérisation consiste au passage d'une forme réelle continue ou « analogique » (la denture du patient) en un modèle tridimensionnel discontinu « numérique ». Bien que les technologies d'acquisition soient variées, elles permettent toutes d'obtenir un modèle numérique de même nature. De facto, ce modèle numérique est obligatoirement une approximation de la réalité.

1.2.1 Obtention du modèle numérique

En CFAO, la modélisation numérique de l'objet réel est obtenue grâce à un échantillonnage par des points appartenant à sa surface (fig.1.5). La surface peut être définie comme la zone de séparation entre le solide scanné et le milieu ambiant.

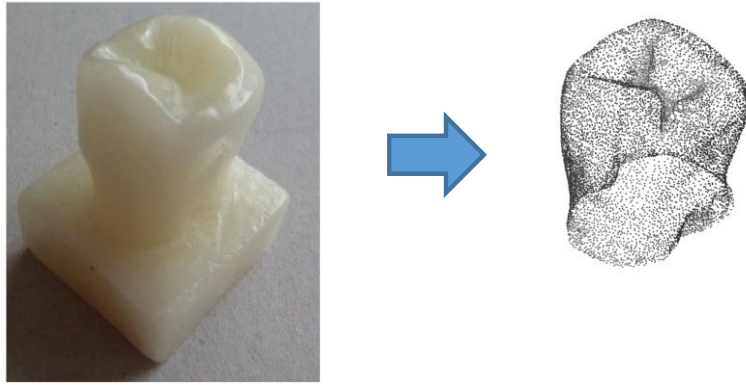


Figure.1.5 Numérisation d'une forme géométrique pleine et continue pour obtenir un échantillon de points de sa surface.

Le format de fichier informatique d'un nuage de points (NDP) est très simple. Chaque point du nuage est défini par ses coordonnées X, Y et Z dans un repère cartésien orthonormé direct constitué d'une base et d'un point d'origine de coordonnées (0,0,0). La taille d'un fichier de NDP est directement proportionnelle au nombre de points le composant. Bien que toutes les CIO permettent l'obtention d'un NDP, les technologies associées sont variées. Elles seront présentées dans la partie 1.6. La méthode de construction d'un NDP suffisamment étendu pour la conception d'une pièce prothétique est maintenant présentée.

1.2.1.1 Obtention de nuages de points élémentaires

L'étendue du champ de numérisation d'une CIO est limitée par le volume réduit de la cavité orale, l'extrémité de la caméra doit en effet respecter des dimensions compatibles avec l'insertion en bouche. Cette limitation interdit la création de dispositifs pouvant numériser plus de 2 à 4 dents en une seule prise d'image du point de vue de la largeur. La profondeur de champ, à savoir l'intervalle de distances minimale et maximale dans laquelle la numérisation est possible, est réduite par la taille de la pièce d'enregistrement. De plus, les volumes dentaires présentent des contre dépouilles qui empêchent la numérisation de toute la surface de l'arcade suivant une seule orientation. Cette limitation interdit la numérisation d'une zone de travail suffisante en une seule prise d'image. Le praticien doit donc répéter l'opération d'acquisition un certain nombre de fois en variant les orientations pour pouvoir enregistrer la totalité de la surface nécessaire à la réalisation de la prothèse (fig.1.6). Chacune de ces acquisitions permet l'obtention d'un NDP élémentaire. Une fois combinés et traités, ces multiples NDP élémentaires permettront l'obtention du NDP fusionné final.

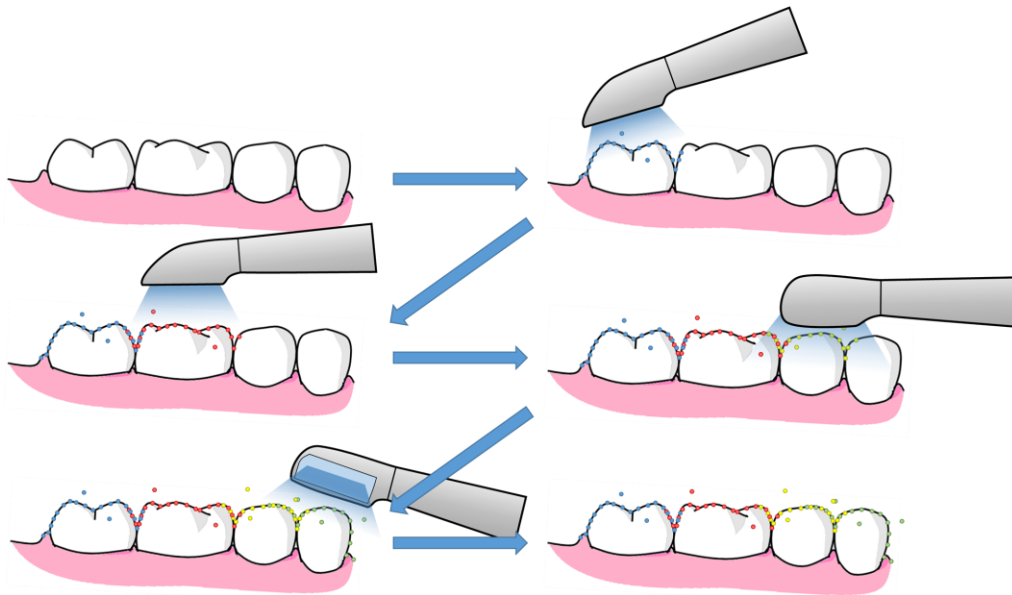


Figure.1.6 Numérisation progressive d'une arcade mandibulaire, les nuages de points élémentaires sont différenciés par un code couleur.

Un premier aspect de la qualité de mesure est présent à cette étape. Les points des NDP élémentaires ne peuvent pas correspondre exactement à la réalité de la géométrie dentaire, ils peuvent juste s'en rapprocher plus ou moins (fig.1.7). De plus, l'échantillonnage en un nuage de points (NDP) entraîne nécessairement une perte d'information, on parle de « surface discrétisée ». Un second aspect de la qualité du modèle est la « densité brute de points » : plus le nombre de points enregistrés par unité de surface est grand, plus le modèle obtenu peut se rapprocher en théorie de la transcription fidèle de l'objet. (fig.1.7.c et fig.1.7.d).

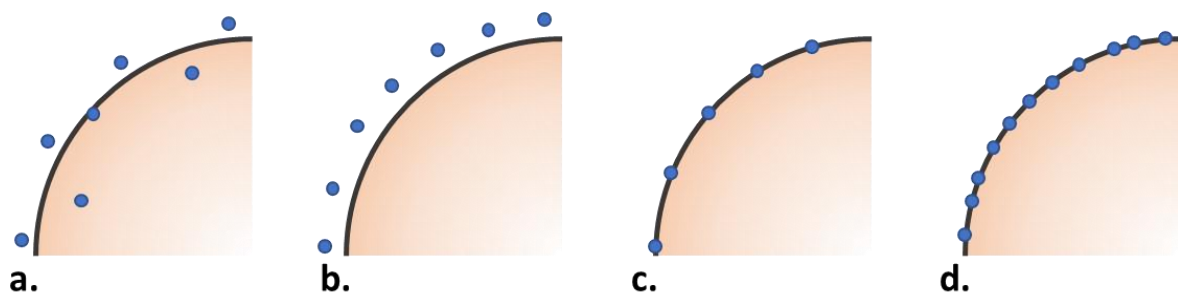


Figure.1.7 Différents aspects de la qualité d'enregistrement d'un NDP : a. Erreur non systématique (aléatoire) de numérisation de points ; b. Erreur systématique de numérisation de points ; c. Faible résolution dans le nuage ; d. Haute densité brute de points dans le nuage mais qui engendre aussi nécessairement une perte d'information par discrétisation, même si les points correspondent très finement à la réalité.

L'encombrement de la cavité buccale peut rendre impossible la numérisation de l'intégralité de la surface de l'arcade. Le praticien devra donc prendre ces limitations en considération pour réaliser des préparations compatibles avec la prise d'empreinte optique.

1.2.1.2 Recalage et fusion de nuages de points élémentaires

Le modèle numérique n'est pas réalisé initialement sous forme d'un NDP unique mais se compose de plusieurs NDP élémentaires représentant chacun une portion de la zone de travail à numériser. Ces nuages élémentaires ne sont pas complètement isolés les uns des autres et possèdent des zones de chevauchement. Ces dernières sont primordiales car elles permettent au système d'acquisition de recalibrer de proche en proche les NDP élémentaires consécutifs par superposition de leurs points semblables (fig.1.8). Un second type de défaut de traitement des NDP élémentaires apparaît à ce niveau. Les zones de superposition étant de dimensions réduites et le nombre de points par unité de surface étant limité, il existe forcément une possible imperfection dans le recalage de deux NDP élémentaires successifs. De plus, **ce défaut peut être majoré sur des scans d'arcades de grande étendue nécessitant un nombre important de NDP élémentaires consécutifs**. Cette problématique de recalage sur les scans de large étendue est un des enjeux majeurs de la qualité de numérisation des arcades complètes.

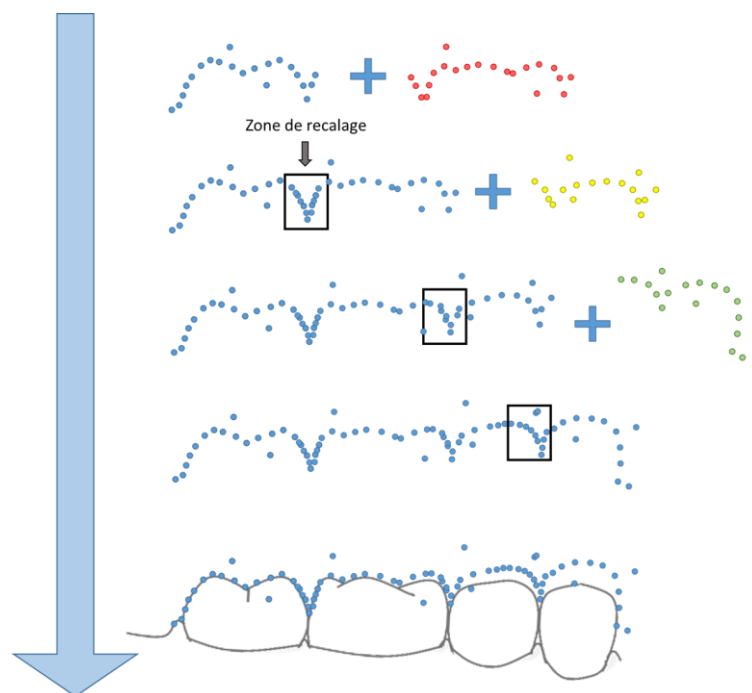


Figure.1.8 Schématisation du recalage progressif de proche en proche des multiples NDP élémentaires, les encadrés noirs soulignent les zones de superposition qui permettent le recalage. Les erreurs de recalage s'additionnent avec l'augmentation du nombre de NDP élémentaires.

Une fois le recalage et la fusion terminés, le modèle numérique existe sous forme d'un NDP unique qui subit dans la suite de la chaîne CFAO des traitements numériques supplémentaires.

1.2.1.3 Nettoyage du nuage de points

Les systèmes d'acquisition et l'environnement de numérisation n'étant pas parfaits, il est possible que des points aberrants soient enregistrés lors de l'acquisition. Le logiciel de scan cherche à les identifier

avant de les éliminer automatiquement lors d'une opération numérique de « nettoyage ». L'identification et la suppression des points aberrants peut faire appel à différentes techniques (Ragot 2019), mais pour simplifier, les points sont considérés comme aberrants s'ils sont isolés des autres par une distance plus ou moins importante en fonction des paramètres et de la technique de nettoyage. Ces méthodes n'étant pas exemptes de défauts, des points peuvent ne correspondre à aucune réalité mais ne pas être suffisamment aberrants pour être éliminés lors du nettoyage. A contrario, des points correctement enregistrés qui auraient pu enrichir la qualité du NDP peuvent être supprimés à tort (fig.1.9).

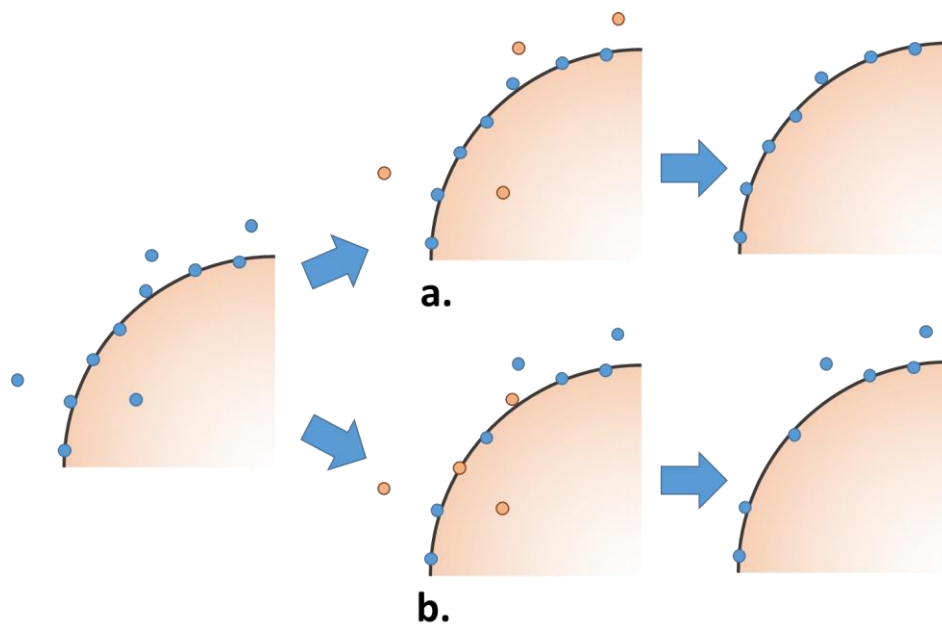


Figure.1.9 Schématisation de deux nettoyages d'un même NDP : a. Un nettoyage bien paramétré améliore la qualité de la numérisation ; b. Une erreur de nettoyage peut en revanche supprimer des points pertinents et garder des points aberrants.

1.2.1.4 Filtrage

La présence sur une zone réduite de nombreux points issus du recalage par exemple peut aboutir à une très forte densité de points. Afin d'éviter d'avoir un fichier final trop lourd et des points trop proches qui n'enrichissent pas forcément le nuage, le logiciel élimine automatiquement une partie des points qu'il considère en surnombre par un algorithme d'analyse de la densité de points. Comme vu précédemment, une densité de points importante ou « forte résolution » du nuage permet en théorie de retranscrire plus fidèlement une surface réelle continue. Ceci est particulièrement vrai dans les zones présentant un rayon de courbure faible, alors que les zones à rayon de courbure élevé peuvent présenter une densité de points plus faible. Dans le cas de zones à rayon de courbure faible, un filtrage excessif peut donc engendrer une perte d'information non négligeable (Fig.1.10).

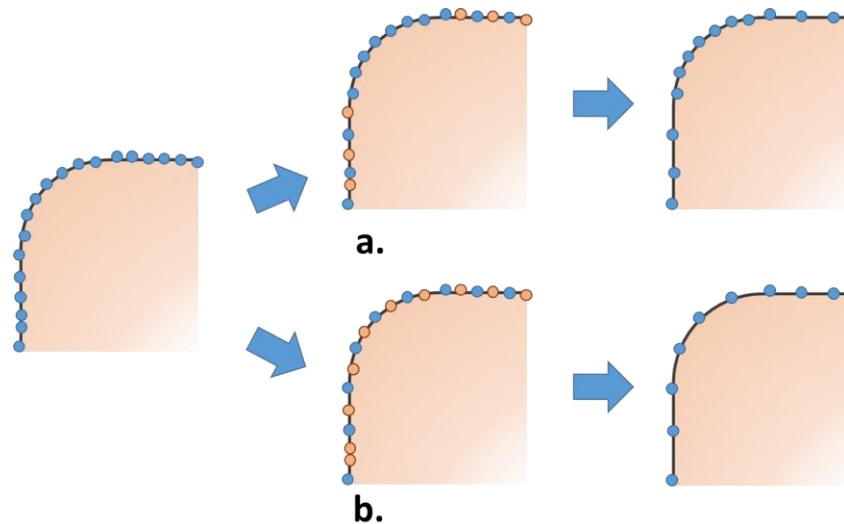


Figure.1.10 Schématisation de deux filtrages d'un même NDP : a. Un filtrage bien paramétré diminue la densité de points en minimisant la perte d'informations ; b. Une erreur de filtrage peut en revanche supprimer des points pertinents, particulièrement dans les zones à faible rayon de courbure.

Une fois le nettoyage et le filtrage réalisés, le NDP final est obtenu. La conception d'une prothèse ne peut cependant pas être réalisée sur un modèle discret tel qu'un NDP qui par exemple ne permet pas de distinguer l'orientation de la matière. Le modèle numérique doit se présenter sous la forme d'une surface continue pour pouvoir passer à l'étape de CAO. L'opération de transformation du NDP en surface est appelée « post-traitement ».

1.2.1.5 Post-traitement

En CFAO dentaire, un des modèles surfaciques associé au NDP le plus répandu est le format « STereoLitography » ou « Standard Tessellation Language » (3D Systems 1989; Burns 1993) (extension .stl), communément appelé le « modèle STL ». Il consiste au maillage du NDP par des arêtes formant des facettes sous forme de triangles (fig.1.11). Il n'y a pas de limite au nombre d'arêtes associables à un seul point. Un point ne peut pas être présent le long d'une arête, uniquement à son extrémité. Chaque facette triangulaire est décrite par ses trois sommets dans le sens trigonométrique ainsi que les 3 composantes de la normale suivant les axes X, Y et Z. La normale est unitaire et orientée vers l'extérieur de la matière, ce qui permet de définir la direction intérieure/extérieure à la matière délimitée par la facette. Le manque de complétude dans les règles de maillage du format STL peut générer des différences de résultat de post traitement : deux maillages différents peuvent être obtenus à partir du même NDP. Il est donc possible qu'une des possibilités de maillage se rapproche plus de la réalité qu'une autre. Des erreurs de qualité du modèle peuvent donc être générées à l'étape du post traitement (Dupagne et Tapie 2013).

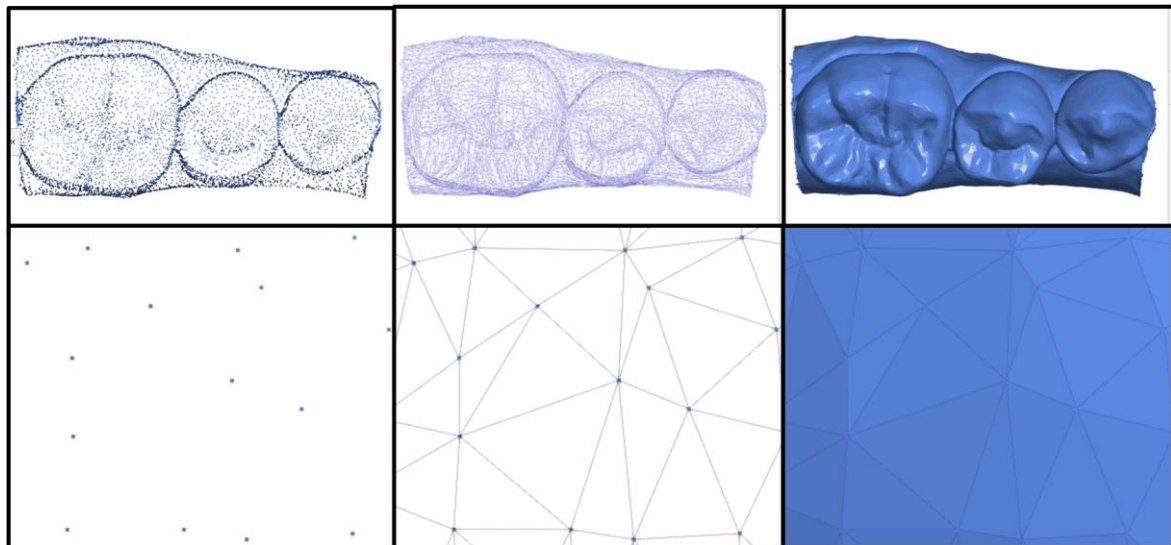


Figure.1.11 Processus de post traitement. Le NDP (à gauche) est maillé par des arêtes pour former des facettes triangulaires (au centre), les triangles accolés les uns aux autres forment une surface (à droite).

Il existe des formats de modèle numérique plus riches que le STL comme le format PLY qui en est une extension. Depuis une dizaine d'années, les CIO sont capables d'associer une couleur à chaque point numérisé lors de l'acquisition. Dans le format PLY, cette information de couleur est associée aux facettes du maillage lors du post traitement, ce qui permet d'obtenir un modèle numérique coloré. Cette couleur du modèle de travail est une information supplémentaire pour le praticien car elle peut par exemple l'aider à déterminer plus facilement la position de la limite de préparation.

Un résumé de toutes les étapes du maillon acquisition est présenté figure.1.12.

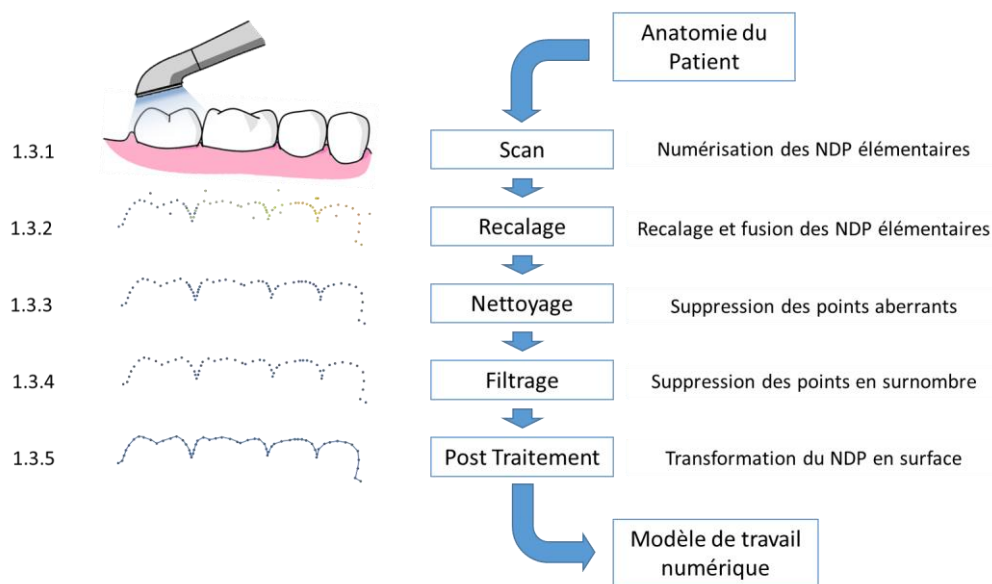


Figure.1.12 Résumé des étapes du maillon acquisition.

Le modèle numérique obtenu après le post traitement est une représentation informatique approximée de la géométrie de surface de l'arcade dentaire. C'est sur ce modèle numérique qu'est conçue la prothèse grâce à un logiciel de CAO.

1.2.2 Conclusion : importance du modèle numérique

L'obtention du modèle numérique peut donc aussi être décrite sous la forme d'une chaîne de travail composée de différents maillons, comme vu précédemment, chaque maillon peut générer une dispersion et donc une perte de qualité du modèle. Des imperfections dans l'enregistrement des NDP élémentaires, dans le nettoyage, le filtrage ou le post traitement vont influencer tout le processus de scan. Les erreurs de recalage quant à elles vont s'additionner sur des scans de grande étendue et donc être influencées par la dimension du modèle numérisé. Il est possible de construire des protocoles qui évaluent ces différentes sous étapes indépendamment, **mais ce qui intéresse le clinicien est l'évaluation de l'acquisition dans sa globalité**, car c'est bien sur le modèle numérique final que la conception de la pièce prothétique va se faire.

Bien que toutes les CIO permettent la numérisation d'un modèle numérique de même nature, les technologies qui permettent d'obtenir ce modèle sont multiples et seront présentées partie 1.3.

1.2.3 Qualité du modèle numérique : impact clinique

La qualité du modèle numérique est une problématique cruciale depuis l'apparition de la CFAO dentaire. La bonne correspondance entre l'anatomie réelle du patient et sa reproduction sous forme de modèle numérique permet la fabrication et l'assemblage de pièces prothétiques qui s'adaptent « finement » à leurs surfaces d'appui (fig.1.13). Une bonne adaptation prothétique assure une épaisseur minimisée du joint prothétique et il semblerait que l'étanchéité du joint prothétique à long terme soit améliorée par la finesse de celui-ci (Jaafar Abduo et Sambrook 2018). Elle permet par ailleurs de diminuer les risques d'inflammation parodontale (Padbury, Eber, et Wang 2003). La communauté dentaire est depuis longtemps d'accord sur l'importance de l'adaptation prothétique pour la pérennité des restaurations dentaires (Fasbinder 2006). Si cette adaptation est importante dans le cas de restaurations unitaires, elle l'est encore plus pour les restaurations plus étendues comme le bridge complet sur implants. Dans ces indications, une mauvaise adaptation d'une armature prothétique de large étendue peut la rendre impossible à mettre en place ou aboutir à une contre-indication de l'utilisation de l'empreinte numérique (Rutk 2017).

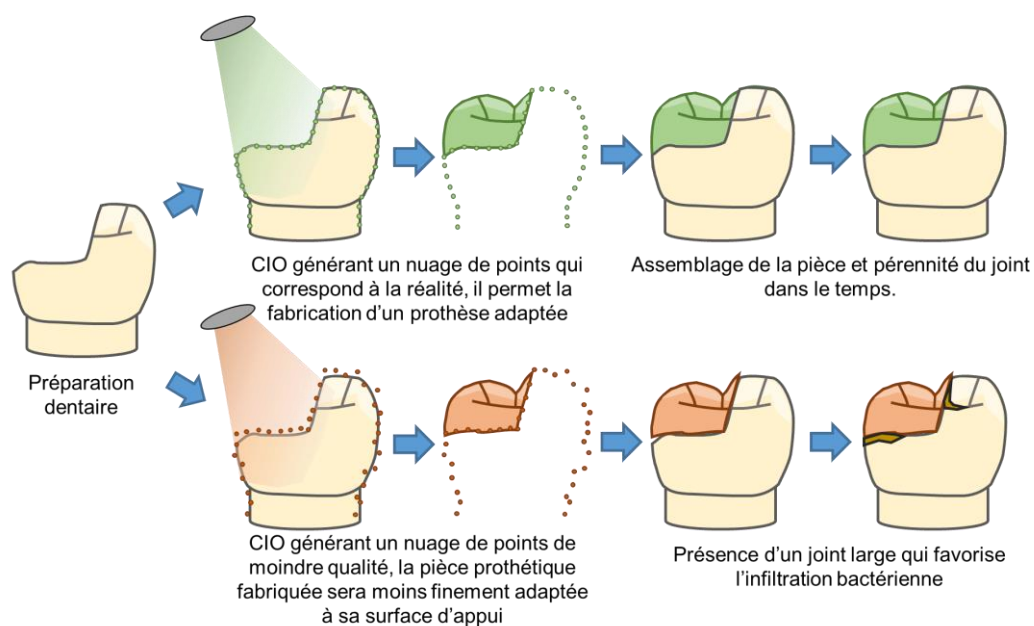


Figure.1.13 Illustration du principe de la fabrication d'une restauration prothétique à partir d'un modèle numérique de bonne qualité (en vert), ou de mauvaise qualité (en orange).

L'intrados prothétique qui est en contact avec la surface d'appui dentaire n'est pas la seule zone nécessitant une bonne adaptation prothétique. Comme vu précédemment, l'organe dentaire étant en contact avec les dents adjacentes par les contacts proximaux et engrené avec les dents antagonistes par les contacts occlusaux, la qualité du modèle numérique a aussi une influence sur le positionnement de ces contacts.

L'adaptation est importante mais elle présente tout de même une valeur seuil d'acceptabilité. Dans le cas de restaurations de petite étendue (couronnes, onlays, overlays, bridges de 2-3 dents) assemblées à l'aide de colle ou de ciment, le matériau nécessaire à l'assemblage permet de compenser une partie des défauts géométriques. En effet, la prothèse est espacée de sa surface d'appui à l'aide d'un vernis en TT ou d'un espacement numérique en CFAO. Cet espacement facilite l'élimination d'excès du matériau d'assemblage et permet de « rattraper » d'éventuelles erreurs de qualité du modèle de travail. Pour les prothèses de large étendue, les armatures sont généralement en métal pour les bridges supra implantaires et les châssis de prothèses amovibles partielles. Bien qu'elles soient très rigides, une légère déformation de ces armatures ou de l'os maxillaire/mandibulaire peut compenser un défaut d'adaptation. **les valeurs de tolérance d'assemblage prothétique ne sont pas clairement définies par la communauté des chirurgiens-dentistes pour chaque indication, ainsi il est difficile d'en déduire des valeurs seuil de qualité géométrique de numérisation acceptable.**

En prothèse scellée ou collée, les valeurs de tolérance de l'épaisseur du joint marginal sont variables selon les auteurs mais semblent se situer autour des 100µm : Belser et al. décrivent 60µm comme acceptable (Belser, MacEntee, et Richter 1985), Fonseca et al. produisent des adaptations

« satisfaisantes » jusqu'à 84 μ m (Fonseca et al. 2003), Karlsson décrit la limite définie par la communauté à 100 μ m mais elle pourrait se situer même à 200 μ m (Karlsson 1993). Dans une étude clinique, Molin et al. évalue le joint non pas numériquement mais cliniquement à l'aide d'une sonde parodontale (Molin et al. 2000) à environ 80 μ m, Papazoglou et al. considèrent le seuil d'acceptabilité à 40 μ m (Papazoglou, Brantley, et Johnston 2001), Schwartz décrit des joints acceptables jusqu'à 160 μ m (Schwartz 1986), Castellani et al. considèrent 50 μ m dans la limite acceptable (Castellani et al. 1994). Cependant, une erreur de mesure dès l'acquisition par CIO ne se traduit pas forcément par une inadaptation prothétique de la même valeur mais ces auteurs nous donnent tout de même l'ordre de grandeur de la qualité de modèle numérique qui doit être recherchée en restauration partielle. Le maillon acquisition n'est pas le seul qui peut générer des défauts d'adaptation prothétique. Il est plus probable que les erreurs s'additionnent à chaque maillon de la chaîne CFAO plutôt qu'elles ne se compensent. Si l'on admet que l'on recherche une adaptation prothétique sous une valeur seuil des 100 μ m, il semble donc nécessaire que l'incertitude de mesure liée à la numérisation soit inférieure à 100 μ m.

En ce qui concerne les contacts proximaux et occlusaux, ils sont nettement moins décrits dans la littérature. Cependant, l'expérience clinique en CFAO nous donne des informations sur leur tolérance. A titre d'exemple, le code couleur du logiciel de CAO Cerec® indique les interférences entre les deux modèles numériques d'un point de vue géométrique avec des variations de 20 μ m par couleur. En général un réglage en bouche est nécessaire si la prothèse est sur ou sous dimensionnée à hauteur d'une couleur, ce qui impliquerait un écart de l'ordre de 20 μ m. En Implantologie, pour s'assurer d'un vissage sans contraintes de l'armature sur des bridges supra implantaires de grande étendue, la revue systématique proposée par Rutk et Kan (Rutk 2017; Kan et al. 1999), souvent citée comme référence dans la littérature odontologique, recense les valeurs de tolérance décrites de 10 μ m (Branemark 1983), 30 μ m (Kliberg et Murray 1985) ou 150 μ m (Jemt 1991). Pourtant, une analyse plus poussée des études citées par Rutk et Kan montre qu'aucune de ces valeurs n'a été clairement présentée. Ainsi, il semble subsister une grande difficulté dans la communauté odontologique pour établir les tolérances d'assemblage en odontologie. Depuis plus récemment, la communauté s'accorde plutôt pour dire que **ces valeurs ne sont pas connues** (Manzella et al. 2016).

1.2.4 Conclusion : importance de limiter les erreurs de numérisation

La situation actuelle est donc paradoxale car l'importance d'une numérisation fiable est unanimement reconnue par la communauté dentaire, mais aucun cahier des charges avec des valeurs seuils de tolérance ne parvient à être présenté.

Si la valeur seuil en fonction des indications n'est pas connue, il est possible que toutes les CIO se situent déjà en dessous, rendant l'évaluation des modèles numériques superflue. La réponse à cette problématique est différente pour les deux échelles d'empreinte, partielle et complète.

Pour l'empreinte d'arcade partielle : la technique CFAO a prouvé sa capacité à produire des restaurations de petite étendue avec un excellent succès clinique (Otto 2017). Il semblerait donc qu'une partie des systèmes actuels se trouvent en dessous de la valeur seuil de tolérance d'incertitude de mesure pour ces indications. **Cependant, le marché est en train de s'ouvrir à de nouveaux acteurs et il serait imprudent de leur donner la même confiance qu'à celle donnée aux industriels implantés depuis plus longtemps**, cette confiance ayant été obtenue par de nombreuses évaluations indépendantes et un excellent recul clinique depuis près de 3 décennies. L'évaluation des modèles numériques d'arcade partielle reste donc pertinente.

Pour l'empreinte complète : la situation est très différente, jusqu'à très récemment, la réalisation de prothèse de grande étendue sur des modèles issus de scans intra-oraux était très peu fiable (Rutk 2017; Mennito et al. 2019). Mais la situation change, l'argument marketing actuel le plus mis en avant pour les nouvelles CIO est leur capacité à numériser des arcades complètes exploitables. Le marché va bientôt être scindé en deux, avec les CIO « haut de gamme » qui permettent la numérisation d'arcade complète et les « bas de gamme » qui vont être limitées à l'arcade partielle. Cette situation associée à l'évaluation des CIO par la communauté scientifique va peut-être permettre de définir plus clairement la valeur seuil de tolérance d'incertitude de mesure pour les arcades complètes. Car certaines CIO seront considérées comme aptes à l'arcade complète, et d'autres inaptes, le seuil se trouvant donc entre les deux.

En attendant, dans la mesure où aucune valeur de tolérance n'est fixée de manière claire, il convient simplement de réduire autant que possible l'erreur de mesure lors de la numérisation.

1.3 Recensement des principes technologiques d'acquisition

Il existe un grand nombre de technologies permettant l'obtention d'un modèle numérique tridimensionnel à partir d'une forme réelle (Curless 2000). Elles sont présentées sur la figure.1.14.

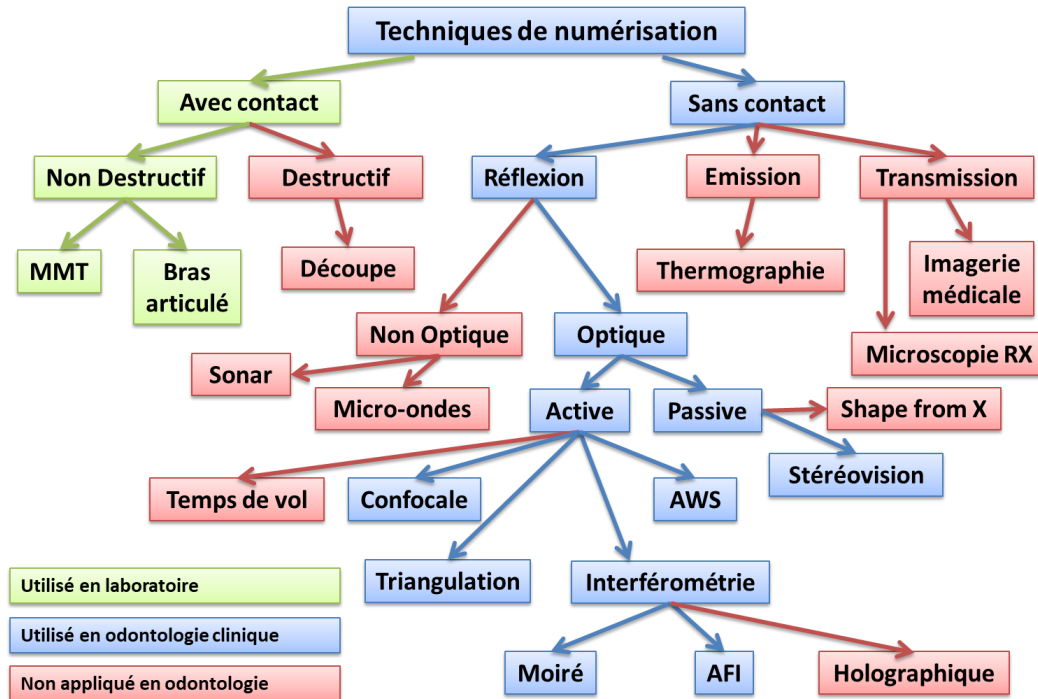


Figure.1.14 Organigramme des technologies d'acquisition, MMT : Machine à mesurer tridimensionnelle, AWS : Active wavefront sampling, AFI, Accordion fringe interferometry, RX : Rayons X.

Sur l'organigramme proposé sur la figure 1.14, seule une partie des technologies est à la base du fonctionnement des CIO ou des scanners de laboratoire dentaires (Logozzo, Zanetti, et al. 2014; Logozzo, Kilpelä, et al. 2014). La première grande distinction entre ces technologies est liée à l'existence ou non d'un contact entre l'objet à numériser et le système de numérisation.

Les systèmes avec contact fonctionnent à l'aide d'un bras articulé ou d'un portique muni d'un palpeur. A chaque fois que le palpeur entre en contact avec la surface de l'objet à numériser, l'appareil calcule, à partir de la position de chaque articulation du bras ou de chaque axe du portique, la position du point palpé du futur nuage. Du fait de la taille et la sensibilité du dispositif, les systèmes avec contact ne sont plus du tout utilisés en odontologie clinique. Néanmoins la qualité du NDP annoncée pour ces systèmes justifie leur utilisation en laboratoire de recherche pour obtenir des modèles numériques ou des mesures de référence, de hautes qualités métrologiques (DeLong et al. 2003; Kuhr et al. 2016; Rech-Ortega et al. 2018; Braian et Wennerberg 2019; Di Fiore et al. 2019; K. R. Kim, Seo, et Kim 2019).

1.3.1 Systèmes de mesure sans contact

En odontologie l'objet numérisé est partie intégrante d'une personne vivante qui est susceptible de bouger pendant l'acquisition alors que les technologies avec contact nécessitent un sujet immobile. Bien que des solutions existent pour palier à ce problème lié au mouvement de la personne, le développement des CIO a privilégié les technologies sans contact. Basées sur l'analyse d'une onde qui peut être émise spontanément par l'objet, transmise ou réfléchi, ces technologies sans contact sont variées mais ne sont pas toutes appliquées au domaine dentaire. Les raisons justifiant la non pertinence de certaines technologies sans contact pour la numérisation intra-orale sont présentées dans la suite.

Les systèmes par émission reposent sur une onde émise naturellement par le modèle, comme par exemple des rayonnements infra-rouges générés par la chaleur. En odontologie les dents et modèles dentaires générant très peu de rayonnement, les techniques d'émission ne sont pas exploitables en pratique.

Les systèmes par transmission reposent sur l'utilisation de rayons à haute énergie comme les rayons X qui présentent une pénétration importante dans les tissus vivants. La transmission de ces rayons permet d'obtenir des informations sur les tissus internes de l'organe dentaire. La transmission de rayons a largement fait ses preuves en médecine et en odontologie pour le diagnostic et la planification chirurgicale en radiologie. Cependant pour la restauration de tissus dentaires coronaires, elles sont peu indiquées car elles génèrent une irradiation superflue du patient et permettent l'obtention d'un modèle numérique de qualité inférieure à la lumière réfléchi. De plus, comme vu précédemment, la fabrication de pièces prothétiques dentaires ne nécessite pas l'obtention d'informations sur l'intérieur du tissu dentaire.

Les systèmes par réflexion consistent en l'envoi d'une onde sonore ou lumineuse sur le modèle pour ensuite analyser l'onde retour réfléchi par ce modèle. La résolution de la mesure est directement proportionnelle à la longueur d'onde du signal émis. L'onde lumineuse ayant une longueur d'onde très inférieure à l'onde sonore, la réflexion de la lumière est donc privilégiée à la réflexion d'onde sonore en odontologie. Une seule CIO fonctionne actuellement sur une onde lumineuse à réflexion passive (WOW de Biotech Dental). Dans cette technologie, la lumière réfléchi est la lumière ambiante et l'acquisition des points est basée sur le principe de la stéréovision qui enregistre les reliefs à l'aide de 2 caméras placées côte à côte. Cela s'apparente à la vision humaine en 3 dimensions.

A travers l'analyse et la classification des systèmes de numérisation, les technologies regroupant toutes les autres CIO et scanners de table communément utilisés en odontologie sont **sans contact à réflexion optique active**. Le principe de fonctionnement de ces systèmes d'acquisition est donc toujours le même quel que soit la technologie utilisée : le système émet une onde lumineuse structurée et l'objet numérisé réfléchit cette onde projetée. Le signal lumineux réfléchi est ensuite enregistré par le système

de numérisation. Les systèmes d'acquisition proposés se composent donc d'un émetteur d'onde lumineuse à l'aller et d'un récepteur d'onde lumineuse au retour. La comparaison entre l'onde émise et l'onde réfléchie est au cœur du principe de mesure permettant la numérisation de l'objet.

Dans la suite, nous détaillons les différentes solutions technologiques déployées en odontologie.

1.3.2 Numérisation par triangulation

La triangulation est la plus ancienne des méthodes de numérisation optique utilisée en odontologie (Logozzo, Zanetti, et al. 2014) (F Duret et Pélissier 2010). Elle tient son nom du triangle formé par l'émetteur lumineux du dispositif (point de départ), son récepteur de mesure (point d'arrivée) et le point de contact du signal lumineux émis avec la surface à analyser. La technologie d'acquisition repose sur un émetteur lumineux qui projette une lumière structurée sur la surface analysée où elle est réfléchie avant d'être captée par une cellule photosensible. L'émetteur est angulé par rapport à la direction dans laquelle se propage la lumière émise et placé à une distance fixe du récepteur. Cette angulation permet de faire varier ce que le capteur de mesure capture en fonction de la topographie de la surface analysée. Le fonctionnement de la triangulation simplifiée en 1 dimension est présenté sur la figure 1.15. Sur cet exemple simplifié : Un émetteur (pointeur laser) et un récepteur (capteur numérique) sont angulés l'un par rapport à l'autre. La géométrie du montage : l'angulation et la distance émetteur/récepteur sont connues. L'inconnue est la distance entre l'objet scanné, à savoir un plan, et le dispositif. L'émetteur projette un point lumineux sur un plan à une distance inconnue du dispositif, le capteur numérique enregistre la position du point, et peut en déduire la distance qui sépare le dispositif d'acquisition de l'objet. Sur la figure 1.15 : plus le plan est éloigné, plus l'impact du signal lumineux va se déplacer et l'émetteur pourra interpréter cette position en une distance qui sépare l'objet du dispositif d'acquisition.

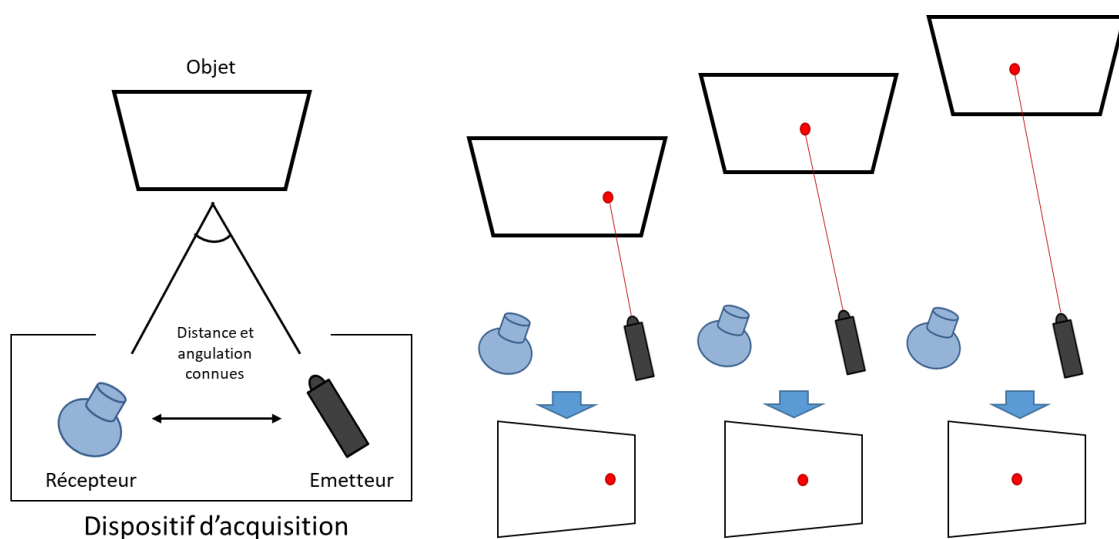


Figure.1.15 Système de triangulation simplifié en 1 dimension.

L'angulation entre l'émetteur et le récepteur influe grandement sur les propriétés du dispositif. Plus l'inclinaison est grande, plus la profondeur de champ du dispositif sera faible (fig.1.16). La profondeur de champ d'un dispositif d'acquisition représente l'intervalle de distance dans laquelle se trouve l'objet pour laquelle la mesure est possible. Si l'objet est situé en dehors de la profondeur de champ, la mesure sera impossible.

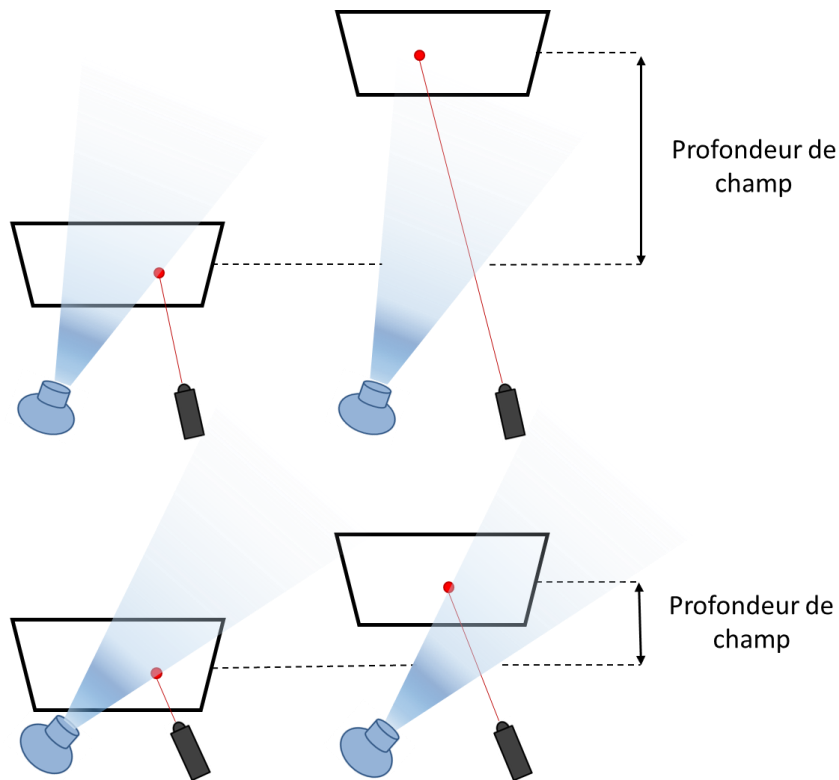


Figure.1.16 Schématisation de la profondeur de champs : Les deux plans extrêmes sont schématisés. Un plan situé en dehors de l'intervalle entre ces deux plans extrêmes fera sortir le point lumineux du cône visible par le récepteur. En haut, l'angulation émetteur/récepteur est faible et la profondeur de champ est donc importante. En bas l'angulation est forte et la profondeur de champ est donc étroite.

Il est possible aussi qu'en cas d'inclinaison trop grande, le dispositif soit géométriquement incapable de détecter le point lumineux (fig.1.17) particulièrement quand la surface analysée présente des puits et crevasses profonds et étroits.

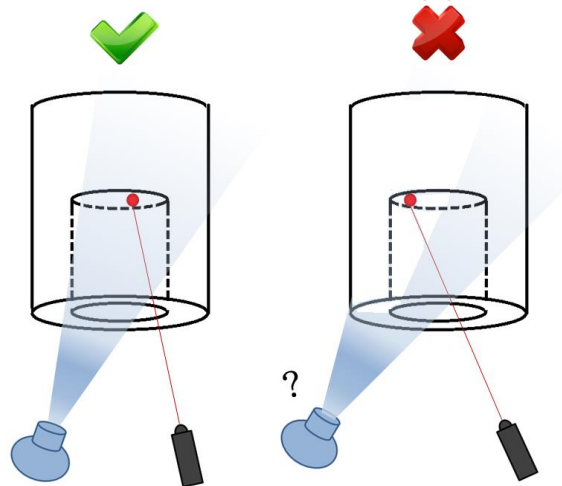


Figure.1.17 Surface analysée présentant un puit. Une telle géométrie peut rendre impossible l'acquisition si l'inclinaison émetteur/récepteur est trop grande. En bouche, la répétition d'acquisitions avec plusieurs orientations peut minimiser le problème, mais des angles morts peuvent persister.

Malgré les problématiques présentées précédemment, la grande inclinaison permet de mieux discriminer les différences topographiques légères. Car pour la même différence de profondeur, une plus grande inclinaison amplifie le déplacement du point lumineux détecté par le récepteur (fig.1.18)

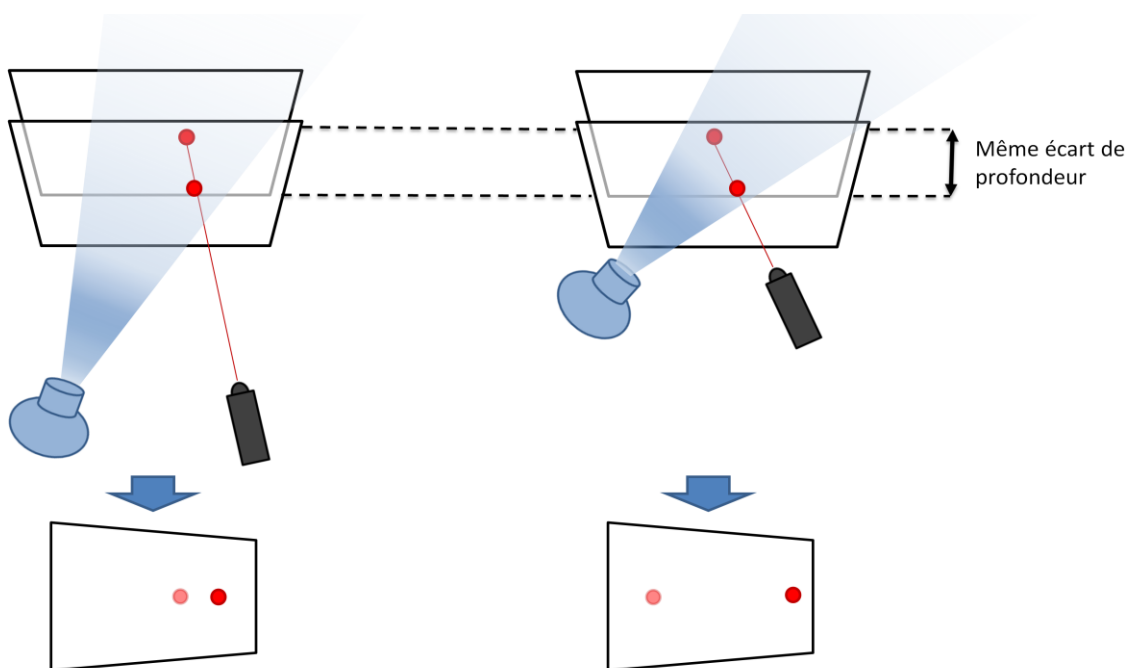


Figure.1.18 Avantages de l'angulation : Ici pour la même différence de profondeur entre 2 plans, on remarque que les 2 points enregistrés par le dispositif avec la plus grande angulation (à droite) sont bien plus écartés. La capacité du dispositif qui présente l'angulation la plus importante à discriminer entre la position de ces 2 plans est donc meilleure.

Une des contraintes dans la conception d'un dispositif de triangulation réside donc dans le choix de la valeur de l'angle émetteur/récepteur qui doit être un compromis entre d'une part l'exactitude d'enregistrement et d'autre part la profondeur de champ et l'absence d'angle mort.

Le dispositif basé sur la projection d'un point simple ne permet qu'une acquisition point par point. Dans ce cas l'émetteur doit balayer la surface en 2 dimensions et à chaque fois déterminer l'inconnue : la distance entre l'objet et le système d'acquisition afin d'obtenir un nuage tridimensionnel. Ce balayage est chronophage et une instabilité de la caméra pendant le processus pourrait fausser la mesure. Il a donc été nécessaire de trouver un moyen de faire l'acquisition de plusieurs points en même temps. Un système plus rapide a été développé, en remplaçant la source lumineuse ponctuelle par une succession de lignes. Le dispositif n'objectivant plus un point seul mais toutes les lignes simultanément, numérisant de nombreux points simultanément (fig.1.19).

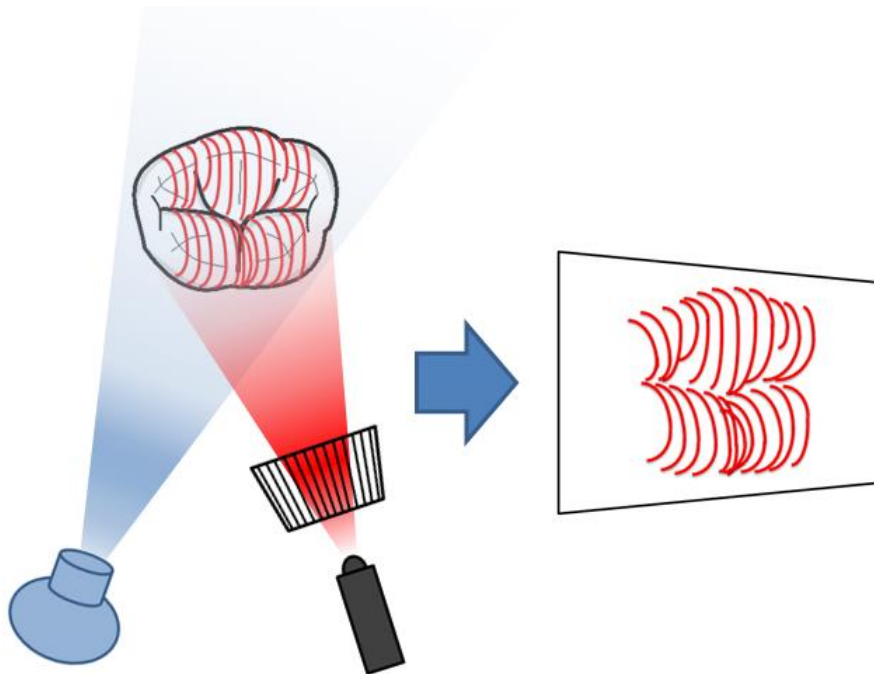


Figure.1.19 Technique par projection de masques (lignes parallèles). Une grille est placée devant l'émetteur qui projette des lignes parallèles que le récepteur va objectiver. L'angulation entre l'émetteur et le récepteur engendre une déformation (courbure) des lignes projetées en fonction du relief de l'échantillon, le logiciel va pouvoir en déduire des coordonnées de points.

Un des avantages de la triangulation est la relative simplicité du dispositif tant sur l'aspect matériel optique que logiciel. Ceci se traduit par un faible coût relatif de développement et de production des CIO par triangulation, faisant de cette technologie la plus répandue sur le marché de la CFAO dentaire (Logozzo, Zanetti, et al. 2014).

1.3.3 Technique confocale

La numérisation par technique confocale est basée sur un système optique doté d'une lentille convergente (Logozzo, Zanetti, et al. 2014; Pawley et Masters 2008). Le brevet de cette technologie a été déposé par Marvin Minsky en 1961 (Minsky 1961). Afin de comprendre le fonctionnement de la technologie, un rappel sur les lentilles convergentes est nécessaire. Une lentille convergente rabat les faisceaux lumineux qui la traversent vers l'intérieur. La modélisation géométrique des lentilles se base sur l'axe optique (fig.1.20). Par convention, la lumière se propage de gauche à droite sur cet axe.

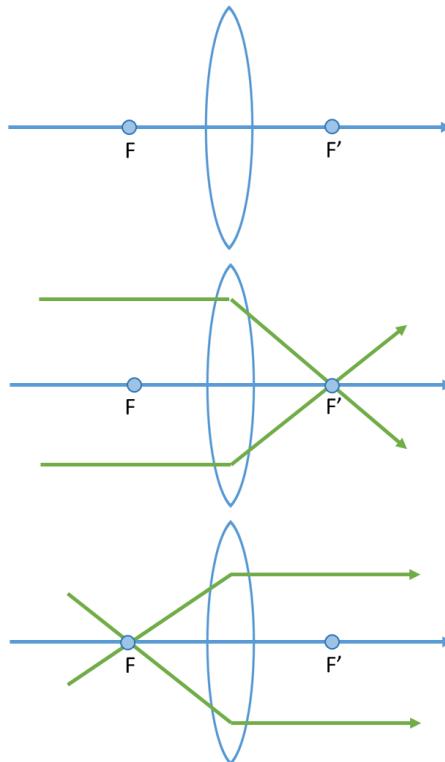


Figure.1.20 Schéma traditionnel de lentille convergente. F : foyer objet et F' : foyer image. Si des faisceaux parallèles à l'axe optique traversent la lentille, ils convergeront tous vers le foyer image. Si un éventail de faisceaux émane du foyer objet et passe par la lentille, les faisceaux en sortiront parallèles à l'axe optique.

La notion de « convergence » est la plus importante pour comprendre le fonctionnement optique d'une lentille convergente. Considérons un objet sur l'axe optique situé derrière le foyer objet à une distance A du centre optique de la lentille (intersection de l'axe optique avec le plan médian de la lentille). Si cet objet émet des rayons lumineux, son image se forme de l'autre côté de la lentille sur l'axe à une distance B du centre optique (fig.1.21).

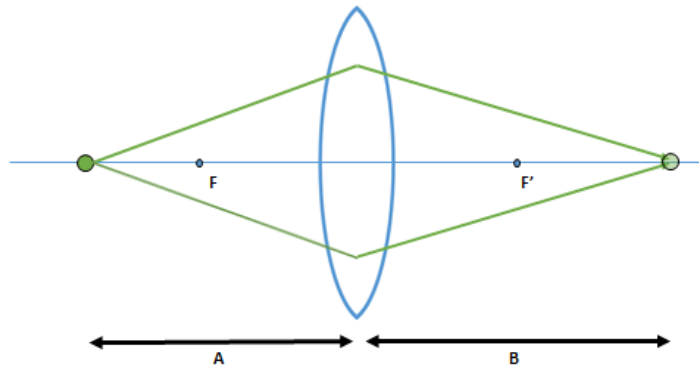


Figure.1.21 Positions de l'objet et de son image par rapport à la lentille. Si un objet est situé à une distance A de la lentille, une image nette de l'objet se forme à une distance B qui peut être calculée.

Les distances A et B étant liées, la connaissance de l'une permet de déduire l'autre. Le fonctionnement de la technologie confocale repose sur ce principe. Il est d'abord nécessaire d'obtenir une source lumineuse à placer devant la lentille. Etant donné la difficulté à rendre la source lumineuse strictement ponctuelle dans la pratique et afin de s'en approcher, un plan opaque percé d'un trou est placé devant la source lumineuse. Le faisceau de cette source lumineuse pseudo-ponctuelle est projeté sur la surface à analyser. Dans les exemples illustrés sur la figure.1.22, la surface à analyser est un plan et la distance qui sépare ce plan du dispositif de mesure est inconnue.

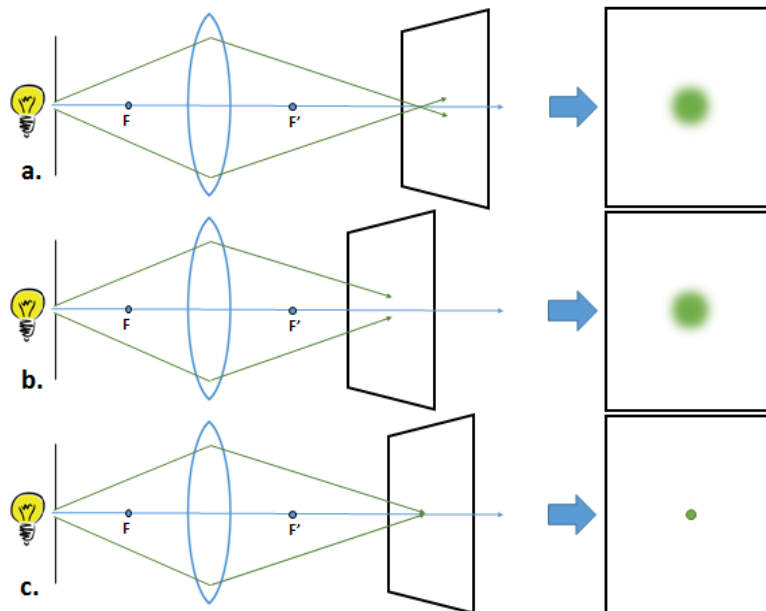


Figure.1.22 Schématisation du flou en fonction de la distance a . Le plan est trop loin de la lentille, l'image du point lumineux se forme légèrement devant le plan, l'image est donc floue b. Le plan est trop proche de la lentille, l'image du point lumineux devrait se former légèrement derrière le plan, l'image est donc floue c. Le plan est à bonne distance de la lentille, l'image du point se forme au niveau du plan, l'image est nette.

Avec un montage simple comme présenté ci-dessus, c'est l'opérateur qui détermine à l'œil si l'image projetée est nette. Le système décrit ci-dessous permet à la caméra de régler la netteté de l'image automatiquement. La lumière formée par l'image du point sur la surface est réfléchie, elle repasse par la lentille puis est à nouveau réfléchie par un miroir dit dichroïque (fig.1.23) qui ne réfléchit la lumière que dans un sens et la laisse passer dans l'autre. Une surface opaque trouée (collimateur) filtre les rayons lumineux réfléchis et un capteur numérique enregistre l'intensité lumineuse reçue. En résumé, les rayons réfléchis repassent par tout le dispositif de départ mais dans l'autre sens et le collimateur permet de déterminer si l'image projetée sur la surface était nette ou non.

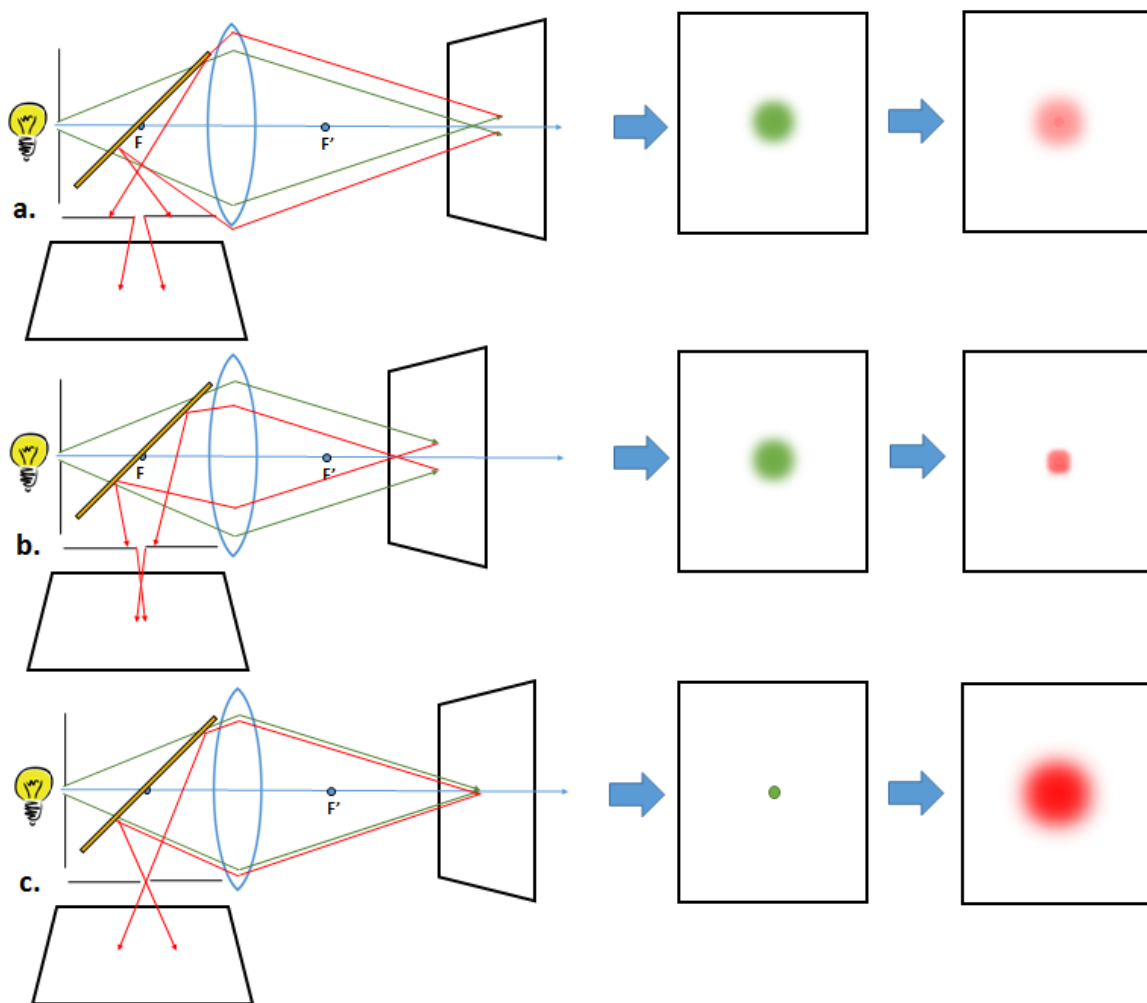


Figure.1.23 Fonctionnement du collimateur : a. Le plan est trop loin du collimateur, l'image de retour du point lumineux se forme devant celui-ci, une partie des rayons ne parvient donc pas jusqu'au récepteur, l'intensité reçue (en rouge) est diminuée ; b. Le plan est trop près du collimateur, l'image de retour du point lumineux se formerait derrière celui-ci, une partie des rayons ne parvient donc pas jusqu'au récepteur, l'intensité reçue est diminuée ; c. Le plan est à bonne distance du collimateur, l'image de retour du point se forme au niveau de celui-ci, un maximum de rayons passent par le trou et parviennent jusqu'au récepteur.

Le principe présenté ci-dessus permet d'obtenir la position d'un seul point par rapport au dispositif. Si on veut obtenir un nuage de points, le système doit balayer la surface en 2 dimensions et déterminer à chaque fois l'inconnue : la distance entre l'objet et le système d'acquisition. Ce balayage peut être schématisé comme la projection non plus d'un point mais d'un masque plan (fig.1.24). L'image nette agit comme un plan de coupe. Tous les points de la surface numérisée qui sont à la bonne distance de la lentille reçoivent la projection nette du masque et tous les points devant ou derrière reçoivent à l'inverse une projection floue. Après réflexion et passage par le collimateur, on obtient un contour d'intensité lumineuse importante. Un capteur numérique discrétise ce contour en un anneau de points semblable aux courbes de niveau (isolignes) sur une carte topographique en géographie. Cet anneau de points correspond à l'intersection entre la surface de l'objet analysé et le plan de projection nette du masque, qui est situé à une distance connue du dispositif de mesure. Une CIO utilisant cette technologie peut rester immobile tout en déplaçant la lentille pour réaliser de nombreuses coupes planes de la forme à numériser. La distance qui sépare ces plans définit la résolution de profondeur du système de mesure. La CIO est ensuite capable de superposer ces coupes pour reformer un nuage de points tridimensionnel.

Un avantage de la mesure en technique confocale est l'absence d'angulation entre l'émetteur et le capteur contrairement à la technique par triangulation. Il devrait permettre d'éviter les angles morts dans des reliefs présents sur l'objet numérisé.

Un défaut de la technologie confocale réside dans la complexité du système optique composé de nombreuses lentilles dont certaines sont mobiles. Ceci se traduit par une taille importante de la CIO et par un coût de fabrication important. Malgré ces inconvénients, la technique confocale est la base d'un des produits leader du marché depuis plusieurs années, le système Trios de 3shape. La société Sirona qui représente une très importante part du marché de la CFAO dentaire a développé sa dernière CIO haut de gamme « PrimescanTM » sur la même base de la technique confocale bien que toutes ses CIO antérieures fonctionnaient grâce à la triangulation.

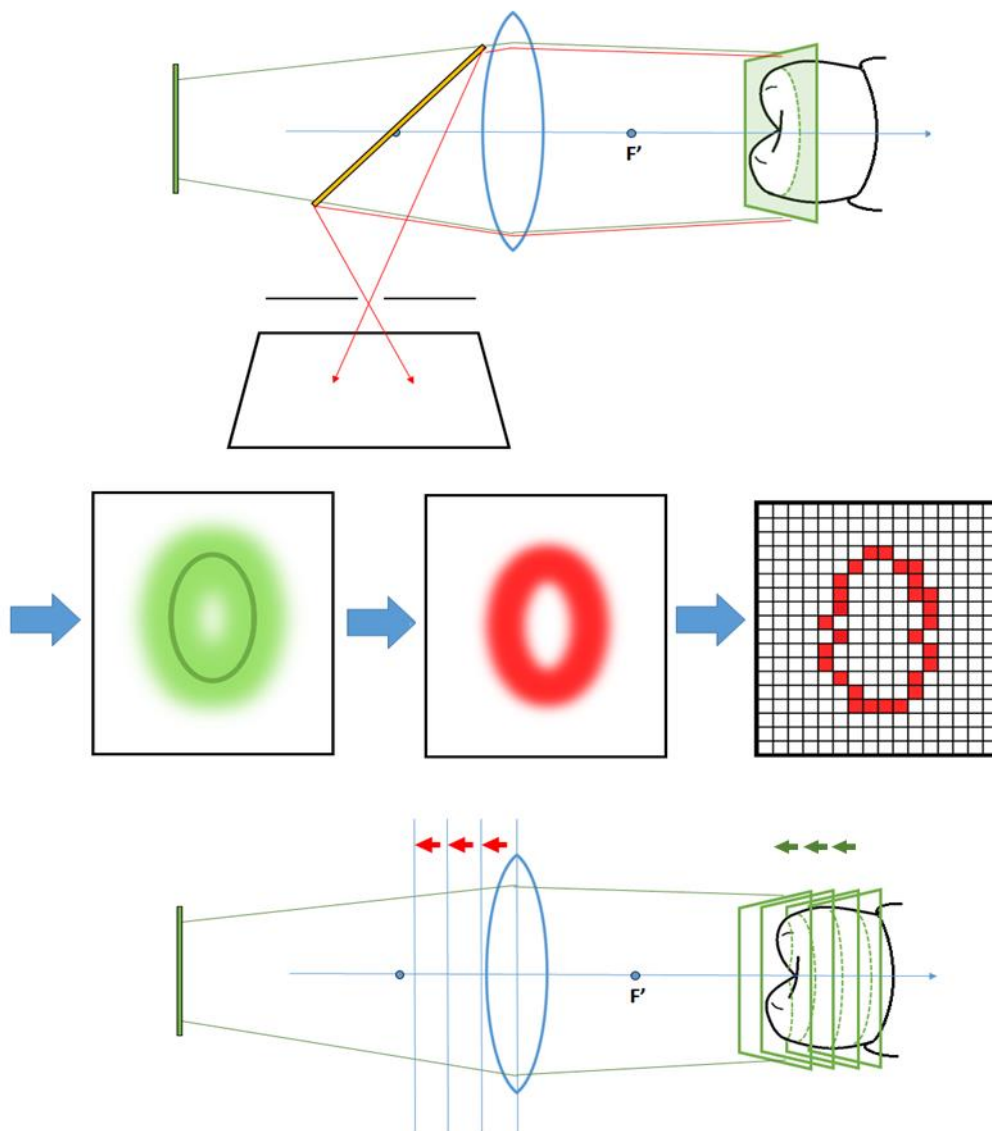


Figure.1.24 Schématisation de la projection d'un « masque » en technologie confocale. La lentille est fixée dans une position, l'émetteur projette un plan net à une distance fixe de la CIO permettant l'objectivation de la surface dentaire à cette distance fixe. Le récepteur reçoit le contour lumineux intense et le discrétise en points. La lentille est déplacée pour former des coupes successives et les contours de points sont superposés pour obtenir un nuage de points tridimensionnel.

1.3.4 Technique « Active Wavefront Sampling »

La technique Active Wavefront Sampling (AWS) est issue d'un brevet de 2004 (Hart 2004). Un seul système de CIO basé sur l'AWS est actuellement commercialisé : le système Lava/True Def™ de 3M. L'AWS repose sur des principes communs à la technologie confocale (fig.1.25) car elle utilise une lentille convergente qui projette l'image d'une source lumineuse pseudo-ponctuelle sur l'objet à numériser. Cependant la distance est obtenue non pas par la mise au point mais par analyse de la forme du flou. Un disque rotatif percé d'un trou et placé devant la lentille permet de ne projeter qu'une partie

du signal lumineux sur l'objet. La tache floue n'est réfléchié que sous forme d'un point lumineux en rotation et le récepteur analyse le diamètre du cercle formé par ce point en rotation pour numériser des points à la surface de l'objet. L'acquisition de plusieurs points simultanément se fait en multipliant le nombre de trous sur le disque.

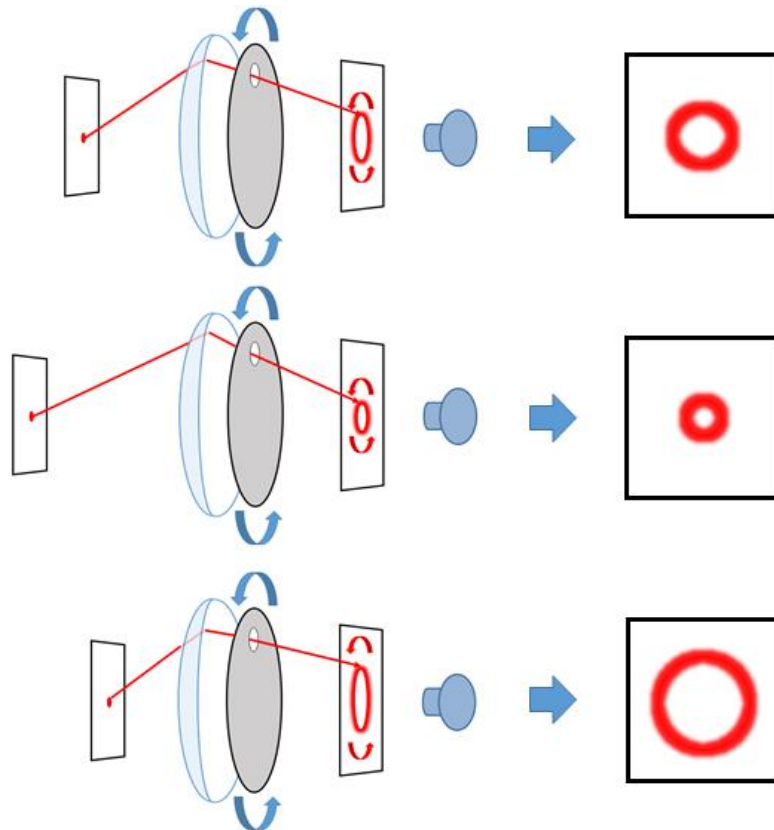


Figure.1.25 Schéma du montage d'Active Wavefront Sampling. Les rayons passent à travers la lentille puis sont filtrés par un plan opaque percé d'un trou tournant autour de l'axe optique. L'image formée sur l'écran n'est donc plus une tache mais juste un point lumineux en rotation. Plus l'objet est proche de la lentille, plus l'anneau formé par ce point va être large. Plus l'objet est loin, plus l'anneau va être étroit.

Un avantage de l'Active Wavefront Sampling est la relative simplicité du montage qui dans sa forme la plus basique (hors CIO), peut se limiter à un appareil photo classique et un plan opaque percé.

1.3.5 Mesure par interférométrie

Basée sur un brevet initial déposé le 6 juin 1989 (Brandestini et Moermann 1989), l'interférométrie fonctionne sur un principe de superposition d'un signal référence avec le signal réfléchi. La numérisation du NDP se fait par étude des interférences entre les deux signaux. Cette technologie est la plus complexe dans sa conception optique et mathématique du fait qu'elle fait intervenir des principes optiques ondulatoires. Elle n'est appliquée en Odontologie que dans un cadre expérimental et n'est donc présentée que dans l'annexe.1.

1.3.6 Mesure par stéréovision

La technique de mesure par stéréovision est la dernière technologie arrivée sur le marché avec la CIO de Biotech Dental, la WOW™. C'est la seule CIO qui fonctionne grâce à la lumière ambiante et non la lumière structurée (Aguilar, Torres, et Lope 1996; F Duret et Pélissier 2010). En se basant sur le même principe que la vision humaine en trois dimensions, la CIO est composée de deux récepteurs éloignés d'une distance fixe (fig.1.26). Les deux récepteurs enregistrent simultanément une image de la même arcade sous deux angles de vue différents, le logiciel analyse les différences entre ces deux images pour en déduire la position de points sur la surface de l'objet scanné. Le calcul de la position est réalisé sur la base de la géométrie épipolaire (Zhang 1998). Le premier récepteur objective la position d'une structure repérable sur l'objet numérisé. Mais un seul récepteur plan ne permet de la localiser que dans deux dimensions de l'espace. Si cette structure est objectivable sur le 2^{ème} récepteur qui est séparé du premier par une angulation et une distance connues, alors un algorithme peut permettre de déterminer la position de la structure dans les trois dimensions de l'espace.

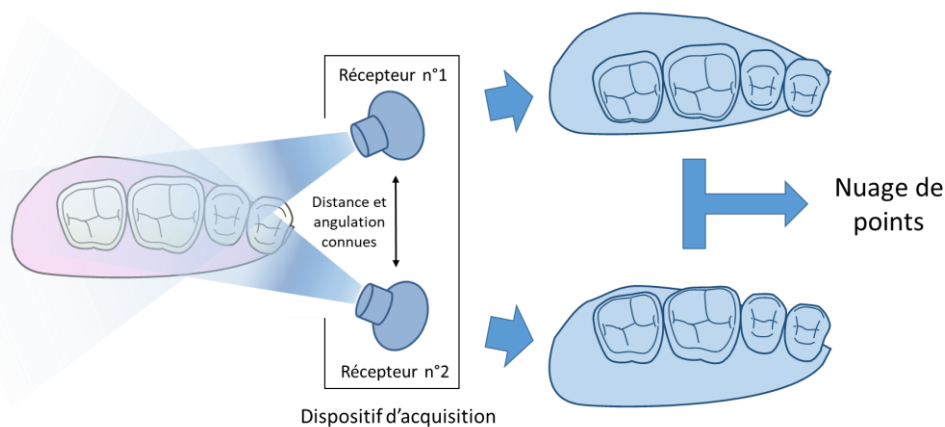


Figure.1.26 Schématisation de la numérisation par stéréovision. Deux capteurs enregistrent l'image de l'arcade sous deux angulations différentes, le logiciel d'acquisition va analyser les différences entre ces deux images pour en déduire la topographie de la surface.

L'avantage de cette technologie se situe dans la simplicité de la partie matérielle qui n'est composée que de deux capteurs numériques haute définition et d'un cadre de LED qui limite les ombres pendant la

prise d'image. Cela fait de la WOWTM la plus petite CIO du marché et réduit considérablement son coût de production. Toute la complexité du dispositif se trouve au niveau du logiciel de calcul qui n'avait pas pu être développé avec succès avant les années 2010. La stéréovision fonctionne en effet bien mieux avec des reliefs marqués et des surfaces présentant des variations de couleurs importantes ce qui n'est pas le cas des dents qui présentent plutôt des transitions de reliefs et de couleurs progressives. Cependant, l'amélioration rapide de la puissance de calcul du système informatique ainsi que les innovations dans le logiciel d'acquisition devraient permettre le développement de CIO par stéréovision de plus en plus fiables dans le futur.

1.3.7 Conclusion sur les technologies

Il semblait primordial de connaître le fonctionnement des systèmes d'acquisition sans contact afin de pouvoir les évaluer. La triangulation, la confocale, l'AWS et la stéréovision représentent une grande majorité des technologies exploitées en CFAO odontologique. La technologie peut influencer la qualité du modèle numérique. Par exemple : la densité de points numérisable peut être variable ; la largeur du champ d'enregistrement des CIO peut permettre l'obtention de modèles numériques avec moins de recalage ; la mesure peut être plus ou moins perturbée par les conditions d'empreinte en bouche (humidité, reflets). Mais comme vu précédemment, la qualité du modèle numérique issu de la numérisation avec une CIO est le critère actuel le plus important dans le choix d'un dispositif d'acquisition par le clinicien. Cependant, il n'est pas possible, à partir de l'étude de leur principe de fonctionnement seul, que ce soit dans notre étude ou celles retrouvées dans la littérature (Logozzo, Zanetti, et al. 2014; Logozzo, Kilpelä, et al. 2014; F Duret et Pélissier 2010) de comparer les CIO sur la qualité de l'acquisition intra-orale. Des caméras utilisant chacune de ces technologies ont fait leurs preuves expérimentalement et cliniquement (J Abduo 2018; Rutk 2017). La comparaison de la qualité de numérisation des CIO va donc devoir se faire par évaluation du modèle numérique et non uniquement par l'étude de la technologie à la base de leur fonctionnement.

1.4 Problématique clinique émergente : le choix de CIO

Au début du développement des systèmes CFAO, un nombre très réduit de CIO étaient commercialisées. La communauté de recherche a donc évalué les performances de ces nouveaux dispositifs par rapport à la TT avec empreinte physico-chimique et la coulée d'un modèle en plâtre (Leifert et al. 2009; Andreas Ender et Mehl 2011; Seelbach, Brueckel, et Wöstmann 2013; Bergin et al. 2013; Andreas Ender et Mehl 2013; Mejía et al. 2017). Cette TT avait prouvé son efficacité à obtenir des modèles dentaires de qualité depuis près d'un siècle. Une relative équivalence de ces deux techniques a rapidement été observée, au moins pour les modèles dentaires partiels. Avec l'ouverture du marché et la multiplication des modèles disponibles la communauté scientifique s'est mise à les comparer entre elles, en excluant petit à petit l'inclusion d'un « groupe témoin » en TT.

La problématique de la qualité du modèle numérique obtenu avec une CIO a de plus gagné en pertinence avec la multiplication du nombre de modèles disponibles ces dernières années. Le débat sur la qualité avait moins d'importance quand les CIO étaient encore des dispositifs expérimentaux et quand une seule chaîne de CFAO directe (CIO et usineuse permettant la fabrication de restauration en moins d'une heure) était commercialisée. Pour les cliniciens, les arguments de choix d'une CIO au début des années 2000 étaient bien plus liés à la facilité de prise d'empreinte (image par image ou en continu), l'ergonomie du logiciel, le cryptage ou non cryptage des fichiers STL, ou la nécessité de poudrer la surface avant le scan. Plusieurs innovations comme l'uniformisation de l'ergonomie des logiciels, la possibilité de pouvoir récupérer le modèle STL non crypté, le scan sans poudrage pour tous les nouveaux modèles, ont déplacé les critères de choix de la CIO sur deux éléments principaux : le prix et la qualité du modèle numérique, rejoignant les préoccupations de la communauté des cliniciens et des universitaires. Le marché actuel en 2021 est critique en ce sens que les différences de qualité de numérisation pour les CIO peuvent indiquer ou contre indiquer leur utilisation dans les indications nécessitant la numérisation de grande étendue.

1.4.1 Difficultés de trouver des critères objectifs

En dehors de la littérature scientifique, les seuls critères d'évaluation quantitatifs des CIO sont ceux fournis par les industriels qui les commercialisent et cela pose un problème. Car les informations fournies manquent souvent de transparence et de clarté. On peut cependant trouver des informations qualitatives fournies au public. Premièrement, des informations qualitatives sont disponibles dans la littérature scientifique mais elles sont difficiles d'accès au vu du nombre de publications et des critères présentés qui sont parfois difficiles à interpréter pour le praticien (fig.1.27). On trouve aussi des informations qualitatives disponibles dans des articles publiés dans des « revues utilisateurs » accessibles sur internet. Les tests publiés dans ces dernières ne pouvant en général pas se prononcer sur la qualité de la numérisation, les auteurs se concentrent sur des critères plus pragmatiques comme le prix, l'ergonomie et l'ouverture du système (fig.1.27).

Table 1
Comparison of technical data of intraoral scanning systems [1].

Intraoral scanner	Company	Working principles	Light source	Imaging type	Necessity of coating	In-office milling	Output format	Commercial availability
CEREC [®] AC-Bluecam	Sirona Dental System GMBH (DE)	Active triangulation and confocal microscopy	Blue light	Multiple images	Yes – titanium dioxide	Yes	Proprietary	Available
iTero	Cadent LTD (IL)	Parallel confocal microscopy	Red Laser	Multiple images	None	No	Proprietary and STL	Available
E4D	D4D Technologies, LLC (US)	Optical coherence tomography and confocal microscopy	Laser	Multiple images	Occasionally	Yes	Proprietary	Available
Lava [™] C.O.S.	3M ESPE (US)	Active wavefront sampling	Pulsating blue light	Video	Yes – titanium dioxide	No	Proprietary	Available
IOS FastScan	IOS Technologies, INC. (US)	Active triangulation and Schleichflug principle	Laser	3 images	Yes	Yes	STL	Available
MIA3d [™]	Densys3D LTD. (IL)	Active stereoscopic vision	Visible light	2 images	Not disclosed	No	ASCII	Available
DPI-3D	Dimensional Photonics International, INC. (US)	Accordion fringe interferometry (AFI)	Laser, Wavelength 350–500 nm	Multiple images	None	No	Not disclosed	Not Available
3D Progress	MHT S.P.A. (IT) – MHT Optic Research AG (CH)	Confocal microscopy and Moiré effect	Not disclosed	3 images	Occasionally	No	STL	Available
directScan	HINT – ELS GMBH (DE)	Active Stereoscopic Vision	Not disclosed	Multiple images	Not disclosed	No	STL	Not Available
trios	3Shape A/S (DK)	Confocal microscopy	Not disclosed	Multiple images	Not disclosed	No	Not disclosed	Available
Bluescan [®] -I	A•TRON3D [®] GMBH (AT)	Active stereoscopic vision	Pulsed UV LED	2 images	None	No	STL	Available

SCANNER	SPEED	FLOW	SIZE	EASE	PRICE	TOUCH	WIRELESS	CARIES	CAD	SUBS
3Shape TRIOS 4	5	4.5	3	4.5	\$\$\$\$	✓	✓	✓	✓	✓
Dentsply Sirona Primescan	5	5	1	5	\$\$\$\$\$	✓	✗	✗	✓	✗
Planmeca Emerald S	4	4	4	4	\$\$\$	🔄	✗	✓	✓	✗
Medit i500	4.5	4.5	4	4	\$	🔄	✗	✗	✗	✗
Align iTero Element 5D	3.5	4	1	3	\$\$\$\$	✓	✗	✓	✗	✓
Carestream Dental CS 3700	3	3	3	4	\$\$\$	🔄	✗	✗	✓	✗
Dental Wings Virtuo Vivo	3	4	5	4	\$\$	✓	✗	✗	✓	✓
GC Aadva IOS 200	1	2	3	2	\$\$	🔄	✗	✗	✓	✗
Vatech EzScan	3	3	5	3	\$	🔄	✗	✗	✗	✗
Shining 3D Aoralscan	2	1	3	2	\$	🔄	✗	✗	✗	✗

Figure.1.27 Tableaux comparatifs de CIO issus d'un article scientifique en haut (Logozzo, Zanetti, et al. 2014) et d'une « revue utilisateur » en bas (Al-Hassiny 2019).

Pour ce qui est de l'évaluation quantitative indépendante de la qualité du modèle numérique obtenu à partir de différentes CIO, il faut la chercher dans la littérature scientifique. Cet aspect sera détaillé dans le chapitre 2.

1.4.2 Positionnement des travaux

L'exercice de la chirurgie dentaire connaît une importante vague d'innovations avec l'arrivée et le développement de la dentisterie numérique. Cette dernière se caractérise par une nouvelle façon de collecter des informations qui permet la prévision et la réalisation de traitements variés. Ces informations sont collectées sous forme de photographies numériques, d'exams radiologiques en deux et trois dimensions et bien sûr sous forme de modèles dentaires numériques.

Des dispersions engendrant des défauts d'adaptation prothétiques sont possibles à chaque maillon de la chaîne CFAO, mais il est intéressant d'évaluer les maillons indépendamment pour pouvoir quantifier leur dispersion respective. Le maillon acquisition est celui qui permet d'entrer dans le monde numérique et correspond à un dispositif indépendant, la CIO. Il semble donc intéressant de construire un protocole évaluant les modèles numériques obtenus à l'aide de CIO sans inclure le reste de la chaîne CFAO.

Le modèle numérique doit correspondre à la réalité de l'arcade dentaire numérisée pour permettre la réalisation de pièces prothétiques de qualité. Cette réalité est valable à toutes les échelles de restauration prothétique. Pour les restaurations unitaires : la qualité du modèle numérique améliore l'adaptation prothétique de la pièce, et la prédictibilité des contacts proximaux et occlusaux. Cette qualité de numérisation est tout aussi importante pour les pièces plurales, avec la préoccupation supplémentaire que la portion d'arcade à numériser est plus importante, et que nous avons vu que la numérisation d'un modèle plus grand augmente les occasions d'erreur de mesure.

Bien que l'importance d'une numérisation de qualité soit reconnue, **la communauté dentaire ne peut toujours pas fournir un cahier des charges clair permettant d'établir les valeurs d'incertitude de mesures considérées comme acceptables en fonction des indications**, et l'objectif actuel des industriels est donc la diminution maximale de l'erreur de numérisation sans connaître les valeurs seuils à atteindre.

Il a été vu que l'étude seule du fonctionnement des CIO ne permet pas de statuer sur la supériorité d'un système par rapport à un autre, l'évaluation des modèles numériques issus de la numérisation est donc indispensable.

Le champ d'indication des CIO est en train de s'ouvrir, permettant la réalisation de restaurations de grande étendue, nécessitant la numérisation d'arcades complètes. Ces nouvelles indications comme le bridge complet sur implants sont impossibles à réaliser en CFAO si la qualité de numérisation de ces modèles de grande étendue est insuffisante. Pour ce qui est des restaurations unitaires, les dispositifs leaders du marché de la CFAO ont depuis longtemps prouvé leur capacité à produire des pièces avec un excellent succès clinique (Otto 2017; J Abduo 2018; Fasbinder 2006; Otto et Nisco 2002), mais **les nouveaux équipements arrivant sur le marché n'ont pas ce recul**. Ces nouvelles CIO nécessitent

d'être évaluées de manière objective et indépendante sur leur qualité de numérisation, pour s'assurer qu'elles sont équivalentes aux modèles existants. La meilleure source d'évaluation objective des CIO semble se trouver dans la littérature scientifique. L'évaluation des CIO est donc nécessaire sur les modèles de petites et de grandes étendues. Le chapitre 2 sera consacré à l'analyse des protocoles d'évaluation des CIO existant dans la littérature, et à la présentation des composantes objectives d'évaluation de la qualité d'un modèle numérique. **La définition de ces composantes nécessite de se rapprocher des normes d'évaluation des systèmes de mesure utilisées en métrologie pour construire des protocoles d'évaluation rigoureux.**

CHAPITRE 2 : QUALIFICATION METROLOGIQUE DES SYSTEMES OPTIQUES SANS CONTACT DENTAIRE

L'objectif de cette partie est de créer un protocole standardisé de qualification des caméras optiques utilisées en odontologie. Maintenant que leur fonctionnement et utilisation en odontologie ont été présentés, ce chapitre s'attachera à la présentation du concept de qualité d'un modèle numérique et de ses méthodes d'évaluation.

2.1 Formalisation des méthodes, critères et protocoles de qualification

Avant de définir des critères de qualification d'une CIO, il nous a été nécessaire d'identifier les grandeurs mesurées par une CIO et de mettre en évidence la problématique de qualification d'une CIO dentaire. Pour répondre à ce besoin, le parti a été pris d'appliquer et de transposer les concepts et définitions du domaine de la métrologie à l'évaluation des modèles numériques dentaires. Ces concepts et définitions sont issus de différents chapitres du vocabulaire international de la métrologie (« International vocabulary of metrology – Basic and general concepts and associated terms (VIM) 3rd edition JCGM 200:2012 » 2012) . Seules celles qui sont pertinentes dans l'évaluation des modèles numériques sont présentées.

2.1.1 Spécification de la mesure

En accord avec le VIM, la grandeur que l'on veut mesurer répond à la définition du mesurande et nécessite de définir sa nature.

Mesurande (VIM2.3) : *grandeur que l'on veut mesurer. La spécification d'un mesurande nécessite la connaissance de la nature de la grandeur.*

Grandeur (VIM1.1) : *propriété d'un phénomène, d'un corps ou d'une substance, que l'on peut exprimer quantitativement.*

Nature de grandeur (VIM1.2) : *aspect commun à des grandeurs mutuellement comparables sous forme d'un nombre et d'une référence.*

Dans le cas de la CFAO dentaire, l'objet numérisé : la bouche du patient, présente des grandeurs de différentes natures. Les CIO ne sont capables d'en numériser que deux : la topographie de surface de la denture et la couleur. **Notre travail se concentrera uniquement sur la topographie.** Même si la topographie de surface 3D n'est pas une grandeur de base ou dérivée au sens de la métrologie (Systèmes internationale d'unité SI, Bureau International des Poids et Mesures - BIPM, 9^{ème} éditions, 2019), il semble possible d'en extraire des propriétés géométriques quantifiables de la grandeur de base de

longueur et de ses dérivées. Les dimensions (VIM1.7) des grandeurs extractibles de la topographie de surface peuvent-être une longueur [L], une superficie [A]=[L]², un volume [V]=[L]³ ou un angle plan [L]/[L]. Les unités de mesure (VIM1.9) de ces grandeurs sont donc suivant le système international de grandeur (VIM 1.6) associées respectivement au : mètre (m), mètre carré (m²), mètre cube (m³) ou radian (rad = m/m).

La CIO par la numérisation va réaliser une mesure de grandeur (mesurage VIM 2.1) de longueur et de ses dérivées la superficie et le volume. Ainsi selon le VIM 3.1., une CIO semble pouvoir être définie comme un instrument de mesure. Elle va donner un résultat de mesure : ensemble des valeurs mesurées associées à leurs incertitudes de mesure.

Instrument de mesure ou appareil de mesure (VIM3.1) : *dispositif utilisé pour faire des mesurages, seul ou associé à un ou plusieurs dispositifs annexes.*

Résultat de mesure (VIM2.9) : *ensemble de valeurs attribuées à un mesurande, complété par toute autre information pertinente disponible*

Valeur mesurée (VIM2.10) : *valeur d'une grandeur représentant un résultat de mesure*

Incertitudes de mesure (VIM2.26) : *paramètre non négatif qui caractérise la dispersion des valeurs attribuées à un mesurande, à partir des informations utilisées*

On remarque que le VIM introduit une subtilité de définition entre un instrument de mesure et un système de mesure. Dans le cadre de la qualification d'une CIO, ce qui va être évalué est un résultat de mesure, passant par l'identification d'une valeur mesurée unique associé à une incertitude de mesure.

La problématique principale rencontrée dans le cadre de la qualification d'une CIO est que la métrologie a bâti ses définitions sur la mesure de mesurandes pouvant être directement associés à une valeur mesurée unique d'une grandeur (une longueur, une masse, une force, etc.). Or le résultat de mesure qu'est le modèle numérique issu d'une CIO ne représente pas une grandeur physique. En d'autres termes comme l'a souligné Audfray (Audfray 2012) dans le cadre de la numérisation, le nuage de points 3D ou le maillage ne constituent pas des valeurs mesurées représentant une grandeur. Ainsi, pour obtenir une valeur mesurée de grandeur unique lors de la qualification d'une CIO, la seule numérisation avec la CIO comme instrument de mesure n'est pas suffisante. Un protocole d'analyse du modèle numérique supplémentaire devra être réalisé pour raccorder le nuage de points à des grandeurs de nature spécifiées avec des intervalles spécifiés. Dans ce contexte, c'est l'ensemble CIO/analyse du modèle qui peut être considéré comme le système de mesure.

Système de mesure (VIM3.2) : *ensemble d'un ou plusieurs instruments de mesure et souvent d'autres dispositifs, comprenant si nécessaire réactifs et alimentations, assemblés et adaptés pour fournir des informations destinées à obtenir des valeurs mesurées dans des intervalles spécifiés pour des grandeurs de natures spécifiées.*

Dans la suite de ce chapitre, une analyse de l'exploitation, des adaptations et des interprétations des concepts et définitions de la métrologie à la qualification de la mesure par numérisation vont permettre de mettre en exergue leurs difficultés d'interprétation. Ainsi, la communauté dentaire a intégré certaines de ces définitions depuis plusieurs années, mais les utilise souvent de manière erronée. Un retour sur les définitions appliquées au modèle numérique est nécessaire.

2.1.2 Qualification d'une mesure

Comme dit précédemment, ce travail se concentre sur l'évaluation de la capacité de la CIO à effectuer le mesurage de grandeurs physiques dimensionnelles (longueurs et ses dérivées) portées par un nuage de points. La majorité des études proposées par la communauté dentaire passe par la quantification de l'erreur de mesure résultant de la numérisation de l'arcade dentaire.

Erreur de mesure ou erreur (VIM2.16) : *différence entre la valeur mesurée d'une grandeur et une valeur de référence*

La caractérisation de l'erreur de mesure nécessite donc la connaissance préalable d'une valeur de référence, pour la confronter à la valeur mesurée. Cette valeur de référence doit se rapprocher le plus possible de la valeur vraie.

Valeur vraie (VIM2.11) : *valeur vraie d'une grandeur compatible avec la définition de la grandeur*

NOTE 1 : Dans l'approche « erreur » de description des mesurages, la valeur vraie est considérée comme unique et, en pratique, impossible à connaître.

Valeur de référence (VIM5.18) : *Valeur d'une grandeur servant de base de comparaison pour les valeurs de grandeurs de même nature.*

La science des mesures s'est attelée à formaliser et définir plusieurs concepts associés aux erreurs de mesure. La minimisation de l'erreur de mesure est souvent regroupée sous le terme de « précision » qui est cependant définie par le VIM par trois concepts distincts.

Exactitude de mesure ou exactitude (VIM2.13) : *étroitesse de l'accord entre une valeur mesurée et une valeur vraie d'un mesurande.*

Justesse de mesure ou justesse (VIM2.14) : *étroitesse de l'accord entre la moyenne d'un nombre infini de valeurs mesurées répétées et une valeur de référence.*

Fidélité de mesure ou fidélité (VIM2.15) : étroitesse de l'accord entre les indications ou les valeurs mesurées obtenues par des mesurages répétés du même objet ou d'objets similaires dans des conditions spécifiées.

Pour en simplifier la compréhension, ces trois définitions sont souvent présentées avec l'analogie d'un archer (le système de mesure) (fig.2.1) qui vise le centre d'une cible circulaire (la valeur référence) et qui touche la cible à une certaine distance et position du centre plus ou moins éloignée de la valeur référence (erreur de mesure). Cette analogie de l'archer sera utilisée pour illustrer les différents types d'erreurs de mesures définies en métrologie.

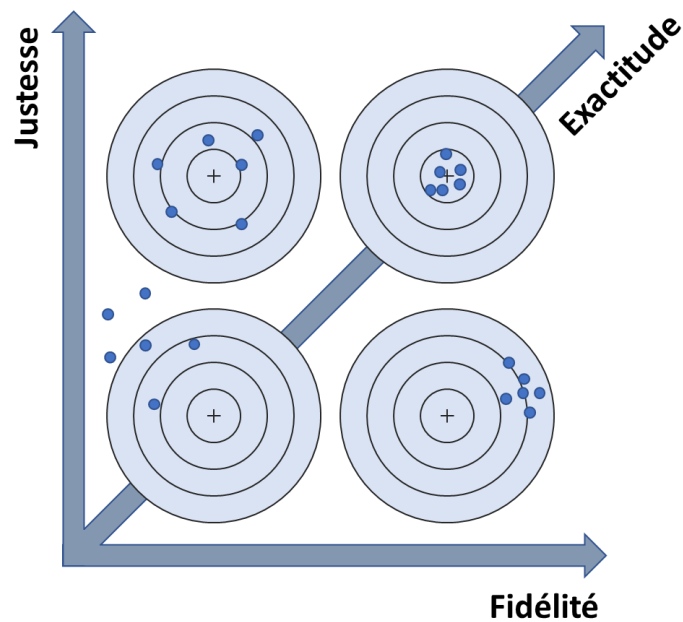


Figure.2.1 Représentation graphique des concepts de fidélité, justesse et exactitude de mesure. Le centre de la cible est la valeur référence, approximation de la valeur vraie que l'on cherche à mesurer.

Les concepts d'exactitude, de fidélité et de justesse font intervenir différents types d'erreurs

Erreur systématique (VIM2.17) : composante de l'erreur de mesure qui, dans des mesurages répétés, demeure constante ou varie de façon prévisible

Erreur aléatoire (VIM2.19) : composante de l'erreur de mesure qui, dans des mesurages répétés, varie de façon imprévisible

Un système de mesure exact présente donc une erreur systématique et une erreur aléatoire faibles ; un système de mesure juste présente une erreur systématique faible mais peut présenter une erreur aléatoire importante, à l'inverse, un système de mesure fidèle présente une erreur aléatoire faible mais peut présenter une erreur systématique importante.

On remarque que la définition de l'erreur de justesse implique qu'une infinité de mesures ont été répétées. Ceci est bien sûr impossible et donc l'erreur de justesse réelle n'est jamais quantifiable en pratique, il est simplement possible d'en faire une estimation qui serait de plus en plus exacte avec l'augmentation du nombre de mesures réalisées.

La fidélité quant à elle possède d'autres définitions sous-jacentes selon les conditions de répétition de la mesure :

- Si la répétition de la mesure se fait strictement dans les mêmes conditions (procédure, système de mesure, lieu, opérateur temporalité etc...), on parle alors de **répétabilité** (VIM2.21).
- Si la répétition de la mesure se fait dans des conditions différentes, allant même jusqu'à modifier l'objet mesuré, alors on parle de **reproductibilité** (VIM2.25).

Il va maintenant être nécessaire de transposer ces définitions à la qualification de la numérisation tridimensionnelle.

2.1.3 Applications des concepts à la numérisation

L'analogie de l'archer fonctionne bien pour des systèmes de mesure donnant une valeur mesurée directement liée à une grandeur physique, cependant, la situation se complique pour l'évaluation des modèles numériques. Le mesurande tridimensionnel continu qu'est l'arcade dentaire ne peut pas être représentée par une valeur référence unique. C'est la topographie complète de l'arcade qui doit être considérée comme mesurande, et chaque point issu de la numérisation peut être considéré comme une mesure discrétisée de ce mesurande. La problématique est que la caractérisation de l'erreur de mesure nécessite de confronter la valeur mesurée de chaque point ou facette à une valeur référence, mais comme chacun de ces points/facettes est une mesure d'une zone différente du modèle, une valeur référence différente doit être associée à chacune de ces valeurs mesurées (fig.2.2). C'est uniquement une fois que les valeurs d'écart entre valeurs mesurées et valeurs références en chaque point/facette seront obtenues, que la caractérisation de l'erreur de justesse et de fidélité sera possible.

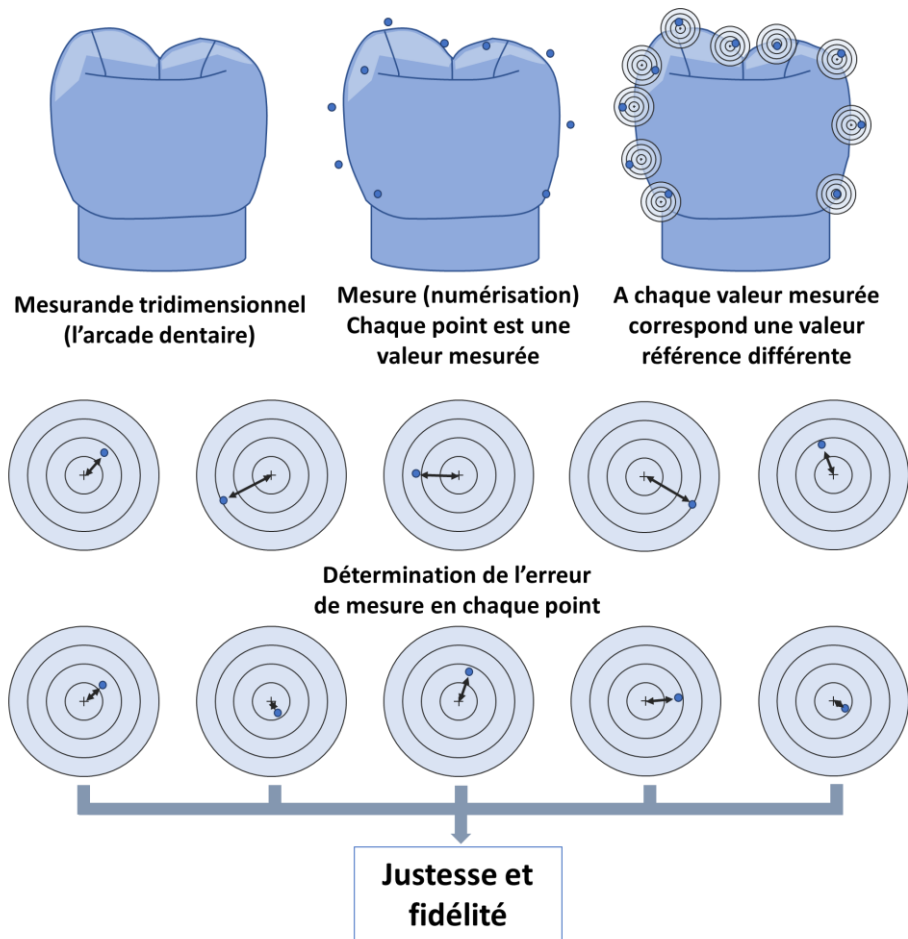


Figure.2.2 Schématisation de la caractérisation de la justesse et fidélité de mesure du modèle numérique.

La problématique majeure et centrale dans la qualification d'une CIO dentaire par une quantification de l'erreur de mesure réside dans la définition d'un ensemble de valeurs références correspondant à un ensemble de valeurs mesurées, ces valeurs doivent obligatoirement être de même nature, donc des longueurs et leurs dérivées, et peuvent exister sous deux formes différentes :

- La définition métrologique : des valeurs références correspondant à des grandeurs spécifiques présentes sur l'objet numérisé (longueurs et ses dérivées) que la CIO cherche à mesurer. Sous cette forme les valeurs références seules peuvent ne pas représenter toutes les grandeurs dimensionnelles présentes sur l'objet.
- Une méthode alternative d'obtention qui ne suit pas la norme métrologique : Les valeurs références portées par un modèle numérique, qui représente le même objet que celui numérisé avec la CIO, ce modèle sera appelé : « **modèle de référence** ».

Ces deux méthodes d'obtention des valeurs références vont être à la base de deux familles distinctes de protocoles de qualifications des CIO retrouvées dans la littérature.

2.1.4 Méthodes de qualification des caméras intra-orales

L'analyse de la littérature montre que les protocoles de qualification des CIO peuvent être regroupés en deux grandes catégories, ils sont définis comme basés sur la méthode objective ou la méthode comparative, Kihara et al. les définissent en anglais comme la « measuring distance method » ou la « superpose method » (Kihara et al. 2020).

2.1.4.1 Méthode objective

Il s'agit du gold standard en métrologie dimensionnelle (fig.2.3) (R. J.-Y. Kim, Benic, et Park 2019; Braian et Wennerberg 2019; Di Fiore et al. 2019; Iturrate et al. 2019; Rech-Ortega et al. 2018). L'objet numérisé est constitué d'éléments géométriques dont certaines grandeurs dimensionnelles ont été validées avec des valeurs références. Cette validation passe par la quantification de l'incertitude de mesure lors du mesurage de la valeur référence. Ces éléments géométriques sont choisis selon le domaine applicatif auquel est destiné l'équipement de numérisation à évaluer. Ainsi, ces objets références sont soit des étalons de travail certifiés par des organismes accrédités par les instances nationales et internationales de métrologie (par exemple des cales parallélépipédiques), soit des objets fabriqués spécifiquement pour étudier l'instrument de mesure, représentatifs d'un cas d'application, dont les valeurs dimensionnelles sont mesurées et associées à une incertitude de mesure. La figure.2.3 illustre un exemple d'objet référence sous la forme d'une préparation dentaire conique. Dans cet exemple, le choix d'une forme conique permet notamment de déterminer 3 valeurs références dimensionnelles du cône (hauteur, angle et diamètre au sommet) et de les associer à une incertitude de mesure. Une fois l'objet conçu (fig.2.3.a), il est fabriqué dans un matériau le plus stable possible dans les conditions de mise œuvre du protocole d'évaluation, par exemple température et hygrométrie (fig 2.3.b). Les valeurs références dimensionnelles de l'objet sont ensuite mesurées à l'aide d'une procédure de mesure dont l'incertitude est négligeable au regard des valeurs tolérées par l'application visée (fig.2.3.c). Le consensus en métrologie est de considérer que l'incertitude de mesure est négligeable lorsque l'intervalle de tolérance spécifié et associé à une valeur référence pour une application donnée est 10 fois inférieure à l'incertitude de mesure. Une fois l'objet validé, il est numérisé par la CIO (fig.2.3.d). Le nuage de points obtenu (fig.2.3.e) est ensuite analysé (figure.2.3.f). Les valeurs mesurées sont alors comparées à leurs valeurs référence respectives pour quantifier l'erreur de mesure.

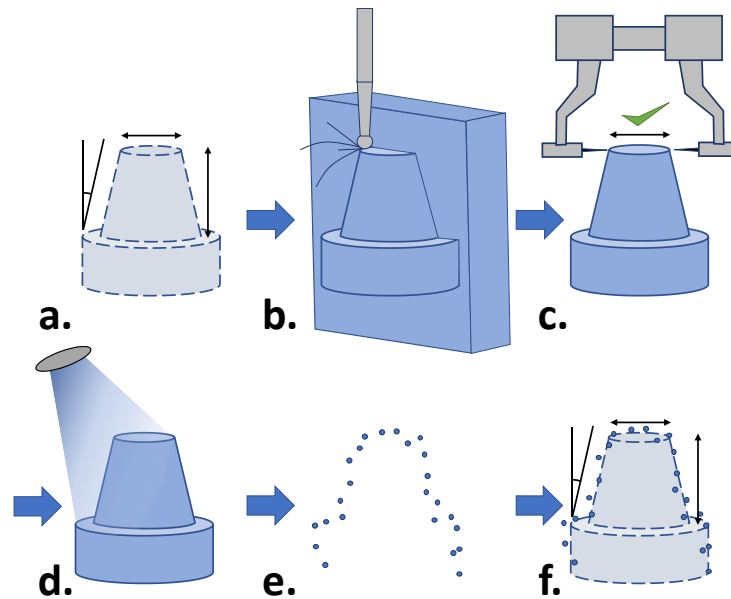


Figure.2.3 Illustration de la caractérisation du modèle numérique par méthode objective sur une référence en forme de préparation dentaire conique.

La principale limitation de la méthode objective réside dans la restriction des choix d'éléments constitutifs de l'objet numérisé. En effet, la détermination des valeurs références associées à une incertitude de mesure négligeable n'est en général possible que sur des éléments simples dits « canoniques », comme des faces planes, des sphères, des cônes. Ces éléments disposent d'équations mathématiques connues et facilement associables à un nuage de points permettant ainsi de déterminer des valeurs mesurées sur le nuage. Par exemple, si l'objet scanné est une sphère, il est possible d'associer une sphère idéale se rapprochant au mieux du nuage de points réputé sphérique avec le critère d'association des moindres carrés. Les caractéristiques géométriques de la sphère idéale associée peuvent alors être déterminées : rayon, position du centre. Au contraire sur un modèle dentaire, une prémolaire n'a pas de définition mathématique simple et il est impossible de reconstruire une prémolaire réputée de forme idéale et d'en extraire des données géométriques absolues comme la dimension vestibulo-palatine par exemple.

2.1.4.2 Méthode comparative

La méthode comparative est celle qui est très majoritairement utilisée dans les protocoles de recherche odontologiques (fig.2.4) (Uhm et al. 2017; A. Persson et al. 2009; Francesco G. Mangano et al. 2016; Renne et al. 2017a; Andreas Ender et Mehl 2013; A Ender, Zimmermann, et Mehl 2019; Renne et al. 2017a). La méthodologie est bien plus simple à appréhender car elle est basée sur l'utilisation d'un modèle numérique de référence très semblable à celui numérisé par les CIO. Un objet réel est choisi, ses dimensions et sa géométrie ne sont pas connus. Un modèle numérique de référence sous forme de fichier STL est obtenu avec un système d'acquisition ayant une exactitude de mesure supposée supérieure à

celle des CIO évaluées. L'acquisition du modèle de référence peut être réalisée avec un système de mesure avec contact comme par exemple une Machine à Mesurer Tridimensionnelle (MMT) équipée d'un palpeur ou avec un système de mesure sans contact comme les MMT équipées d'un capteur optique. L'objet est ensuite numérisé avec une CIO pour obtenir un NDP. Ce dernier est enfin superposé par un recalage numérique sur le STL de référence. Ce critère d'association est défini comme: « **recalage par best-fit** » et il consiste à déplacer le NDP de manière à minimiser l'écart quadratique (moindres carrés) entre ses points et le STL référence. Les paramètres de l'algorithme de recalage peuvent cependant varier en fonction du choix de l'opérateur ou du logiciel utilisé, engendrant des différences dans les résultats obtenus pour un même NDP. Les écarts de chaque point du nuage par rapport au STL de référence peuvent ensuite être évalués à partir de distances obtenues par projection orthogonale des points sur la surface du STL référence.

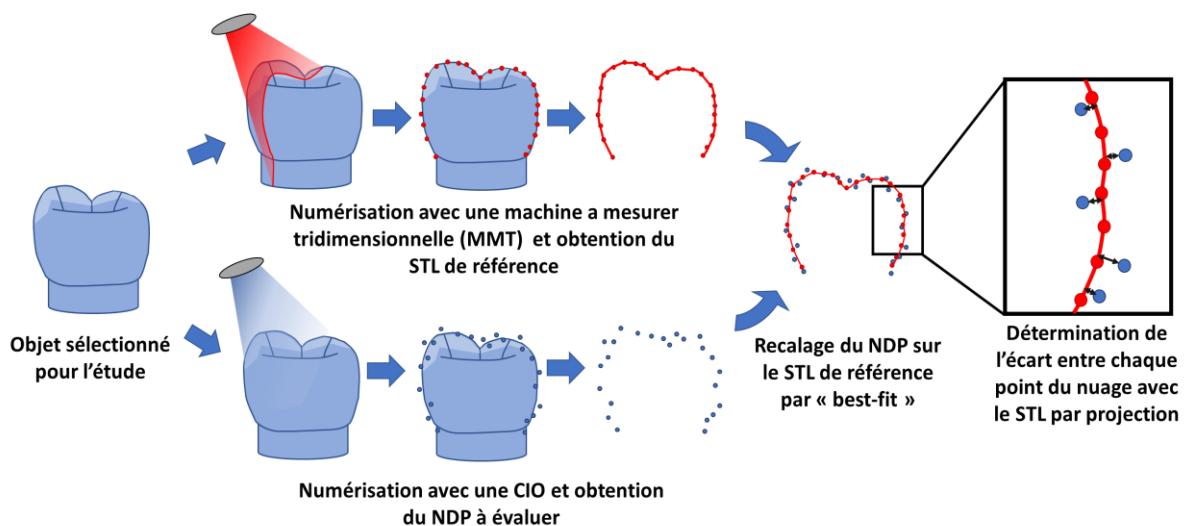


Figure.2.4 Illustration de la caractérisation du modèle numérique par méthode comparative sur un objet de forme complexe, ici une prémolaire maxillaire.

La méthode comparative a l'avantage d'autoriser l'utilisation d'objet numérisé de n'importe quelle forme, mais il est très difficile de déterminer des valeurs dimensionnelles de référence pour des éléments complexes. Par exemple, la détermination de la dimension vestibulo-palatine d'une prémolaire définie par 2 points dit « extrêmes » sur la face vestibulaire et la face palatine est très peu reproductible. En effet, la complexité des surfaces anatomiques dentaires ne permet pas d'identifier de manière systématique une surface ou un point particulier.

Cette technique de détermination de l'erreur de mesure présente cependant un défaut important, elle ne pourra pas discriminer l'erreur qui provient d'une erreur aléatoire ou d'une erreur systématique (fig.2.5). Dans cet exemple, le nuage de points (fig.2.5.a) présente une erreur aléatoire importante mais une faible erreur systématique. Le nuage de points (fig.2.5.b) présente une erreur aléatoire faible mais une erreur

systematique importante. Ces deux nuages vont cependant donner un résultat équivalent avec un protocole comparatif.

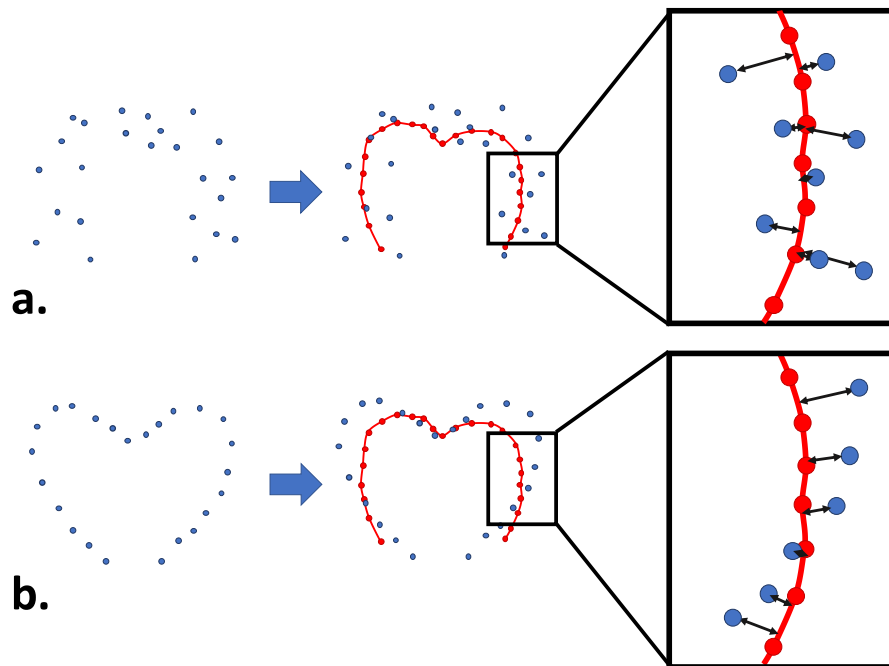


Figure.2.5 Illustration de la caractérisation d'écart par méthode comparative : a. Majorité d'erreur aléatoire ; b. Majorité d'erreur systématique. Les valeurs d'écart moyen de ces deux numérisations vont cependant être équivalentes.

Ainsi l'ensemble des protocoles annonçant la « mesure de justesse » (evaluation of acquisition trueness) par protocole comparatif, réalise en fait **une mesure hybride où l'erreur systématique et l'erreur aléatoire ne sont pas distinguées**. Ce nouveau concept métrologique peut être défini comme la « **mesure d'écart moyen** ». Ces valeurs restent tout de même discriminantes pour des CIO comparées avec le même protocole mais les limites des protocoles comparatifs vont générer des incohérences dans les études trouvées dans la littérature.

Il existe actuellement deux approches très différentes permettant de qualifier le modèle numérique issu de la numérisation avec une CIO :

Le méthode objective est plus contraignante, autant dans la liberté de forme de l'objet numérisé, mais aussi dans l'obtention de valeurs références à comparer aux valeurs mesurées par les CIO. L'évaluation de chaque modèle va demander plus de manipulations dans le logiciel d'analyse. C'est cependant la seule méthode qui permet la qualification d'erreur de mesure correspondant à des définitions métrologiques robustes comme la justesse, ou la fidélité.

La méthode comparative est plus simple à réaliser, elle autorise l'utilisation d'objets numérisés de forme dentaire, et les CIO ont été conçues pour numériser ces éléments complexes. Bien que la « mesure d'écart moyen » obtenue à partir de cette méthode ne corresponde pas à une définition métrologique, elle reste intéressante dans la comparaison entre des CIO évaluées avec le même protocole. Les limites de la méthode comparative vont cependant pouvoir être objectivées dans la suite de ce travail.

2.1.5 Revue systématique de la littérature : étude de la qualification des caméras intra-orales

Afin de quantifier les différences entre les CIO objectivées par la communauté de recherche dentaire, une revue systématique de la littérature a été réalisée. La méthode de sélection des études est d'abord présentée. Elle est suivie de la compilation des résultats extraits de ces études.

L'approche de sélection adoptée a consisté à identifier par inclusion des études comparant des CIO dans la phase d'acquisition uniquement (et non durant la chaîne CFAO complète). Le marché de la CFAO dentaire évoluant rapidement avec des innovations techniques importantes, les études antérieures au 1^{er} janvier 2010 n'ont pas été prises en compte.

Le type de protocole peut influencer la grandeur qui est évaluée, et pour viser un large panel d'études, les termes d'exactitude, de justesse et de fidélité ont été regroupés avec la fonction « OU » dans la requête. De plus, le terme souvent employé de « précision » qui ne fait pas l'objet d'une définition métrologique formalisée est en anglais homonyme de la traduction anglaise de fidélité : « precision ». Ces trois termes en anglais regroupent donc dans l'équation les quatre termes français : Exactitude (Accuracy), Justesse (Trueness), Fidélité (Precision), et Précision (Precision).

2.1.5.1 Inclusion des études

La forme de requête suivante a été utilisée dans la base de données Pubmed : (Intraoral OR Intra-oral) AND (Scanner OR Camera OR Acquisition) AND (Trueness OR Precision OR Accuracy) AND ("2010"[CDAT] : "3000"[CDAT])

La méthode d'inclusion/exclusion est présentée figure.2.6.

Les critères d'inclusions étaient les suivants :

- L'étude devait évaluer la justesse des empreintes optiques
- L'étude devait évaluer uniquement le maillon acquisition de la chaîne CFAO
- L'étude devait comparer au moins deux CIO différentes avec le même protocole
- L'étude devait donner des valeurs numériques de justesse avec incertitudes

L'étude devait donner les analyses statistiques avec rejet ou non de l'hypothèse nulle : « pas de différence significative entre les CIO » pour chaque paire de CIO comparée. 127 études résultent de la recherche dans la base de données Pubmed et Cochrane. Après une lecture des titres, 77 études ont été exclues laissant 33 études. Après lecture des résumés, 23 études ont été exclues laissant 10 études. Après lecture des textes intégraux, 2 études ont été exclues laissant 8 études incluses pour analyse. Les causes d'exclusions sont présentées ci-dessous.

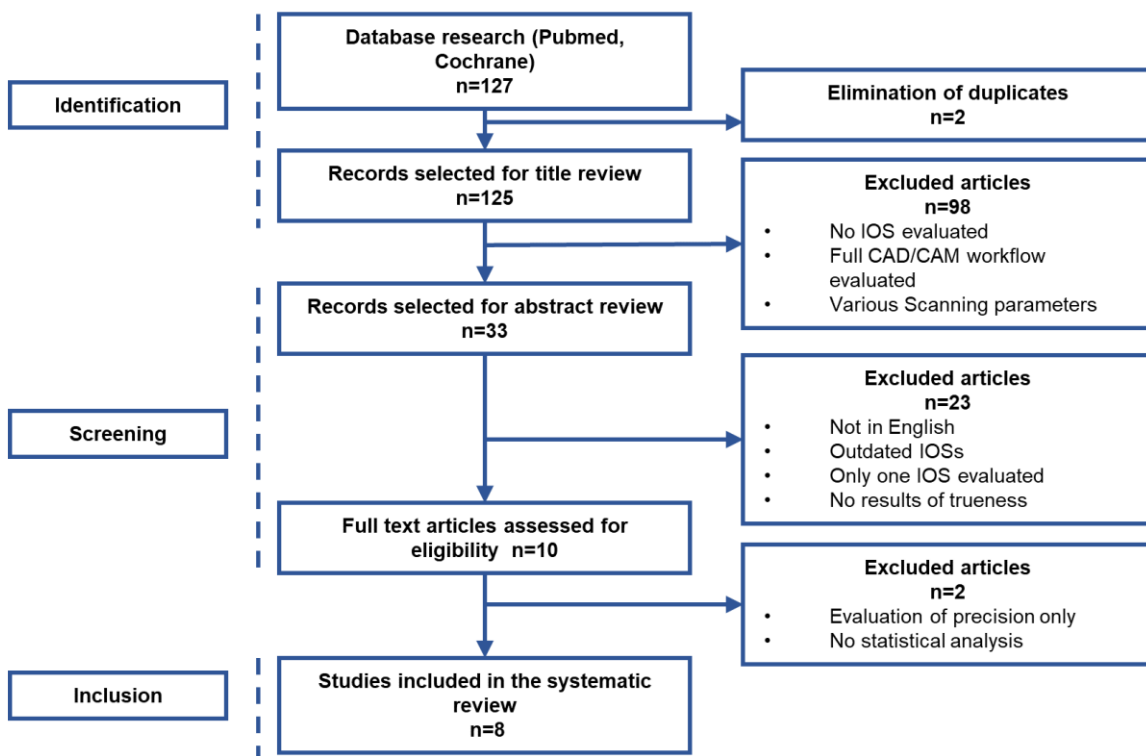


Figure.2.6 Processus d'inclusion des études et cause d'exclusion.

Huit études ont été incluses dans la revue et sont présentées tableau.2.1, datant de 2014 à 2017, elles varient sur le type de protocole utilisé, la taille de l'objet numérisé, le dispositif d'obtention de la référence et le nombre de CIO comparées. Bien que toutes ces études présentent des résultats de

« Justesse » (« Trueness »); une seule utilise la méthode objective, les résultats représentent donc majoritairement non pas de la justesse mais de l'écart moyen, c'est donc ce terme qui sera utilisé pour le reste de la revue.

Etudes	Année de publication	Méthode		Taille de l'artefact			Obtention de la référence	Nombre de CIO comparées
		Objective	Comparative	1 dent	Demi-arcade	Arcade complète		
Nedelcu & al.	2014		X	X			ATOS II No contact	3
Rudolph & al.	2016		X	X			ODKM 97 No contact	4
Güth & al.	2017		X		X		PE XRD 1620 Computed Tomography	4
Uhm & al.	2017	X		X			X (objective approach)	4
Renne & al.	2017		X			X	ATOS triple scan no contact	6
Fukazawa & al.	2017		X		X		UPMC 550 Contact	3
Bohner & al.	2017		X	X			Zeiss Metrotom Computed Tomography	2
Imburgia & al.	2017		X			X	ScanRider No contact	4

Tableau.2.1 Les 8 études incluses.

2.1.5.2 Résultats

2.1.5.2.1 Données d'écart moyen

Les études de la littérature incluses affichent toutes un résultat appelé « justesse » moyenne par les auteurs, mais majoritairement basées sur une méthode objective, comme vu précédemment, il est plus juste de désigner ces résultats sous le terme de **valeur d'écart moyen** pour chaque CIO (Tableau.2.2). Ces valeurs sont accompagnées d'une valeur d'incertitude mais il faut distinguer 2 manières de l'obtenir :

- Sur un échantillon de plusieurs empreintes optiques, l'écart-type entre les résultats d'écart moyen de chaque modèle numérique est utilisée comme incertitude.
- Sur un échantillon de plusieurs empreintes optiques une analyse statistique permet de donner l'intervalle de confiance à 95% de la valeur réelle moyenne de l'écart moyen.

Ces 2 méthodes d'obtention de l'incertitude sont très différentes principalement par le fait que l'écart-type d'un échantillon de valeurs n'est pas fondamentalement modifié par la taille de l'échantillon étudié. Inclure un plus grand nombre d'empreintes permet simplement de trouver un écart-type plus proche de la valeur réelle. Par contre, l'intervalle de confiance à 95% se resserre de plus en plus autour de la

moyenne avec l'augmentation de la taille d'un échantillon (5,10, 30 empreintes...). Mais pour des raisons de simplification de lecture, les 2 types d'incertitudes seront représentées de la même façon dans la suite de cette revue.

CIO\ Etudes	Objet numérisé	Incertaince	Itero	Lava COS	Bluecam	Omicam	Trios	True Def	Planscan	Carestream
Nedelcu & al.	DIE	Intervalle de confiance	14±4	14±4	13±5					
Rudolph & al.	DIE	Ecart-type	10.7±5.4	8.8 ±1.9	14.5 ±2.9		6.4 ±0.8			
Güth & al.	Préparation de bridge espacé de 4 dents	Intervalle de confiance			29 ±3	31 ±3		11 ±2		14 ±2
Uhm & al.	Inlay Standard ISO	Ecart-type			71.80 ±61	70.23 ±52	51.9 ±34			40.77 ±29
Renne & al.	Arcade complète	Ecart-type	57.5 ±5.7		57.5 ±7.0	56.3 ±5.7	68.8 ±13.4		48.8 ±2.9	68.8 ±4.7
Fukazawa & al.	Piliers implantaires espacés de 2 dents	Ecart-type		28.4 ±5			4.4 ±2	16.0 ±2		
Bohner & al.	DIE	Ecart-type			34.4 ±16.7		32.8 ±21.4			
Imburgia & al.	Piliers implantaires espacés de 4 dents	Ecart-type				58.8 ±1.6	50.2 ±2.5	61.4 ±3.0		45.8 ±1.6

Tableau.2.2 Valeurs moyennes d'écarts des CIO incluses dans chaque étude (μm) avec leurs incertitudes ($\pm\mu\text{m}$)

L'écart moyen le moins important est objectivé par Fukazawa & al. pour la CIO Trios à $4.4\pm 2\mu\text{m}$, le plus important par Uhm & al. pour la CIO Bluecam à $71.80\pm 61\mu\text{m}$.

On remarque que les résultats de mesure d'écart moyen varient significativement entre les études. Par exemple, concernant la Trios : pour un modèle de dent unitaire, Rudolph & al. trouvent un écart moyen de $6.4\pm 0.8\mu\text{m}$ quand Uhm & al. trouvent $51.9\pm 34\mu\text{m}$. Et pour une arcade complète Renne & al. objectivent un écart moyen de $68.8\pm 13.4\mu\text{m}$. Cette augmentation de la valeur moyenne de l'écart avec l'augmentation de la taille de l'objet est confirmée par les autres études. En effet, la moyenne de tous les résultats (quelle que soit la CIO) d'écart moyen pour les empreintes sur dent unitaire semble donner des meilleurs résultats ($28.54\mu\text{m}$) que sur les modèles de plus grandes étendues ($47.06\mu\text{m}$) (fig.2.7).

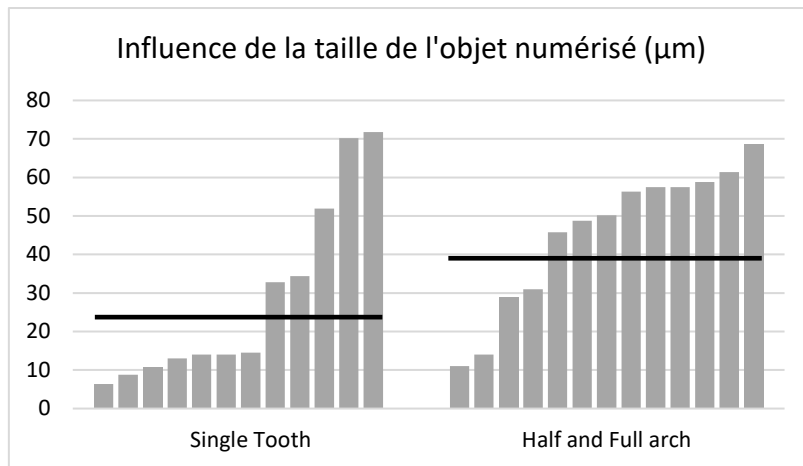


Figure.2.7 Influence de la taille de l'objet de référence scanné sur l'écart moyen obtenu, (la barre noire représente la moyenne de chaque groupe).

Pour presque exactement le même groupe de CIO, Güth & al. trouvent une moyenne d'écart de $21.25 \pm 2,5 \mu\text{m}$ pour une empreinte de large étendue quand Uhm & al. trouvent $58,68 \pm 44 \mu\text{m}$ en moyenne pour un modèle de préparation d'inlay.

Ces différences s'expliquent par le fait que toutes ces études utilisent des protocoles très différents pour évaluer les CIO. Les modèles scannés sont de tailles très variables allant d'une préparation dentaire unitaire à une arcade complète. Chaque étude utilise un dispositif différent pour obtenir le STL référence. Les logiciels 3D utilisés durant l'analyse des modèles pour obtenir les valeurs d'écart ne sont pas les mêmes. Le nombre de numérisations réalisées varie et les NDP analysés peuvent être tronqués ou non. Par conséquent pour une même CIO les résultats varient significativement d'une étude à l'autre.

2.1.5.2.2 Différences significatives entre paires de CIO

Si le protocole utilisé influe significativement sur les valeurs d'écart obtenues, ce ne sont pas les valeurs dans l'absolu qui sont pertinentes mais leur comparaison quand plusieurs CIO sont évaluées avec le même protocole. Les auteurs présentent donc tous une analyse statistique des résultats obtenus pour comparer les caméras évaluées en les associant par paires. Cette analyse permet le non rejet ($p > .05$) ou le rejet ($p < .05$) de l'hypothèse nulle : « les deux caméras comparées sont équivalentes ». Le tableau.2.3 présente les résultats de ces comparaisons 2 à 2.

Le tableau.2.3 présente une ligne et une colonne pour chaque CIO. Pour chaque intersection de deux CIO, la case est divisée en 8 plus petites cases correspondant de gauche à droite puis de haut en bas, aux 8 études incluses dans la revue dans l'ordre chronologique (figure.2.8).


Nedelcu & al.	Rudolph & al.	Güth & al.	 <p>Pas de différence significative</p> <p>Ecart moyen de CIO de ligne significativement inférieur à CIO de colonne</p> <p>Ecart moyen de CIO de ligne significativement supérieur à CIO de colonne</p>
Uhm & al.	Renne & al.	Fukazawa & al.	
Bohner & al.	Imburgia & al.		

Figure.2.8 Code couleur et code de lecture du tableau.2.3.

- Les cases vides indiquent que les deux CIO n'étaient pas incluses dans l'étude
- Une case bleue indique qu'il n'y a pas de différence significative entre les deux CIO.
- Une case verte indique que la CIO en ligne présente un écart moyen significativement inférieur à la CIO en colonne.
- Une case rouge indique que la CIO en ligne présente un écart moyen significativement supérieur à la CIO en colonne.

CIO A \ CIO B	Itero	Lava COS	Bluecam	Omnicam	Trios	True Def	Planscan	Carestream
Itero		Blue	Blue		Blue			Green
Lava COS	Blue		Blue		Blue	Red	Red	
Bluecam	Blue	Blue		Blue	Blue	Red	Blue	Blue
Omnicam	Blue		Blue		Blue	Red	Blue	Blue
Trios	Blue	Blue	Blue	Blue		Green	Red	Blue
True Def			Green	Green	Red			Green
Planscan	Blue		Blue	Blue	Green			Green
Carestream	Red		Blue	Blue	Blue	Red	Red	

Tableau.2.3 Différences significatives entre paires de CIO retrouvées dans les 8 études incluses dans la revue.

On remarque tout d'abord que les comparaisons des 4 CIO : Itero, Lava COS, Bluecam et Omnicam, ne donnent dans aucune étude des résultats significativement différents. On note aussi que les comparaisons avec les CIO plus récentes donnent beaucoup plus souvent des différences significatives.

La Lava COS est la seule CIO qui n'est jamais objectivée supérieure à une autre. La Planscan quant à elle est la seule CIO qui n'est jamais objectivée inférieure à une autre mais elle n'est pas incluse dans l'étude de Renne & al. La comparaison des CIO Carestream et Omnicam n'est pas significative chez Uhm & al. et penche en faveur de la Carestream chez Imburgia & al. et Güth & al. Mais Renne & al. trouvent un résultat inverse avec une comparaison en faveur de l'Omnicam. De même pour la comparaison de la Trios et de l'Omnicam qui donne 3 résultats différents chez Uhm & al. qui n'objectivent pas de différence significative, Renne & al. qui objectivent l'Omnicam meilleure et Imburgia & al. objectivent la Trios meilleure. Ces résultats contradictoires se retrouvent dans les paires Bluecam/Carestream et True Def/Carestream.

2.1.5.3 Discussion

Les données d'écart moyen sont très influencées par la méthode d'évaluation et par la taille des modèles numérisés. La méthode d'évaluation influence les résultats au point d'avoir des résultats contradictoires pour certaines paires de CIO. Le fait que la méthode objective permette de donner des résultats qui répondent à de réelles définitions métrologiques permet de construire des protocoles d'évaluation plus rigoureux scientifiquement. Malgré les limites de l'approche comparative, qui est la méthode appliquée dans 7 des 8 études incluses dans cette revue, il est tout de même possible de tirer un certain nombre de conclusions :

Il semble que les nouveaux dispositifs donnent dans une proportion importante de meilleurs résultats que les modèles plus anciens. Pour les modèles de même génération, ces études donnent une majorité de différences non significatives, ceci peut s'expliquer par le nombre réduit d'empreintes réalisées dans chaque étude (une dizaine par CIO en moyenne), mais ces résultats sont cohérents avec l'avis général de la profession qui dit que les CIO actuelles ne présentent pas de différences discriminantes dans la qualité des modèles numériques obtenus. Les valeurs d'écart semblent devenir plus importantes avec l'augmentation de la taille de l'objet scanné. Ceci s'explique par le mécanisme d'obtention des modèles numériques de grande étendue, qui se fait par recalage successifs de nuages de points élémentaires, chaque recalage amenant une possibilité d'erreur supplémentaire (voir paragraphe 1.2.1.2).

2.1.5.4 Conclusion

Les résultats issus de la littérature sont très hétérogènes, aussi bien dans les grandeurs mesurées que dans les critères d'évaluation quantifiés, pourtant, elles sont toutes présentées sous le terme de « justesse d'enregistrement. ».

La création d'un protocole standardisé des CIO qui respecte les concepts de la métrologie requiert une formalisation rigoureuse des différentes méthodes de qualification du modèle numérique.

Il semble que les études de comparaison de CIO de cette dernière décennie n'ont pas permis de mettre en évidence une hiérarchie cohérente dans leur capacité à obtenir des modèles numériques de qualité. Mais il semble aussi que les modèles plus récents présentent une amélioration si on les compare aux CIO plus anciennes.

L'évaluation des CIO est d'actualité avec les nouveaux modèles qui vont entrer sur le marché, et il sera nécessaire de réaliser plus d'évaluations objectives et standardisées dans le futur pour permettre de donner aux chirurgiens dentistes une réelle transparence sur le matériel dont ils feront l'acquisition. Mais il sera nécessaire pour la communauté dentaire d'implémenter les concepts validés par la métrologie dans ses protocoles d'évaluation des CIO.

2.2 Concept de qualité métrologique du modèle numérique

Dans le cadre de nos travaux, les CIO sont utilisées pour mesurer des grandeurs dimensionnelles de longueur et leurs dérivées. Ainsi, nous nous sommes inspirés de la norme ISO traitant de la spécification géométrique des produits (GPS) (ISO 5459 2011) afin de formaliser le concept de « **qualité métrologique du modèle numérique** ». Les concepts de **spécification dimensionnelle et géométrique (forme, orientation, localisation)** ont été transposés à l'évaluation des CIO dentaires.

2.2.1 Structuration du concept

A la vue de la variété des différentes grandeurs dimensionnelles évaluées dans la littérature, et de l'utilisation parfois erronée des concepts d'erreur de mesure dans les publications scientifiques, il semble nécessaire de répertorier et de formaliser les différents critères de qualification des modèles numériques évaluables en recherche odontologique.

Par transposition de la norme GPS, **la qualité métrologique du modèle numérique repose sur l'évaluation d'erreur de forme, d'erreur dimensionnelle et d'erreur de localisation/orientation. Ces trois familles de composantes sont indépendantes et complémentaires.** Chaque famille est ensuite décomposée en composantes qui représentent chacune une grandeur caractéristique de la numérisation dentaire. Chaque composante intègre plusieurs paramètres représentant une grandeur

dimensionnelle ou géométrique. Lorsque la grandeur est quantifiable, en d'autres termes quand elle peut être rattachée à la dimension de Longueur ou à l'une de ses dérivées, un indicateur chiffré lui est associé.

Une composante est le premier sous-ensemble de la « qualité métrologique du modèle numérique ». Chaque composante regroupe différents paramètres représentant des grandeurs de même nature dimensionnelle ou géométrique (forme, dimension, orientation, localisation).

Un paramètre est un constituant élémentaire d'une composante permettant de représenter une grandeur dimensionnelle ou géométrique.

Un indicateur est une valeur numérique associée à un paramètre. Par définition, les paramètres qualitatifs ne peuvent pas avoir d'indicateur chiffré associé.

2.2.2 Construction d'éléments associés

Les principes et avantages de la méthode objective ont été présentés paragraphe (2.1.4.1). Tous les protocoles objectifs reposent sur la même méthodologie. Un objet présentant au moins un élément canonique est numérisé, les NDP correspondant à ces éléments sont partitionnés, et un élément idéal (répondant à une équation géométrique connue) est construit par association.

Association (ISO 17450-1 3.2) : *Opération utilisée pour ajuster un (des) élément(s) idéal(aux) à un (des) élément(s) non idéal(aux) selon un critère d'association.*

Deux critères d'association sont principalement utilisés. L'association peut être faite par le critère des moindres carrés (Stigler 1981) : construction d'un élément idéal qui tente de minimiser la somme des carrés de tous les écarts des points par rapport à la forme idéale (fig.2.9). Ce critère d'association est aussi appelé critère « gaussien » car la répartition des points autour de l'élément associé suit une loi normale. L'association par le critère de Tchebychev (minimax) (ISO 5459 2011, 5) peut aussi être exploitée pour associer des éléments inscrits ou circonscrits à des partitions de NDP réputées planes, cylindriques ou sphériques. Différents critères d'association peuvent influencer sur la position, l'orientation et la dimension d'un élément idéal associé.

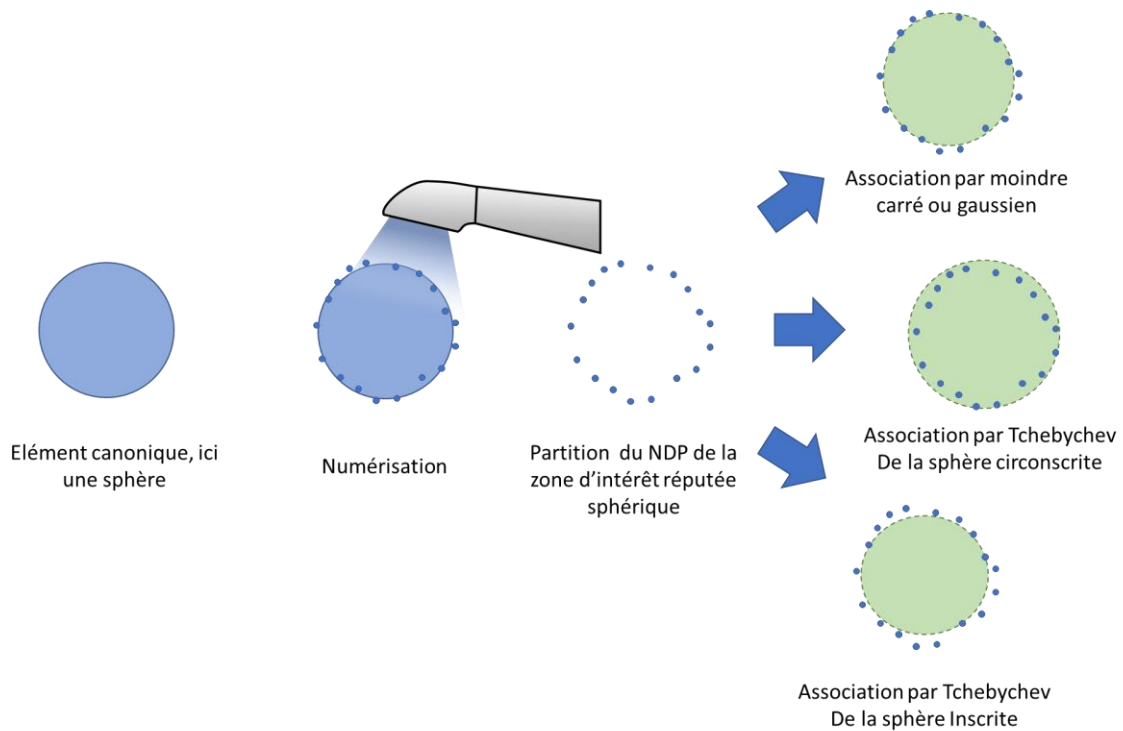


Figure.2.9 Schématisation de la construction d'éléments associés avec différents critères d'association sur une sphère.

Les éléments canoniques exploitables pour la construction d'un élément associé sont présentés figure.2.10. Ainsi, il est possible d'associer :

- un plan à un NDP d'une structure réputée plane (fig 2.10.a),
- une sphère à un NDP d'une structure réputée sphérique (fig.2.10.b),
- un cylindre de révolution à un NDP d'une structure réputée cylindrique (fig.2.10.c). Le cylindre de révolution sera dénommé cylindre dans le reste du manuscrit,
- un cône à un NDP d'une structure réputée conique. (fig.2.10.d). Le cône de révolution sera dénommé cône dans le reste du manuscrit,

Des volumes réguliers présentant des faces planes peuvent être reconstruits par autant de plans associés à chacun des NDP de chaque face. Dans l'exemple de la figure 2.10 sont schématisés pour exemple le cube et la pyramide à base carrée (fig.2.10.e & f).

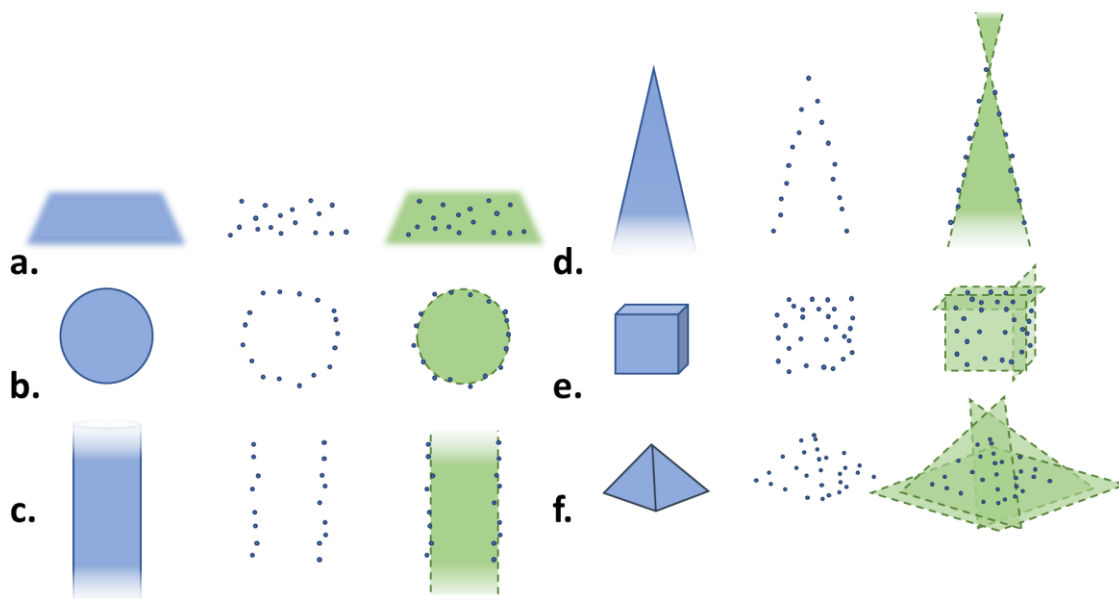


Figure.2.10 Schématisation de la construction d'éléments associés pour : a. Le plan ; b. La sphère ; c. Le cylindre ; d. Le cône ; e.& f. Les volumes réguliers.

Les plans, les cylindres, et les cônes associés sont d'étendue infinie. En pratique, les objets numérisés sont de dimensions finies, délimités par d'autres objets. Par exemple l'étendue finie d'un plan est délimitée par son intersection avec d'autres plans (fig.2.11.a). Dans la réalité, les sphères doivent nécessairement reposer sur un support et ne peuvent donc pas être complètes (fig.2.11.b). Les cônes et les cylindres sont tronqués (fig.2.11.c&d), ils peuvent être tronqués entre autres par des plans selon différentes angulations mais la configuration qui mime le mieux des objets que l'on peut retrouver en bouche est celle de plans de coupe perpendiculaires à leur axe. Le plan qui correspond à la base des volumes n'est pas numérisable et la construction du plan associé qui lui correspond n'est possible qu'en associant un plan au NDP de leur plan support. Tous ces objets plus complexes ne peuvent souvent pas être associés à un élément unique. Il sera donc nécessaire de partitionner le NDP en plusieurs zones d'intérêt et un élément associé pourra être construit pour chaque zone d'intérêt. Dans l'exemple présenté figure.2.11.f l'objet numérisé est un cylindre tronqué par un plan support et un plan supérieur tous deux perpendiculaires à son grand axe, le NDP peut être partitionné en 3 zones :

- Les points qui correspondent à la partie réputée cylindrique,
- Les points qui correspondent au plan de coupe supérieur,
- Les points qui correspondent au plan du support (représentant le plan inférieur)

La construction de multiples éléments associés pour un élément unique pose une difficulté supplémentaire : les différents éléments associés peuvent être construits indépendamment, ou sous contrainte les uns avec les autres. Ces contraintes de parallélisme, perpendicularité, concentricité etc...

permettent d'obtenir des éléments associés qui répondent à certains impératifs. Par exemple, si l'on désire qu'un cube associé à un NDP réputé cubique soit un cube idéal, les faces associées opposées doivent être contraintes dans leur parallélisme, les faces adjacentes contraintes dans leur perpendicularité, et les dimensions du cube dans les 3 directions doivent être contraintes égales.

L'étude des distances et angulations entre ces différents éléments associés permet de caractériser le modèle numérique. De plus, ces éléments associés multiples permettent, par la construction de leurs intersections, l'obtention d'éléments supplémentaires, comme des arêtes, des surfaces délimitées, ou des points d'intérêts. Par exemple, l'intersection de 2 plans donne une droite, d'un plan avec un cylindre donne une ellipse, d'un plan avec une droite donne un point, le barycentre de plusieurs points peut être construit etc... Nous verrons partie 2.2.5 que la construction de ces éléments d'intersection (droites/courbes/points) est parfois indispensable au calcul de l'indicateur de certaines composantes.

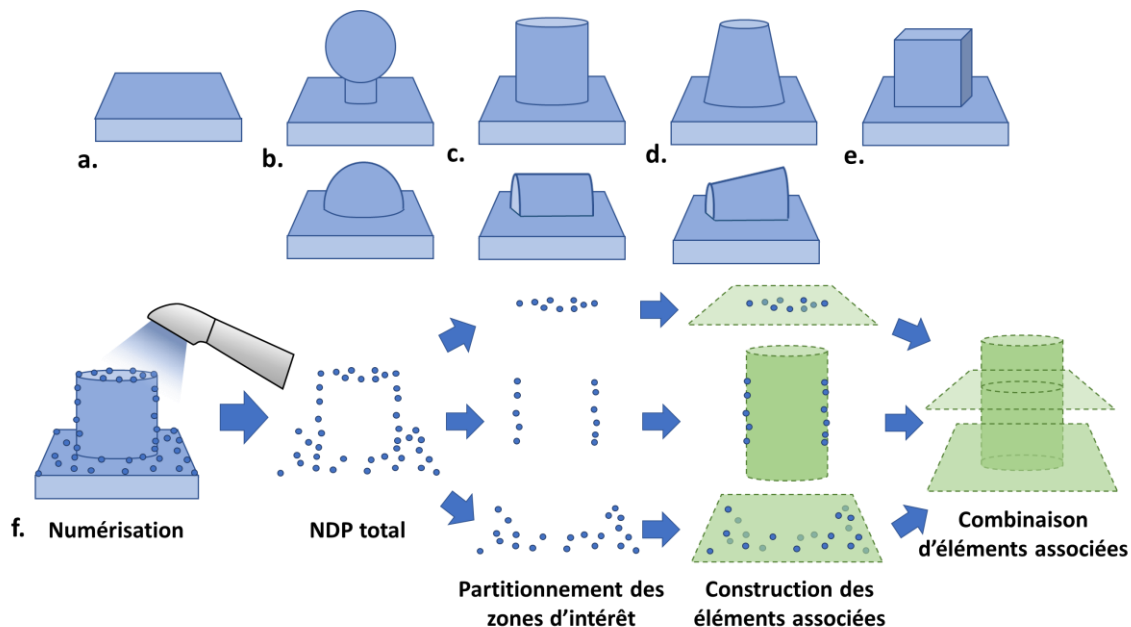


Figure.2.11 Exemple d'objets numérisables présentant des éléments canoniques : a. Le plan ; b. Les portions de sphères ; c. Les cylindres tronqués ; d. Les cônes tronqués ; e. Les volumes réguliers ; f. Ces éléments peuvent être partitionnés en plusieurs NDP et un élément associé peut être construit pour chacune des partitions.

Les éléments comme le **plan**, la **sphère**, le **cylindre**, le **cône**, et les **volumes réguliers**, ainsi que les **courbes et points** issus d'opérations géométriques entre plusieurs éléments associés seront donc **les seuls disponibles à l'évaluation par la méthode objective**. Il est cependant important de noter que ces éléments peuvent être présents en « positif » comme présenté ci-dessus, mais aussi en « négatifs » sous la forme de cavité : sphérique, conique, cylindrique, ou en volume régulier. Comme présenté partie 1.2.1, la CIO est un instrument de mesure topographique de surface, ainsi la construction d'éléments

associé à partir d'un NDP sera exactement la même si la forme est en positif ou en négatif. Il est à noter que l'information topologique de direction matière est associée au maillage STL réalisé sur le nuage de points. Par convention les normales des facettes sont orientées extérieur matière. Néanmoins, la robustesse des algorithmes de post-traitement (Cf. partie 1.1.1.5) permettant de mailler le nuage de points, peut engendrer des erreurs topologiques d'orientation matière dans le modèle STL.

2.2.3 Composantes de forme

Les composantes de forme vont permettre d'évaluer la capacité d'un système d'acquisition à reproduire, grâce au modèle numérique, la forme d'un élément numérisé. Comme il est indiqué dans le GPS, une erreur de forme ne concerne pas la dimension de l'élément dans l'espace ou son rapport à d'autres éléments géométriques. Ces composantes sont détaillées dans la suite de cette partie selon le type de protocole d'évaluation mis en œuvre, méthode objective ou méthode comparative présentées partie 2.1.4.

2.2.3.1 Paramètres et indicateurs objectifs

En méthode objective, il a été vu que l'objet numérisé doit plutôt présenter des éléments canoniques (plans, sphères, cylindre, cône, volumes réguliers). L'erreur de forme va donc consister à évaluer l'écart entre la valeur mesurée de forme sur un modèle numérique avec la valeur référence de forme. Dans le contexte du concept de valeur référence, il n'est cependant possible de réaliser une évaluation de l'erreur de forme que pour un seul élément à la fois. Par exemple si l'objet présente 3 demi-sphères réparties sur une arcade, l'évaluation de forme devra être réalisée indépendamment sur chaque demi-sphère après partitionnement du NDP.

2.2.3.1.1 Justesse de forme

Calculer la justesse de numérisation de la forme implique de calculer l'erreur systématique entre un élément associé à un NDP partitionné avec l'élément supposé idéal initialement numérisé, en déterminant un écart de grandeur de base de longueur ou de ses dérivées. Ce constat pose un problème. En effet, les éléments associés sont géométriquement idéaux, et donc la comparaison d'un élément idéal (issu de l'association) avec un autre élément idéal ne donnerait aucun résultat exploitable (fig.2.12). L'évaluation de la justesse de forme est donc impossible pour quasiment tous les éléments canoniques.

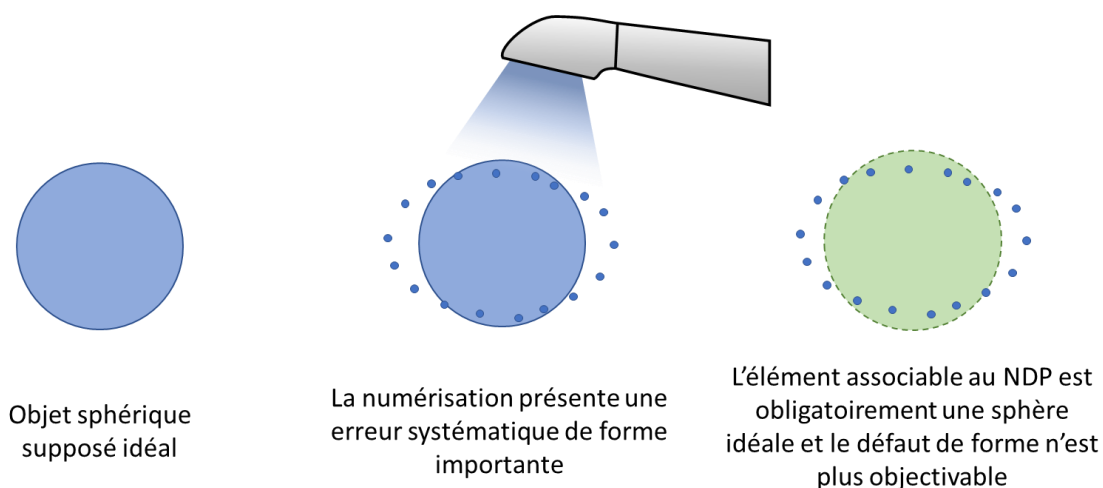


Figure.2.12 Schématisation de la difficulté de la caractérisation de l'erreur de justesse de forme avec la méthode des éléments associés.

Il existe cependant une exception : les cônes idéaux peuvent être différenciés par leur conicité. Il est donc possible de réaliser une caractérisation d'erreur de justesse de forme pour les cônes (fig.2.13), par comparaison entre la valeur de conicité du cône associé et la valeur de conicité référence.

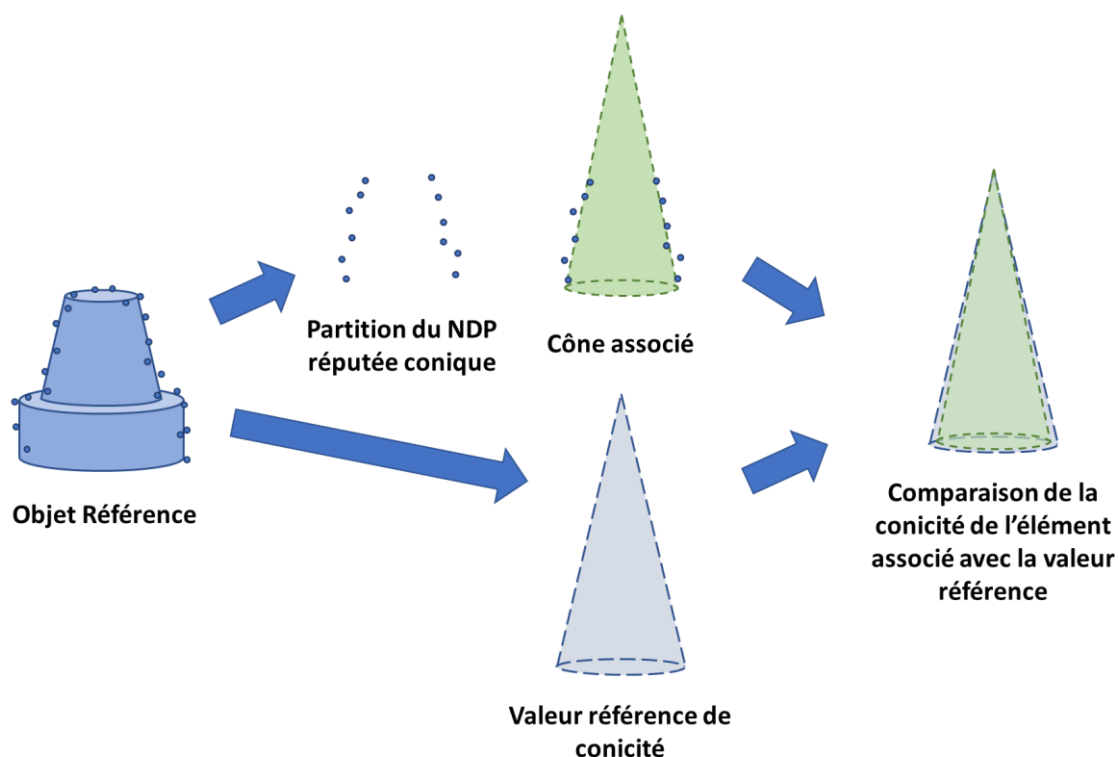


Figure.2.13 Caractérisation de l'erreur de justesse de forme pour un cône.

2.2.3.1.2 Fidélité de forme : Bruit de numérisation

La caractérisation de l'erreur de fidélité de forme implique de calculer l'erreur aléatoire de forme présente sur un modèle numérique. Cette erreur permet d'évaluer la « régularité » de forme présente sur le NDP. La méthode de calcul de cette erreur aléatoire, nommée « **bruit de numérisation** » a été proposée dans le cadre du travail sur la « Qualification et Performances des Systèmes de mesure Optiques QualiPSO » (Audfray 2012; Audfray, Mehdi-Souzani, et Lartigue 2012; Mehdi-Souzani et al. 2016)

En pratique dans la méthode objective, cela correspond à associer un élément à un NDP complet ou partitionné et ensuite à déterminer l'écart de chacun de ses points avec l'élément associé. L'indicateur d'écart est quantifié par la distance obtenue par projection orthogonale du point sur la surface de l'élément associé (fig.2.14).

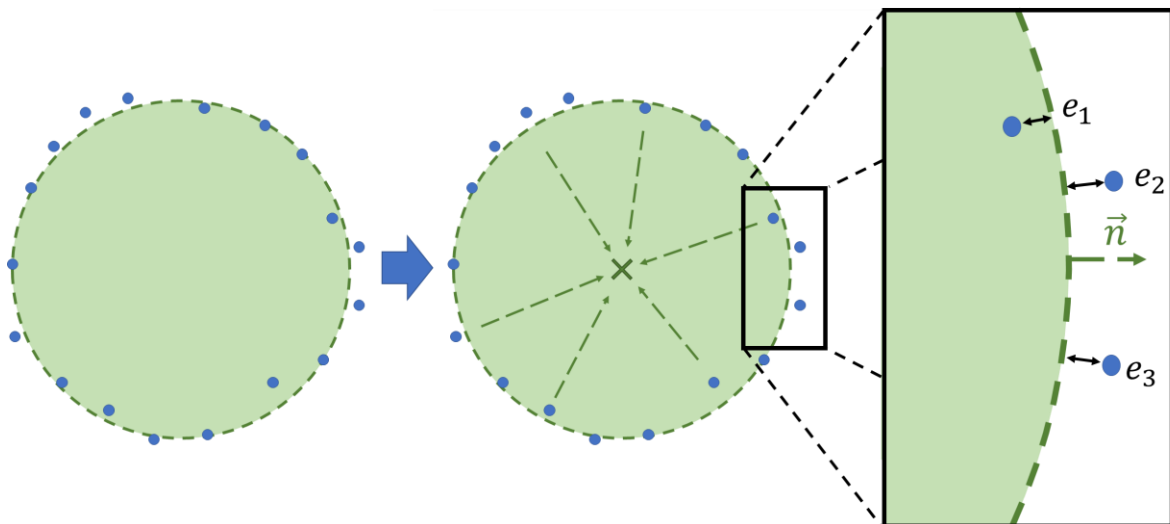


Figure.2.14 Détermination des valeurs d'écart des points d'un NDP par rapport à son élément associé, schématisé ici sur une sphère. La direction de projection est la normale de la surface de l'élément associé.

On obtient à partir de cette manipulation un groupe de valeurs d'écart e_n . Par définition, la construction de l'élément associé a été faite pour minimiser la moyenne des carrés de ces écarts (moindres carrés), la valeur moyenne \bar{e}_n de ces valeurs e_n est donc systématiquement très faible (quasi nulle). Cependant, l'indicateur du bruit de numérisation σ_N peut-être calculé comme l'écart-type de ces valeurs e_n selon l'équation (2.1) :

$$(2.1) : \sigma_N = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (e_n - \bar{e}_n)^2}$$

Le bruit de numérisation donne donc une information sur la régularité de numérisation des éléments canoniques, par caractérisation d'une erreur aléatoire de mesure, et rentre donc dans la définition de fidélité de numérisation de forme.

2.2.3.1.3 Tolérance géométrique de forme

La norme GPS (ISO 5459 2011) définit également la composante de tolérance aussi appelée erreur de forme, principalement pertinente en ingénierie quand plusieurs pièces doivent être assemblées entre elles. En dentisterie elle peut aussi être pertinente car les pièces prothétiques sont assemblées sur les préparations dentaires.

Le principe repose aussi sur des éléments associés mais cette fois ci, ils ne sont pas associés par le critère des moindres carrés mais par le critère de Tchebychev. La détermination de la tolérance géométrique se fait grâce à l'association d'éléments idéaux dits « tangente intérieur ou extérieur matière ». Reprenons l'exemple de la sphère (fig.2.15) : une sphère idéale dite « **tangente extérieur matière** » est construite par association par critère de Tchebychev. Il est à noter que le critère d'association est différent si la sphère numérisée est positive ou négative : si elle est positive, la sphère extérieure matière est la sphère circonscrite au NDP (la plus petite qui englobe tous les points), si elle est négative, c'est la sphère inscrite au NDP (la plus grande qui ne contient aucun point). Une seconde sphère est construite par association « tangente intérieur matière » et, contrainte concentrique à la première. Le paramètre de tolérance géométrique de la sphère est l'écart entre les sphères tangentes extérieur et intérieur matière sous contrainte, son indicateur est présenté en μm .

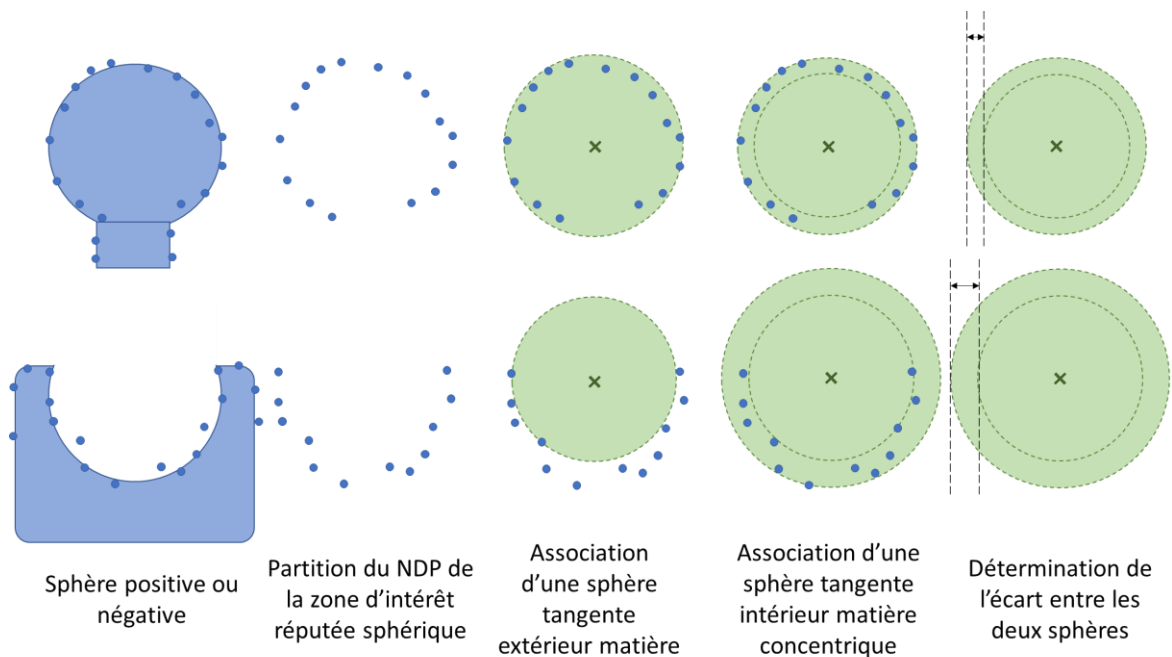


Figure.2.15 Schématisation de la détermination de la tolérance géométrique d'une sphère.

Cette détermination de la tolérance est possible pour les autres éléments canoniques :

- Pour le plan : écart entre les 2 plans parallèles tangents extérieur/intérieur matière.
- Pour la sphère : Ecart entre les 2 sphères concentriques extérieur/intérieur matière.
- Pour le cône : Ecart entre les 2 cônes coaxiaux extérieur/intérieur matière.
- Pour le cylindre : Ecart entre les 2 cylindres coaxiaux extérieur/intérieur matière.

En conclusion, les différents paramètres des différentes composantes de formes objectives sont présentées tableau.2.4.

Élément	Élément associé	Justesse de forme	Bruit de numérisation	Tolérance géométrique
Plan	Plan	Non applicable	Ecart-type des écarts entre points et plan associé	Ecart entre les 2 plans tangents parallèles extérieur/intérieur matière.
Sphère	Sphère, Centre de la sphère	Non applicable	Ecart-type des écarts entre points et sphère associée	Ecart entre les 2 sphères concentriques extérieur/intérieur matière avec contrainte du centre.
Cylindre	Cylindre, Axe du cylindre, Plan de coupe si tronqué, Plan du support	Non applicable	Ecart-type des écarts entre points et élément associé correspondant	Ecart entre les 2 cylindres coaxiaux extérieur/intérieur matière avec contrainte de l'axe.
Cône	Cône Axe du cône, Plan de coupe si tronqué, Plan du support	Conicité	Ecart-type des écarts entre points et élément associé correspondant	Ecart entre les 2 cônes coaxiaux extérieur/intérieur matière avec contrainte de l'axe et de conicité.
Volume régulier	Un plan pour chaque face	Non applicable	Ecart-type des écarts entre points et plans associés correspondants	Non applicable

Tableau.2.4 Composantes objectives évaluables pour chaque élément canonique

2.2.3.2 Paramètre et indicateur comparatif : écart moyen

En méthode comparative, l'objet numérisé est souvent un modèle dentaire de forme complexe. Or il est impossible de déterminer des valeurs références sur ces éléments complexes. Cependant les valeurs d'écart moyen que l'on trouve en méthode comparative correspondent plus à une évaluation de forme

qu'à une évaluation de dimension ou de localisation/orientation. **Toutes les évaluations d'écart moyen sur éléments complexes comme celles largement retrouvées dans la littérature vont donc être assimilables à de l'évaluation de forme.**

Les protocoles de détermination de l'écart moyen en méthode comparative ont déjà été présentés : un modèle numérique de référence est obtenu sous forme de STL avec un système d'acquisition qui doit présenter une erreur d'exactitude de numérisation inférieure aux autres systèmes étudiés. Un second modèle numérique sous forme de NDP est obtenu à l'aide du système d'acquisition évalué. Après recalage du NDP sur le STL référence par best-fit, les valeurs d'écarts de chaque point du nuage avec le STL sont extraites et moyennées pour obtenir un indicateur.

2.2.3.3 Récapitulatif de la caractérisation de forme

Un résumé des différents composants, paramètres, et indicateurs de forme est donné figure.2.16 ainsi que les éléments exploitables sur l'objet numérisé. L'exactitude de forme et la tolérance géométrique ne peuvent être caractérisées que par méthode objective. L'écart moyen peut être caractérisé par méthodes objective et comparative.

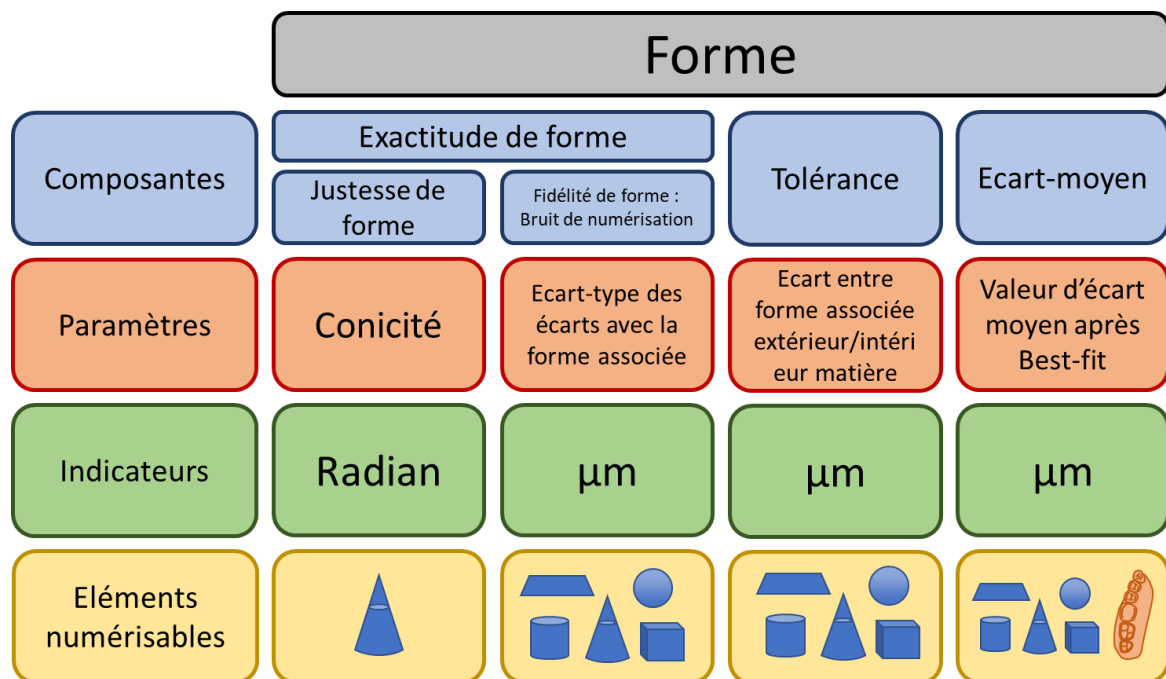


Figure.2.16 Composantes, paramètres et indicateurs de forme, avec les éléments numérisables associés.

2.2.4 Composantes de dimension

La dimension correspond à une distance présente intrinsèquement au sein d'une structure. Elle correspond par exemple au rayon d'une sphère, au diamètre d'un cylindre, ou la distance séparant deux plans parallèles. Comme vu précédemment, il est très difficile de définir des points spécifiques d'un NDP présentant une forme complexe. Par exemple, la détermination de la dimension vestibulo-palatine d'une prémolaire est trop peu reproductible pour être utilisée dans un protocole robuste (fig.2.17). La détermination reproductible de la dimension n'est donc possible que sur des éléments canoniques.

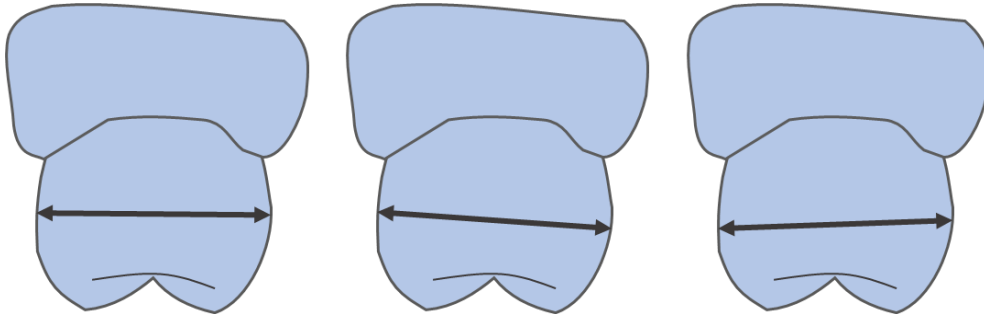


Figure.2.17 Difficulté de reproductibilité de la mesure d'une dimension sur un élément complexe, ici une prémolaire maxillaire (les possibilités d'erreurs sont majorées en trois dimensions).

2.2.4.1 Justesse et fidélité dimensionnelle : méthode des éléments associés

Un des paramètres qui va être caractérisable est la justesse dimensionnelle, à savoir : « l'évaluation de l'erreur systématique de dimension lors de la numérisation d'une structure ». Cette définition autorise cependant plusieurs façons de calculer la justesse dimensionnelle à partir de partitions de NDP obtenus par numérisation d'éléments canoniques.

2.2.4.1.1 Justesse par dimension de l'élément associé

Une méthode de caractérisation de la justesse dimensionnelle passe par la construction d'éléments associés (fig.2.18). Une fois les NDP correspondant aux zones d'intérêts partitionnés, la/les éléments idéaux associés sont construits et la valeur dimensionnelle recherchée sur ces éléments associés est extraite.

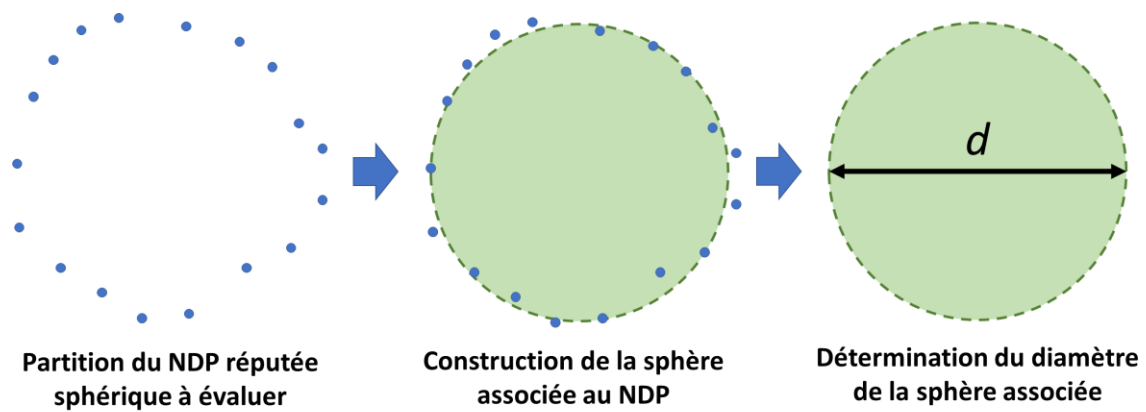


Figure.2.18 Schématisation de la détermination de dimension d d'un modèle numérique de sphère.

Cette méthode présente l'intérêt d'être très simple à réaliser, et de donner un indicateur numérique dimensionnel unique pour un élément. Elle est applicable à presque tous les éléments canoniques :

- Pour la sphère : diamètre de la sphère associée.
- Pour le cylindre : diamètre du cylindre associé,
- Pour le cône : diamètre du cône associé dans un plan spécifique perpendiculaire à son axe,
- Pour les plans : distance séparant des plans associés opposés supposés parallèles.

Le calcul qui permet de déterminer la dimension entre deux plans supposés parallèles dans un volume régulier est plus complexe et nécessite des manipulations supplémentaires (fig.2.19) (Audfray, Mehdi-Souzani, et Lartigue 2012). Les NDP respectifs des deux plans à évaluer sont partitionnés, nommons les NDP1 et NDP2. Un plan associé est construit pour chacun d'eux respectivement PA1 et PA2, avec leurs normales respectives $\vec{N}1$ et $\vec{N}2$. Les barycentres des deux nuages B1 et B2 sont construits. La distance $d1$ entre B1 et PA2 suivant la normale $\vec{N}1$ est ensuite calculée, ainsi que la distance $d2$ entre B2 et PA1 suivant la normale $\vec{N}2$. La différence entre la moyenne de $d1$ et $d2$ avec la valeur référence est l'indicateur de justesse dimensionnelle qui sépare les deux plans.

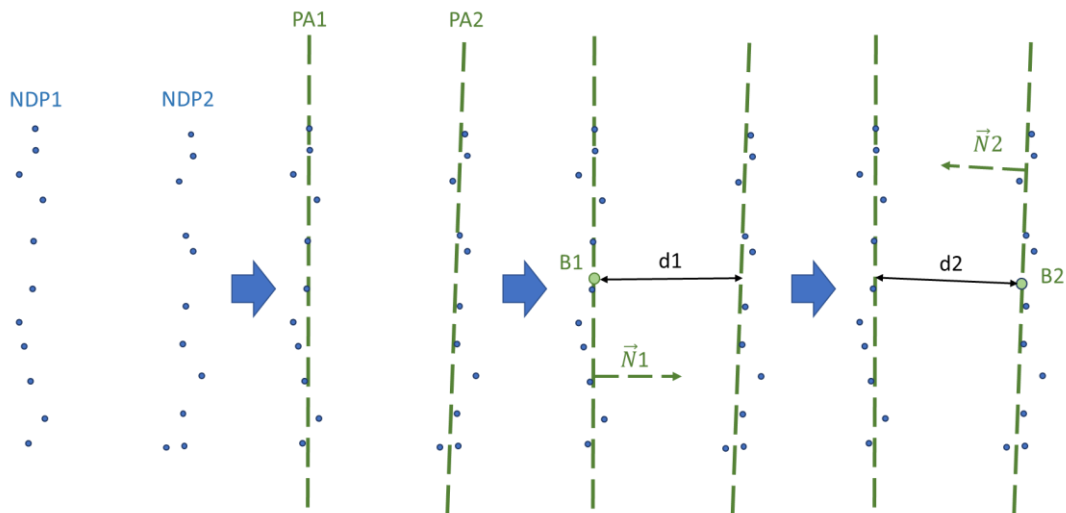


Figure.2.19 Détermination de la justesse dimensionnelle séparant deux plans opposés supposés parallèles.

Avec cette technique, il n'existe aucune contrainte dans la construction des plans associés. Il existe d'autres méthodes de caractérisation de la distance entre des plans supposés parallèles comme par exemple lorsque les plans associés sont construits avec des contraintes de perpendicularité à des droites, ou de parallélisme avec des plans associés déjà construits. Ces différentes méthodes peuvent être plus ou moins pertinentes selon certains domaines d'applications, cependant pour plus de simplicité et d'uniformité, **dans la suite de ce travail ne seront décrites que les méthodes de caractérisation de distance entre des plans supposés parallèles sans aucune contrainte de construction des plans associés.**

Cette détermination de dimension qui sépare deux plans supposés parallèles est applicable aux volumes réguliers, mais aussi aux sphères, cylindres, et cônes qui sont tronqués par des plans parallèles (plans de coupe ou plan du support).

2.2.4.1.2 Fidélité par dimension de l'élément associé

La méthode de caractérisation de l'erreur de mesure par élément associé, présentée dans la section précédente, est celle proposée par la norme. Elle présente cependant un défaut puisqu'elle ne renseigne pas sur la répartition des valeurs dimensionnelles au sein du nuage. Si l'on prend l'exemple de la numérisation d'un cylindre qui présente une erreur de numérisation particulière, en l'occurrence une erreur systématique de distorsion du NDP (fig.2.20), on remarque qu'une numérisation peut présenter un bruit important alors que l'erreur de fidélité dimensionnelle est faible.

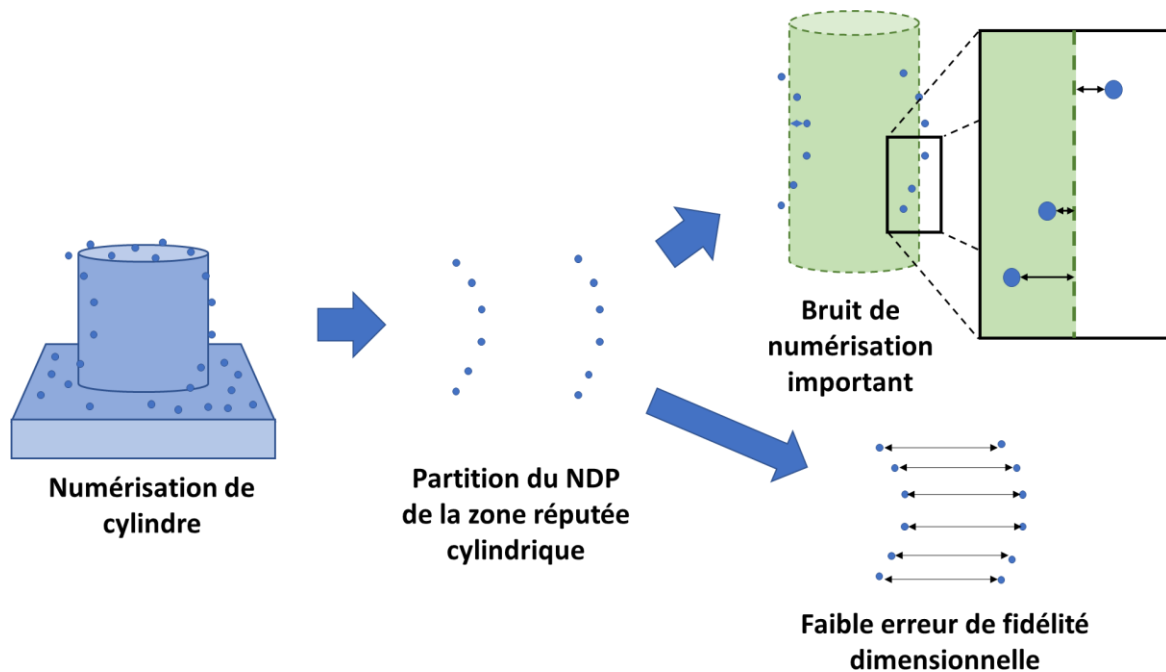


Figure.2.20 Schématisation de l'incapacité du bruit de numérisation à caractériser dans certains cas l'erreur de mesure de fidélité dimensionnelle sur un cylindre.

L'erreur de fidélité dimensionnelle de numérisation ne peut donc pas être caractérisée par la technique des éléments associés seule. Ce défaut peut cependant être résolu à l'aide d'une technique alternative de détermination de justesse et fidélité dimensionnelle.

2.2.4.2 Justesse et fidélité dimensionnelle : méthode par calcul de dimension pour chaque point du nuage.

2.2.4.2.1 Justesse par dimension en chaque point du nuage

Cette méthode alternative de caractérisation dimensionnelle permet de caractériser la dimension numérisée d'un élément canonique pour chaque point du nuage qui lui correspond (fig.2.21). La première étape consiste au partitionnement du modèle numérique pour isoler la zone d'intérêt. Une fois le modèle isolé, trois éléments sont exploités : d'une part le NDP, d'autre part le STL surfacique maillant le NDP, et enfin la forme associée au NDP. La technique consiste ensuite en la projection de chaque point du nuage sur le STL qui correspond à la partie opposée de l'élément pour obtenir autant de distance d_n que le nuage comporte de points. L'élément associé n'est construit ici que dans le but d'obtenir la direction de la projection, à savoir la normale à la surface de l'élément associé au point considéré. La justesse dimensionnelle est ensuite obtenue par la moyenne μ de toutes ces distances d_n selon l'équation (2.2)

$$(2.2) : \mu = \frac{1}{n} \sum_{x=1}^n d_x$$

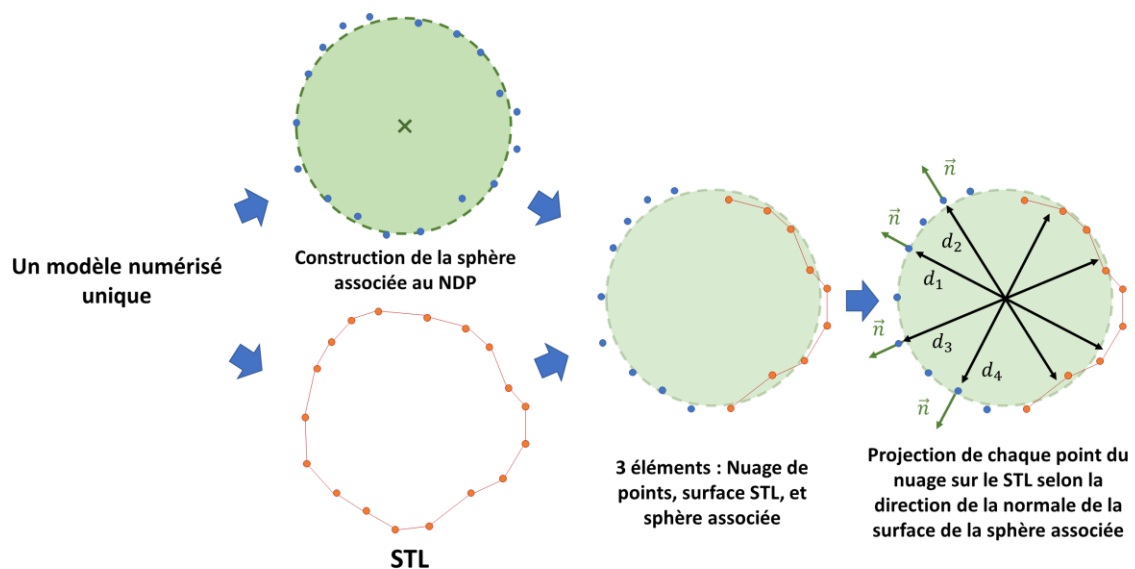


Figure.2.21 Schématisation de la technique alternative de la détermination de dimension sur une sphère.

Cette méthode d'évaluation est plus riche d'informations, car au lieu de donner une seule valeur dimensionnelle (celle de l'élément associé), elle donne une valeur de dimension pour chaque point du nuage de l'élément canonique numérisé. Cet échantillon de valeurs nous permet donc de calculer d'une part la justesse dimensionnelle en les moyennant, mais elle va aussi permettre de déterminer la fidélité dimensionnelle en calculant l'écart type. Elle présente cependant certains défauts :

- elle demande des traitements supplémentaires du NDP.
- la présence de trous dans le STL ou même un modèle complètement ouvert peut générer des valeurs aberrantes ou absentes pour certains points. Il sera nécessaire de filtrer et supprimer ces valeurs pour obtenir un résultat cohérent.

Un autre problème technique réside dans la projection, car en réalité, chaque point peut être projeté à deux endroits différents du STL :

- Une projection sur le STL correspondant à la partie opposée de l'élément, donnant la valeur de distance d_n que l'on cherche à obtenir
- Une projection sur le STL correspondant au même côté de l'élément, mais le NDP et le STL étant issus du même modèle numérique, les points qui les constituent sont confondus. Cette projection donnerait donc une valeur systématiquement nulle.

Pour résoudre ce problème, l'opérateur peut interdire des distances de projection inférieures à un seuil, ou supprimer les valeurs trop faibles issues de la projection.

La technique est applicable pour tous les éléments de formes canoniques :

- Pour la sphère : projection de chaque point du nuage sur le STL opposé selon la direction de la normale à la surface de la sphère associée.
- Pour le cylindre : diamètre : projection de chaque point du bord du cylindre sur le STL opposé selon la direction de la normale à la surface du cylindre associé.
- Pour le cône : Le diamètre d'un cône étant variant, le calcul est plus complexe. On pourrait imaginer caractériser le « diamètre moyen numérisé » d'un cône en réalisant une projection de tous les points de la zone réputée conique sur le STL opposé selon la normale du grand axe du cône, mais ceci implique que le NDP soit homogène pour obtenir un résultat cohérent. Bien que la caractérisation dimensionnelle d'un cône en chaque point du nuage soit possible, elle sera écartée dans ce travail.

Tout comme avec la technique des plans associés, la détermination de la dimension entre 2 plans supposés parallèles en chaque point du nuage nécessite des manipulations supplémentaires (fig.2.22). Elle fait intervenir les deux modèles numériques partitionnés pour chacune des faces opposées supposées parallèles, avec leurs nuages de points respectifs NDP1 et NDP2, les deux plans ajustés PA1 et PA2 et leurs normales $\vec{N}1$ et $\vec{N}2$, et les deux modèles surfaciques STL1 et STL2. La dimension qui sépare les deux faces est caractérisée pour chaque point du modèle en projetant d'abord tous les points de NDP1 sur STL2 selon la direction de la normale $\vec{N}1$ du plan PA1 pour obtenir un premier échantillon de dimension d_{n1} . La projection est ensuite réalisée dans l'autre sens avec tous les points de NDP2 qui seront projetées sur STL1 selon la normale $\vec{N}2$ du plan PA2, afin d'obtenir le deuxième échantillon de dimension d_{n2} . La justesse dimensionnelle pour chaque sens de projection est ensuite calculable selon l'équation (2.3) :

$$(2.3) : \mu = \frac{1}{n} \sum_{x=1}^n d_x$$

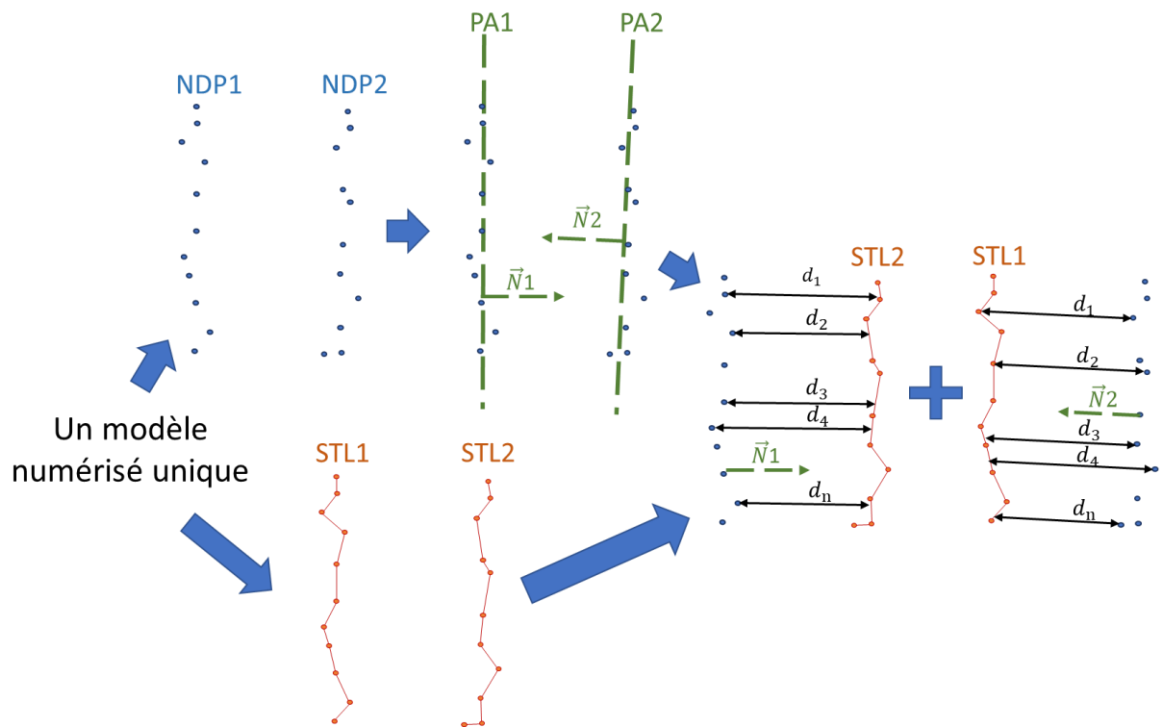


Figure.2.22 Schématisation de la méthode de calcul de la dimension en chaque point entre deux plans supposés parallèles.

Cette technique de calcul de la dimension pour chaque point n'étant pas définie par une norme, il n'est pas spécifié s'il faut :

- Faire une moyenne μ_1 pour le premier sens de projection, puis la moyenne μ_2 pour le second, puis calculer la moyenne arithmétique de μ_1 et μ_2
- Ou réunir toutes les dimensions d_{n1} et d_{n2} des deux projections en un seul groupe pour en faire la moyenne.

Quoiqu'il en soit, cette subtilité de calcul ne pourrait produire une différence significative que s'il existait une différence importante de densité de points entre les 2 partitions de nuages correspondants aux deux plans opposés.

2.2.4.2.2 Fidélité par dimension en chaque point du nuage

Cette méthode alternative de détermination de la dimension en chaque point du nuage permet l'obtention non pas d'une seule valeur dimensionnelle mais d'un groupe de valeurs pour chaque point du nuage étudié. Le calcul de l'écart-type σ de cet échantillon de valeurs nous permet d'obtenir un indicateur de la composante de fidélité dimensionnelle selon l'équation (2.4) :

$$(2.4) : \sigma = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{x=1}^n (d_x - \mu)^2}$$

En conclusion, les dimensions évaluable à partir de chaque forme canonique sont présentées tableau.2.5.

Élément	Éléments associés	Dimensions calculables
Plan	Plan	Aucune
Sphère	Sphère Centre de la sphère	Diamètre de la sphère
Cylindre	Cylindre, Axe du cylindre, Plan de coupe, Plan du support	Diamètre du cylindre Distances entre plan de coupes supposés parallèles
Cône	Cône, Axe du cône, Plan de coupe, Plan du support	Diamètre de la base du cône à une hauteur précise. Distances entre plans de coupes supposés parallèles
Volumes réguliers	Plans associés à chaque face	Distance entre plans opposés supposés parallèles

Tableau.2.5 Dimensions évaluable pour chaque élément canonique.

2.2.4.3 Récapitulatif de la caractérisation de dimension

Un résumé des différentes composantes, paramètres, et indicateurs de dimension est donné figure.2.23 ainsi que les éléments exploitables sur l'objet numérisé. On remarque que l'utilisation d'objets de forme complexe comme les modèles dentaires est impossible pour la caractérisation dimensionnelle, la dimension n'est donc caractérisable que par la méthode objective.

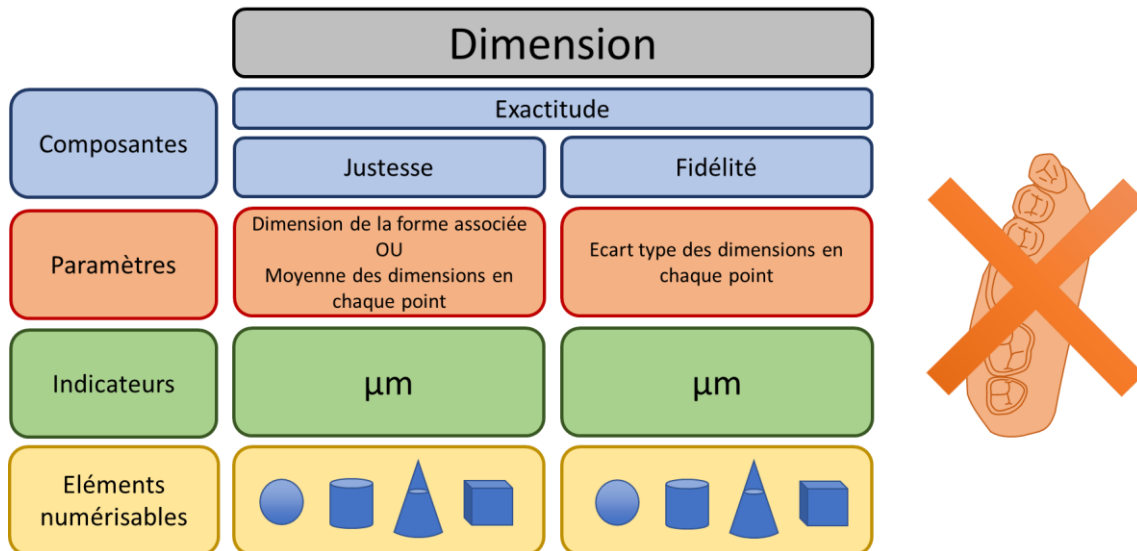


Figure.2.23 Composantes, paramètres et indicateurs de dimension, avec les éléments numérisables associés.

2.2.5 Composantes de localisation et d'orientation

La localisation et l'orientation correspondent respectivement à une distance et une angulation qui séparent plusieurs éléments présents sur le modèle numérique, l'objectif est d'évaluer la situation dans l'espace d'éléments de manière relative (l'un par rapport à l'autre) ou absolue (par rapport à un système de référence unique). La forme ou la dimension des éléments numérisés isolés n'est plus considérée. Les notions d'orientation et de localisation font intervenir deux grandeurs principales :

- la distance entre deux éléments.
- l'angulation entre deux éléments.

La grandeur unique à obtenir doit être calculée comme la distance la plus courte entre deux éléments. Ces deux éléments peuvent être deux points, un point et une droite, un point et un plan, deux droites, une droite et un plan s'ils sont parallèles, et deux plans s'ils sont parallèles. L'angulation peut être calculée pour deux droites, une droite et un plan, ou deux plans. Ces points, droites et plans doivent donc être construits pour représenter la position ou l'orientation dans l'espace d'un élément, à partir de partitions de NDP : soit par barycentre, ou par construction à l'aide d'association d'éléments, et de dérivés de ces éléments associés (intersection ou projection). Ces éléments sont nommés « **éléments de situation** ».

Pour chaque élément canonique, il est possible de construire le barycentre de la partition du NDP pour obtenir un élément de situation de position, mais ceci impose que la densité du nuage de points soit homogène, sinon l'élément de situation pourrait être faussé. La construction d'éléments associés et de

dérivés de ces éléments peut être plus fiable pour définir un élément de situation ; elle est possible pour tous les éléments canoniques :

- Pour le plan : Plan associé (fig.2.24.a).
- Pour la sphère : Centre de la sphère associée (fig.2.24.b).
- Pour le cylindre : Axe du cylindre associé, plans de coupe associés, plan du support associé, et éléments dérivés obtenus à partir d'opérations géométriques de ces éléments associés, à savoir les points d'intersection entre l'axe du cylindre et les plans de coupes (fig.2.24.c).
- Pour le cône : Axe du cône associé, plan de coupe associé, plan du support associé, et éléments dérivés obtenus à partir d'opérations géométriques de ces éléments associées, à savoir les points d'intersection entre l'axe du cône et les plans de coupes (fig.2.24.d).
- Pour les volumes réguliers : Plans associés des faces, et éléments dérivés obtenus à partir d'opérations géométriques de ces plans, à savoir des droites d'intersections entre plusieurs plans (fig.2.24.e).

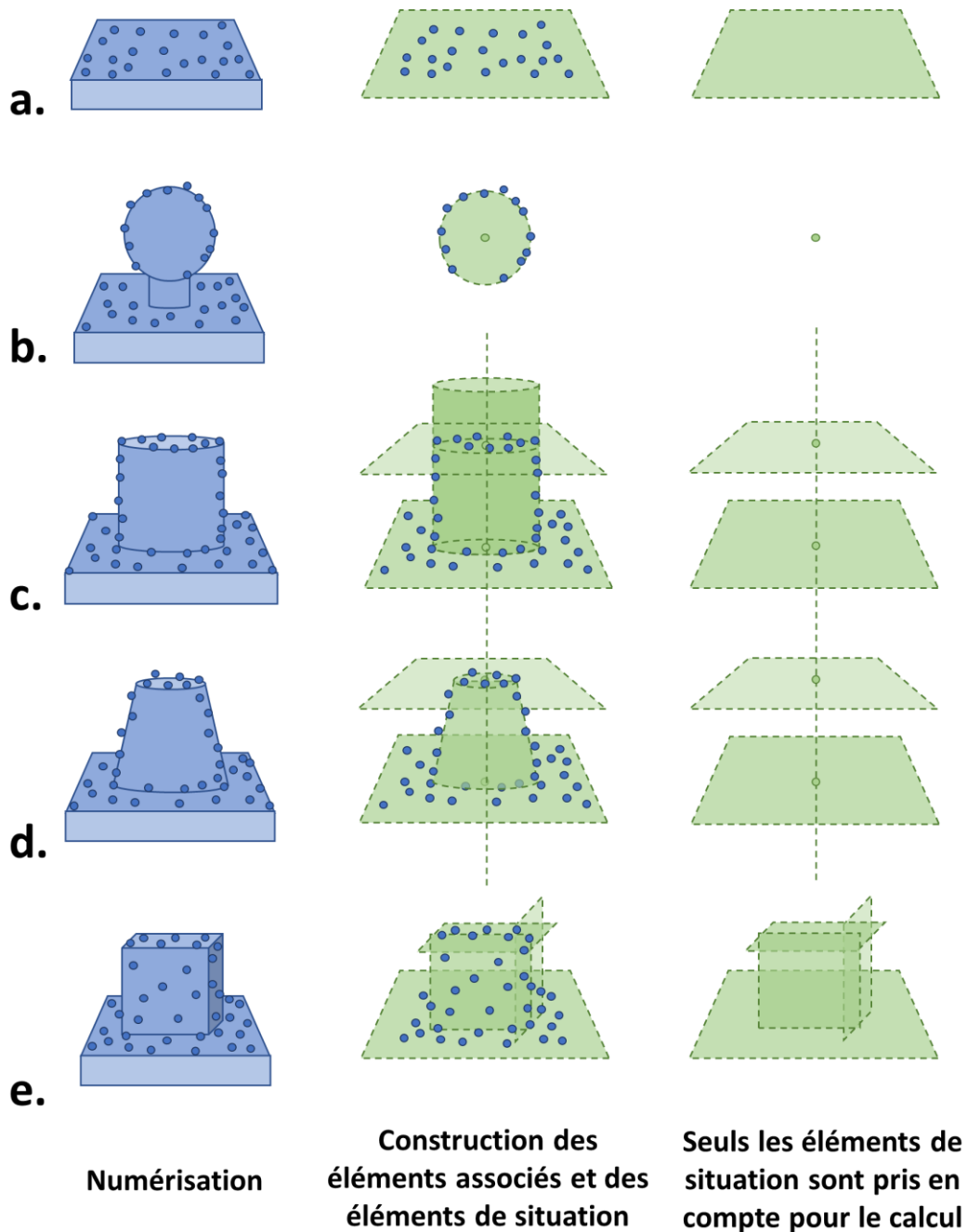


Figure.2.24 Schématisation de la construction des éléments de situation pour : a. Le plan ; b. La sphère ; c. Le cylindre ; d. Le cône ; e. Les volumes réguliers.

La caractérisation de la localisation/orientation est donc forcément faite à partir d'éléments associés ou de barycentres, et donc seulement selon une composante de justesse. Le calcul point par point que l'on peut retrouver en évaluation dimensionnelle est impossible en localisation/orientation, et la fidélité de localisation/orientation est donc impossible à caractériser sur un modèle numérique unique.

Un exemple de caractérisation de la justesse de localisation/orientation pour 2 cylindres supposés parallèles est présenté figure.2.25. Un objet référence présentant deux cylindres avec des valeurs de localisation/orientation certifiées est numérisé. Une fois les zones d'intérêt du NDP partitionnées, les

éléments de situation sont construits à partir d'éléments associés. En l'occurrence, les axes des cylindres associés sont utilisés pour caractériser l'orientation entre les deux cylindres, et les points d'intersections entre les axes des cylindres associés et leurs plans de coupe associés sont utilisés pour caractériser leur localisation. Le NDP est totalement ignoré pour le reste du calcul. Toutes les données de localisation/orientation sont ensuite extraites pour être comparées aux valeurs références. La différence entre valeur référence et valeur mesurée est l'indicateur d'erreur de justesse de localisation/orientation du système de mesure.

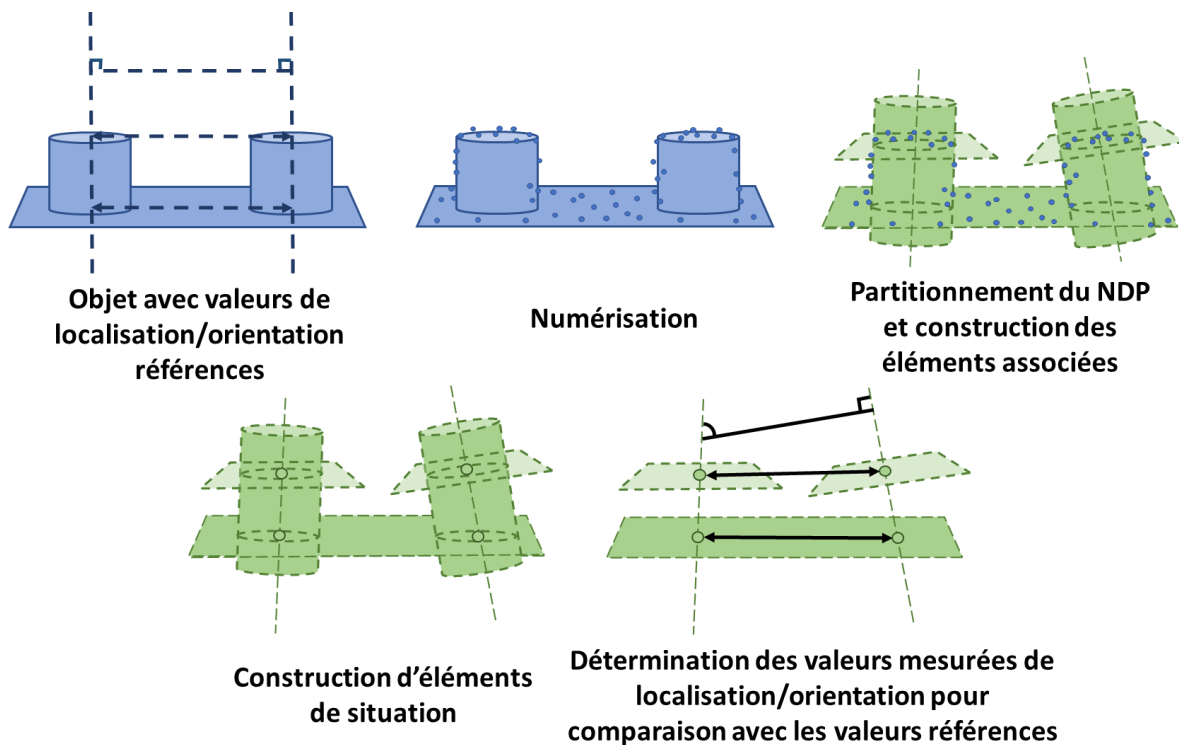


Figure.2.25 Schématisation de l'évaluation de justesse de localisation/orientation sur 2 cylindres réputés parallèles.

Il est intéressant d'observer que l'évaluation de la justesse de localisation/orientation est l'une des rares composantes basées sur la méthode objective que l'on retrouve en recherche odontologique, notamment dans l'évaluation des modèles numériques d'arcade complète en prothèse implanto-portée. Elle est évaluée le plus souvent à l'aide de cylindres répartis sur une arcade dentaire proche des dimensions anatomiques (Kuhr et al. 2016; Rech-Ortega et al. 2018; Iturrate et al. 2019; Braian et Wennerberg 2019; Di Fiore et al. 2019; R. J.-Y. Kim, Benic, et Park 2019; K. R. Kim, Seo, et Kim 2019). Cette méthode de caractérisation est en effet parfaitement adaptée à cette indication : comme les assemblages en prothèse implanto-portée se font sur des objets usinés préfabriqués dont la forme est connue, la numérisation d'arcade en prothèse sur implant n'est pratiquement concernée que par une problématique de localisation/orientation des émergences implantaires les unes avec les autres (la gencive environnante est elle aussi importante mais dans une exigence d'exactitude très inférieure).

1.1.1.1 Récapitulatif de la caractérisation de localisation/orientation

La composante de justesse de localisation/orientation est présentée figure.2.26. On remarque que l'utilisation d'objets de forme complexe comme les modèles dentaires est impossible pour la caractérisation de localisation/orientation. La caractérisation de localisation/orientation n'est donc possible qu'en méthode objective.

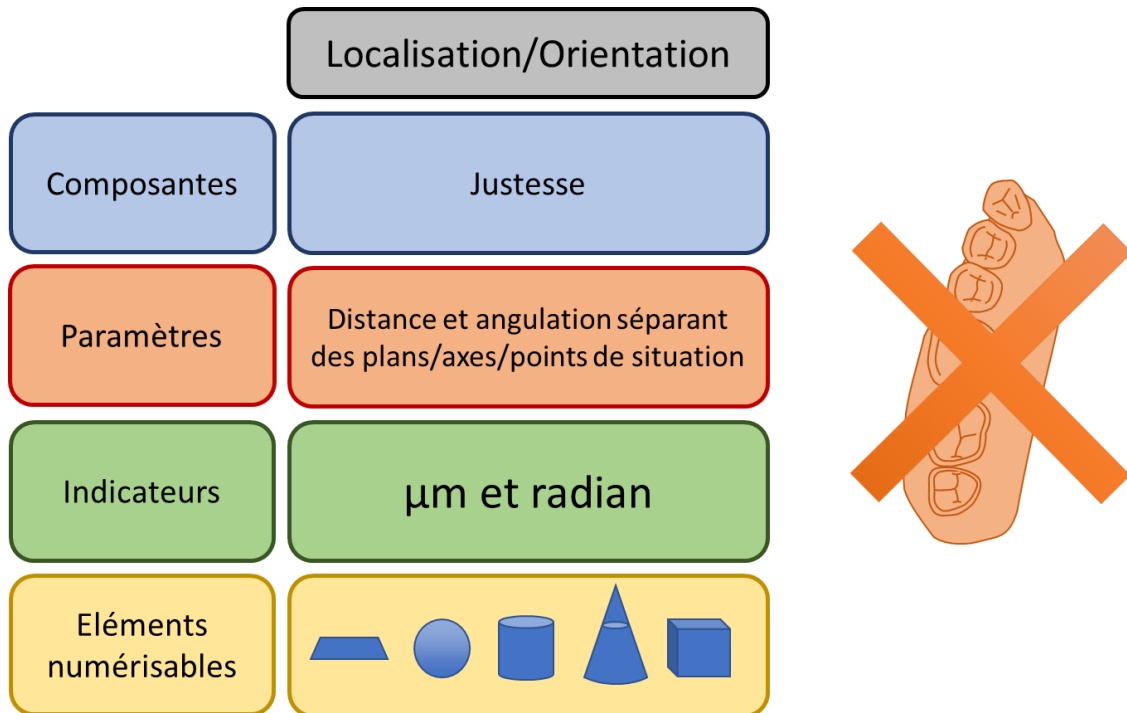


Figure.2.26 Composantes, paramètres et indicateurs de localisation/orientation, avec les éléments numérisables associées.

2.3 Conclusion

Toutes les composantes, paramètres et indicateurs et éléments numérisables de la qualité métrologique du modèle numérique sont présentés figure.2.27.








	Forme				Dimension		Localisation/Orientation
Composantes	Exactitude de forme		Tolérance	Ecart-moyen	Exactitude		Justesse
	Justesse de forme	Fidélité de forme : Bruit de numérisation			Justesse	Fidélité	
Paramètres	Conicité	Ecart-type des écarts avec la forme associée	Ecart des formes associée extérieur/intérieur matière	Valeur d'écart moyen après Best-fit	Dimension de la forme associée OU Moyenne des dimensions en chaque point	Ecart type des dimensions en chaque point	Distance et angulation séparant des plans/axes/points de situation
Indicateurs	Radian	μm	μm	μm	μm	μm	μm et radian
Éléments numérisables							

Figure.2.27 Composantes, paramètres, indicateurs et éléments numérisables pour la qualité métrologique du modèle numérique.

L'observation des protocoles de qualification des CIO de la littérature a montré la nécessité de formalisation de la terminologie et des principes métrologiques appliqués au modèle numérique. Il a été nécessaire de se baser sur les normes de spécifications géométriques des produits et de la littérature pour d'abord rétablir un vocabulaire métrologique rigoureux, et pour clairement définir les méthodes d'obtention de valeurs mesurées à partir du NDP ou du modèle surfacique pour les différentes composantes évaluées.

Comme vu dans tout le chapitre, ces méthodes n'étaient pas initialement pensées pour la caractérisation des modèles numériques tridimensionnels. La communauté odontologique a intégré la nécessité de s'inspirer de la métrologie pour développer des protocoles de qualification, mais sans appliquer rigoureusement le vocabulaire et les méthodes de caractérisation issus de la science de la mesure. Ce travail a donc posé les bases de formalisation des méthodes de caractérisation des modèles numériques par la description de toutes les composantes. Elles sont désormais classées dans les sous catégories de caractérisation de forme, de dimension et de localisation/orientation, et hiérarchisées. Des formes numérisables canoniques ou non canoniques utilisables ont été proposées pour chaque composante. Cependant, ce travail n'est pas terminé et des travaux de standardisation plus complets seront nécessaires dans le futur pour supprimer les incertitudes et le manque de complétude décrit, par exemple dans l'utilisation d'un critère d'association par rapport à un autre, ou dans la construction d'éléments associés sous contraintes ou non.

La principale problématique reste que les CIO ont été conçues pour numériser des objets de formes complexes et non des éléments canoniques, éléments hors de leur domaine d'application. La méthode objective repose cependant nécessairement sur l'utilisation de formes canoniques car elle permet une caractérisation du modèle numérique bien plus rigoureuse que la méthode comparative. Bien que le panel de formes soit limité, il est possible de construire des objets plus complexes, qui se rapprochent plus de l'arcade dentaire, en associant plusieurs formes canoniques sur un même objet. En réalité, les deux méthodes objectives et comparatives présentent des avantages et des inconvénients spécifiques. Les deux prochains chapitres s'attachent à décrire des applications des concepts proposés en concevant des objets références basés sur des éléments canoniques tout en se rapprochant du domaine d'application odontologique. Tout d'abord, la pertinence d'un agencement d'éléments canoniques évalués par la mise en place d'un protocole d'évaluation objectif sur un volume régulier, limité par des plans, qui mime les dimensions d'une numérisation d'arcade partielle est présentée. Un protocole de qualification plus complexe, évaluant les composantes les plus pertinentes dans l'application de la numérisation odontologique, est ensuite présenté. Il passe par la conception d'un objet référence numérisable basée sur l'agencement de plusieurs types d'éléments canoniques et complexes, suivi de la description de la méthode d'analyse du modèle numérique obtenu par numérisation de cet objet.

CHAPITRE 3 : QUALIFICATION DE SYSTEMES OPTIQUES SANS CONTACT DENTAIRE PAR LA METHODE OBJECTIVE : CAS D'APPLICATION

3.1 Introduction

Ce chapitre présente d'un protocole d'évaluation de CIO suivant la méthode objective. Les principes et les avantages de cette méthodologie objective ont été présentés dans le chapitre 2. Le travail décrit ici est une mise en application de des principes.

L'idée centrale a été de choisir un objet numérisé de forme canonique, avec des valeurs références connues et associées à une incertitude négligeable pour le domaine d'application des CIO. Dans l'objectif de standardisation du protocole, l'objet référence devait être en théorie facile à obtenir pour un laboratoire de recherche académique ou un laboratoire de service R&D industriel. Le choix s'est porté sur les cales étalons métrologiques. Elles existent sous différentes formes mais aucune à elle seule ne peut mimer l'agencement d'un ensemble de formes dentaires positionnées en arche comme sur une arcade dentaire complète. Au vu de l'utilisation majoritaire de la CFAO pour la réalisation de prothèses unitaires, conçues à partir de numérisation d'arcade partielle, il semblait pertinent dans un premier temps d'éprouver le concept de qualité métrologique du modèle numérique pour une qualification des CIO sur la numérisation d'un objet de petite étendue (dimension de 3-4 dents postérieures soit 4-5 cm environ). Une cale en zircone de forme parallélépipédique (volume régulier) de $50 \times 8 \times 8 \text{ mm}^3$ a été sélectionnée pour l'étude.

Le choix des CIO s'est porté sur 8 modèles commercialisés et largement utilisés dans les cabinets de chirurgie dentaire. Un scanner de laboratoire a aussi été inclus pour pouvoir comparer les performances des dispositifs intra-oraux et extra-oraux.

3.2 Matériels et méthode

Dans un premier temps, cette partie s'attache à exposer la méthode d'acquisition et le post traitement des nuages de points. Ensuite, les protocoles d'évaluation du bruit de numérisation et d'évaluation de l'erreur de justesse et de fidélité dimensionnelle pour des plans réputés parallèles sont mis en application. Enfin l'analyse statistique mise en œuvre est décrite.

3.2.1 Acquisition

Dans la mise en œuvre de notre étude neuf systèmes d'acquisition optiques sans contact odontologiques ont été comparés, comprenant un scanner de table de laboratoire et huit CIO (tableau.3.1). Bien que le

Iscan D104 ne soit pas une CIO mais un scanner de table, il sera nommé CIO dans le reste du chapitre pour plus de simplicité de lecture.

Modèle	Fabriquant	Numéro de série	Année de commercialisation
Iscan D104 (Scanner de laboratoire)	Imetric 4	D140506	2009
Omniscam	Dentsply Sirona	148359	2012
Primescan	Dentsply Sirona	102956	2019
Itero 5D	Itero	501220	2019
CS3600	Carestream	EKNB0122	2016
TRIOS 3	3shape	1CB1544302012B	2015
Emerald	Planmeca	411032	2017
Planscan	Planmeca	400960	2013
Medit i500	Gacd	AA1905103046	2019

Tableau.3.1 Systèmes d'acquisition optiques sans contact odontologiques inclus dans l'étude

Une cale en zircone de 8 mm d'épaisseur (Block Ceram Otelo, Standard ASME b89.1.9-2002) de grade 1 (ISO 3650 1978) a été utilisée pour l'étude. Cette cale présente deux faces mesurandes opposées rectifiées offrant une planéité certifiée de $0,3\mu\text{m}$. Cela signifie que tous les points de chaque face mesurande sont compris entre deux plans virtuels parallèles entre eux et distants de $0,3\mu\text{m}$. Ces deux faces rectifiées mesurandes sont distantes de $8\text{mm} \pm 0,2\mu\text{m}$. Ce qui signifie que pour tous les bipoints, la distance qui sépare deux points en vis-à-vis (un sur chaque face mesurande) est comprise entre 7,9998 mm et 8,0002 mm.

Les CIO n'ont pas été conçues pour enregistrer des surfaces planes ou des arêtes vives rectilignes. Une coque marquée de reliefs sphériques de tailles variables a donc été conçue avec le logiciel Catia V5 (Dassault Systems, Vélizy-Villacoublay, France) et imprimée en PLA par dépôt de fil sur l'imprimante Ultimaker 2 (Ultimaker B.V, Hollande). La coque a été ajustée sur la cale pour s'assurer d'une friction importante interdisant les déplacements entre la cale et la coque pendant la numérisation (fig.3.1).

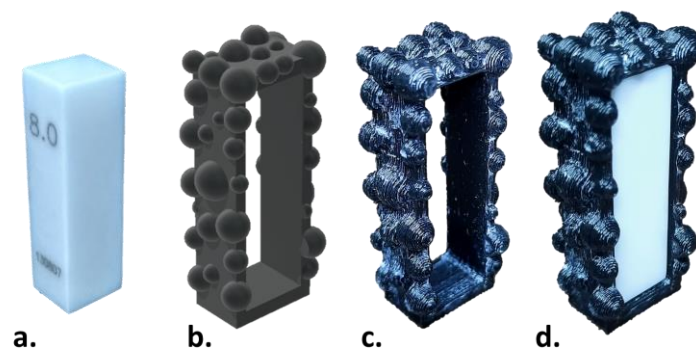


Figure.3.1 Schématisation du montage de l'objet numérisé : a. Cale métrologique zircone de grade 1 de 8mm ; b. STL de la coque ; c. Coque imprimée en PLA par dépôt de fil ; d. Cale montée dans la coque.

La surface de zircone rectifiée étant trop réfléchissante pour être scannée directement, un poudrage fin à l'oxyde d'alumine (CEREC Optispray, Sirona Dental Systems GmbH) y est déposé et son épaisseur a été contrôlée avant scannage. Dix numérisations successives ont été réalisées avec chaque CIO, par le même opérateur (LD) en s'assurant qu'il n'y avait pas de défaut de recalage pendant l'enregistrement, et que la totalité des deux faces mesurandes de la cale aient été correctement enregistrées.

3.2.2 Post traitement

Les 10 fichiers STL, correspondant aux nuages de points associés à chaque numérisation, ont été extraits et importés dans un logiciel de métrologie (Gom Inspect 2019, Braunschweig, Allemagne). Les arêtes vives rectilignes de la cale et la coque en PLA pouvant générer des erreurs au niveau des bords, les NDP extraits ont été tronqués à 1mm des bords. De plus, les CIO ayant parfois des difficultés à enregistrer le dernier quart de la cale, les NDP extraits ont aussi été tronqués à 70% de leur hauteur avant analyse (fig.2.a). La partition du modèle numérique obtenu correspondant à ces "faces d'intérêt" représente donc approximativement 50% de la surface totale des faces mesurandes.

3.2.3 Evaluation de la composante de fidélité de forme : bruit de numérisation

Cette première évaluation ne concerne qu'une face des cales (la première numérisée lors de l'empreinte optique). Pour chaque numérisation, la partition du modèle numérique correspondant à la zone d'intérêt (la face mesurande) a été isolée (fig.3.2.a). Un plan associé au NDP a été construit par le critère d'association des moindres carrés grâce à l'algorithme « meilleur ajustement Gaussien » du logiciel (Gom Inspect 2019, Braunschweig, Allemagne) (fig.3.2.b). Chaque point du nuage a ensuite été projeté sur le plan associé selon la direction de sa normale (fig.3.2.c) pour obtenir pour chaque point une valeur d'écart e_i . Le paramètre de bruit de numérisation, nommé σ_N (Bruit = Noise en anglais), est défini comme l'écart-type des n valeurs d'écarts e_i par rapport à une position moyenne supposée vraie \bar{e}_i (ici le plan associé). L'indicateur du bruit est calculé selon l'équation.3.1 :

$$\sigma_N = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (e_i - \bar{e}_i)^2}. \quad (3.1)$$

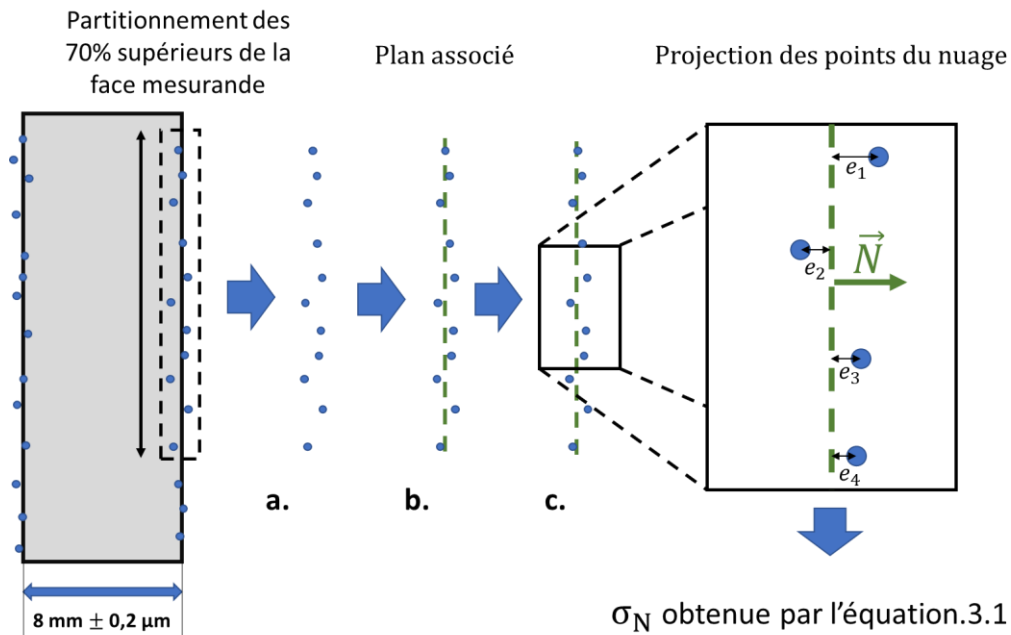


Figure.3.2 Schématisation de la caractérisation du bruit de numérisation a. Partitionnement d'une face d'intérêt à 1mm des bords et 70% de la hauteur de la cale b. Construction d'un plan associé (en vert) c. Projection de tous les points de la face sur le plan associé selon la direction de sa normale \vec{N} pour obtenir les écarts e_i .

3.2.4 Evaluation des composantes de justesse et fidélité dimensionnelle

La dimension de la cale a été évaluée sur chaque modèle numérique (fig.3.3) selon la méthode présentée partie 2.2.4.2. Les deux faces d'intérêt ont été partitionnées (fig.3.3.a), l'une en nuage de points l'autre en STL. Un plan associé par critère des moindres carrés a été construit à partir de la face en NDP (fig.3.3.b). Chaque point du nuage a ensuite été projeté sur le STL de la face opposée selon la direction de la normale du plan ajusté pour obtenir des valeurs de dimension d_i (fig.3.3.c). Ces traitements de NDP permettent de quantifier deux indicateurs de dimension :

- L'erreur de justesse dimensionnelle de mesure T (justesse = Trueness en anglais) est calculée comme la différence entre la moyenne des dimensions d_i avec la valeur référence de dimension de la cale : 8000 μm , selon l'équation.3.2 :

$$T = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (d_i - 8000) \quad (3.2)$$

avec n le nombre de points et d_i la dimension de la cale mesurée en chaque point.

- L'erreur de fidélité dimensionnelle de mesure est calculée par l'écart-type P (fidélité = Precision en anglais) de ces dimensions d_i , selon l'équation.3.3 :

$$P = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (d_i - T)^2} \quad (3.3)$$

avec n le nombre de points et d_i la dimension de la cale mesurée en chaque point.

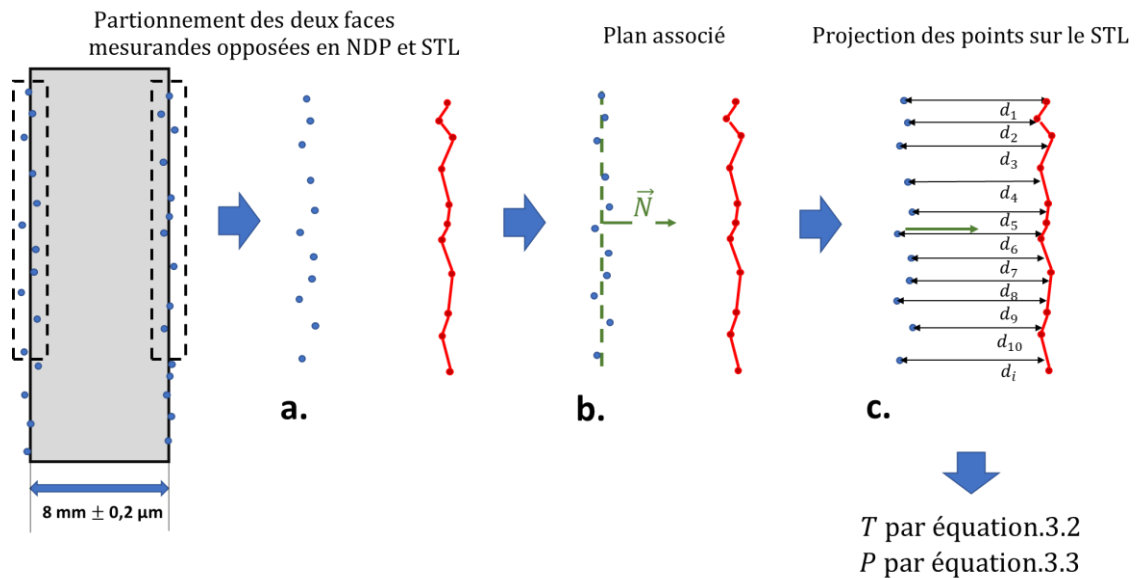


Figure.3.3. Schématisation de l'évaluation de justesse et de fidélité de dimension : a. Extraction des deux faces d'intérêt, une en nuage de point (gauche) et une en STL (droite) ; b. Construction d'un plan ajusté (en vert) ; c. Chaque point i de la face en nuage de point est projeté selon la normale \vec{N} du plan ajusté sur la face en STL pour obtenir une dimension d_i .

L'analyse a été réalisée dans les deux sens, en projetant une face sur l'autre puis inversement, afin de comparer la similitude des résultats pour chaque scan. La figure.3.4 illustre la chaîne de traitement numérique des scans pour ces deux tests sur le logiciel Gom Inspect.

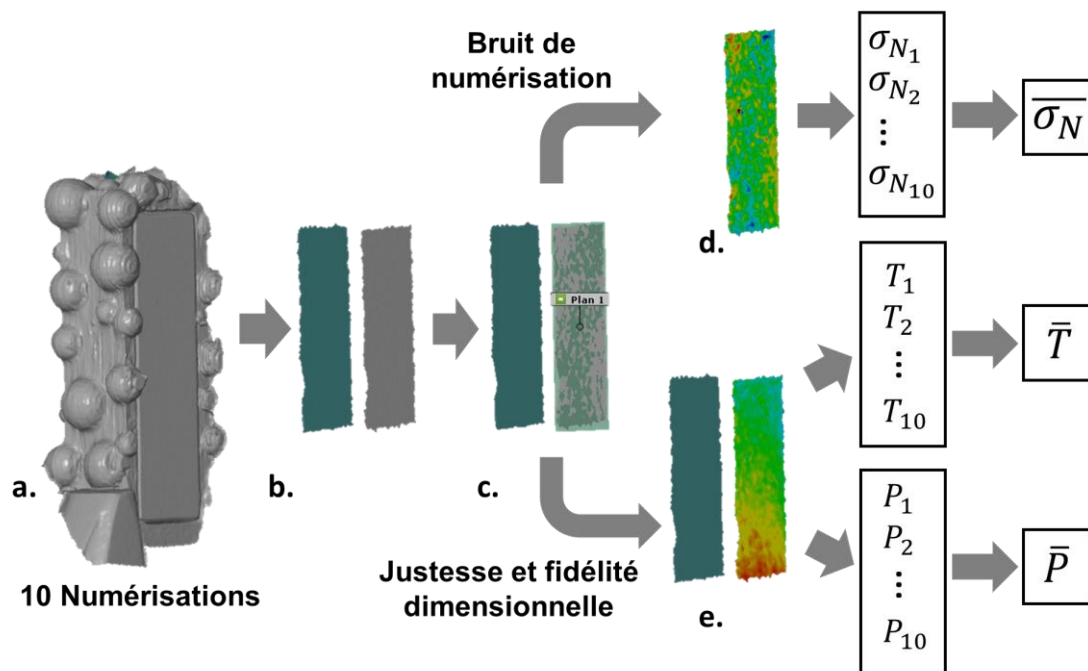


Figure.3.4 Chaîne numérique d'analyse des numérisations sur Gom Inspect : a. Fichier STL brut de la cale avec sa coque PLA ; b. Les 2 faces d'intérêt sont partitionnées ; c. Construction du plan des moindres carrés associé à l'une des faces ; d. Cartographie des résultats d'évaluation de bruit de numérisation ; e. Cartographie des résultats d'évaluation de la justesse et de la fidélité dimensionnelle.

Pour les 2 tests, l'ensemble des données ont été exportées de Gom Inspect et analysées sur tableur. Les moyennes de bruit de numérisation $\overline{\sigma_N}$, de justesse dimensionnelle \overline{T} et de fidélité dimensionnelle \overline{P} pour les 10 numérisations ont été calculées.

3.2.5 Analyse statistique

L'analyse statistique est réalisée après vérification de la normalité de la distribution des résultats du test de bruit de numérisation, de justesse et de fidélité dimensionnelle pour chaque CIO grâce au test de Shapiro-Wilk ($\alpha=0,05$).

Dans un second temps, la comparaison entre les neuf CIO a été réalisée avec un test one-way anova pour évaluer le rejet ou non de l'hypothèse nulle H_0 : « pas de différence significative entre les systèmes optiques sans contact dentaire ». Pour chaque test, une comparaison multiple pour chaque paire de CIO a ensuite été effectuée.

3.3 Résultats

Les résultats des deux évaluations sont présentés dans le tableau.3.2. Les valeurs moyennes sont associées à leur intervalle de confiance à 95%.

	Moyenne de bruit de numérisation $\bar{\sigma}_N$ (μm)	Justesse et fidélité dimensionnelle	
		Moyenne d'erreur de justesse \bar{T} (μm)	Moyenne d'erreur de fidélité \bar{P} (μm)
IScan D104	4,19±0,68	42,69±2,55	11,72±1,67
Omniscam	4,82±0,89	117,86±30,38	35,07±11,77
Primescan	3,15±0,60	54,28±7,66	7,65±2,36
Itero5D	6,39±1,41	44,36±16,92	10,07±1,87
CS3600	6,44±0,86	19,12±11,51	21,34±7,83
Trios 3	4,66±0,79	46,34±14,41	11,62±3,52
Emerald	8,7±1,03	220,58±14,59	53,65±3,4
Planscan	15,45±2,53	243,75±33,55	50,98±13,03
Medit	4,00±0,73	193,15±20,79	52,12±6,47

Tableau 3.2 Résultats des tests de bruit de numérisation, de-justesse dimensionnelle, et de fidélité dimensionnelle, avec leur intervalle de confiance à 95%.

3.3.1 Evaluation du bruit de numérisation

Une représentation graphique des résultats du test de bruit de numérisation est présentée figure.3.5

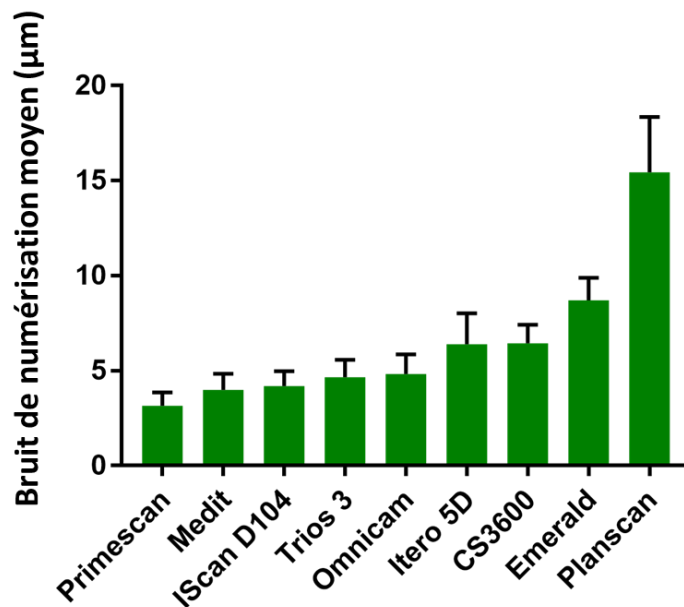


Figure.3.5 Résultats du bruit de numérisation moyen. Les barres verticales représentent l'intervalle de confiance de cette moyenne à 95%.

Concernant le test de bruit de numérisation, l'hypothèse nulle est rejetée ($p < 0,0001$), les valeurs de bruit sont de l'ordre de $10\mu\text{m}$. Le bruit le moins important est obtenu avec la Primescan $3,15 \pm 0,60\mu\text{m}$, le résultat le plus élevé avec la Planscan $15,45 \pm 2,53\mu\text{m}$. Le scanner de table donne des résultats très comparables $4,19 \pm 0,68\mu\text{m}$ à ceux de plusieurs CIO (Omniscam $4,82 \pm 0,89\mu\text{m}$, Trios 3 $4,66 \pm 0,79\mu\text{m}$, et Medit $4,00 \pm 0,73\mu\text{m}$). La Emerald bien que plus récente que d'autres modèles, présente le bruit le plus important après la Planscan avec $8,72 \pm 1,03\mu\text{m}$.

1.1.1 Evaluation dimensionnelle

Une représentation graphique des résultats du test de justesse et fidélité dimensionnelle est présentée figure.3.6.

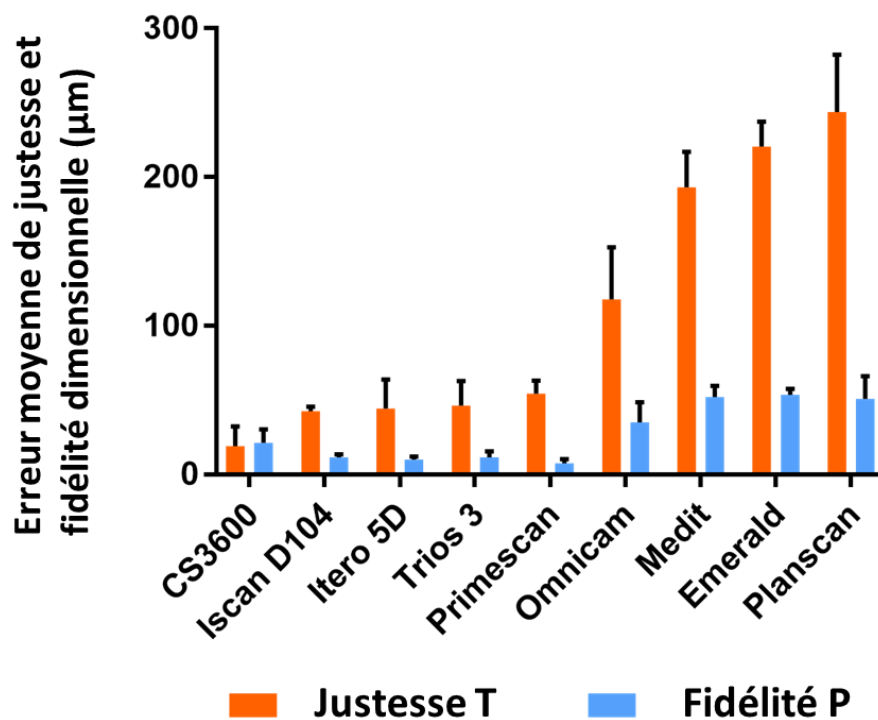


Figure.3.6 Résultats de justesse moyenne (orange) et de précision moyenne (bleu). Les barres verticales représentent l'intervalle de confiance de cette moyenne à 95%.

Concernant le test de justesse dimensionnelle, la comparaison des résultats pour les deux sens de projection a été réalisée, à partir donc de 2 échantillons de 90 résultats de justesse chacun, un dans un sens de projection, un autre dans le sens projection inverse. On obtient une différence moyenne sur les 90 scans de 0,06%, et la différence maximale est de 0,6%. Ces similitudes dans les résultats selon le sens de projection ont justifié de ne donner les résultats que selon un seul sens de projection.

Bien que toutes les CIO surestiment la dimension de la cale, l'hypothèse nulle est rejetée ($p < 0,0001$). L'erreur de justesse se situe entre $19,12 \pm 11,51 \mu\text{m}$ pour la CS3600 et $243,75 \pm 33,55 \mu\text{m}$ pour la Planscan. Le groupe composé par le scanner de table Iscan D104 et des CIO Primescan, Itero 5D, et Trios 3 présente des résultats similaires à $42,69 \pm 2,55 \mu\text{m}$, $54,28 \pm 7,66 \mu\text{m}$, $44,36 \pm 16,92 \mu\text{m}$ et $46,34 \pm 14,41 \mu\text{m}$, respectivement suivis par l'Omnicaam ($117,86 \pm 30,38 \mu\text{m}$), la Medit ($193,15 \pm 20,79 \mu\text{m}$) et la Emerald ($220,58 \pm 14,59 \mu\text{m}$).

Concernant le test de fidélité dimensionnelle, l'hypothèse nulle est rejetée ($p < 0,0001$). La meilleure valeur est obtenue avec la Primescan ($7,65 \pm 2,36 \mu\text{m}$) suivie de très près par l'Itero 5D ($10,07 \pm 1,87 \mu\text{m}$), la Trios 3 ($11,62 \pm 3,52 \mu\text{m}$) et la Iscan D104 ($11,72 \pm 1,67 \mu\text{m}$). La Medit, la Planscan et la Emerald présentent l'erreur de fidélité la plus importante avec $52,12 \pm 6,47 \mu\text{m}$, $50,98 \pm 13,03 \mu\text{m}$ et $53,65 \pm 3,4 \mu\text{m}$ respectivement.

Une analyse graphique simultanée des résultats de justesse et fidélité dimensionnelle est présentée figure.3.7. Ce graphique permet de faire plusieurs observations : les CIO semblent présenter une tendance en trois groupes, le « groupe vert » composé de la Carestream 3600, la Trios 3, la Itero 5D, la Primescan et le Iscan D104 présente les erreurs les plus faibles, un second « groupe jaune » composé uniquement de l'Omnicaam présente des erreurs plus importantes, et enfin un troisième « groupe mauve » composé de la Medit, de l'Emerald et de la Planscan présente les erreurs les plus importantes. Ce graphique laisse aussi apparaître une tendance de proportionnalité entre erreur de justesse T et erreur de fidélité dimensionnelle P, ce qui indiquerait que ces deux composantes ne sont pas indépendantes.

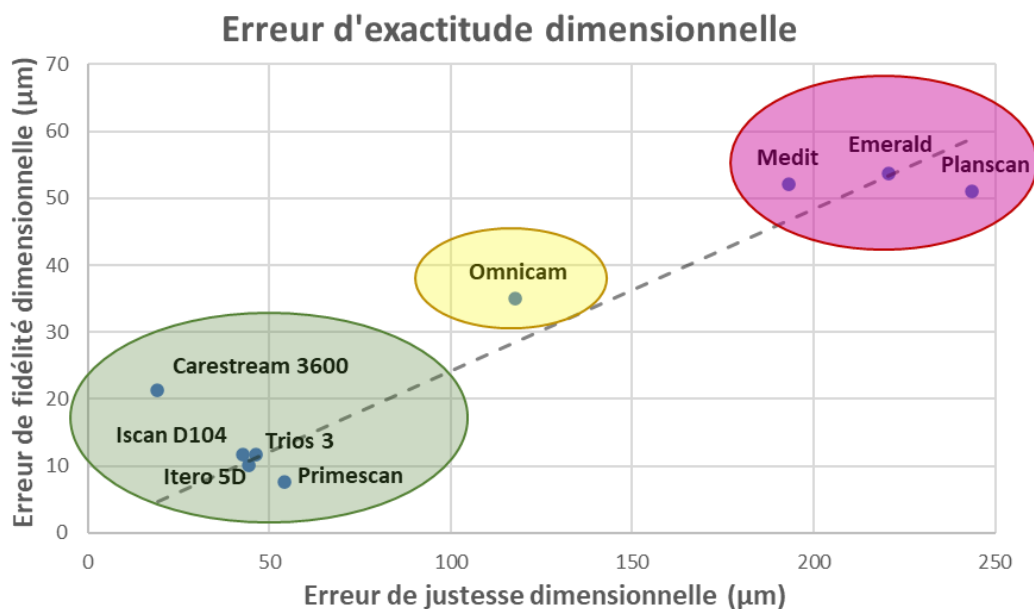


Figure.3.7 Résultats de justesse et fidélité dimensionnelle sur deux axes. La tendance de proportionnalité est schématisée par la droite en pointillé noir.

3.3.2 Analyse statistique

Les Tableaux 3.3, 3.4 et 3.5 présentent les résultats de l'analyse statistique deux à deux pour chaque paire de CIO pour les 10 numérisations.

	Iscan D104	Omniscam	Primescan	Itero 5D	CS3600	Trios 3	Emerald	Planscan	Medit
Iscan D104		0,9274	0,7713	0,1843	0,1751	0,9351	<0,0001	<0,0001	0,9948
Omniscam	0,9274		0,468	0,4688	0,4688	0,9799	0,0009	<0,0001	0,9616
Primescan	0,7713	0,468		0,0095	0,0082	0,4688	<0,0001	<0,0001	0,9616
Itero 5D	0,1843	0,4688	0,0095		0,9799	0,4561	0,1608	<0,0001	0,1333
CS3600	0,1751	0,4688	0,0082	0,9799		0,4417	0,1751	<0,0001	0,118
Trios 3	0,9351	0,9799	0,4688	0,4561	0,4417		0,0005	<0,0001	0,9704
Emerald	<0,0001	0,0009	<0,0001	0,1608	0,1751	0,0005		<0,0001	<0,0001
Planscan	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001		<0,0001
Medit	0,9948	0,9616	0,9616	0,1333	0,118	0,9704	<0,0001	<0,0001	

Tableau.3.3 Test de bruit de numérisation : différences significatives entre les CIO. Si la case est blanche, pas de différence significative. Si la case est rouge, le CIO en ligne est significativement moins performant que le CIO en colonne. Si la case est bleue, le CIO en ligne est significativement plus performant que le CIO en colonne. Les puissances correspondantes sont indiquées dans chaque case.

La CIO Planscan présente un bruit significativement plus important que toutes les autres. La Trios 3 et la Iscan D104 ne sont significativement inférieures qu'à la Primescan, et le groupe Omniscam, Trios 3, Itero 5D, CS3600 et Medit ne présente pas de différences significatives.

	Iscan D104	Omnica	Primescan	Itero 5D	CS3600	Trios 3	Emerald	Planscan	Medit
Iscan D104		<0,0001	0,956	0,9912	0,5436	0,9912	<0,0001	<0,0001	<0,0001
Omnica	<0,0001		0,0002	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001
Primescan	0,956	0,0002		0,9605	0,1376	0,9653	<0,0001	<0,0001	<0,0001
Itero 5D	0,9912	<0,0001	0,9605		0,4939	0,9912	<0,0001	<0,0001	<0,0001
CS3600	0,5436	<0,0001	0,1376	0,4939		0,4227	<0,0001	<0,0001	<0,0001
Trios 3	0,9912	<0,0001	0,9653	0,9912	0,4227		<0,0001	<0,0001	<0,0001
Emerald	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001		0,5436	0,453
Planscan	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	0,5436		0,0067
Medit	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	0,453	0,0067	

Tableau.3.4 Test de justesse : différences significatives entre les CIO. Si la case est blanche, pas de différence significative. Si la case est rouge, le CIO en ligne est significativement moins performant que le CIO en colonne. Si la case est bleue, le CIO en ligne est significativement plus performant que le CIO en colonne. Les puissances correspondantes sont indiquées dans chaque case.

Pour le test de justesse dimensionnelle : le trio composé des CIO Planscan, Emerald et Medit présente une erreur de mesure significativement supérieure à toutes les autres CIO. Elles sont suivies par l’Omnica qui présente une erreur significative en comparaison du groupe Iscan D104, Primescan, Itero 5D, CS3600 et Trios, ce groupe de 5 CIO ne montrant pas de différences significatives.

	Iscan D104	Omnica	Primescan	Itero 5D	CS3600	Trios 3	Emerald	Planscan	Medit
Iscan D104		0,0006	0,993	>0,9999	0,5761	>0,9999	<0,0001	<0,0001	<0,0001
Omnica	0,0006		<0,0001	0,0002	0,1476	0,0005	0,0124	0,0539	0,032
Primescan	0,993	<0,0001		0,9998	0,1514	0,994	<0,0001	<0,0001	<0,0001
Itero 5D	>0,9999	0,0002	0,9998		0,3692	>0,9999	<0,0001	<0,0001	<0,0001
CS3600	0,5761	0,1476	0,1514	0,3692		0,5625	<0,0001	<0,0001	<0,0001
Trios 3	>0,9999	0,0005	0,994	>0,9999	0,5625		<0,0001	<0,0001	<0,0001
Emerald	<0,0001	0,0124	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001		0,9995	>0,9999
Planscan	<0,0001	0,0539	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	0,9995		>0,9999
Medit	<0,0001	0,032	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	>0,9999	>0,9999	

Tableau.3.5 Test de fidélité : différences significatives entre les CIO. Si la case est blanche, pas de différence significative. Si la case est rouge, le CIO en ligne est significativement moins performant que le CIO en colonne. Si la case est bleue, le CIO en ligne est significativement plus performant que le CIO en colonne. Les puissances correspondantes sont indiquées dans chaque case.

Les résultats de fidélité sont semblables aux résultats de justesse : avec le trio Planscan, Emerald et Medit majoritairement inférieures à toutes les autres CIO, suivies par l’Omnica et absence de différences significatives dans le groupe Iscan D104, Primescan, Itero 5D CS3600 et Trios 3.

3.4 Discussion

L'objectif de cette étude a été de construire un protocole par la méthode objective ayant pour finalité de qualifier des CIO sur la numérisation de petite étendue. Le choix d'une cale étalon en zircone permet de réaliser d'une part une évaluation du bruit de numérisation au travers de l'évaluation de l'enregistrement de l'une des surfaces réputées planes, et d'autre part un test dimensionnel par la certification de la dimension entre les 2 faces mesurandes. Il existe dans le commerce une grande quantité de cales présentant des dimensions très différentes. Le choix de l'objet référence s'est porté sur une cale d'épaisseur de 8 mm car sa dimension est semblable à la dimension vestibulo-linguale des prémolaires. L'incertitude de mesure (étalon de grade 1) (ISO 3650 1978) associée à l'établissement de la valeur référence de dimension de 8mm et de planéité des deux faces mesurandes présentait l'avantage d'être très faible (inférieure à 1 μ m) aux regard des tolérances cliniquement acceptables lors de l'assemblage d'une prothèse (de l'ordre de 100 μ m), mais aussi de l'erreur moyenne de mesure retrouvée avec les CIO (approximativement 35 μ m). De plus, l'analyse des données pour l'obtention des indicateurs de bruit et de dimension en chaque point restait relativement simple pour un nombre important de numérisations et de CIO.

La problématique de standardisation des protocoles de qualification des CIO impose que la méthodologie d'évaluation des différents paramètres soit claire et reproductible par des opérateurs différents dans des laboratoires différents, problématique qui a été traitée au chapitre 2. Elle nécessite également de pouvoir se procurer facilement l'objet référence. Ce type de cales métrologiques est simple à obtenir pour un laboratoire, et elles répondent à des normes strictes qui assurent leur qualité. La zircone présente une stabilité dimensionnelle et une résistance à l'usure très importante, enfin, ce matériau est très largement utilisé dans la réalisation de restaurations dentaires, les CIO sont donc normalement adaptées à la numérisation de ce type de matériau.

L'enregistrement d'un objet référence de petite étendue puis l'analyse objective et quantitative de l'enregistrement sur des formes simples permettent d'obtenir une répétabilité des résultats, facilement exploitables même avec des échantillons comportant un faible nombre de numérisations. La valeur de justesse T nous renseigne sur la capacité de la CIO à mesurer la bonne dimension de la cale, alors que la fidélité P nous renseigne sur la régularité des valeurs de dimension de la cale pour tous les points du nuage. Ces deux composantes métrologiques sont importantes pour obtenir un modèle numérique de bonne qualité nécessaire à la réalisation d'une prothèse ajustée. Combinées, la justesse et la fidélité caractérisent l'exactitude d'enregistrement dimensionnelle de la CIO.

Les résultats obtenus dans notre étude sont cohérents avec ceux trouvés dans la littérature en termes de justesse, notamment pour les CIO Omnicam, Trios ou Carestream incluses dans de nombreux protocoles d'évaluation, en (Uhm et al. 2017; Imburgia et al. 2017; Rudolph et al. 2016; Güth et al. 2017; Renne et al. 2017b; Bohner et al. 2017). Malgré tout, ces études bien que comparant les mêmes CIO trouvent des

résultats parfois contradictoires pour certaines paires. De même, dans le cadre de notre étude, les deux tests effectués pourtant similaires dans leur conception et concernant la même numérisation de petite étendue, donnent des résultats différents, avec la Primescan présentant le moins de bruit de numérisation et la Carestream 3600 présentant les meilleures valeurs de justesse. Nous remarquons aussi que le scanner de table Iscan D104 ne présente pas de résultats significativement meilleurs que les CIO sur ces numérisations de petite étendue ce qui peut paraître surprenant. Ces scanners extra-oraux se démarqueraient surtout par leur capacité à numériser des arcades complètes de manière plus exacte, car leur champ d'enregistrement est plus large et nécessite moins de recalages successifs pour obtenir un modèle d'arcade complète. De plus, l'enregistrement est parfois assisté par un système automatisé basé sur deux axes numériques rotatifs qui permet au logiciel de recalculer de manière plus fiable les NDP élémentaires successifs. Les résultats du scanner de table comparables à ceux des CIO peuvent être expliqués par une éventuelle résolution des déplacements de ses axes qui est insuffisante.

Une des principales limites de ce protocole est la difficulté d'enregistrement de l'objet certifié : le parallélépipède rectangle. Les faces certifiées en zircone nécessitent un poudrage à l'oxyde de titane avant enregistrement, bien que l'erreur générée par ce poudrage semble négligeable (Nedelcu et Persson 2014). De plus, les surfaces planes génèrent d'importantes erreurs lors de la numérisation qui interdisent l'utilisation de stratégies d'acquisition normées et identiques à chaque scan. Il a en effet été prouvé que la stratégie d'acquisition influe sur la qualité du modèle numérique, bien que cette influence semble négligeable sur des numérisations de petites étendues (Passos et al. 2019) (Müller Philip 2016). Une autre limite est présente dans l'interprétation des résultats du test de dimension : le résultat pour chaque numérisation est extrait sous forme d'une valeur moyenne unique, ne permettant pas de savoir à elle seule si elle vient d'un bruit de numérisation important, d'une distorsion des faces enregistrées, ou d'une cale simplement surdimensionnée sur le STL (fig.3.8).

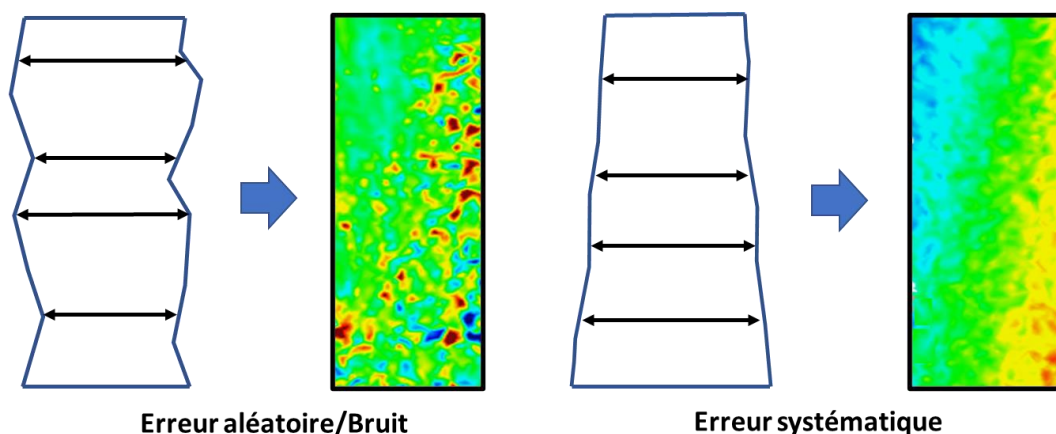


Figure.3.8 Représentation de deux nuages de points qui présenteraient une valeur d'erreur de justesse et fidélité très similaire, bien que provenant de défauts de numérisation différents, un bruit important à gauche et une erreur systématique à droite.

Malgré les différences observées dans cette étude, il est à rappeler que toutes ces CIO sont utilisées quotidiennement par des chirurgiens-dentistes pour la réalisation de restaurations unitaires. Même la caméra Planscan avec la valeur d'erreur de justesse dimensionnelle la plus importante permet la fabrication de prothèses qui semblent répondre aux critères attendus de qualité prothétique. Cependant le contrôle de l'adaptation prothétique à l'œil nu par le praticien n'est pas une évaluation suffisamment fiable et objective. Les études cliniques prospectives évaluant la durée de vie des restaurations CFAO ne comparent habituellement pas plusieurs systèmes (Fasbinder 2006) (Otto 2017). Par ailleurs, les erreurs présentes sur de petites numérisations peuvent cependant devenir plus problématiques à l'échelle d'arcade complète et peuvent même indiquer l'utilisation de l'empreinte optique dans certaines restaurations prothétiques comme les bridges sur implant de large étendue.

Malgré ces limites, la méthode objective permet d'obtenir des résultats qui répondent à des définitions métrologiques précises et la communauté de recherche ne s'y trompe pas car une proportion de plus en plus importante de protocoles d'évaluation des CIO se base sur cette approche (Kihara et al. 2020). Le choix d'éléments canoniques génère cependant d'importants problèmes de recalage pendant le scan, l'ajout de structures qui aident à faciliter ce recalage semble indispensable dans la construction de protocoles par méthode objective.

3.5 Conclusion

La méthode objective permet l'obtention de résultats répétables et cohérents. Elle est discriminante même sur des numérisations de petite étendue. Les différences entre fabricants restent présentes même sur les modèles les plus récents. Le protocole proposé ici est intéressant pour qualifier les CIO sur des numérisations de faible étendue que ce soit en environnement académique ou industriel car le protocole présente une bonne reproductibilité, l'objet numérisé est facile à se procurer.

Sachant que la restauration unitaire représente encore la majorité de l'utilisation de la CFAO, les études futures devront évaluer à la fois les capacités des CIO sur des arcades complètes mais aussi sur des numérisations de plus petites étendues. La suite de ce travail va pousser plus loin ce qui a été introduit dans ce chapitre 3. L'objectif va être de ne pas s'intéresser seulement à une préoccupation clinique unique pour laquelle l'on veut qualifier une CIO, mais de créer un protocole qui tente de répondre à un maximum de ces préoccupations cliniques. La conception de ce protocole doit d'abord se concentrer sur les problématiques cliniques d'intérêt, puis par la création d'un objet qui une fois numérisé, va permettre la caractérisation de composantes variées (présentées chapitre 2) qui qualifient les CIO sur ces problématiques. L'objet devra notamment permettre la qualification dans la numérisation d'arcade complète, de dents unitaires, de puits, d'enregistrement du sulcus, de distorsion d'arcade, pouvant aussi bien se baser sur la méthode comparative avec des éléments de forme dentaire, que sur la méthode objective avec des éléments canoniques.

CHAPITRE 4 : CONSTRUCTION D'UN PROTOCOLE D'EVALUATION A COMPOSANTES MULTIPLES SUR OBJET COMPLEXE

Les conclusions des trois précédents chapitres motivent la réalisation d'un protocole plus en phase avec les problématiques cliniques. D'un point de vue général, la construction d'un protocole de qualification des CIO nécessite de décrire, de la manière la plus exhaustive possible, le cahier des charges clinique de la numérisation intra-orale. La première partie de ce chapitre va tenter de présenter ce cahier des charges sans se préoccuper dans un premier temps de la possibilité ou non de qualifier les CIO selon les différentes problématiques cliniques présentées. Dans une seconde partie, la transcription de ces problématiques en éléments numérisables et composantes caractérisables sur le modèle numérique sera présentée. Ensuite, la conception d'un objet présentant les éléments choisis sera détaillée. La dernière partie sera consacrée à la description du protocole complet avec la procédure d'analyse du modèle numérique sur un logiciel métrologique.

4.1 Problématique de la qualité clinique d'empreinte dentaire, application à la qualité métrologique du modèle numérique

La qualification des CIO a demandé un rapprochement important avec le monde de la métrologie, mais comme vu au chapitre 1, la qualité du modèle numérique demeure avant tout une problématique clinique. L'objectif final de la chaîne CFAO est la fabrication et l'assemblage d'une pièce prothétique adaptée qui vient remplacer au mieux l'organe lésé, perdu, ou absent. La construction d'un protocole de qualification des CIO doit donc passer par l'élaboration d'un « cahier des charges » d'une empreinte dentaire issue du contexte et de l'expertise clinique. Les composantes présentes dans ce cahier des charges doivent ensuite être retranscrites avec les composantes de formes, dimension et localisation/orientation décrites dans le chapitre 2.

La description de ce qui est attendu d'une empreinte, souvent appelée « qualité d'empreinte » par la communauté odontologique, qu'elle soit réalisée en technique traditionnelle ou en numérisation, a déjà été réalisée dans des ouvrages de chirurgie dentaire (Petitjean et Schittly 1993). Mais de cette description de la qualité d'une empreinte ressort plusieurs problématiques. Premièrement, l'évaluation de la qualité d'une empreinte demeure aujourd'hui très majoritairement subjective, des valeurs de seuil de tolérance ou « d'erreur » sont citées, mais les méthodes d'obtention des valeurs mesurées sur l'empreinte pour les différentes composantes évaluées sont rarement univoques entre les études, elles manquent donc d'objectivité. Pour prendre l'exemple de l'épaisseur du hiatus marginal dento-prothétique, les travaux de Holmes (Holmes et al. 1989), qui ont posés les bases du sujet, dénombrent cinq grandeurs mesurables différentes sur un même assemblage rien que d'un point de vue conceptuel. Ensuite, comme vu paragraphe (1.2.3), les valeurs seuils associées attendues ne sont pas établies et justifiées de manière

robuste par la communauté dentaire. Enfin, toutes ces considérations de minimisation de l'erreur sont en général décrites pour l'intégralité de la chaîne de production des éléments prothétiques. En CFAO par exemple, des dispersions pouvant engendrer une diminution de l'adaptation prothétique se retrouvent pratiquement à tous les maillons de la chaîne, et on ne sait pas aujourd'hui si ces dispersions ont plutôt tendance à se compenser entre-elles, ou à s'additionner de manière indépendante ou même synergiques. Par exemple : si l'on cherche à obtenir un hiatus dento-prothétique inférieur à 100µm sur une pièce prothétique réalisée par CFAO, les composantes de qualité d'enregistrement à évaluer sur un modèle numérique et les valeurs seuils de tolérance d'erreur des indicateurs qui leur correspondent ne sont pas clairement définies.

L'objectif de cette partie va être de formaliser et hiérarchiser les composantes cliniques attendues d'une empreinte afin d'en proposer un cahier des charges. A ces problématiques cliniques vont être associées les composantes évaluables sur le modèle numérique, et une valeur d'erreur de tolérance et d'erreur de mesure correspondant à chaque composante. Ce cahier des charges servira de base pour construire des agencements d'éléments géométriques représentatifs de situation clinique. **Dans la suite du manuscrit, les composantes sont présentées dans des encadrés bleus, en conclusion de cette partie, les trois figures : Figure.4.1 (pErreur ! Signet non défini.), Figure.4.2 (p117), et Figure.4.3 (p118) présentent un support visuel à toutes les composantes présentées. Le lecteur peut s'y référer tout au long de la lecture de ce chapitre.**

4.1.1 Numérisation de la surface d'appui prothétique

Les prothèses dentaires sont des dispositifs médicaux réalisées sur mesure, elles sont assemblées de manière fixe et « définitive » sur des dents pour le cas de prothèses conjointes dento-portées (PC). Elles s'appuient sur la muqueuse buccale et sur des dents dans le cas de la prothèses amovibles (PA), et sont fixées par vissage sur des implants ostéo-intégrés dans le cas de prothèses implanto-portées (PIP). La réalisation de prothèses adaptées nécessite donc une certaine « qualité » de numérisation des surfaces d'appui des pièces prothétiques.

4.1.1.1 Prothèses conjointes dento-portées

La prothèse conjointe dento-portée représente encore à ce jour l'indication la plus fréquente de l'acquisition intra-orale (Davidowitz et Kotick 2011). Dans ce cas, la pièce est fixée sur la dent à l'aide d'un matériau d'assemblage par scellement avec un ciment ou collage avec un polymère. Comme vu paragraphe (1.2.3), la bonne adaptation de la pièce sur sa surface d'appui permet de réduire la dimension du hiatus dento-prothétique ce qui diminue l'épaisseur du matériau d'assemblage et donc les risques d'inflammation parodontale et de ré-infiltration bactérienne et chimique (Denissen et al. 2000; Padbury, Eber, et Wang 2003). La dent et la pièce prothétique sont des tissus très rigides (module d'élasticité de 10 à 80 GPa voire 200 GPa pour des prothèses en céramique polycristalline) et fragiles (peu de

possibilité de déformation plastique), une diminution du hiatus par déformation plastique au moment de l'assemblage est donc très négligeable. Ce hiatus situé entre la dent et la restauration est dissociable en deux types distincts (Boitelle 2015) :

- Le hiatus marginal qui représente l'ouverture de l'espace dento-prothétique dans le milieu buccal.
- Le hiatus interne qui représente l'espace entre la préparation dentaire et la pièce prothétique.

La minimisation de la dimension de ces deux hiatus implique nécessairement une faible erreur de mesure lors de la numérisation. Les composantes correspondant le mieux à l'évaluation de la numérisation de la surface d'appui prothétique en PC sont (fig.4.1.a) (**pErreur ! Signet non défini.**) :

Une faible erreur de forme de préparation sur éléments complexes ou canoniques.

Les composantes de justesse, de bruit de numérisation, de tolérance ou d'écart-moyen peuvent toutes être considérées comme pertinentes à ce niveau.

La valeur de tolérance pour le hiatus marginal semble être située selon les auteurs entre 40µm (Papazoglou, Brantley, et Johnston 2001; Castellani et al. 1994), et 100µm (Karlsson 1993; Schwartz 1986; Fonseca et al. 2003). Une hypothèse formulable est que cette tolérance d'adaptation en fin de chaîne correspond approximativement à une tolérance d'erreur de mesure lors de la numérisation, de l'ordre de 50µm.

Pour le hiatus interne, la situation est différente, n'étant pas directement en contact avec le milieu buccal, les préoccupations qui entourent sa dimension sont différentes, et sont principalement mécaniques. Le hiatus est majoré volontairement par un « espacement » pour permettre une éviction du matériau d'assemblage en excès. La norme sur les ciments dentaires (ISO 9917 2007) recommande une épaisseur de matériau d'assemblage inférieure à 25µm. Mais la norme ne préconise cette valeur que dans le contexte d'un test d'écrasement entre deux surfaces planes à 125N, et non pour un assemblage en bouche. Il est certain qu'en réalité l'épaisseur du matériau est systématiquement bien supérieure à cette valeur (Nawafleh et al. 2013).

Il est tout de même intéressant de noter que l'erreur aléatoire va générer des problèmes d'adaptation prothétique dans tous les cas, mais qu'une erreur systématique peut dans certains cas être rattrapée au moment de l'assemblage, résultant en un assemblage prothétique dont la dimension du hiatus dento-prothétique est inférieure à l'erreur de mesure systématique, la pièce aura cependant été déplacée par rapport à la CAO, ce déplacement génère toutefois des problèmes, principalement pour l'occlusion (fig.4.4).

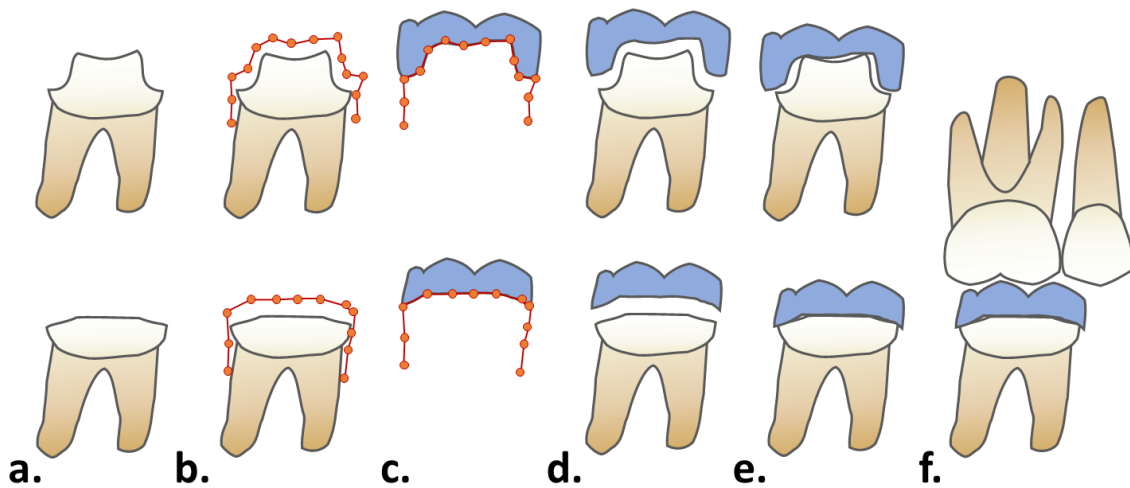


Figure.4.4 Schématisation de réalisation de deux prothèses conjointes : a. une couronne en haut et un overlay en bas ; b. Numérisation avec erreur systématique ; c. CAO d. Ecart entre prothèses conçues et préparations ; e. Fabrication et assemblage, on note que la couronne présente un joint important alors qu'une translation de l'overlay vers le bas a diminué l'épaisseur du joint ; f. L'overlay présente tout de même des défauts comme une sous occlusion et un sur-contour prothétique.

Comme vu en introduction, la surface d'appui prothétique est délimitée parce ce qui se nomme la « limite de préparation ». Le positionnement correct de cette limite lors de la CAO permet de limiter les sur ou sous-contours prothétiques. Il existe aussi des situations dans lesquelles la limite se trouve au même niveau que la gencive, on parle de préparation « juxta-gingivale ». Dans ces situations, le très faible espace présent entre la dent et la gencive, s'il est numérisé, permet de placer la limite correctement (fig.4.5.a). A l'inverse, si cet espace est « lissé » lors de la numérisation, la limite sera plus difficile à placer pour l'opérateur CAO (fig.4.5.b). Les CIO doivent donc être capables d'objectiver de fines tranchées sans lissage du modèle numérique. Un modèle numérique en couleur peut cependant aider l'opérateur à mieux déterminer la position de la limite, ce qui apporte un réel intérêt clinique aux CIO capables de numérisation en couleurs (fig.4.5.c). Mais cela implique que les bonnes couleurs soient associées aux bonnes facettes du STL.

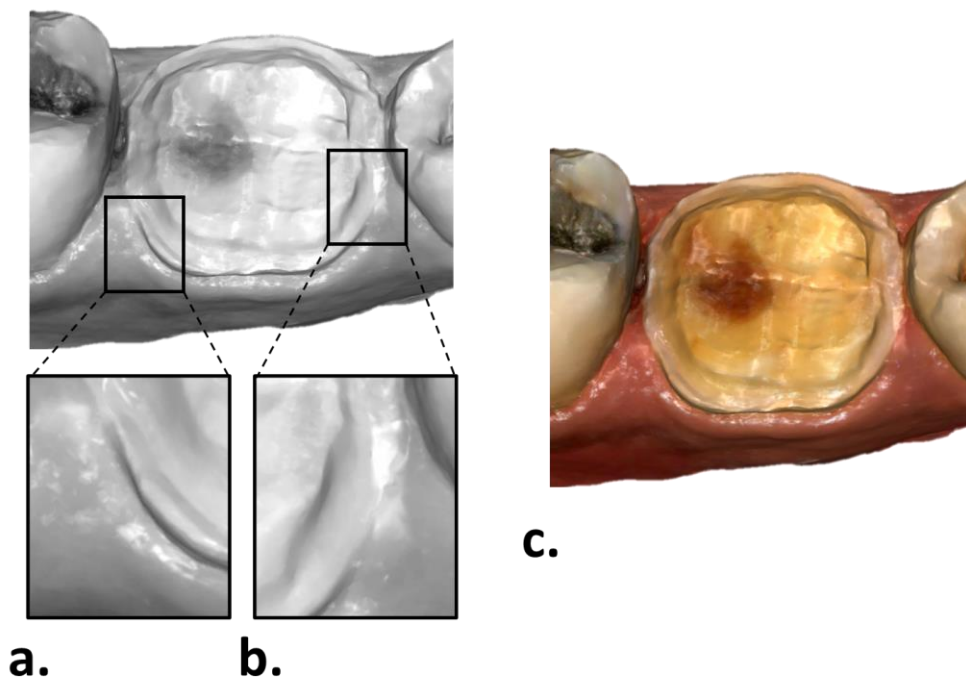


Figure.4.5 Exemple de mise en évidence de la limite de préparation sur modèle numérique pour une préparation d'overlay sur 46. a. Hiatus dento-gingival objectivé par la CIO ; b. Lissage du hiatus dento-gingival qui entraîne une difficulté de placement de la limite ; c. Les modèles numériques en couleurs aident à la lecture de la limite de préparation.

L'évaluation d'une composante supplémentaire est donc pertinente en PC :

La capacité du système à mettre en évidence une fine rainure, simulant un hiatus dento-gingival, quand celle-ci est présente sur le modèle.

Cette composante n'a pas été présentée chapitre 2 car aucune description de méthode d'obtention d'une valeur mesurée objective n'existe pour la caractériser. Elle devra être évaluée par une méthode dérivée d'évaluation de forme.

4.1.1.2 Prothèses amovibles

L'empreinte optique intra-orale a longtemps été contre-indiquée pour la fabrication de prothèses amovibles (Lo Russo et al. 2020). En effet la surface d'appui des prothèses amovibles s'étend à toute ou pratiquement toute l'arcade, et nous avons vu que les modèles numériques d'arcades complètes étaient moins exacts du fait des recalages successifs des NDP élémentaires. Les innovations récentes dans la qualité de numérisation des CIO permettent maintenant la fabrication de prothèses amovibles par CFAO.

La qualification des CIO pour la réalisation de prothèse amovible va donc passer par l'évaluation de l'erreur de numérisation de la surface d'appui. Les composantes évaluées peuvent être séparées en deux méthodes dans ce cas (fig.4.1.b) (**pErreur ! Signet non défini.**) :

Une faible erreur de forme sur toute la surface d'appui en une seule partition. Ceci ne serait pertinent que pour un modèle de forme complexe comme un modèle dentaire de patient partiellement ou totalement édenté, et dont seule la composante d'écart moyen serait calculable.

Une faible erreur de forme sur plusieurs partitions du NDP représentant plusieurs éléments de la surface d'appui (dents isolées, portions de muqueuses).

Une faible erreur de localisation/orientation de ces différents éléments isolés entre eux. Cette seconde méthode sera plus riche d'informations sur les types d'erreurs de mesure, mais implique l'utilisation d'éléments canoniques, et sera plus complexe à mettre en œuvre.

La prothèse amovible partielle présente une armature rigide qui s'appuie sur les dents et la muqueuse du patient. Une adaptation passive (assemblage fin sans contraintes ni déformations) et une insertion complète de la prothèse nécessite une faible erreur d'exactitude dans l'enregistrement de la surface d'appui. Les dents ayant une capacité de déplacement et de déformation inférieure à la muqueuse, la qualité de la numérisation est plus importante pour les appuis dentaires que pour les appuis muqueux. En prothèse amovible complète, la prothèse s'appuie uniquement sur de la muqueuse qui présente un comportement viscoélastique (déformation évoluant dans le temps sous une même contrainte mécanique : phénomène de fluage) et donc, une capacité de déformation bien supérieure à celle des dents. Dans ce cas la tolérance à l'erreur d'exactitude des modèles numériques est donc supérieure. Un modèle exact permettra cependant la fabrication d'une prothèse plus confortable et diminuera les risques de problèmes occlusaux.

En PA, la numérisation ne tolère donc pas particulièrement mieux les erreurs d'exactitude qu'en PC mais la taille de la zone numérisée étant supérieure, la difficulté d'assurer une faible erreur d'exactitude de numérisation sur tout le modèle est plus grande.

4.1.1.3 Prothèses implanto-portées

La situation en PIP est particulière, l'assemblage de la pièce prothétique avec l'implant se fait par un transvissage d'un « pilier » dans l'implant par le biais d'une « connectique implantaire ». Il existe de nombreuses connectiques implantaires mais ce sont toutes des pièces standardisées et usinées dont la géométrie est connue à l'avance. On peut donc dire qu'en PIP, il n'y a pas de numérisation de la surface d'appui, sa géométrie nominale est pré renseignée par la référence de l'implant et donc la connaissance de sa connectique.

La détermination de la position, de l'axe, et de la rotation implantaire, se fait à l'aide d'un transfert d'empreinte numérique (fig.4.6). Une fois la numérisation réalisée, le logiciel peut automatiquement reconnaître la partition du modèle qui correspond au transfert et recalcr par best fit un transfert idéal présent dans sa base de données sur la partition du NDP. La position de ce transfert idéal permet de déduire la position de l'implant, un « implant virtuel » peut donc être ajouté au modèle STL. La prothèse est conçue sur cet implant virtuel, fabriqué, puis assemblé en bouche.

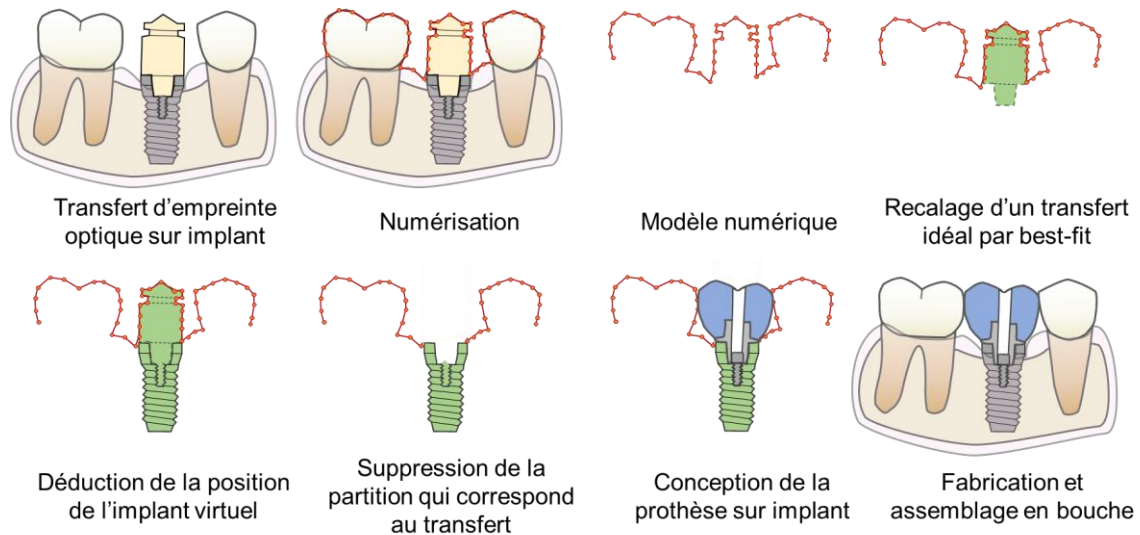


Figure.4.6 Schématisation de la chaîne de travail CFAO en prothèse sur implant.

Ce genre de transfert existe aussi dans le cas des préparations intra-canalaires pour les inlay core. Cette technique plus récente fonctionne grâce à la réalisation d'un logement de tenon radulaire à l'aide d'une fraise calibrée. Un transfert, de la même dimension que la fraise, est inséré dans ce puit de forage pour être numérisé. Le logiciel reconnaît le transfert et peut donc en déduire la géométrie du logement de tenon. Les enjeux de cette indication sont les mêmes que pour la PIP et la qualification des CIO pour la numérisation en prothèse implanto-portée sera donc directement applicable à la numérisation de ces transferts.

Comme la numérisation du transfert ne sert qu'à recalcr le transfert idéal afin de déterminer l'orientation/localisation de l'implant, elle est ignorée pour le reste de la CAO. Ceci implique qu'avec un algorithme de recalcr adapté, la numérisation de transfert d'implant est la seule qui n'est pas influencée par l'erreur d'exactitude de mesure, mais seulement par son erreur de justesse. Peu importe que la numérisation du transfert présente un haut bruit de numérisation, tant que la valeur mesurée d'orientation/localisation de l'implant retrouvée sur le modèle numérique est correcte. En conclusion, pour la qualification des CIO en PIP, l'évaluation d'une seule composante est pertinente (fig.4.1.c) (**pErreur ! Signet non défini.**) :

Une faible erreur de localisation/orientation du transfert d’empreinte implantaire avec la/les dents adjacentes dans le cas de PIP unitaires, et/ou d’autres transferts dans le cas de PIP plurales. La caractérisation de cette composante implique l’utilisation d’éléments canoniques.

4.1.1.4 Prothèses plurales

Pour le cas des restaurations plurales, qui s’appuient sur plusieurs dents ou plusieurs implants, on pourrait imaginer que la mobilité dentaire ou implantaire rattrape des défauts d’adaptations, mais la mobilité des dents saines n’est que de l’ordre de 100µm en axial et 200-500µm en latéral celle des implants est près de 10 fois inférieure. De plus, l’adaptation « passive » de ces pièces (ne générant pas de contraintes sur les supports ou la pièce) est souhaitable, la reproduction des surfaces d’appui doit minimiser autant que possible l’erreur d’exactitude. Dans le cas des restaurations plurales, en plus des composantes de forme déjà citées en PC, une nouvelle composante devient pertinente (fig.4.1.d) (**pErreur ! Signet non défini.**) :

Une faible erreur de localisation/orientation des différents appuis prothétiques entre eux, avec seulement la justesse comme composante caractérisable, impliquant l’utilisation d’éléments canoniques.

4.1.1.5 Surface d’appui dans des zones d’accès restreints

L’amélioration de la numérisation des CIO dans la dernière décennie a augmenté le champ d’indication de la CFAO dentaire. Un des enjeux qui a permis ces nouvelles indications est la capacité des CIO à numériser les surfaces d’appui prothétique difficilement accessibles, souvent à cause de pertes de substances importantes qui indiquent des préparations dentaires allant jusqu’au-dessous du niveau gingival (fig.4.7.a). Dans la même optique, les performances des CIO modernes permettent maintenant de numériser les préparations intra-canalaires des dents dévitalisées pour réaliser des éléments d’ancrage radiculaire par CFAO, ce qui représente un challenge technique important (fig.4.7.b).

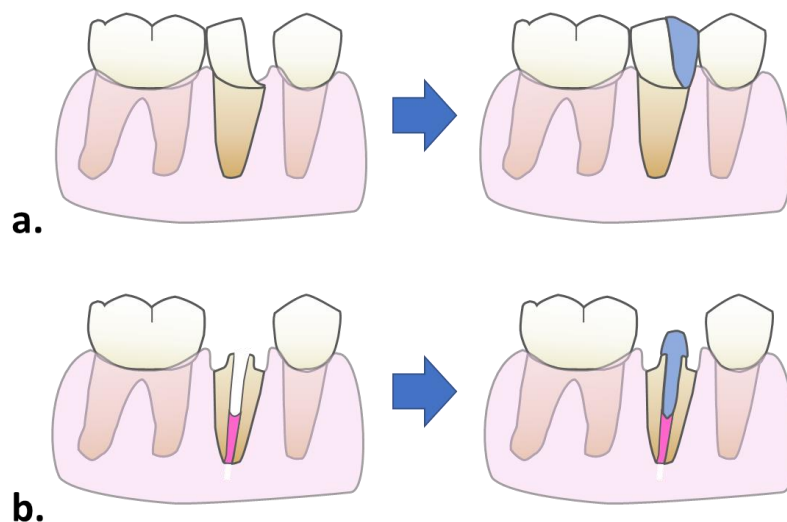


Figure.4.7 Exemples d'indications de numérisation de zones d'accès restreints : a. Préparation d'onlay avec une limite sous-gingivale ; b. préparation intra-canalair pour restauration coronoradiculaire qui sera suivi de la pose d'une couronne.

Il est donc nécessaire pour les CIO modernes de parvenir à numériser toute la surface d'appui prothétique même quand celle-ci se trouve dans des espaces d'accessibilité optique restreints. Ces surfaces étant directement en contact avec la prothèse, ces zones difficiles d'accès sont soumises aux mêmes exigences d'exactitude de numérisation que le reste des préparations dentaires. La qualification des CIO pour toutes ces situations requiert donc l'évaluation de composantes de formes mais dans un cas particulier :

Une faible erreur de forme mais pour la numérisation d'éléments situés dans des zones d'accès restreints d'un point de vue optique.

La qualité de numérisation de la surface d'appui est donc un des critères les plus importants pour la qualification des CIO, l'adaptation étant un des critères principaux d'évaluation de la qualité d'une pièce prothétique. Malheureusement, la communauté ne s'est pas mise d'accord sur des valeurs seuils de tolérance d'erreur de mesure pour les différentes indications prothétiques, mais la comparaison entre CIO avec le même protocole permettra au minimum de les classer selon ce critère.

4.1.2 Environnement de la prothèse

La prothèse n'est pas uniquement en contact avec sa surface d'appui par son intrados. L'extrados prothétique est aussi en contact avec les structures buccales environnantes, et la conception d'une prothèse qui reproduit ces contacts nécessite une numérisation de qualité de l'environnement prothétique.

4.1.2.1 Points de contacts

L'arcade dentaire est supposée être ininterrompue. Les dents ne sont pas isolées sur l'arcade, elles sont en contact avec leur(s) dent(s) adjacente(s) par le biais de ce qui se nomme les « contacts proximaux ». Au niveau des dents antérieures ces contacts peuvent naturellement être absents et l'espace entre les deux dents est alors appelé « diastème ». Les diastèmes n'impactent éventuellement les dents antérieures que dans un aspect esthétique. Pour les dents postérieures cependant (molaires, prémolaires), un contact proximal insuffisant ne permet pas d'empêcher les aliments de passer dans l'espace interdente lors de la mastication ce qui peut générer un « tassement alimentaire ». A l'inverse, des contacts proximaux trop importants peuvent générer un inconfort ou dans des cas plus extrêmes empêcher l'insertion prothétique. Les prothèses doivent donc au maximum recréer ces points de contacts proximaux avec les dents adjacentes quand cela est nécessaire. (fig.4.8)

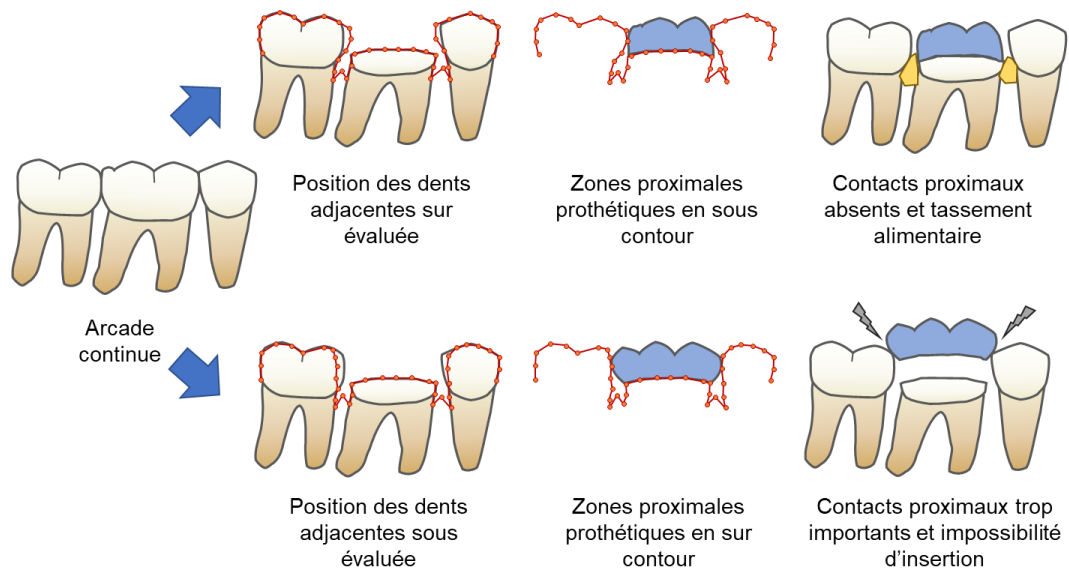


Figure.4.8 Schématisation de l'effet de défauts de numérisation au niveau des zones de contacts proximaux lors de la réalisation d'un overlay.

Les composantes pertinentes pour l'évaluation de la numérisation des zones proximales sont (fig.4.2.a) (p117) :

Une faible erreur de forme des dents adjacentes, sur des éléments de forme complexe ou canonique.
Une faible erreur de dimension des dents adjacentes, et de localisation entre dents adjacentes et surface d'appui, impliquant l'utilisation d'éléments canoniques.

Tout comme pour la surface d'appui, les zones proximales nécessitent donc une bonne exactitude de numérisation. L'ordre de grandeur de la tolérance d'erreur de numérisation peut être évalué empiriquement à partir d'expérience clinique et elle est de l'ordre de +/-20µm dans la direction mesio-distale.

4.1.2.2 Occlusion

Une des fonctions principales des dents est la mastication, celle-ci est possible par l'articulation des dents de l'arcade mandibulaire avec l'arcade maxillaire par le biais de contacts appelés « contacts occlusaux ».

La numérisation des contacts occlusaux est particulière car elle ne fait pas intervenir un seul modèle numérique mais deux : le modèle maxillaire et le modèle mandibulaire. Ils vont être combinés dans un même référentiel tridimensionnel pour schématiser la position et la forme des contacts occlusaux. Afin de mieux comprendre les enjeux de l'enregistrement occlusal en CFAO, un retour sur l'occlusion est nécessaire. L'occlusion dentaire est généralement séparée en deux sous-groupes complémentaires :

- **L'occlusion statique** qui correspond à une position fixe dans laquelle les contacts occlusaux sont maximisés, cette position est nommée « occlusion d'intercuspidie maximale (OIM) ». Quand un patient serre les dents, ou finit un mouvement de mastication, il se retrouve systématiquement dans cette même position d'OIM.
- **L'occlusion dynamique** est nettement plus complexe, elle correspond à l'évolution des contacts dentaires maxillo-mandibulaire quand le patient déplace sa mandibule d'avant en arrière et de gauche à droite. Cette occlusion évolutive a depuis longtemps représenté un challenge plus important en CFAO. Elle implique de déplacer les modèles numériques maxillaires et mandibulaires l'un par rapport à l'autre, en suivant des mouvements cohérents avec ce qu'il est possible de réaliser pour un patient, et d'analyser les interférences des deux modèles tout au long du mouvement.

L'étude de l'occlusion dans la littérature ne se fait pas sur des tolérances géométriques, mais plutôt sur l'analyse de force de contacts, ou de l'analyse de la localisation et de l'étendue de la surface des contacts occlusaux (Gintaute et al. 2020; Botsford et al. 2019). Pour obtenir des valeurs de tolérance géométrique la seule estimation possible pour l'instant vient de l'expérience clinique. L'expérience des réglages occlusaux en fonction de la CAO et de l'épaisseur du « papier à articuler » utilisé pour analyser ces contacts en bouche semble indiquer que l'occlusion est sensible à des variations de l'ordre de 20-40 µm. La transcription des contacts occlusaux statiques en OIM sur modèle numérique existe en CFAO depuis longtemps : une fois les modèles maxillaires et mandibulaires numérisés, une troisième numérisation de l'empreinte vestibulaire du patient en OIM permet de replacer par recalage ces deux modèles numériques dans un repère tridimensionnel unique pour retranscrire au mieux leur position relative dans la réalité. Les contacts occlusaux sont ensuite schématisés par l'importance des interférences volumiques entre modèle maxillaire et modèle mandibulaire. Les erreurs de mesure qui pourrait donner des contacts occlusaux numériques qui ne correspondent pas à ceux réellement retrouvé en bouche peuvent être de différentes origines :

- Le patient était dans la mauvaise position, ou a bougé pendant la numérisation vestibulaire en OIM, il est aussi possible qu'en serrant très fortement la mâchoire, le patient ait généré des déplacements dentaires qui faussent le recalage occlusal. Dans tous les cas ces défauts ne dépendent pas du système d'acquisition.
- La numérisation des deux modèles maxillaires et mandibulaires initiaux peut présenter des erreurs qui vont générer des différences entre les contacts occlusaux de la CAO et de la pièce assemblée. Une zone particulièrement importante est celle des dents antagonistes à la future prothèse.

- Des erreurs lors du recalage des modèles maxillaires et mandibulaires à l'aide du modèle vestibulaire en OIM engendrent une CAO sur une situation qui ne correspond pas à la réalité, des différences entre les contacts occlusaux de la CAO et de la pièce assemblée peuvent en résulter.

La retranscription numérique exacte des contacts occlusaux nécessite donc d'une part des modèles maxillaires et mandibulaires de qualité, principalement dans les zones qui seront en contact avec la future prothèse. Elle nécessite aussi un enregistrement de la position relative du maxillaire par rapport à la mandibule qui correspond à la réalité, ceci n'est possible que par une bonne fidélité de mesure entre les 3 numérisations qui permettent d'obtenir les deux modèles en occlusion, et par un algorithme de recalage sur numérisation vestibulaire qui génère le moins d'erreur possible.

La qualification des CIO en occlusion statique et dynamique est un sujet d'une complexité qui justifie la construction d'un protocole spécifique, elle ne sera donc pas abordée dans ce travail. On peut tout de même imaginer les composantes applicables à son évaluation (fig.4.2.b) (p117) :

Une faible erreur de forme des deux modèles, sur forme complexe par l'évaluation de l'écart moyen sur un STL référence.

Une faible erreur de localisation/orientation du modèle maxillaire par rapport au modèle mandibulaire.

4.1.2.3 Anatomie des dents adjacentes

L'anatomie des dents adjacentes à la préparation n'est pas seulement importante quand ces zones risquent de se trouver en contact avec la future prothèse. Même si des schémas anatomiques se retrouvent d'un patient à l'autre, toutes les dentures sont uniques. Dans la majeure partie des cas, le tissu dentaire perdu ou absent a fait perdre l'information sur l'anatomie initiale de la denture du patient. Le praticien ou le prothésiste doit donc se servir de ses connaissances en anatomie dentaire pour recréer une forme dentaire qui s'inclut de manière harmonieuse avec le reste des dents du patient. Dans cette optique, la numérisation des autres dents présentes sur l'arcade donne une excellente référence à l'opérateur CAO pour concevoir une prothèse harmonieuse. La composante la plus pertinente et la plus simple pour évaluer cette numérisation est (fig.4.2.b) (p117) :

Une faible erreur de forme sur éléments complexes ou canoniques. Un modèle dentaire de grande étendue semble être le plus pertinent dans ce cas, avec une évaluation d'écart-moyen sur un STL référence.

Bien que cela ne soit pas décrit dans la littérature, il est évident que le seuil de tolérance d'erreur de numérisation de ces « zones de références anatomiques » est bien supérieur à celui des composantes citées précédemment. Un écart moyen de 300-400µm dans ces zones ne devrait pas poser de problèmes

significatifs lors de la CAO, les CIO actuelles présentent une erreur de mesure d'écart moyen bien inférieure à cette valeur.

4.1.2.4 Tissus mous

La bouche n'est pas uniquement composée de dent. Les dents sont soutenues par le parodonte dont la partie visible est la gencive. Au-delà de la gencive se trouve la muqueuse buccale, les vestibules buccaux, la muqueuse palatine et linguale, ainsi que la langue. L'intégration de la prothèse nécessite l'enregistrement de ces éléments anatomiques. La composante la plus simple et la plus pertinente est donc (fig.4.2.c) (p117) :

Une faible erreur de forme sur éléments complexes ou canoniques. Un modèle dentaire de petite ou grande échelle semble pertinent dans ce cas, avec une évaluation d'écart-moyen sur un STL référence.

En CFAO, une restauration unitaire nécessite la numérisation d'une portion d'arcade qui correspond approximativement à un tiers de l'arcade complète. Comme il existe 2 arcades, ce tiers est nommé un « sextant » et s'étend sur 4-6 dents. Le terme « petite échelle » fait donc référence à l'équivalent en dimensions d'un sextant. Le terme « grande échelle » fait lui référence à la numérisation d'arcade complète, soit en général 14 dents.

Les tolérances vont tout de même dépendre des indications :

- En prothèse conjointe, les tissus mous ne doivent être enregistrés que comme une référence anatomique pour l'opérateur CAO, la tolérance d'erreur de mesure est donc importante.
- En prothèse amovible, la zone des tissus mous sur laquelle la prothèse doit s'appuyer nécessite une faible erreur de mesure, mais les tissus mous étant légèrement dépressibles, la tolérance d'erreur reste supérieure aux surfaces d'appuis dentaires.
- En prothèse sur implant, tout comme en PC, la tolérance d'erreur d'enregistrement des tissus mous est importante.

Que ce soit à petite ou grande échelle, la numérisation des tissus mous tolère une erreur de mesure supérieure à celle des surfaces d'appui et autres éléments présentés plus haut. Ce qui implique que **si une CIO est capable de numériser les surfaces d'appui prothétiques et les dents antagonistes et adjacentes avec une erreur de mesure acceptable, elle peut être automatiquement qualifiée pour la numérisation des tissus mous.**

4.1.3 Arcade complète

Comme vu paragraphe (1.2.1.2), la numérisation d'une grande portion de l'arcade, allant jusqu'à l'arcade complète, a posé problème depuis les débuts de l'acquisition intra-orale. En effet, la qualité de la numérisation d'arcade complète est l'un des principaux freins à la multiplication des indications de la CFAO dentaire. Des innovations dans ce domaine sont toujours accompagnées de nouvelles indications comme la prothèse amovible, la planification implantaire, ou la réalisation de bridges de large étendue dento ou implanto portés. En fonction des indications, la tolérance d'erreur de mesure n'est pas forcément la même mais le but commercial d'une CIO étant d'être utilisable dans un maximum d'indications, c'est l'indication qui tolère le moins l'erreur de mesure qui va guider les cahiers des charges d'exactitude d'enregistrement de l'arcade complète. Cette indication est sans aucun doute la réalisation de bridges complets sur implants de grande étendue. Ceci vient du fait que les implants dentaires ne possèdent que très peu de mobilité une fois qu'ils sont ostéo-intégrés, et les connectiques dentaires ne présentent qu'un jeu infime sans matériau d'assemblage pour rattraper une légère inadaptation. La qualification des CIO pour la numérisation d'arcade peut se faire selon plusieurs composantes (fig.4.3.a) (p118) :

Une faible erreur de forme globale sur tout le modèle, sur élément de forme complexe, par une mesure d'écart moyen sur un modèle d'arcade complète. L'utilisation d'éléments canoniques est en théorie possible, mais une arcade dentaire présente une forme de « fer à cheval » à laquelle aucune forme canonique ne se rapproche réellement.

Une faible erreur de localisation/orientation de plusieurs partitions de NDP représentant des éléments canoniques, repartis sur une arche de dimensions semblables à celles d'une arcade.

La première technique à l'avantage de permettre l'utilisation de modèles dentaires, et d'être simple à réaliser. Elle ne renseignera cependant pas sur la nature de l'erreur de mesure.

La seconde technique plus complexe, oblige l'utilisation d'éléments canoniques, mais donnera des informations précises sur le type d'erreur de mesure : sur ou sous dimension de l'arcade, torsion de l'arcade.

Il est aussi intéressant d'observer la capacité de la CIO à minimiser l'erreur de mesure à petite échelle, mais ceci tout au long de l'arcade. On peut en effet imaginer que la multiplication des images peut entraîner une perte progressive de la qualité de numérisation à petite échelle, ce qui peut être problématique par exemple quand deux préparations de PC se trouvent de part et d'autre de l'arcade, ou quand on cherche à fabriquer une prothèse amovible qui doit être finement adaptée sur l'arcade entière. Il serait donc pertinent de réaliser (fig.4.3.b) (p118) :

Une faible erreur de forme sur un élément de forme complexe, comme un sextant dentaire, par les mêmes techniques que les surfaces d'appui prothétique, mais pouvant être répétée indépendamment sur un élément présent au début, au milieu, et à la fin de l'arcade numérisée.

4.1.4 Numérisation à visée diagnostique

La numérisation des arcades n'a pas forcément pour objectif la fabrication de prothèses. L'obtention des modèles numériques d'un patient peut simplement avoir pour but un enregistrement de sa situation dentaire à un instant précis. Dans l'optique de pure archive diagnostique, la qualité de la numérisation tolère une erreur de mesure bien supérieure aux performances attendues pour des modèles numériques destinés à la CFAO. Ces « modèles diagnostic » nécessitent cependant très souvent une numérisation de l'arcade complète, et donc une erreur d'exactitude de mesure acceptable à cette échelle, et un enregistrement de qualité de l'occlusion.

Cependant, cette tolérance supérieure à l'erreur de mesure signifie que **la qualification des CIO pour la réalisation de numérisation à visée thérapeutique implique donc automatiquement la qualification pour la numérisation à visée diagnostique.**

4.1.5 Conclusion sur le cahier des charges de numérisation intra-orale

Pour conclure, les figure.4.1, figure.4.2 et figure.4.3 présentent respectivement le cahier des charges cliniques pour la numérisation de la surface d'appui prothétique, le cahier des charges pour la numérisation de l'environnement prothétique et le cahier des charges pour la numérisation d'arcades complètes.

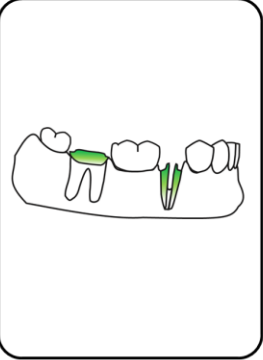
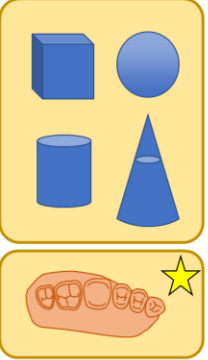
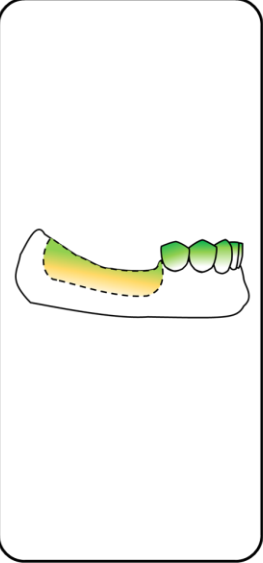
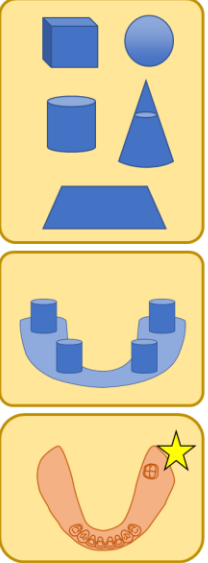
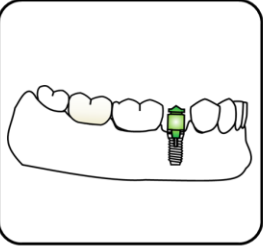

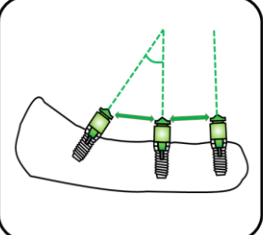

Surface d'appui par indications	Composantes	Éléments utilisables	Tolérance d'erreur
a. Prothèses dento-portées 	Justesse de forme Fidélité de forme : Bruit de numérisation Tolérance de forme Ecart-moyen ★		~50µm
b. Prothèses amovibles 	Justesse de forme Fidélité de forme : Bruit de numérisation Tolérance de forme Justesse de localisation/ orientation Ecart-moyen ★		~50 µm en appuis dentaires Tolérance en appuis muqueux inconnue, estimée ~200µm
c. Prothèses implanto-portées 	Justesse de localisation/ orientation ★		~50 µm Tolérance angulaire inconnue
d. Prothèses plurales 	Justesse de localisation/ orientation ★		~50 µm Tolérance angulaire inconnue

Figure.4.1 Résumé du cahier des charges clinique de la numérisation de la surface d'appui prothétique en fonction des indications. a. Prothèse dento-portées b. Prothèses amovibles c. Prothèses implanto-portées d. Prothèses plurales. Les composantes et leurs éléments associés les plus pertinentes sont marquées d'une étoile.




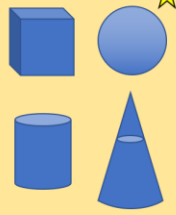


Environnement prothétique	Composantes	Eléments utilisables	Tolérance d'erreur
a. Dents adjacentes	Justesse de forme		<p>~40 µm sur les zones de contacts proximaux</p> <p>>100 µm pour le reste</p>
	Fidélité de forme : Bruit de numérisation		
	Justesse de dimension		
	Fidélité de dimension		
	Justesse de localisation/orientation ★		
	Ecart-moyen ★		
b. Zones de contacts occlusaux	Justesse de forme ★		<p>~40 µm pour les zones de contacts occlusaux</p> <p>>100 µm pour le reste</p>
	Fidélité de forme : Bruit de numérisation		
	Tolérance de forme		
	Ecart-moyen ★		
	c. Tissus mous	Justesse de forme	
Fidélité de forme : Bruit de numérisation			
Tolérance de forme			
Ecart-moyen ★			

Figure.4.2 Résumé du cahier des charges clinique de la numérisation de l'environnement prothétique : a. Dents adjacentes ; b. Zones de contacts occlusaux ; c. Tissus mous. Les composantes et leurs éléments associés les plus pertinents sont marqués d'une étoile.

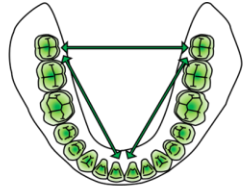

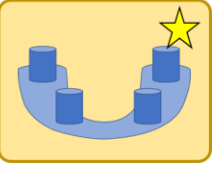


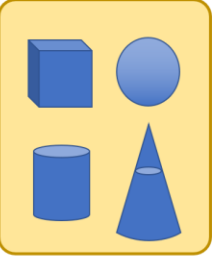

Arcades complètes	Composantes	Éléments utilisables	Tolérance d'erreur	
Qualité à grande échelle a.		Fidélité de forme : Bruit de numérisation Tolérance de forme Justesse de localisation/orientation ★ Ecart-moyen	  	~100 µm Tolérance d'angulation inconnue
Qualité à petite échelle b.	 Par sextants	Justesse de forme Fidélité de forme : Bruit de numérisation Tolérance de forme Ecart-moyen ★	 	~50 µm

Figure.4.3 Résumé du cahier des charges clinique de la numérisation de l'arcade complète. a. A grande échelle ; b. A petite échelle. Les composantes et leurs éléments associés les plus pertinents sont marquées d'une étoile.

Les problématiques cliniques à prendre en considération dans la qualification des CIO ont été présentées, la construction d'un protocole qui tente au mieux de répondre à un maximum de ces problématiques peut donc être construit. La qualification des CIO se fait nécessairement par la numérisation d'un objet réel. La construction intellectuelle du protocole va donc être confondue avec la conception d'un ou plusieurs objets réels qui auront pour objectif d'être numérisés par des CIO, et dont le modèle numérique issu de la numérisation sera évalué dans un logiciel d'analyse métrologique.

4.2 Conception de l'objet référence

Le protocole de qualification des CIO doit tenter de traiter un maximum de problématiques vues partie 4.1. L'inclusion des différentes problématiques va nécessairement être influencée par des aspects pratiques dans la conception de l'objet, et passe par différentes évaluations :

- Evaluation de la qualité de numérisation des surfaces d'appui prothétiques, comprenant des arêtes vives et des zones difficiles d'accès d'un point de vue optique.
- Evaluation de la qualité de numérisation d'arcade complète.
- Evaluation de la qualité de numérisation de surfaces d'appui prothétiques à petite échelle (sextant).
- Evaluation de la qualité de numérisation de l'environnement prothétique dentaire.
- Evaluation de la qualité de numérisation de puits intra radiculaires.
- Evaluation de la qualité de numérisation de rainures étroites.
- Evaluation de la qualité de numérisation de l'environnement prothétique gingival et muqueux.

Comme vu précédemment, la qualification des CIO pour l'enregistrement de l'occlusion ne sera pas traitée dans ce travail.

Une des premières interrogations dans la conception de l'objet concerne l'aspect unique ou bien multiple de l'objet référence. L'aspect pratique ne peut être ignoré ici. La nécessité de répétition des numérisations et des traitements du modèle numérique pour une même CIO, qui permet une analyse statistique, oriente vers la numérisation d'un objet unique. Ce constat est retrouvé depuis des décennies dans la littérature que ce soit en méthode objective (M. Persson, Andersson, et Bergman 1995; DeLong et al. 2003; Rech-Ortega et al. 2018) ou comparative (Andreas Ender et Mehl 2013; Renne et al. 2017a; Zimmermann, Ender, et Mehl 2020). Il est aussi possible de créer un objet unique mais présentant des éléments amovibles. Cependant, les faibles valeurs d'incertitudes à associer aux valeurs références de l'objet contre-indiquent la détermination de valeurs mesurées sur éléments amovibles. Ces éléments amovibles peuvent cependant être très utiles pour évaluer l'influence de la présence ou l'absence d'éléments anatomiques sur la qualité du modèle numérique. Itturate & al. ont par exemple fabriqué des dents amovibles associées à un modèle d'arcade maxillaire complète pour tester la différence de numérisation de patient denté ou édenté (Iturrate et al. 2019). Cependant, la partition du NDP qui correspond à cet élément amovible n'est pas pris en compte dans l'analyse du modèle numérique, il sert juste à faciliter le recalage des NDP élémentaires lors de la numérisation, tout comme la coque en PLA utilisée pour faciliter la numérisation de la cale en zircone chapitre 3. A cette étape, il est intéressant de

mentionner qu'en 2015, la norme ISO 12836 (ISO 12836 2015) a proposé deux objets issus d'association d'éléments canoniques pour permettre la qualification des CIO. Ces deux objets ont cependant été pensés pour la qualification en arcade partielle, ils seront néanmoins présentés et confrontés à l'objet référence proposé dans le cadre de mes travaux.

4.2.1 La base de l'objet référence : L'arcade

La nécessité de qualification des CIO en numérisation d'arcade complète impose naturellement la forme générale et la dimension de l'objet référence. Les arcades dentaires varient largement en termes de dimension et de forme. Comme la plupart des variables biologiques, la taille de l'arcade en fonction des individus suit une loi normale. Une interrogation se présente cependant ici : nous avons vu que la taille de l'objet numérisé influence négativement la qualité du modèle numérique. La conception d'un objet unique qui doit aider à qualifier les CIO à la numérisation de toutes les bouches doit-elle donc se baser sur la taille maximale, minimale, ou moyenne d'une arcade dentaire ? La taille minimale peut être écartée d'emblée car une bonne qualité d'empreinte sur un petit modèle pourrait ne pas être retrouvée sur un modèle moyen. La taille maximale pourrait en revanche être pertinente car une qualification sur un modèle de grande dimension devrait automatiquement impliquer la qualification sur modèle plus petit. Cependant, la répartition gaussienne implique qu'une arcade dentaire peut, bien que très rarement, atteindre des dimensions extrêmement importantes. Evaluer les CIO sur ces cas extrêmes serait peu pertinent. De plus, donner une valeur à la dimension maximale d'une arcade en étant sûr de rester dans le domaine physiologique est un exercice difficile. Ces problématiques orientent vers un choix d'une arcade de taille moyenne, en gardant en tête que **la qualité du modèle numérique d'arcade complète risque de décroître chez les patients qui présentent une arcade plus grande**. Cette problématique semble moins observable en technique traditionnelle et est donc plus spécifique à la CFAO.

L'arcade maxillaire et l'arcade mandibulaire présentent des formes, des dimensions, et des structures anatomiques légèrement différentes. La conception d'un objet unique implique de savoir s'il doit se baser sur le maxillaire, la mandibule, ou tenter de moyenniser les deux. Pour ce qui est de la forme d'arcade et de sa dimension, les différences relativement faibles entre arcades maxillaire et mandibulaire peuvent justifier de faire une moyenne des deux, ceci donnerait un modèle utilisable pour les deux applications. Une question se pose cependant pour les différences anatomiques : à la mandibule, la langue qui s'y trouve est une structure anatomique mobile, que le patient ne peut pas immobiliser pendant la numérisation. **La numérisation de la langue est donc impossible avec la technologie de numérisation actuelle basée sur le recalage de NDP élémentaires**. Au maxillaire en revanche, la muqueuse palatine est adhérente, ferme, et présente des reliefs qui permettent sa numérisation. Les zones numérisables au maxillaire et mandibulaire sont donc très différentes (fig.4.9).

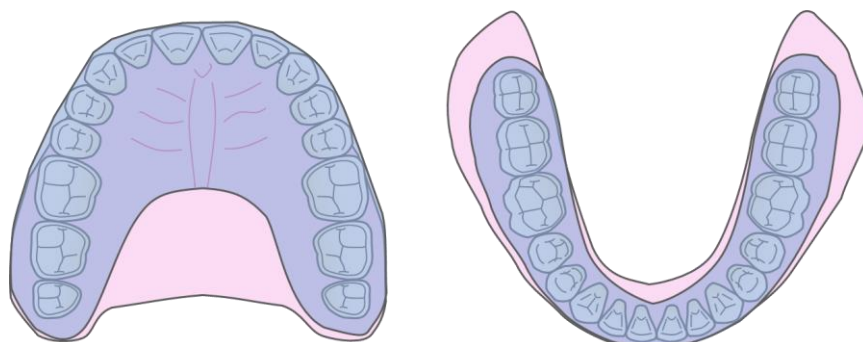


Figure.4.9 Zone numérisable (en bleu) sur l'arcade maxillaire à gauche, et mandibulaire à droite. La présence du palais dur offre une surface numérisable centrale bien plus importante.

Cette zone palatine en milieu de l'arcade pourrait permettre un recalage des NDP élémentaires présentant moins d'erreur et diminuer les risques de « torsion d'arcade ». Pour ce cas aussi, la qualification sur le modèle le plus difficile à numériser implique la qualification sur le modèle plus facile. L'objet **se basera donc plutôt sur une arcade mandibulaire**, sans zone numérisable au niveau du palais. Il serait cependant intéressant de prévoir pour des études futures, un palais amovible qui permettrait d'évaluer son impact sur la qualité du modèle numérique.

De plus, une différence anatomique est présente dans la forme des incisives. Les incisives mandibulaires sont plus petites mais surtout plus aplaties dans la direction linguo-vestibulaire. Ceci implique une numérisation plus difficile des incisives mandibulaires quand la CIO est placée dans l'axe de la dent. De même cette spécificité empêche parfois l'application stricte de certaines stratégies d'acquisition lors de la numérisation (Müller et al. 2016; Passos et al. 2019). Ce problème est cependant de moins en moins présent avec les CIO modernes qui parviennent à numériser les incisives mandibulaires même avec une angulation dans l'axe dentaire.

Afin de déterminer la forme et la dimension de l'arcade dentaire moyenne que l'on cherche à simuler, il faut analyser les travaux de la communauté d'anatomie dentaire. Selon Maurice Crétôt, la dimension transversale de l'arcade dentaire, à savoir la distance qui sépare les 2 faces vestibulaires des dernières molaires, est en moyenne de 63 mm (Crétôt 2013). La dimension longitudinale, à savoir la distance qui sépare le centre de la dernière molaire du bord incisif, est en moyenne de 54 mm. Ces valeurs sont relativement équivalentes entre maxillaire et mandibule, elles peuvent être retrouvées sur les modèles pédagogiques en plastique utilisés en formation odontologique, le prototype de l'objet pourra y être comparé pour vérifier que ses dimensions correspondent à celles d'une arcade complète moyenne. Ces dimensions impliquent que la forme de l'arcade dentaire peut être simplifiée de manière assez représentative par une demi ellipse (fig.4.10) (Granat 1975). Une ellipse est définie par la dimension de son grand axe et son petit axe, et par son rapport grand axe/petit axe : l'indice d'excentricité. Granat trouve pour cette ellipse un indice d'excentricité moyen de 0,640 pour l'arcade maxillaire, et de 0.378 pour la mandibule et donc un indice d'excentricité moyen de de 0,509. Cet indice correspond

approximativement au rapport trouvé par Crétôt. L'arcade dentaire de deuxième molaire à deuxième molaire correspond donc approximativement à : une moitié d'ellipse de petit axe de 63 mm, et de demi-grand axe de 54 mm.

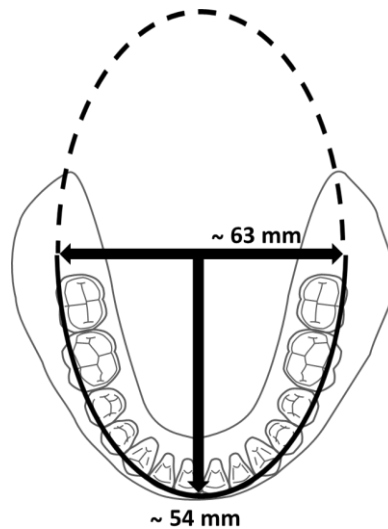


Figure.4.10 Forme de l'arcade dentaire : une demi ellipse de petit axe de 63mm et de demi grand axe de 54 mm.

L'arcade est un volume et non une ligne, bien que le bord supérieur d'une arcade denté soit légèrement courbe, il peut raisonnablement être simplifié par un plan. La largeur de l'arcade est cependant variable. Selon Crétôt (Crétôt 2013), la dimension vestibulo-palatine des dents est approximativement de 10 mm dans le secteur molaire, 7 mm dans le secteur prémolaire, et 6,5 mm dans le secteur incisif. La dent étant ancrée dans un tissu osseux et parodontal, doubler cette dimension pour représenter l'arcade semble une bonne approximation (fig.4.11).

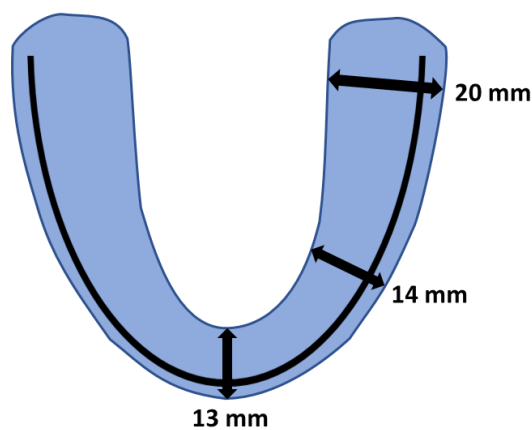


Figure.4.11 Largeur de l'arcade dentaire : 20 mm dans le secteur molaire, 14 mm dans le secteur prémolaire, et 13 mm dans le secteur incisif.

4.2.2 Eléments canoniques pour la qualification de numérisation d'arcade complète

L'évaluation de la qualité de la numérisation de l'arcade à grande échelle peut être faite par une évaluation de la justesse de localisation/orientation d'éléments canoniques repartis sur l'arcade. Les éléments canoniques qui semblent les plus adaptés pour évaluer cette composante sont les cylindres, qui permettent une caractérisation de leurs localisations relatives, orientations relatives, et qui miment au mieux la forme d'une dent. Une interrogation se porte alors sur la dimension, la position, et la multiplicité de ces cylindres sur l'objet référence. Pour la position, il semble évident qu'un cylindre doit être présent à chaque extrémité de l'arcade. Au moins un cylindre intermédiaire semble aussi nécessaire pour pouvoir obtenir un nombre minimal de valeurs mesurées. Augmenter le nombre de cylindres intermédiaires permet d'obtenir plus de valeurs mesurées mais complique de fait l'analyse du modèle sur logiciel et l'interprétation des résultats (fig.4.12).

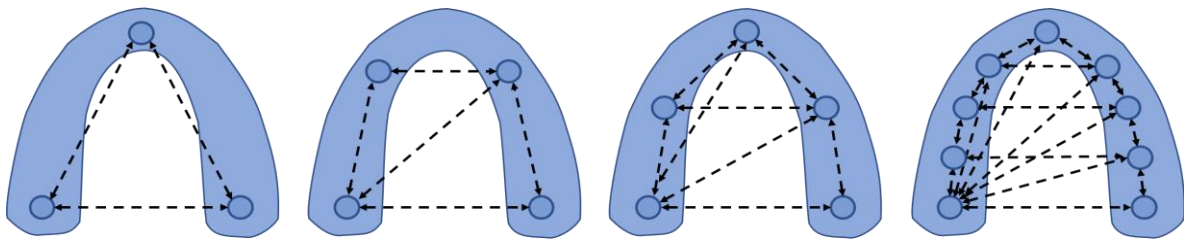


Figure.4.12 Différentes multiplicités d'éléments canoniques le long de l'arcade.

L'objectif est de placer sur l'arcade plusieurs cylindres de la même hauteur, ce qui permettrait en plus de leur caractérisation une localisation/orientation, de réaliser un test de planéité sur le plan associé à leurs sommets, ceci serait possible grâce à la construction d'éléments de situation à partir d'éléments associés (axe du cylindre associé, intersection entre axe du cylindre associé et plan associé à la face supérieure du cylindre). Ce test est impossible avec seulement 3 cylindres dont les sommets constitueraient un plan parfait sans défaut. **Un des meilleurs compromis semble être un placement de 5 cylindres.**

Pour ce qui est de la hauteur et du diamètre des cylindres :

- Concernant leur diamètre, il peut par exemple être choisi pour représenter au mieux la dimension des dents dans la zone de l'arcade où il est placé. Il sera cependant intéressant de concevoir des cylindres de diamètres variés qui diminueront les risques d'erreur de recalage pendant la numérisation. Donc ~10 mm de diamètre dans le secteur molaire, ~7 mm dans le secteur prémolaire et ~6,5mm dans le secteur incisif.
- Concernant leur hauteur, pour qu'elle soit suffisante et corresponde approximativement à la hauteur des dents qui seront ajoutées au modèle, une valeur de 10 mm est choisie.

La base de l'objet référence est posée : une arche plane basée sur une courbe semi-elliptique de demi grand-axe de 54 mm, de petit axe de 63 mm, et de largeur variant de 13 à 20 mm. Sur cette arche seront placés à distances régulières 5 cylindres de 10mm de hauteur, de diamètre allant de 6 à 10 mm.

4.2.3 Surfaces d'appui prothétique et environnement prothétique

Les prochains éléments à implémenter sur l'objet référence concernent la caractérisation de la numérisation des surfaces d'appui prothétique et de leur environnement. La norme ISO 12836 propose deux types de surfaces d'appui formées d'association d'éléments canoniques représentant respectivement une préparation pour inlay sur une molaire, et une préparation pour bridge 3 dents. (fig.4.13.a). Outre le problème de ne pas permettre la qualification en numérisation d'arcade complète, les objets proposés dans cette norme présentent plusieurs défauts :

- Il n'y a pas d'indications précises pour la fabrication et les tolérances d'incertitudes des valeurs références pour les formes présentes sur ces objets, ni sur la méthode d'obtention des valeurs mesurées.
- Les formes semblent en sur-dimension par rapport aux éléments anatomiques trouvés en bouche, ceci a poussé l'équipe du Dr Uhm à réduire à 7 dixièmes les dimensions données par la norme lors de leur fabrication des objets (Uhm et al. 2017).
- Un défaut majeur est inhérent à la conception des formes. Celle devant représenter une préparation d'inlay présente de trop nombreux plans de symétrie qui génère des erreurs très fréquentes lors de la numérisation (fig.4.13.b). La forme devant représenter la préparation de bridge présente quant à elle une travée de grande dimension dénouée de reliefs, ce qui rend sa numérisation très difficile pour les CIO. De plus, les deux cônes tronqués étant totalement identiques, les CIO génèrent aussi très souvent des erreurs de recalage de leurs NDP élémentaires en les confondant.

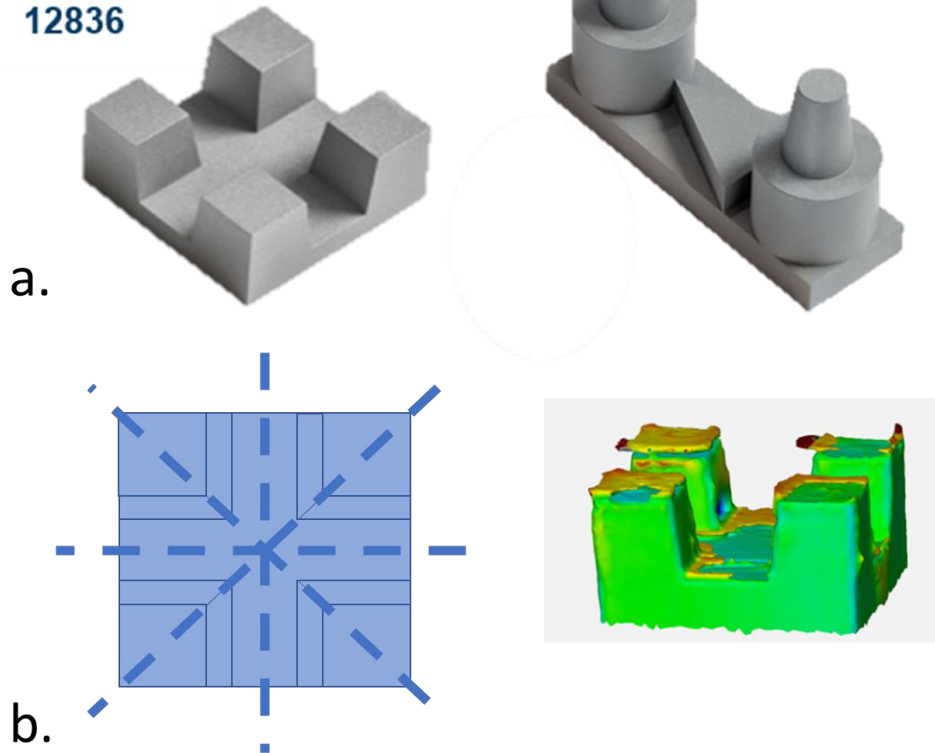


Figure.4.13 Objets références proposés par la norme : a. un objet représente une préparation d'inlay (en haut à gauche), un autre une préparation pour bridge 3 dents (en haut à droite) ; b. Les Nombreux plans de symétrie de la préparation d'inlay génèrent des erreurs de recalage lors de la numérisation, conduisant à d'importantes erreurs de mesure.

Pour ces raisons, les objets proposés par la norme 12836 ne seront pas implémentés dans notre objet référence.

4.2.3.1 Sextants dentaires

Comme vu paragraphe (4.1), les éléments qui semblent les plus pertinents pour cette caractérisation sont de forme complexe, avec comme composante la détermination de l'écart moyen à partir d'un STL référence. Il semble intéressant de caractériser cette erreur de numérisation de forme à petite et grande échelle, et donc de placer ces éléments dentaires tout au long de l'arcade, séparés en 3 sextants par les cylindres déjà mis en place (fig.4.14). Le placement des cylindres postérieurs et médians est plus facile s'ils sont placés en remplacement de dents présentes sur l'arcade. Le nombre de dents étant pair et dans l'optique de ne pas supprimer les deux incisives centrales, le cylindre du milieu peut lui être placé en arrière du bloc incisif. Afin d'obtenir des sextants dentaires de tailles équivalentes, il semble intéressant

de placer les 5 cylindres en place de 17, 13 (codage des dents en annexe.2), derrière le bloc incisif, 23 et 27. Ceci permet d'obtenir les 3 sextants dentaires :

- Sextant 1 : 24, 25, 26.
- Sextant 2 : 12, 11, 21, 22.
- Sextant 3 : 14, 15, 16.

Le sextant 1 est placé à gauche car en numérisation d'arcade complète, il est plus confortable pour un praticien droitier (majorité de la population et futur examinateur principal) de commencer la numérisation à gauche. De manière à ne pas perturber le sextant 2 et à garder les dents 11 et 21 présentes sur le modèle, le cylindre central a été légèrement reculé. L'ajout des dents est accompagné des tissus mous de soutien pour créer un modèle plus représentatif de la réalité en bouche.

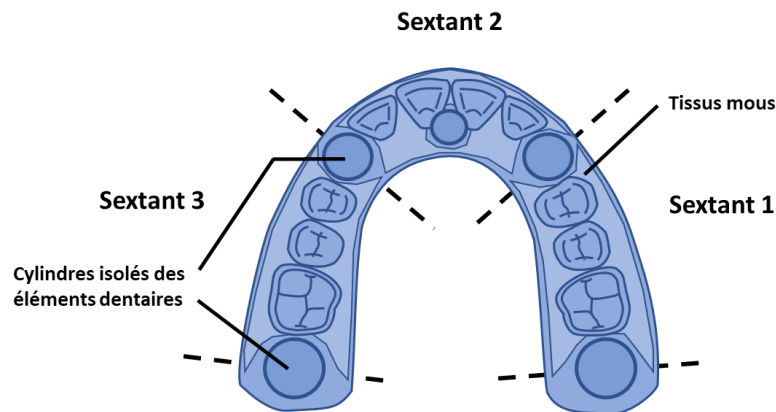


Figure.4.14 Adjonction des trois sextants dentaires à l'arcade.

Il est important que les cylindres soient laissés isolé au maximum des structures environnantes, afin de permettre leur numérisation complète de leur base jusqu'à leur sommet et de permettre l'association fiable de cylindres idéaux sur le modèle numérique.

4.2.3.2 Préparation de prothèse conjointe

En complément, il semble intéressant d'implémenter sur le modèle dentaire, une (ou plusieurs) préparation(s) pour pièce prothétique unitaire, permettant :

- De mieux simuler la numérisation en bouche. En effet, la numérisation est majoritairement réalisée dans l'optique de la fabrication d'une pièce prothétique. L'arcade numérisée présente donc plus souvent une préparation dentaire.
- De générer des zones difficiles d'accès d'un point de vue optique.

- En absence de normes pour la caractérisation objective de l'intégrité d'arête au niveau de la limite de préparation, une évaluation subjective de la limite pourra être réalisée.

De plus, la présence de rainures étroites, par exemple autour de la préparation quand celle-ci est juxtaposée, permettra aussi une évaluation subjective du lissage ou non de celle-ci au niveau du modèle numérique. Pour une évaluation plus objective, il est possible d'imaginer la conception d'une rampe en protrusion (nervure) et d'une rampe en dépression (rainure) (fig.4.15), la mise en évidence de ces structures permettrait de qualifier les CIO pour la numérisation de rainures et nervures étroites.

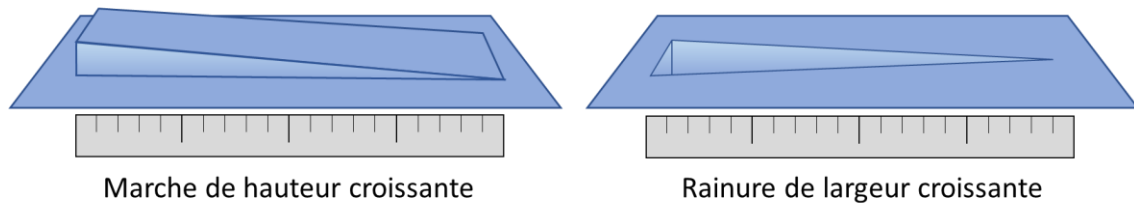


Figure.4.15 Exemples d'éléments permettant la caractérisation de numérisation de marches et de rainures.

L'ajout de ces éléments sur l'objet référence est relativement simple, il nécessite une zone de référence plane, de surface légèrement supérieure aux dimensions de la marche et de la rainure. En bouche, les rainures et marches sont souvent placés dans des zones difficiles d'accès par les CIO. L'ajout de ces éléments sur l'objet devra tout de même se faire dans une zone où la numérisation est possible et où la partition correspondante du modèle numérique est exploitable pour toutes les CIO.

4.2.3.3 Numérisation d'arêtes vives

Dans la plupart des cas, les limites de préparations dentaires sont des arêtes saillantes, l'enregistrement de la zone de la limite est primordial pour la fabrication d'une prothèse adaptée à sa surface d'appui. Cependant aucune norme ne définit clairement de composantes pour évaluer la qualité de la numérisation d'une arête. Un des problèmes principaux vient du fait qu'une limite nette de préparation est une zone de « discontinuité en tangence » au sens mathématique. Or la plupart des indicateurs des différents paramètres décrits chapitre 2 sont calculés par une projection selon la normale hors matière de la surface, que ce soit par le STL référence en méthode comparative ou les normales des éléments associés en méthode objective (fig.4.16). Or dans cette zone critique de discontinuité, l'orientation de la surface va varier brusquement de part et d'autre de la limite. Comme le logiciel d'analyse se sert de la normale à la surface pour calculer les écarts avec les points du nuage, le résultat peut varier de manière importante en fonction de quelle normale est choisie. Les valeurs d'écart obtenues pour les points très proches de la limite peuvent donc être faussées. Cette problématique peut être retrouvée pratiquement à l'identique pour la caractérisation de la qualité d'arête sur les restaurations usinées. Elle a poussé plusieurs auteurs à réaliser des analyses qualitatives de l'intégrité d'arête. Tsitrou et son équipe ont

réalisé des analyses qualitatives photographiques pour estimer l'intégrité d'arête de couronnes CFAO en les séparant en huit portions égales (Tsitrou, Northeast, et van Noort 2007; Giannetopoulos, van Noort, et Tsitrou 2010).

Une solution pour évaluation quantitative pourrait être d'évaluer l'erreur de mesure non pas par une distance mais par une surface ou un volume, qui n'est pas affecté par l'erreur de sens de projection (fig.4.16).

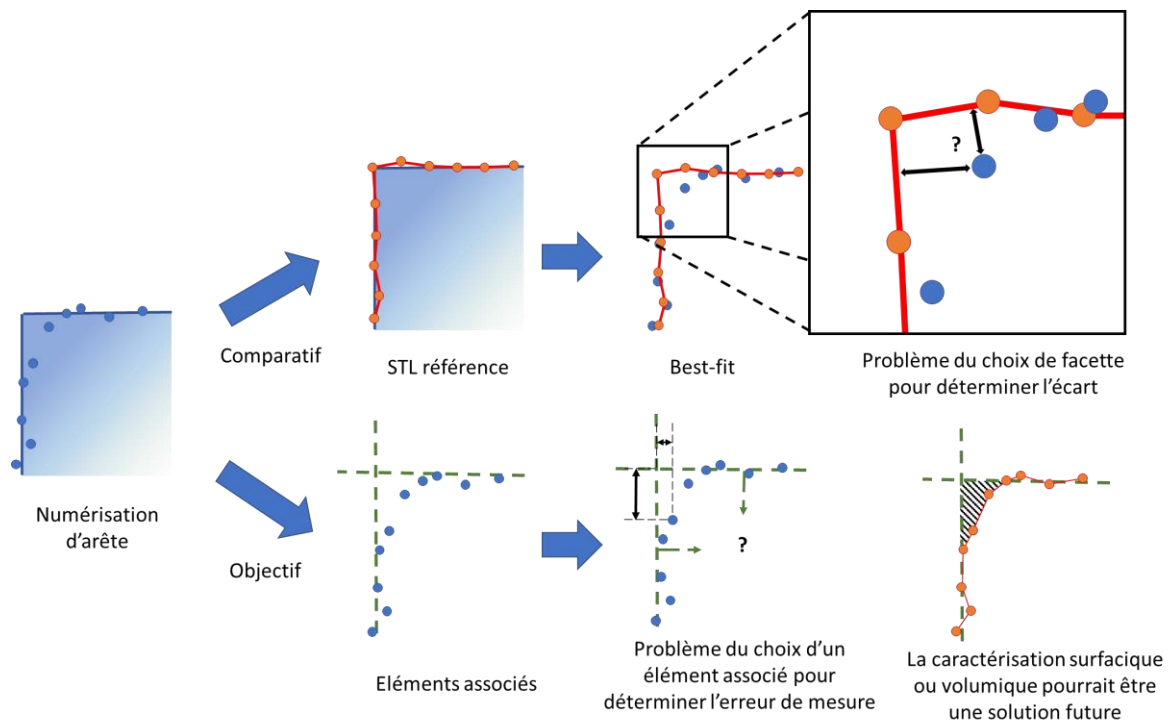


Figure.4.16 Schématisation de la problématique de caractérisation de l'intégrité d'arête, en méthode comparative en haut et objective en bas.

L'absence de formalisation dans la caractérisation de la qualité de numérisation des arêtes et la complexité d'évaluation objective oriente pour le moment vers une évaluation qualitative de celle-ci, par l'analyse de la lisibilité de l'arête sur la portion du modèle numérique qui lui correspond. L'utilisation de forme complexe est possible ici, sous la forme d'une préparation dentaire pour overlay par exemple.

4.2.3.4 Numérisation de puits

Parmi les indications plus récentes de la CFAO on retrouve la numérisation de préparations intra-radicaux pour la réalisation d'éléments d'ancrages (inlay-core), et la numérisation des émergences muqueuses des implants « bone level » qui sont enfouis sous 2-6 mm de gencive. Il semble donc intéressant d'implémenter sur l'objet une préparation pour puits intra-radicaux. Un puits de forme canonique en creux permettra la caractérisation de sa numérisation par méthode objective. Ces

préparations étant systématiquement réalisées en dépouille, la forme qui semble s'en rapprocher au mieux est le cône.

Une caractérisation se basant sur le paramètre de bruit de numérisation peut être utilisée ici (fig.4.17) à travers la conception d'un puits (trou tronconique canonique), présentant des valeurs références de conicité et de diamètre de l'entrée. Le trou doit être d'une profondeur importante qui dépasse la profondeur maximale qui serait possible de devoir numériser en bouche. Après numérisation, le NDP du puits est isolé, un cône associé est construit et un test de bruit de numérisation peut être réalisé. Plusieurs paramètres sont évaluables :

- Le bruit local de numérisation, donné en fonction de la profondeur.
- La profondeur maximale qu'atteint le NDP, mais une partie du puits pourrait ne pas être numérisée à cette profondeur.
- La profondeur maximale à laquelle le puits est numérisé sur toute sa périphérie, mais la méthode de détermination de cette profondeur n'est pas clairement établie et pourrait être peu reproductible.
- La profondeur maximale à laquelle le puits est numérisé avec un bruit qui ne dépasse pas une valeur seuil, erreur de mesure qui engendrerait une inadaptation inacceptable de la pièce prothétique intra-canaulaire. Même problème ici, la méthode de détermination objective et reproductible de cette profondeur est difficile.

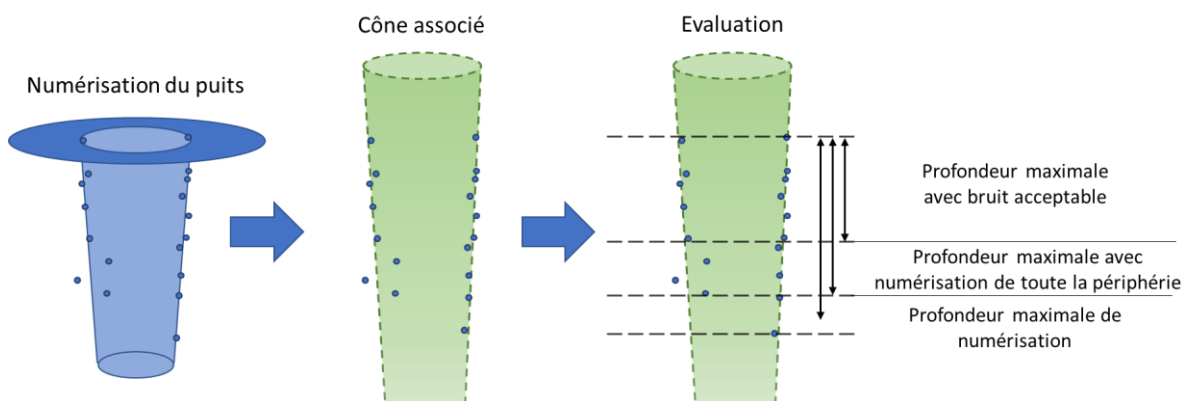


Figure.4.17. Schématisation de la caractérisation de la composante de profondeur de puits.

Il est difficile de déterminer en amont lesquels de ces paramètres sont les plus pertinents. La décision finale pourra être prise après expérimentation de la numérisation de ce puits avec plusieurs CIO.

La valeur mesurée de l'orientation du puits a assez peu d'importance car les restaurations intra canales ne sont généralement en contact avec aucune structure anatomique environnante à la préparation, c'est la couronne dentaire assemblée dessus qui le sera. Cette couronne est réalisée sur une nouvelle

numérisation réalisée après l'assemblage de la pièce intra canalaire. Ceci implique qu'il n'est pas nécessaire d'avoir un plan ou autre élément canonique qui permettrait de caractériser l'orientation du puits. Son embouchure peut donc se trouver dans une zone de forme complexe. En bouche, la surface environnante au puits est le plus souvent perpendiculaire à son axe, il sera donc judicieux que l'embouchure, d'un diamètre de 2,5 mm, soit plane et bien perpendiculaire à l'axe du cône.

Les préparations d'une prothèse conjointe et le puits cylindrique canonique peuvent maintenant être ajoutées sur l'objet en remplacement de 15 et 25 initialement intactes (fig.4.18).

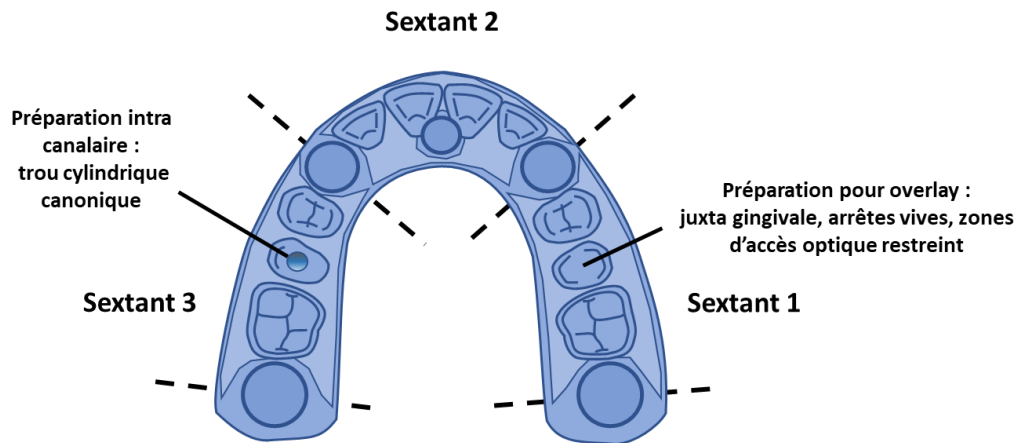


Figure.4.18 Ajout de la préparation pour overlay et du puits cylindrique canonique à l'objet référence.

4.2.4 Finalisation de la conception

Pour finir la conception, des éléments d'aspects purement pratiques doivent être ajoutés sur l'objet. Tout d'abord, une arche ayant les dimensions présentées jusqu'à maintenant pourrait être sensible à des déformations élastiques ou plastiques : à court terme, la manipulation manuelle de l'objet pendant la numérisation pourrait déformer l'arc et fausser les valeurs références de l'objet. A long terme, l'arche pourrait aussi se déformer. Pour ces raisons, il semble intéressant d'y ajouter un socle. Ce socle peut être de forme parallélépipédique, ce qui permettrait d'aider à fixer le modèle sur les tables de numérisation de certains scanners de laboratoire. Il a été discuté de l'intérêt futur de l'ajout d'un palais amovible, dans cette optique, le socle est percé de deux trous d'axes parallèles au niveau du palais.

A l'aide des connaissances issues de l'analyse de la littérature odontologique, de l'adaptation des principes métrologiques liés à la mesure multipoints, et du recueil des problématiques cliniques de la numérisation, un objet référence a pu être conçu d'un point de vue descriptif. Les prochaines parties vont consister en la conception assistée par ordinateur de l'objet référence. Puis par la fabrication d'un prototype de l'objet, de l'obtention de ses valeurs références, et enfin de la présentation de la

méthode d'obtention des valeurs mesurées sur modèle numérique à l'aide d'un logiciel d'analyse métrologique.

4.3 Modélisation numérique de l'objet référence

4.3.1 Eléments canoniques

La structure de base de l'objet composé d'éléments canoniques est conçue sur un logiciel de CAO (Catia V5, Dassault system, France). Après conception du socle parallélépipédique, la première étape consiste en une esquisse de l'arche globale de l'arcade (fig.4.19.a). Une fois le tracé réalisé, une extrusion permet d'obtenir le volume de l'arche (fig.4.19.b), un léger congé est ajouté sur les arêtes des volumes créés. Les 5 cylindres d'une hauteur de 10mm et de diamètre de 10, 8 et 6 mm sont ensuite ajoutés (fig.4.19.c). L'expérience issue du cas d'application chapitre 3 nous a montré que laisser des plans ou axes de symétrie à des éléments canoniques génère des erreurs lors de la numérisation, des détrompeurs de diamètres et positions variables sont donc ajoutés aux cylindres, leur profondeur varie de 1 à 1,5 mm (fig.4.19.d). Le puits conique est ensuite ajouté en position de 15, l'orifice du puits ne se situe pas sur l'arche mais est surélevé de 6 mm (fig.4.19.e). Ceci vient du fait que les dents seront elles aussi surélevées pour laisser de la place à l'ajout de tissus mous. Le trou fait 8mm de profondeur pour une conicité de 2°. Enfin, deux trous d'axes parallèles sont ajoutés au socle pour permettre l'ajout futur d'un éventuel palais amovible (fig.4.19.f).

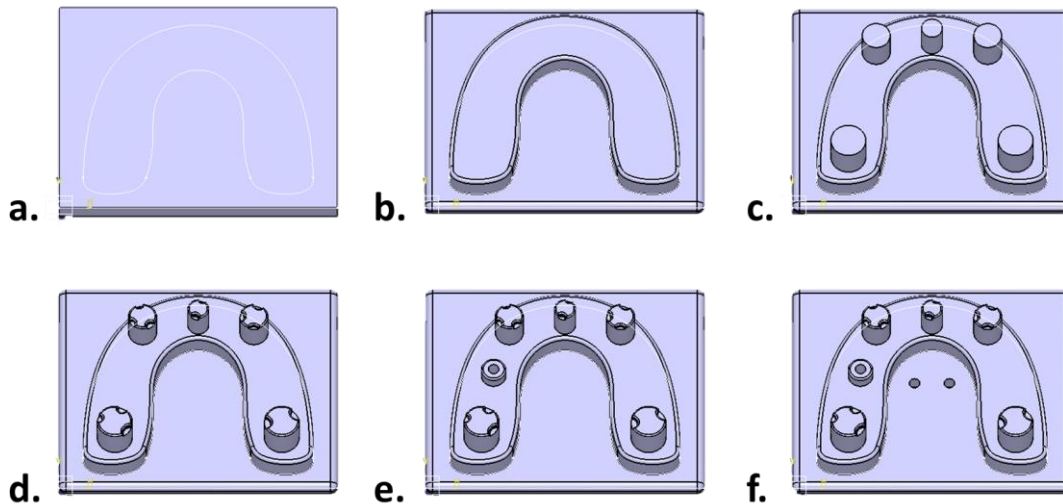


Figure.4.19 Conception assistée par ordinateur des éléments canoniques de l'objet référence dans le logiciel Catia. a. Socle parallélépipédique et esquisse de l'arche b. Extrusion de l'arche c. Ajout des cylindres d. Ajout de détrompeurs sur les cylindres e. Ajout du puits conique f. Ajout des trous dans le socle.

La rainure et la marche ont été conçues à part, afin de pouvoir être ajoutées sur l'objet dans un second temps sur le logiciel Meshmixer (fig.4.20). La marche présente une hauteur variable de 0 à 500 µm sur une étendue de 10 mm, la rainure est de forme triangulaire, présente une épaisseur variable de 0 à 1 mm, une longueur de 10 mm et une profondeur de 1mm.

Les trois modèles numériques de ces éléments ont été exportés sous forme de fichiers STL. Comme vu précédemment, la qualité de la retranscription des courbes sur un modèle STL dépend du nombre de facettes par unité de surface. Le logiciel Catia présente un paramètre d'erreur de corde lors de l'exportation STL. Dans le cadre d'une phase de prototypage et d'étude de faisabilité du protocole, le réglage de l'erreur de corde de **0.1 mm lors de la génération du maillage STL** a été choisi pour avoir un nombre de facettes suffisant sans trop alourdir le modèle numérique de l'objet référence.

4.3.2 Eléments complexes

Pour les éléments de forme complexe, à savoir les 3 sextants dentaires, l'ajout au modèle est réalisé sur un second logiciel CAO (Meshmixer, Autodesk, USA). Le STL issu de Catia est d'abord importé (fig.4.20.a). Pour l'ajout d'élément de forme dentaire, un modèle numérique d'une arcade dentée doit être utilisé. L'utilisation d'un modèle numérique issu de numérisation d'une arcade réelle semble pertinente. Ceci vient du besoin de se rapprocher au mieux de la situation réelle de la numérisation intra-orale. Les modèles pédagogiques actuels en plastique présentent un aspect « factice » et ne seront donc pas utilisés. Pour des raisons médico-légales de droit à l'image, un modèle numérique maxillaire des dents de l'auteur est utilisé comme base. Il doit cependant être modifié pour transformer les dents 15 et 25 saines, en dents préparées afin de recevoir une pièce prothétique (Overlay sur 25 et reconstitution corono-radulaire sur 15). Les trois sextants sont ensuite ajoutés (fig.4.20.b, fig.4.20.c & fig.4.20.d). Les dimensions des sextants sont adaptées à l'arcade et les tissus mous sont supprimés autour des cylindres pour permettre leur numérisation sur une hauteur maximale.

La rainure et la marche sont ensuite ajoutées au sextant 1 en vestibulaire (fig.4.20.e), afin d'obtenir le modèle numérique final du prototype (fig.4.20.f).

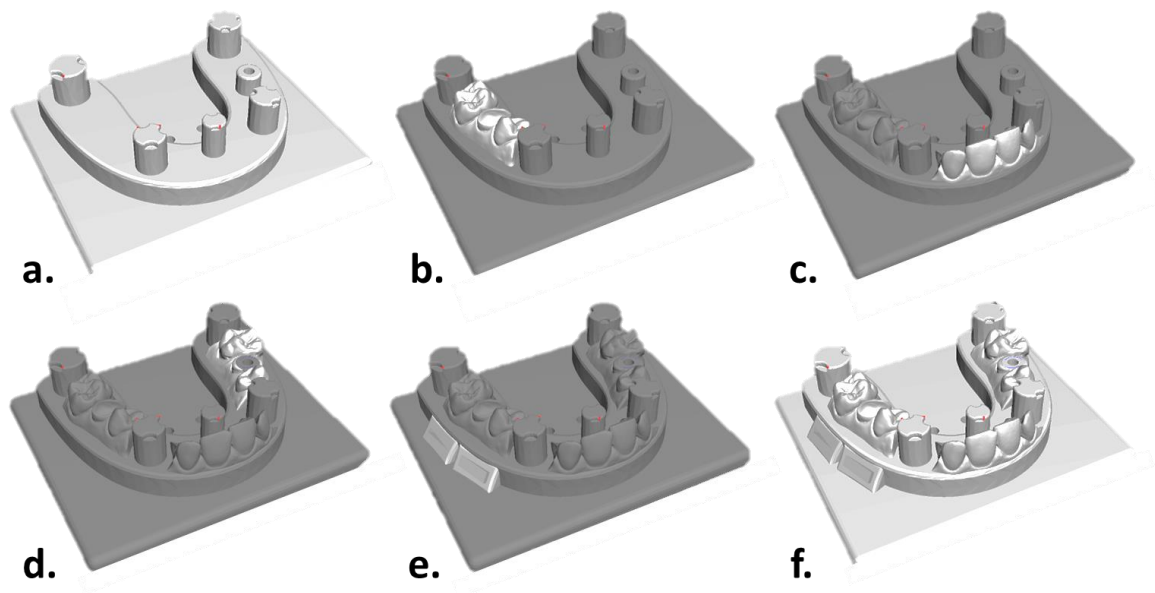


Figure.4.20 Suite de la conception de l'objet sur Meshmixer : a. Importation du STL de l'arcade ; b. Ajout du sextant 1 ; c. Ajout du sextant 2 ; d. Ajout du sextant 3 ; e. Ajout de la marche et de la rainure ; f. STL final de l'objet référence.

Le STL final de l'objet référence a ensuite été exporté pour fabrication d'un premier prototype non fonctionnel permettant un pré-validation du protocole de qualification.

4.3.3 Fabrication du prototype

Dans l'objectif de la fabrication d'un objet référence standard utilisé sur le long terme pour la qualification des CIO, la réflexion sur la méthode de fabrication et sur le matériau choisi est importante. La méthode de fabrication doit avant tout permettre d'obtenir un objet présentant des éléments canoniques les plus idéaux possibles, les éléments complexes quant à eux doivent être retranscrits avec un bon niveau de détails pour ressembler à ce qui est retrouvé en bouche. Le puits, la rainure et la marche doivent être fabriqués pour correspondre au mieux à la conception CAO. Le matériau quant à lui doit être suffisamment rigide pour ne pas se déformer de manière significative lors de la manipulation. Il doit présenter un coefficient de dilatation thermique faible pour que les conditions de numérisation n'influent pas trop sur les résultats. Il doit être résistant à l'usure pour ne pas se détériorer dans le temps. Il doit être mat et non translucide pour permettre la numérisation par réflexion lumineuse, sa couleur ne doit pas se trouver trop proche du blanc ou du noir pour ne pas fausser la mesure, et doit de préférence présenter une couleur proche de celle des dents naturelles. Il est préférable qu'il présente une radio-opacité intermédiaire dans l'optique d'éventuelles applications à la numérisation par rayons X.

Toutes ces préoccupations orientent plutôt vers une méthode de fabrication par frittage laser de poudre de céramique. C'est certainement la méthode qui sera utilisée pour l'application future du protocole,

cependant dans l'optique d'un prototypage rapide préliminaire de celui-ci, une autre méthode a été choisie.

Le prototypage par procédé additif de stéréolithographie est choisi pour un compromis entre la facilité de mise en œuvre, la rapidité de fabrication et la qualité du prototype obtenu. L'imprimante utilisée est la Form 2 (Formlabs, Berlin, Allemagne), la résine photopolymérisable utilisée est la résine Model V2 FLDMBE02 (Formlabs, Berlin, Allemagne), cette résine est aussi utilisée dans la fabrication de modèles odontologiques, elle présente les avantages d'être opaque, mate et beige donc optimale pour la numérisation par réflexion lumineuse proche de celle réalisée en bouche. La qualité des modèles obtenus semble correspondre aux prérequis de l'application clinique. L'épaisseur des couches d'impression est réglée sur la valeur minimale à 50 μ m. La forme de l'objet permet l'impression avec un minimum des supports de soutien dans le slicer, ces supports doivent être totalement absents des éléments canoniques pour éviter une dégradation de leur géométrie après leur retrait. Après impression, rinçage, et post-polymérisation, retrait des supports et polissage des zones impactées par le retrait des supports, l'objet est contrôlé visuellement. Le prototype de l'objet est présenté figure.4.21.



Figure.4.21 Photographies du prototype d'objet référence.

Après impression, le modèle est évalué visuellement, la rétraction de polymérisation de la résine a engendré une distorsion observable de la base de l'objet, résultant par un défaut de planéité du socle. Ce problème contre-indiquera l'utilisation de la stéréolithographie pour la fabrication de l'objet final mais l'objectif ici est la validation de la faisabilité et de la méthodologie du protocole, l'objet reste donc exploitable. Le prototype de l'objet référence a été conçu et fabriqué. Il est maintenant possible de l'utiliser afin de réaliser et présenter un essai du protocole de qualification des CIO.

4.4 Pré-validation d'un protocole de qualification

Le protocole se compose de plusieurs étapes (fig.4.22) : tout d'abord, des valeurs références de chaque composante évaluée doivent être obtenues. Ces valeurs références sont obtenues de différentes manières en fonction des composantes :

- Soit en supposant que la fabrication de l'objet n'a pas modifié les valeurs présentes sur la CAO de l'objet référence.

- Soit par la mesure manuelle au pied à coulisse de certaines longueurs présentes sur l'objet
- Soit par un STL de référence, obtenu par numérisation de l'objet à l'aide d'un scanner de table présentant une incertitude de mesure inférieure à celle des CIO. La valeur référence étant la géométrie du STL.
- Soit par l'utilisation du couple scanner de table-logiciel métrologique pour obtenir des valeurs référence de l'objet à partir du STL référence.

Une fois le recueil de toutes les valeurs références réalisé, l'objet référence est numérisé à l'aide d'une CIO, le modèle numérique est ensuite importé dans un logiciel métrologique afin de déterminer les valeurs mesurées présentes sur le modèle. Enfin, les valeurs mesurées sont comparées aux valeurs références et les résultats analysés.

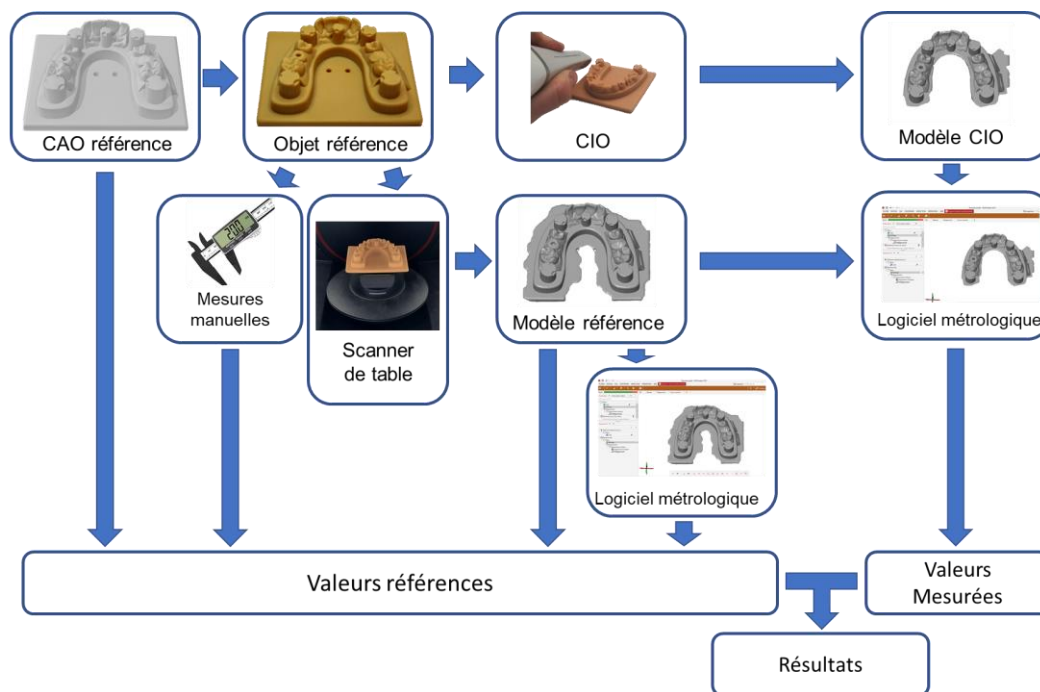


Figure.4.22 Schématisation du déroulement du protocole.

4.4.1 Obtention des valeurs références

4.4.1.1 Valeurs issues de la CAO de l'objet référence

Par souci de simplicité dans le cadre du prototypage du protocole, certaines valeurs références ne sont pas déterminées sur l'objet. Il est plutôt supposé que le procédé de fabrication ait permis de conserver ces valeurs avec un seuil d'incertitude acceptable. Ainsi, on suppose que les axes des cylindres sont parfaitement parallèles, on suppose que les points aux sommets des 5 cylindres (centre de la face

supérieure) sont coplanaires, on suppose aussi que la géométrie du puits est bien respectée, avec une profondeur de 8mm et une conicité de 2°.

4.4.1.2 Valeurs issues d'un STL de référence

Une majorité des valeurs références est obtenue sous la forme d'un modèle numérique de référence. L'obtention de ce modèle est réalisée à l'aide du scanner de table disponible au laboratoire, le scanner E3 (3shape, Copenhague, Danemark). Les valeurs références obtenues à partir du modèle numérique sont de deux natures distinctes :

- Pour les composantes basées sur la méthode objective, les valeurs références sont obtenues à partir du modèle numérique de référence. Le partitionnement du NDP, l'association d'éléments géométriques idéaux et la quantification des paramètres par des indicateurs seront réalisés à l'aide du logiciel métrologique Gom Inspect. On peut donc dire que les valeurs références correspondent aux valeurs mesurées par la chaîne de mesure constituée du couple scanner de table-logiciel Gom Inspect.
- Pour les composantes basées sur la méthode comparative, les valeurs références sont intrinsèquement données par les modèles STL des trois sextants dentaires obtenus à l'aide du scanner de table.

4.4.1.3 Valeurs obtenues à l'aide de mesures réelles sur l'objet

Sachant que le scanner de table E3 présente nécessairement une erreur de mesure, il est possible qu'il ait lissé la rainure et la marche lors de la numérisation du modèle numérique de référence. La vérification des longueurs numérisables de la rainure et de la marche présentes sur le modèle est donc réalisée à l'aide d'un pied à coulisse à lecture numérique présentant une incertitude de mesure de l'ordre de 10µm, mais une possible erreur de manipulation lors de la mesure à certainement engendré une incertitude supérieure.

4.4.2 Obtention des valeurs mesurées

4.4.2.1 Acquisition des données de numérisation

Deux numérisations sont donc réalisées :

Une numérisation avec le scanner de table E3.

Une numérisation avec la CIO Carestream 3600.

La numérisation avec le scanner E3 est réalisée automatiquement, le modèle est posé sur une table mobile à deux rotations qui permet de réaliser des prises d'images selon des angulations variées (fig.4.23.a). Le scanner nécessite la présence d'un opérateur dans le seul but de vérifier la qualité de la numérisation, et de marquer des zones où la numérisation semble insatisfaisante, le scanner vient rescanner automatiquement ces zones avec des angulations et des prises d'images supplémentaires. La dimension très importante des NDP élémentaires et la présence de la table mobile automatisée doit en théorie diminuer l'erreur de mesure de ce type de scanner pour la numérisation à grande échelle.

La numérisation avec la CIO se fait en commençant par le sextant 1, par une stratégie d'alternance continue entre inclinaison palatine et vestibulaire au fur et à mesure de la numérisation de l'arcade (fig.4.23.b). Après évaluation du modèle numérique, il est nécessaire de revenir sur plusieurs zones pour obtenir un modèle numérique complet. Il est à noter que malgré la présence des détrompeurs, des erreurs persistent lors de la numérisation des cylindres, nécessitant une attention particulière pour obtenir une numérisation cohérente. Ce problème est présent en particulier lors de la numérisation de la face distale des cylindres 17 et 27.

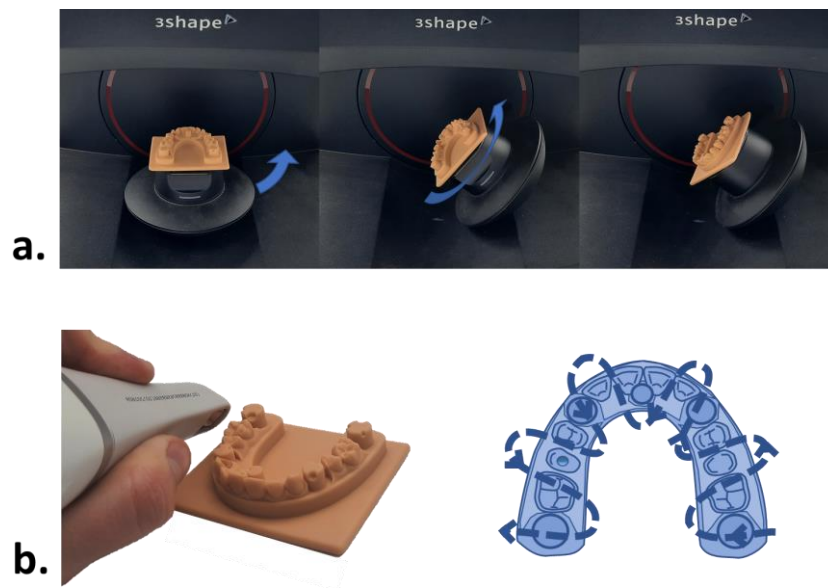


Figure.4.23 Numérisation de l'objet référence : a. Avec le scanner de table E3 ; b. Avec la CIO Carestream 3600, la stratégie de numérisation est schématisée en bas à droite.

Les deux modèles numériques obtenus sont présentés figure.4.24.

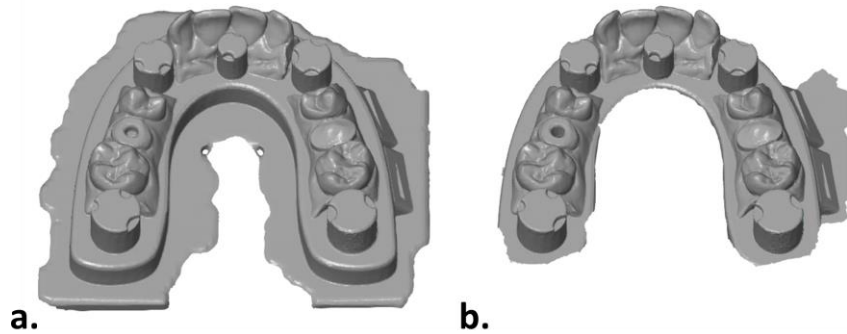


Figure.4.24 Modèles numériques obtenus à partir du scanner : a. A l'aide du scanner de table E3 ; b. à l'aide de la CIO Carestream 3600.

Les modèles STL issus des numérisations sont exportés des deux systèmes d'acquisition et importés dans le logiciel métrologique Gom Inspect.

4.4.2.2 Valeurs mesurées des composantes objectives

4.4.2.2.1 Dimension de l'arcade : localisation des sommets des cylindres associés

La caractérisation de la qualité de la numérisation du point de vue de la dimension d'arcade est obtenue par la détermination de l'erreur de justesse de localisation entre les cylindres. Celle-ci est calculée par la différence entre une valeur mesurée et une valeur référence. La localisation des cylindres dans l'espace doit dans ce cas être obtenue à l'aide d'un élément de situation ponctuel. Plusieurs points sont envisageables, le point qui semble le plus pertinent et simple à utiliser est le point de sommet des cylindres, il est obtenu par l'intersection entre l'axe du cylindre associé à la partition réputée cylindrique du NDP et le plan associé à la partition réputée plane de la face supérieure du cylindre (fig.4.25).

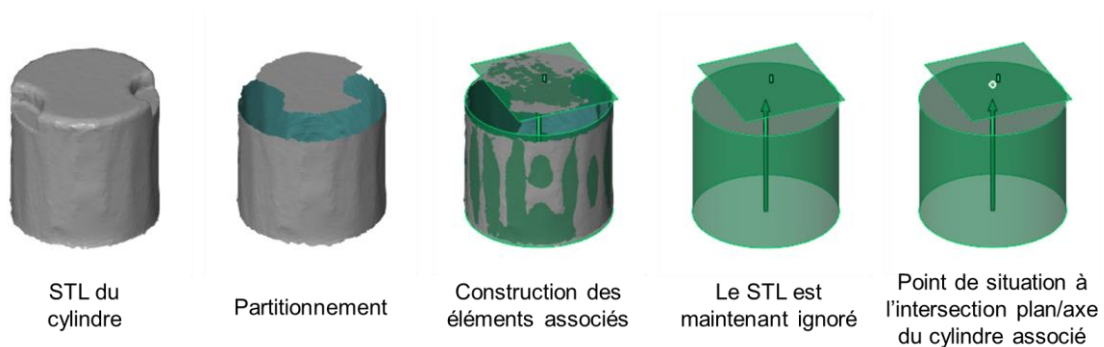


Fig.4.25. Construction par éléments associés des points de situation des cylindres sur le modèle numérique.

Cette méthode permet l'obtention d'un point de situation pour chaque cylindre, nommés respectivement PC1(27), PC2(23), PC3(retro-incisif), PC4(13), et PC5(17). Comme vu paragraphe (4.2.2), une multiplicité de mesures est intéressante. L'obtention des valeurs mesurées concerne donc 5 localisations (tableau.4.1 & Fig.4.26).

Localisations	L1	L2	L3	L4	L5
Points de situation	PC1-PC2	PC2-PC4	PC4-PC5	PC1-PC4	PC1-PC5

Tableau.4.1 Codification des localisations entre cylindres

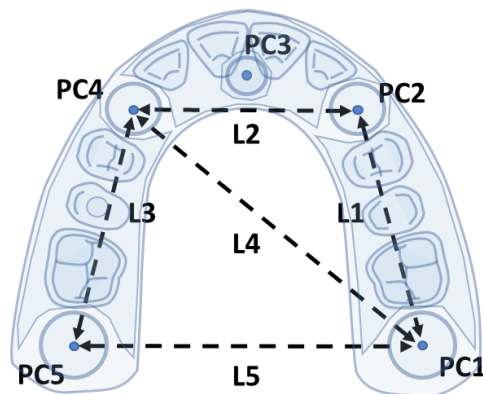


Figure.4.26 Schématisation des points de situation des cylindres et des différentes mesures de localisation entre eux.

Le cylindre rétro-incisif n'est pas utilisé car les mesures qu'il permettrait d'obtenir apporteraient peu d'informations supplémentaires. Les longueurs L1, L2 et L3 renseignent sur la qualité du modèle en numérisation d'arcade partielle, la comparaison des trois erreurs de mesures permettra d'observer si la qualité de numérisation à petite échelle est modifiée en début, milieu, ou en fin de numérisation d'arcade. Les longueurs L4 et L5 renseignent sur la qualité du modèle en numérisation d'arcade complète, L5 étant la valeur la plus essentielle dans ce cas.

Une fois les points de situation construits sur Gom Inspect, les valeurs mesurées de localisation entre ces points sont calculées et les résultats extraits.

4.4.2.2.2 Forme de l'arcade

La caractérisation de la qualité de la numérisation du point de vue de la forme d'arcade est obtenue par deux composantes différentes. D'une part la détermination de l'erreur de justesse d'orientation entre les cylindres. D'autre part la tolérance de planéité du plan associé aux 5 sommets des cylindres.

Concernant l'erreur de justesse d'orientation, il est plus aisé pour les calculs que la valeur référence de localisation soit un parallélisme parfait entre les 5 cylindres. Ceci est bien sûr impossible en pratique. Il sera simplement nécessaire de s'assurer du meilleur parallélisme possible sur l'objet référence, la

certification de l'objet nous indiquant non pas une valeur référence d'angulation mais une valeur d'incertitude sur le parallélisme supposé des cylindres. Ici aussi, le cylindre rétro-incisif n'est pas pris en compte. Les valeurs mesurées de justesse d'orientation sont obtenues à partir d'éléments de situation, à savoir les axes des cylindres associés nommés respectivement AC1(27), AC2(23) AC3(retro-incisif), AC4(13), et AC5(17). Elles concernent donc 5 orientations (tableau.4.2).

Orientations	O1	O2	O3	O4	O5
Axes de situation	AC1-AC2	AC2-AC4	AC4-AC5	AC1-AC4	AC1-AC5

Tableau.4.2 Codification des orientations entre cylindres

Une fois les 4 axes de situation construits sur Gom Inspect, les valeurs mesurées d'angulations entre ces axes sont calculées et les résultats extraits.

Concernant la tolérance de planéité des sommets, ici aussi, la valeur référence préférable est une coplanarité parfaite des 5 sommets, associée à une incertitude sous la forme d'une tolérance de planéité. La valeur mesurée est déterminée sur les 5 points de situation des sommets de cylindre. Les résultats de tolérance de planéité TP sont calculés sur Gom Inspect et extraits.

4.4.2.2.3 Rainure et marche

Bien que les éléments représentatifs de la rainure et de la marche soient canoniques, la caractérisation de leur numérisation est subjective. La première étape consiste à la mesure de la dimension de ces deux éléments présents sur l'objet référence. Pour la rainure, il s'agit de la longueur entre le début de la rainure et le point où elle n'est plus visible à l'œil nu. Pour la marche, il s'agit de la dimension entre le point où la marche est de hauteur maximale, et le point où la marche n'est plus perceptible avec une pointe de sonde odontologique n°16 de 80 µm.

Les deux dimensions sont respectivement 9,01 mm pour la rainure et 9,95 mm pour la marche. Ces deux valeurs références sont notées R pour la rainure et M pour la marche.

Les valeurs mesurées par les CIO sont obtenues sur le logiciel Gom Inspect par analyse visuelle du modèle numérique. L'opérateur peut mesurer la longueur de la rainure objectivable sur le modèle numérique notée r, et la dimension de la zone dans laquelle la marche est objectivable notée m (fig.4.27).

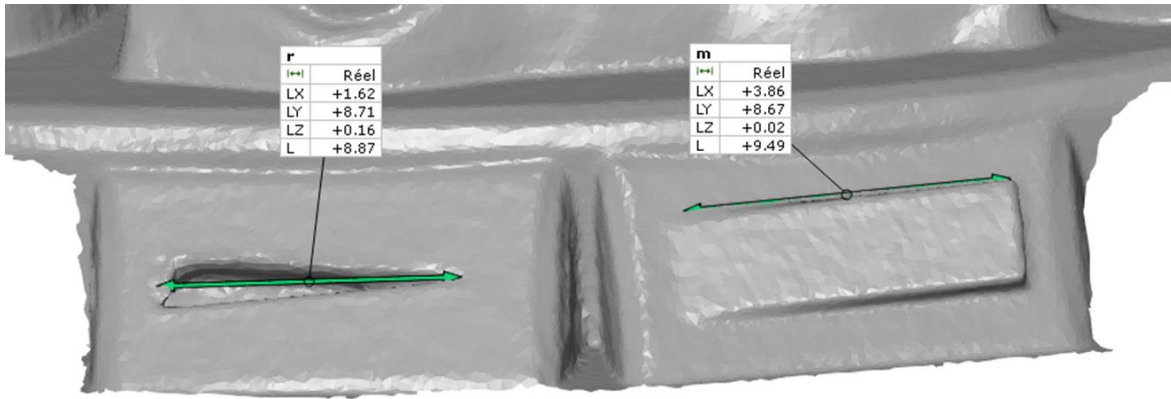


Figure.4.27 Valeur mesurée de la longueur de rainure objectivable r à gauche, ici de 8,87 mm, et de la longueur de la marche objectivable m à droite, ici 9,49 mm.

L'indicateur de mise en évidence de rainure R' est un pourcentage obtenu par le ratio $r \times 100/R$.

L'indicateur de mise en évidence de marche M' est obtenu par le ratio $m \times 100/M$.

4.4.2.2.4 Puits

La méthode de caractérisation de la numérisation de puits n'est pas sujette à une norme ou décrite dans la littérature. Une méthode est proposée ici (fig.4.28). La portion du STL obtenu avec la CIO correspondant au puits en situation de 15 est partitionnée. Un test de bruit de numérisation est réalisé à l'aide d'un cône associé au NDP. Les valeurs extrêmes de l'échelle visuelle de ce test ont été réglées sur la tolérance théorique de $\pm 100 \mu\text{m}$. La longueur maximale P à laquelle le bruit est inférieur à la valeur seuil de tolérance est ensuite déterminée visuellement sur le logiciel, il est nécessaire que le critère soit respecté sur toute la périphérie du puits.

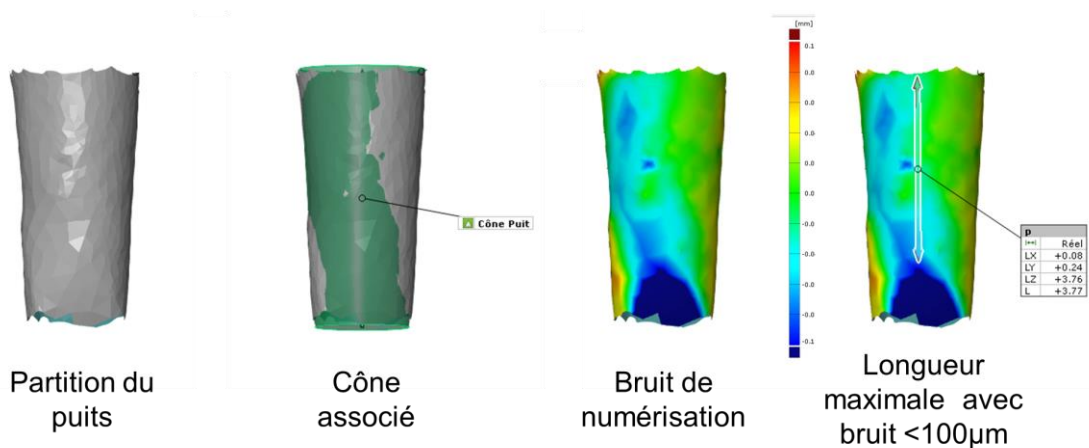


Figure.4.28 Proposition de test de caractérisation de la numérisation de puits. La longueur maximale P à laquelle la numérisation est satisfaisante est ici de 3,77mm.

4.4.2.3 Valeurs références des composantes comparatives

La deuxième famille de composantes évaluées est celle par méthode comparative, elle consiste aux différentes parties du modèle qui correspondent aux sextants dentaires. Dans ce cas, la valeur référence doit être un modèle STL de l'objet obtenu à l'aide d'un système d'acquisition présentant une erreur de mesure d'un ordre de grandeur inférieure à celui des CIO. Pour notre prototype, ce système d'acquisition est le scanner de table E3 (3shape, Copenhague, Danemark), dont on supposera l'incertitude de mesure raisonnable pour une pré-validation du protocole.

La caractérisation de l'erreur de numérisation de forme peut maintenant être réalisée par mesure d'écart moyen entre NDP obtenu à l'aide d'une CIO et le STL référence. La principale interrogation qui se pose ici est dans la méthode de partitionnement du NDP de la CIO. Cette méthode est en effet totalement libre et il s'agit de s'assurer que les limites des partitions choisies sont, d'une part, pertinentes et d'autre part, reproductibles d'un modèle numérique à un autre. L'avantage de notre objet référence, à l'inverse d'un modèle purement dentaire, est que les cylindres vont permettre de guider le partitionnement. Pour notre étude, il a été choisi de réaliser trois partitions par mesure d'écart moyen, le partitionnement sur le logiciel Gom Inspect est présenté figure.4.29. Les trois partitions correspondent :

- Au sextant 1 : représentant les dents 26, 25, 24, et leurs tissus mous environnants. Le partitionnement se fait par une découpe linéaire par un plan situé 1 mm au-dessus de l'arche plane et parallèle à celle-ci, suivi de deux plans parallèles, perpendiculaires au premier, situés respectivement juste en distal de 26 et mésial de 24.
- Au sextant 2 : représentant les dents 22, 21, 11, 12, et leurs tissus mous environnants. Le partitionnement se fait par une découpe linéaire par un plan situé 1 mm au-dessus de l'arche plane et parallèle à celle-ci, suivi de deux plans, perpendiculaires au premier, situés respectivement juste en distal de 22 et de 12. Ces deux plans ne sont cette fois-ci pas parallèles, mais sont respectivement perpendiculaires aux axes mesio-distaux de 22 et 12
- Au sextant 3 : Le partitionnement est identique au sextant 1, mais avec les dents 16, 15 et 14.

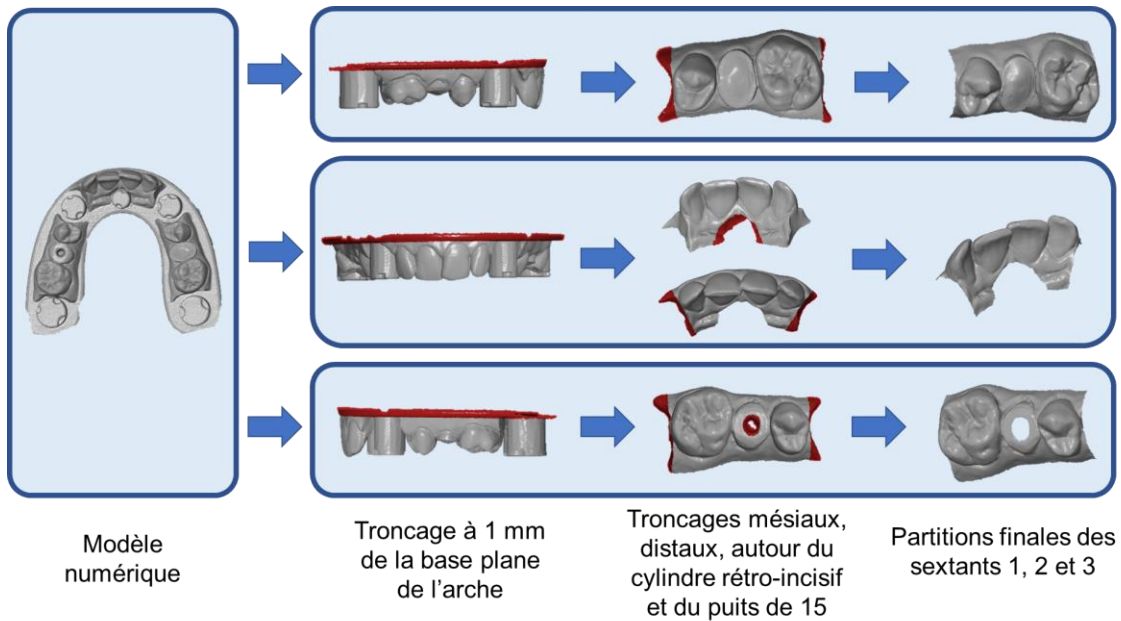


Figure.4.29 Partitionnement du modèle numérique en 3 sextants dentaires

Les modèles de chaque sextant sont ensuite recalés par best-fit sur le STL référence. Comme l'objectif est de caractériser la numérisation en arcade partielle, ce recalage est fait individuellement pour chaque sextant. Recaler le modèle avant le partitionnement ne nous permettrait pas de différencier l'erreur de mesure de forme de l'arcade globale à grande échelle et l'erreur de mesure de forme à petite échelle. Le recalage et la détermination de l'écart moyen sont présentés figure.4.30.

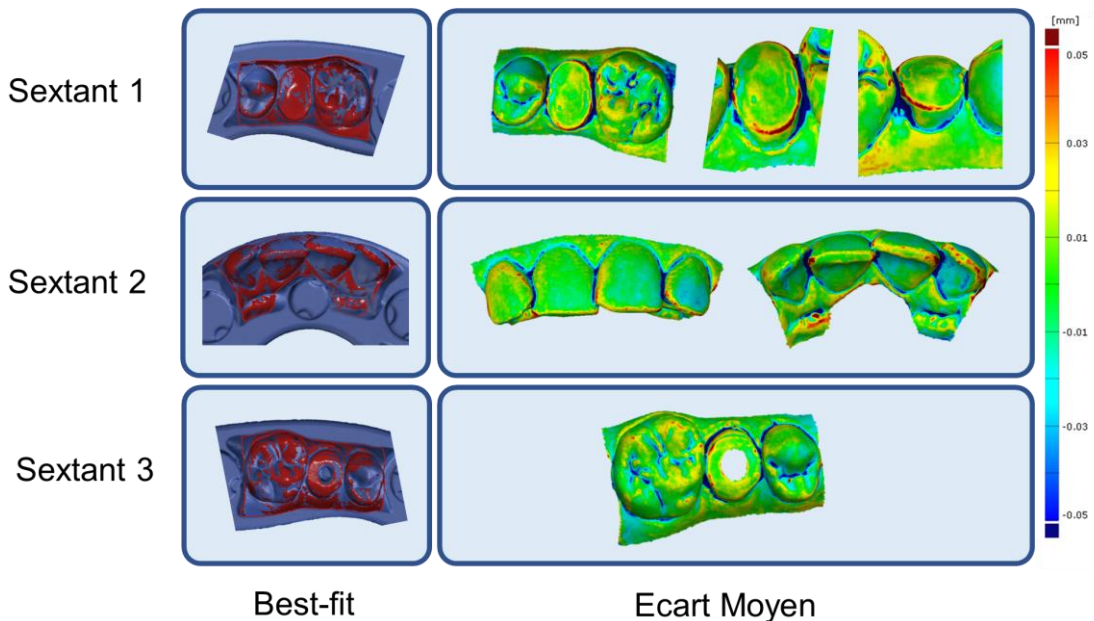


Figure.4.30 Illustration de la méthode d'obtention de la valeur d'écart moyen pour les 3 sextants. L'échelle visuelle de l'écart du rouge au bleu a été réglée sur +/- 50 μ m.

Les valeurs d'écart moyen nommées E1, E2 et E3 correspondant aux 3 sextants sont ensuite calculés et extraits du logiciel. La détermination de l'écart avec le logiciel est accompagnée d'une présentation graphique. A chaque facette du STL référence est associée une couleur en fonction de l'écart. Une évaluation subjective peut donc être réalisée ici. Pour une lecture visuelle facilitée, les valeurs extrêmes de l'échelle visuelle d'écart allant du rouge foncé pour l'écart positif (sur volume) au bleu foncé pour l'écart négatif (sous volume), sont réglées sur les valeurs de tolérance d'enregistrement de la préparation dentaire, donc à +/- 50 μm .

4.4.3 Résultats du test du protocole

Tous les résultats peuvent maintenant être compilés et présentés tableau.4.3. Les résultats de localisation des cylindres liés à une CIO sont présentés comme la différence avec les valeurs références obtenues par analyse du modèle numérique de référence dans le logiciel Gom Inspect.

Echelle	Caractérisation	Composante	Résultats	Valeur référence	Résultat de la CIO	
Arcade partielle	Forme	Ecart moyen	E1	STL E3 Sextant 1	23,8µm	
			E2	STL E3 Sextant 2	21,1µm	
			E3	STL E3 Sextant 3	18,6µm	
		Portion de Rainure	R'	9,01mm	98%	
		Portion de Marche	M'	9,95mm	95%	
		Bruit de puits <100µm	P	Aucune	3,77mm	
	Localisation	Localisation des cylindres	L1	35,72mm	+80µm	
			L2	31,78mm	+10µm	
			L3	35,70mm	+0µm	
	Orientation	Orientation des cylindres	O1	0,45°	0,38°	
			O2	0,07°	0,32°	
			O3	0,65°	0,66°	
	Arcade complète	Forme	Orientation des cylindres	O4	0,46°	0,62°
				O5	0,89°	0,69°
		Dimension	Localisation des cylindres	TP	70µm	120µm
L4				52,84mm	+110µm	
L5				47,63mm	-70µm	

Tableau.4.3 Présentations des résultats de la CIO Carestream 3600.

Ces résultats ont été obtenus à partir d'une numérisation unique, mais des observations préliminaires sont tout de même possibles :

- Il semble que les valeurs d'écart moyen E1, E2 et E3 soient comparables, en moyenne autour de 20µm. On remarque grâce à l'analyse visuelle des écarts que pour le sextant 1, les zones présentant le plus d'erreurs de mesure sont dans les zones juxta-gingivales, mais aussi au niveau de l'arête de la limite de préparation, zone qui pour rappel doit présenter une erreur de mesure la plus basse possible. Ce résultat important peut cependant simplement provenir de la problématique de détermination d'écart au niveau d'une arête vive, vue partie 4.2.3.2, et de l'utilisation du scanner de table qui pourrait ne pas être une indication optimale d'obtention du STL référence.
- Les portions de rainure et de marche numérisées semblent pratiquement totales.
- L'erreur de localisation en arcade partielle varie de 0 à 80µm. Les valeurs obtenues dans cet intervalle semblent supérieures à celles attendues en numérisation à petite échelle.

- L'erreur de localisation en arcade complète est variable avec des valeurs de L4 de +110µm et L5 de -70µm. L'erreur de mesure due à un recalage successif de NDP élémentaires devrait normalement générer une erreur aléatoire et non une erreur systématique. Il semble probable que des résultats très peu répétables soient retrouvés dans un échantillon de 5-10 numérisations.
- L'erreur d'orientation des cylindres est systématiquement inférieure à 1°, pour le scanner E3 et pour la CS 3600, même si elle n'est pas précisément connue. Les valeurs obtenues semblent se trouver en dessous de la valeur de tolérance d'erreur.
- La valeur de tolérance de planéité est égale à 120µm, cette valeur semble satisfaisante en sachant que les points aux sommets des cylindres ont très peu de chance d'être coplanaire, du fait des modifications de forme de l'objet lors de la fabrication avec une résine photo-polymérisable.
- La profondeur de puits numérisée avec un bruit inférieur à 100µm est assez basse à 3,77mm, mais la CS 3600 n'a pas été développée pour ce genre de numérisation, il sera intéressant de comparer ce résultat avec celui de CIO développées pour cette indication.

La conception du protocole semble prometteuse, l'objet référence est numérisable sans problèmes par la CIO. Le traitement des données dans le logiciel métrologique ne pose pas de problèmes mais requiert une bonne expérience de l'opérateur. Des composantes correspondant à pratiquement toutes les préoccupations cliniques ont pu être évaluées, et les résultats obtenus sont cohérents avec ce qui était attendu. Le protocole préliminaire décrit présente cependant certaines limites. Les principales concernent la conception de l'objet lui-même, l'obtention des valeurs références présentes sur l'objet, et la méthode de traitement des données dans le logiciel métrologique.

Concernant la conception de l'objet :

- Il semble que les sextants dentaires n'aient pas été placés de manière totalement optimale, parfois trop proches ou trop éloignés des cylindres, rendant la numérisation de la totalité de ceux-ci difficile.
- La préparation pour overlay sur 25 a été conçue entièrement par CAO, il est possible que l'utilisation d'une véritable préparation donne une géométrie plus proche de la réalité.
- Le cylindre retro-incisif n'est utilisé que pour le calcul d'un seul indicateur : la tolérance de planéité des sommets des cylindres, et n'est même pas indispensable au calcul de celui-ci car 4 sommets suffisent. Il pourra donc raisonnablement être supprimé.
- Le modèle dentaire utilisé est celui de l'auteur, qui présente de « légères » récessions parodontales et malpositions dentaires qui pourraient ne pas avoir leur place sur un objet standard.

- Il serait intéressant dans le futur d'évaluer l'influence de la présence et de l'absence du palais dans la numérisation, la possibilité d'utiliser un palais amovible ayant donc été anticipée, il faudra cependant s'assurer que les tissus mous viennent recouvrir l'arche jusqu'à son bord interne pour avoir une continuité entre palais et tissus parodontaux.

Une autre limite vient de l'obtention des valeurs références présentes sur l'objet, plusieurs points sont à améliorer :

- Tout d'abord par le procédé de fabrication qui a généré des modifications géométriques entre la CAO et l'objet réel. Comme vu précédemment, une méthode de fabrication par frittage laser de poudre de céramique pourrait être plus adaptée.
- Par souci de simplicité, la méthode de fabrication a été supposée « parfaite » pour l'obtention de certaines valeurs références qui ont été extraites directement du modèle numérique de l'objet issu de la CAO. Ce raccourci sera impossible pour la création d'un véritable standard métrologique. Les mesures manuelles au pied à coulisse seront elles aussi à éviter.
- Le scanner de table E3 ne semble pas être un système d'acquisition satisfaisant pour l'obtention d'un STL de référence. Pour exemple, la densité de facettes présentes sur le STL est équivalente à celle d'une CIO. Il faudra donc certainement s'orienter vers un système plus performant hors application odontologique, et l'associer éventuellement pour les composantes objectives à un système de mesure avec contact.

Enfin, la méthode actuelle de traitement des données dans le logiciel métrologique est extrêmement chronophage. Si une dizaine de numérisations doivent être réalisées pour chaque CIO, il sera important d'automatiser une partie du processus. Cette automatisation risque d'être impossible pour le partitionnement du modèle numérique, mais devrait l'être pour la création d'éléments associés et le calcul de valeurs mesurées.

CONCLUSION ET PERSPECTIVES

La dentisterie numérique connaît un développement important depuis ces dernières décennies. La démocratisation de son utilisation soulève plusieurs questionnements.

Dans un premier temps, l'objectif d'une nouvelle méthode de fabrication devrait toujours être d'améliorer la qualité de la pièce prothétique fabriquée par rapport à l'ancienne. De très nombreux travaux ont été réalisés par des équipes de recherche du monde entier pour évaluer la fiabilité de chacun des maillons de la chaîne CFAO, et il semble que la qualité des pièces réalisées en numérique égale et même supplante celle de la méthode traditionnelle pour un nombre grandissant d'indications. Dans ce contexte d'évaluation des dispositifs CFAO, les systèmes d'acquisition sont en première ligne car ils sont utilisés en entrée de chaîne. La qualité du modèle numérique initial pouvant se répercuter sur tous les maillons suivants. Les usagers de ces technologies, que sont principalement les praticiens et prothésistes, sont sensibilisés à cette problématique de qualité du modèle numérique et demandent des évaluations objectives et indépendantes de celles réalisées par les fabricants des dispositifs disponibles.

Le deuxième questionnement amené par le développement du numérique concerne les nouvelles méthodes de travail qu'il apporte. La CFAO a initialement été conceptualisée en suivant les principes de la technique traditionnelle, mais petit à petit de nouvelles méthodes de réflexion, conception, planification, et réalisation prothétique se sont développées principalement dans le traitement et l'analyse des informations cliniques. Au centre de ces innovations, un apport très important du numérique concerne l'aspect pratique, avec une facilitation très importante de l'enregistrement de la surface d'appui prothétique et de son environnement, et un transfert rapide, économique et sûr des informations entre différents professionnels de santé (dentistes, correspondants, prothésistes). Face à ces deux aspects de la révolution numérique, la communauté universitaire devra être vigilante dans le futur à ce que le gain en praticité du numérique ne viennent pas supplanter l'aspect qualitatif des traitements prothétiques réalisés, notamment par un enregistrement exact de l'anatomie du patient.

L'analyse de la qualité du modèle numérique obtenu à l'aide d'une caméra intra-orale a nécessité dans le premier chapitre d'en rappeler la nature et la méthode d'obtention. Bien que les technologies qui permettent de l'obtenir soient variées, la nature du modèle numérique est la même avec tous les systèmes d'acquisition odontologiques. Cependant la technologie seule ne permet pas de conclure à la supériorité d'une Caméra Intra Orale (CIO) par rapport à une autre. La compréhension de la méthode d'obtention d'un nuage de points unique à partir de multiples nuages de points élémentaires est cependant cruciale pour aborder une problématique majeure des CIO actuelles : la qualification de numérisation d'arcades complètes.

Dans le second chapitre, les protocoles de qualifications des CIO existants dans la littérature ont été analysés. Cette analyse a permis de décrire les deux grandes familles de méthodes de caractérisation

dites objective et comparative. L'étude de la qualité des modèles numériques a débuté par l'introduction des concepts de la métrologie dans la communauté de recherche odontologique, mais il a été observé que ces concepts proviennent de mesurandes de natures très différentes de celle du modèle numérique. Il en résulte une adaptation souvent erronée de la terminologie métrologique, et des résultats très variables entre différentes études d'évaluation d'un même système d'acquisition. Il a été nécessaire de formaliser la terminologie de la science des mesures et de l'adapter à la numérisation par nuage de points par la création du concept de « qualité métrologique du modèle numérique ». Ce concept permet de poser les bases sur lesquelles la conception d'un protocole de qualification des CIO peut s'appuyer.

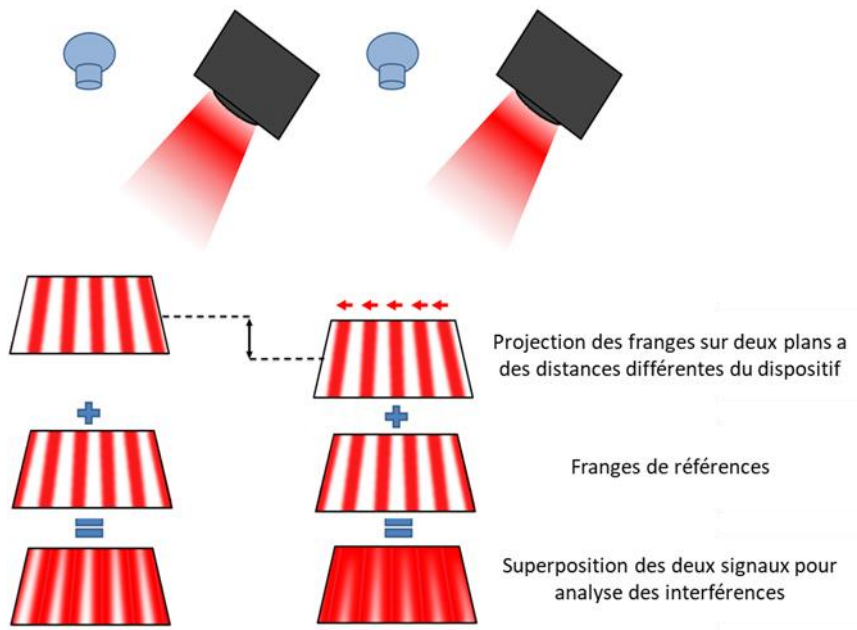
Dans un troisième chapitre, un protocole structuré autour d'une méthode objective, basé sur la numérisation d'une cale métrologique parallélépipédique, a été réalisé. La numérisation d'un objet qui mime les dimensions d'une numérisation d'arcade partielle a été choisie. L'utilisation d'éléments canoniques présente une difficulté de numérisation liés aux recalages de Nuages De Points (NDP) élémentaires consécutifs. L'association d'un élément de forme canonique à un environnement de forme complexe a prouvé qu'il était possible de numériser un objet présentant des éléments canoniques, même de dimension importante comme les faces planes de la cale métrologique en zircone utilisée. L'utilisation de la méthode objective a donné des résultats reproductibles et cohérents, et a permis l'observation de différences significatives entre CIO même sur une numérisation de petite échelle.

Le dernier chapitre s'est basé sur les enseignements de tous les précédents pour permettre la conception d'un protocole de qualification des CIO le plus complet possible. La conception a d'abord dû passer par une énumération des enjeux cliniques de la numérisation, et de l'impact d'une erreur de numérisation sur les différentes zones d'intérêts de l'arcade dentaire. Chacune des problématiques identifiées a ensuite dû être retranscrite en composantes de la qualité métrologique du modèle numérique. La principale difficulté dans la description de l'impact d'erreur de mesure est venue du manque de consensus dans les valeurs de tolérances associées à ces erreurs pour chaque problématique. Ces valeurs ont souvent dû être déterminées approximativement à partir des connaissances actuelles, et pourront être affinées dans le futur. Une fois toutes les problématiques retranscrites en composantes caractérisables, le protocole de qualification a pu être conçu. Il a été vu que la conception de ce protocole a nécessité la réalisation d'un objet référence, sous la forme d'une arcade dentaire complète, présentant des éléments canoniques et complexes, permettant à la fois la caractérisation de composantes par méthode objective et comparative. Le prototype a été conçu, fabriqué, et le protocole testé sur une CIO afin de démontrer la faisabilité de l'exploitation de l'objet référence proposé.

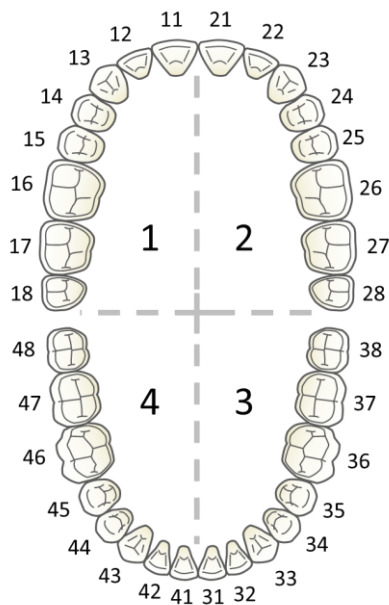
Le prototype d'objet référence au cœur du protocole est prometteur mais nécessitera encore des modifications. L'objectif pour le futur est la création d'un objet référence qui n'a pas pour objectif d'être utilisé dans ce seul protocole. L'ambition est de pouvoir le ré-utiliser dans d'autres protocoles d'évaluation ou de qualification, par exemple pour tester l'impact de différents paramètres sur la

numérisation ou encore de qualifier des systèmes d'acquisition différents des CIO. Ce travail a eu pour objectif de créer un objet référence qui serait utilisable dans d'autres laboratoires de recherche ou par des industriels intégrateurs de chaîne de CFAO dentaire. Ceci passerait par une méthode de fabrication différente de celle utilisée dans le dernier chapitre, qui engendrerait des dispersions géométriques moindres de celles de l'impression 3D par résine photo-polymérisable. En effet, ces dispersions sont bien trop importantes pour qualifier le prototype de référence métrologique aux regards des exigences cliniques. Dans cette optique, la meilleure méthode de fabrication semble être un modèle en céramique obtenu par frittage laser de poudre. L'objet présenterait une meilleure correspondance entre CAO et objet réel, une très bonne rigidité, une forte résistance à l'usure, un coefficient de dilatation thermique faible, une radio-opacité moyenne, et une surface facilement numérisable par les CIO. La méthode d'obtention des valeurs références devra elle aussi être plus rigoureuse, à l'aide d'un ou plusieurs systèmes de mesure présentant des valeurs d'incertitudes réellement négligeables par rapport à celles des CIO.

ANNEXES



Annexe.1 Schématisation de fonctionnement de l'interférométrie. Ici les 2 surfaces analysées sont 2 plans placés à une distance différente du dispositif. Du fait de l'angulation de l'émetteur, l'éloignement du plan entraîne un décalage des franges vers la gauche. Grâce à l'image obtenue après superposition avec les franges de référence, ce décalage va être quantifiable et la distance entre le système d'acquisition et la surface sera donc calculable.



Annexe.2 Système de numérotation de la fédération dentaire internationale, séparant la denture en 4 quadrants numérotés.

BIBLIOGRAPHIE

3D Systems. 1989. *StereoLithography Interface Specification*.

Abduo, J. 2018. « Accuracy of Intraoral Scanners: A Systematic Review of Influencing Factors ». *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, n° 26: 101-21. https://doi.org/10.1922/EJPRD_01752Abduo21.

Abduo, Jaafar, et Raelene Jo Sambrook. 2018. « Longevity of Ceramic Onlays: A Systematic Review ». *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 30 (3): 193-215. <https://doi.org/10.1111/jerd.12384>.

Aguilar, J.J., F. Torres, et M.A. Lope. 1996. « Stereo Vision for 3D Measurement: Accuracy Analysis, Calibration and Industrial Applications ». *Measurement* 18 (4): 193-200. [https://doi.org/10.1016/S0263-2241\(96\)00065-6](https://doi.org/10.1016/S0263-2241(96)00065-6).

Al-Hassiny, Hamid. 2019. « Review of the Intraoral Scanners at IDS 2019 ». Institute of Digital Dentistry. *CAD/CAM* (blog). 20 mars 2019. <https://instituteofdigitaldentistry.com/ids-2019/review-of-the-intra-oral-scanners-at-ids-2019/>.

Audfray, Nicolas. 2012. « Une approche globale pour la métrologie 3D automatique multi-systèmes ». École normale supérieure de Cachan-ENS Cachan. <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00907272/>.

Audfray, Nicolas, Charyar Mehdi-Souzani, et Claire Lartigue. 2012. « Qualification et Performances des Systèmes de mesure Optiques QualiPSO », 26.

Belser, U.C., M.I. MacEntee, et W.A. Richter. 1985. « Fit of Three Porcelain-Fused-to-Metal Marginal Designs in Vivo: A Scanning Electron Microscope Study ». *The Journal of Prosthetic Dentistry* 53 (1): 24-29. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(85\)90058-7](https://doi.org/10.1016/0022-3913(85)90058-7).

Bergin, Junping Ma, Jeffrey E. Rubenstein, Lloyd Mancl, James S. Brudvik, et Ariel J. Raigrodski. 2013. « An in vitro comparison of photogrammetric and conventional complete-arch implant impression techniques ». *The Journal of prosthetic dentistry* 110 (4): 243-51.

Bohner, Lauren Oliveira Lima, Graziela De Luca Canto, Bruno Silva Marció, Dalva Cruz Laganá, Newton Sesma, et Pedro Tortamano Neto. 2017. « Computer-Aided Analysis of

- Digital Dental Impressions Obtained from Intraoral and Extraoral Scanners ». *The Journal of Prosthetic Dentistry* 118 (avril): 617-23. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.11.018>.
- Boitelle, Philippe. 2015. « Evaluation tridimensionnelle du joint dento-prothétique en technique cfa. la méthode “triple scan”, intérêts et limites ». Université Paris 13.
- Botsford, Keyan P., Michael C. Frazier, Ahmed A. M. Ghoneima, Achint Utreja, Surya S. Bhamidipalli, et Kelton T. Stewart. 2019. « Precision of the Virtual Occlusal Record ». *The Angle Orthodontist* 89 (5): 751-57. <https://doi.org/10.2319/092018-684.1>.
- Braian, Michael, et Ann Wennerberg. 2019. « Trueness and Precision of 5 Intraoral Scanners for Scanning Edentulous and Dentate Complete-Arch Mandibular Casts: A Comparative in Vitro Study ». *The Journal of Prosthetic Dentistry* 122 (2): 129-136.e2. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.10.007>.
- Brandestini, Marco, et Werner Moermann. 1989. Method and apparatus for the three-dimensional registration and display of prepared teeth. US4837732A, issued 1989.
- Branemark, Per-Ingvar. 1983. « Osseointegration and its experimental background ». *The journal of prosthetic dentistry* 50 (3): 399-410.
- Brown, Matthew W., Lorne Koroluk, Ching-Chang Ko, Kai Zhang, Mengqi Chen, et Tung Nguyen. 2015. « Effectiveness and Efficiency of a CAD/CAM Orthodontic Bracket System ». *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 148 (6): 1067-74. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2015.07.029>.
- Burns, Marshall. 1993. *Automated Fabrication Improving Productivity in Manufacturing*.
- Castellani, Dario, Tiziano Baccetti, Carlo Clauser, et Ubaldo Dino Bernardini. 1994. « Thermal Distortion of Different Materials in Crown Construction ». *The Journal of Prosthetic Dentistry* 72 (4): 360-66. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(94\)90554-1](https://doi.org/10.1016/0022-3913(94)90554-1).
- Crétôt, Maurice. 2013. *L'arcade dentaire humaine*. Edition CdP.
- Curless, Brian. 2000. « Overview of Active Vision Techniques ».
- Davidowitz, Gary, et Philip G. Kotick. 2011. « The Use of CAD/CAM in Dentistry ». *Dental Clinics of North America* 55 (3): 559-70. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2011.02.011>.

DeLong, R., M. Heinzen, J. S. Hodges, C.-C. Ko, et W. H. Douglas. 2003. « Accuracy of a system for creating 3D computer models of dental arches ». *Journal of dental research* 82 (6): 438-42.

Denissen, Harry, Alma Dozić, Jef van der Zel, et Marinus van Waas. 2000. « Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays ». *The Journal of prosthetic dentistry* 84 (5): 506-13.

Di Fiore, Adolfo, Roberto Meneghello, Lorenzo Graiff, Gianpaolo Savio, Paolo Vigolo, Carlo Monaco, et Edoardo Stellini. 2019. « Full Arch Digital Scanning Systems Performances for Implant-Supported Fixed Dental Prostheses: A Comparative Study of 8 Intraoral Scanners ». *Journal of Prosthodontic Research* 63 (4): 396-403.
<https://doi.org/10.1016/j.jpor.2019.04.002>.

Dupagne, Lucien, et Laurent Tapie. 2013. « Évaluation et analyse du post traitement lors de la numérisation d’empreinte optique ».

Duret, F, et B Pélissier. 2010. « Différentes méthodes d’empreinte en CFAO dentaire ».

Duret, François. 1973. « Empreinte optique ». Université Lyon 1.

Ender, A, M Zimmermann, et A Mehl. 2019. « Accuracy of Complete- and Partial-Arch Impressions of Actual Intraoral Scanning Systems in Vitro ». *International Journal of Computerized Dentistry*, n° 22: 11-19.

Ender, Andreas, et Albert Mehl. 2011. « Full arch scans: conventional versus digital impressions—an in-vitro study ». *International Journal of Computerized Dentistry* 14: 11-21.

Ender, Andreas, et Albert, Mehl. « Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision ». *The Journal of prosthetic dentistry* 109 (2): 121-28.

Fasbinder, Dennis J. 2006. « Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations ». *The Journal of the American Dental Association* 137: 22S-31S.

Fonseca, Johnson Campideli, Guilherme Elias Pessanha Henriques, Lourenco Correr Sobrinho, et Mario Fernando de Goes. 2003. « Stress-Relieving and Porcelain Firing Cycle Influence on Marginal Fit of Commercially Pure Titanium and Titanium – Aluminum – Vanadium Copings ». *Dental Materials*, 6.

Giannetopoulos, Sotiris, Richard van Noort, et Effrosyni Tsitrou. 2010. « Evaluation of the Marginal Integrity of Ceramic Copings with Different Marginal Angles Using Two Different CAD/CAM Systems ». *Journal of Dentistry* 38 (12): 980-86.

<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2010.08.011>.

Gintaute, A., A.J. Keeling, C.A. Osnes, N.U. Zitzmann, M. Ferrari, et T. Joda. 2020. « Precision of Maxillo-Mandibular Registration with Intraoral Scanners in Vitro ». *Journal of Prosthodontic Research* 64 (2): 114-19. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2019.05.006>.

Granat, Jean. 1975. « Les arcades alvéolaires humaines. Etude morphologique et comparative ». *Bulletins et Mémoires de la Société d'anthropologie de Paris* 2 (1): 23-44.

<https://doi.org/10.3406/bmsap.1975.1797>.

Güth, Jan-Frederik, Cornelius Runkel, Florian Beuer, Michael Stimmelmayer, Daniel Edelhoff, et Christine Keul. 2017. « Accuracy of Five Intraoral Scanners Compared to Indirect Digitalization ». *Clinical Oral Investigations* 21 (5): 1445-55. <https://doi.org/10.1007/s00784-016-1902-4>.

Hart, Douglas. 2004. 3-D Imaging system. United States patent US 20040155975, issued 2004. <http://www.google.com/patents/US20040155975>.

Holmes, J. Robert, Stephen C. Bayne, Gene A. Holland, et William D. Sulik. 1989. « Considerations in Measurement of Marginal Fit ». *The Journal of Prosthetic Dentistry* 62 (4): 405-8. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(89\)90170-4](https://doi.org/10.1016/0022-3913(89)90170-4).

Imburgia, Mario, Silvia Logozzo, Uli Hauschild, Giovanni Veronesi, Carlo Mangano, et Francesco Guido Mangano. 2017. « Accuracy of Four Intraoral Scanners in Oral Implantology: A Comparative in Vitro Study ». *BMC Oral Health* 17 (1): 92-114.

<https://doi.org/10.1186/s12903-017-0383-4>.

« International vocabulary of metrology – Basic and general concepts and associated terms (VIM) 3rd edition JCGM 200:2012 ». 2012. Bureau international des poids et mesures.

ISO 3650. 1978. « ISO 3650 : Gauge Blocks ».

ISO 5459. 2011. « ISO 5459 Spécification géométrique des produits ».

ISO 9917. 2007. « ISO 9917 : Dentistry - Water-based cements ».

ISO 12836. 2015. « ISO 12836 Dentistry - Digitizing devices for CAD/CAM systems ». <https://www.iso.org/standard/68414.html>.

Iturrate, Mikel, Harkaitz Eguiraun, Olatz Etxaniz, et Eneko Solaberrieta. 2019. « Accuracy Analysis of Complete-Arch Digital Scans in Edentulous Arches When Using an Auxiliary Geometric Device ». *The Journal of Prosthetic Dentistry* 121 (3): 447-54. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.09.017>.

Jemt, Torsten. 1991. « Failures and Complications in 391 Consecutively Inserted Fixed Prostheses Supported by Brånemark Implants in Edentulous Jaws: A Study of Treatment From the Time of Prosthesis Placement to the First Annual Checkup », 15.

Kan, Joseph Y K, Kitichai Rungcharassaeng, Khaled Bohsali, Charles J Goodacre, et Brien R Lang. 1999. « Clinical Methods for Evaluating Implant Framework Fit ». *THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY* 81 (1): 7.

Karlsson, Stig. 1993. « The Fit of Procera Titanium Crowns: An in Vitro and Clinical Study ». *Acta Odontologica Scandinavica* 51 (3): 129-34. <https://doi.org/10.3109/00016359309041158>.

Kihara, Hidemichi, Wataru Hatakeyama, Futoshi Komine, Kyoko Takafuji, Toshiyuki Takahashi, Jun Yokota, Kenta Oriso, et Hisatomo Kondo. 2020. « Accuracy and Practicality of Intraoral Scanner in Dentistry: A Literature Review ». *Journal of Prosthodontic Research* 64 (2): 109-13. <https://doi.org/10.1016/j.jpjpor.2019.07.010>.

Kim, Kyoung Rok, Kyoung-young Seo, et Sunjai Kim. 2019. « Conventional Open-Tray Impression versus Intraoral Digital Scan for Implant-Level Complete-Arch Impression ». *The Journal of Prosthetic Dentistry* 122 (6): 543-49. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.10.018>.

Kim, Ryan Jin-Young, Goran I. Benic, et Ji-Man Park. 2019. « Trueness of Digital Intraoral Impression in Reproducing Multiple Implant Position ». Édité par Sompop Bencharit. *PLOS ONE* 14 (11): e0222070. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0222070>.

Kliberg, IJ, et GM Murray. 1985. « Design of superstructures for osseointegrated fixtures. » *Swedish Dental Journal* 28: 63-69.

Kuhr, F., A. Schmidt, P. Rehmann, et B. Wöstmann. 2016. « A New Method for Assessing the Accuracy of Full Arch Impressions in Patients ». *Journal of Dentistry* 55 (décembre): 68-74. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2016.10.002>.

Lebon, Nicolas. 2017. « Impact de l'usinage par CFAO sur l'intégrité de surfaces des prothèses dentaires. » *Génie des procédés. universite Paris 13*, 175.

Leifert, Michael F., Melvyn M. Leifert, Stella S. Efstratiadis, et Thomas J. Cangialosi. 2009. « Comparison of Space Analysis Evaluations with Digital Models and Plaster Dental Casts ». *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 136: 16.e1-16.e4. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2008.11.019>.

Lo Russo, Lucio, Giammarco Caradonna, Giuseppe Troiano, Angelo Salamini, Laura Guida, et Domenico Ciavarella. 2020. « Three-Dimensional Differences between Intraoral Scans and Conventional Impressions of Edentulous Jaws: A Clinical Study ». *The Journal of Prosthetic Dentistry* 123 (2): 264-68. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.04.004>.

Logozzo, Silvia, Ari Kilpelä, Anssi Mäkynen, Elisabetta M. Zanetti, et Giordano Franceschini. 2014. « Recent Advances in Dental Optics – Part II: Experimental Tests for a New Intraoral Scanner ». *Optics and Lasers in Engineering* 54 (mars): 187-96. <https://doi.org/10.1016/j.optlaseng.2013.07.024>.

Logozzo, Silvia, Elisabetta M. Zanetti, Giordano Franceschini, Ari Kilpelä, et Anssi Mäkynen. 2014. « Recent Advances in Dental Optics – Part I: 3D Intraoral Scanners for Restorative Dentistry ». *Optics and Lasers in Engineering* 54 (mars): 203-21. <https://doi.org/10.1016/j.optlaseng.2013.07.017>.

Mangano, Francesco G., Giovanni Veronesi, Uli Hauschild, Eitan Mijiritsky, et Carlo Mangano. 2016. « Trueness and Precision of Four Intraoral Scanners in Oral Implantology: A Comparative in Vitro Study ». *PloS one* 11 (9): e0163107.

Mangano, Francesco Guido, Uli Hauschild, Giovanni Veronesi, Mario Imburgia, Carlo Mangano, et Oleg Admakin. 2019. « Trueness and Precision of 5 Intraoral Scanners in the Impressions of Single and Multiple Implants: A Comparative in Vitro Study ». *BMC Oral Health* 19 (1): 101. <https://doi.org/10.1186/s12903-019-0792-7>.

Manzella, Carlo, Cristina Bignardi, Valerio Burello, Stefano Carossa, et Gianmario Schierano. 2016. « Method to Improve Passive Fit of Frameworks on Implant-Supported

Prostheses: An in Vitro Study ». *The Journal of Prosthetic Dentistry* 116 (1): 52-58.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.01.006>.

Mehdi-Souzani, C., Y. Quinsat, C. Lartigue, et P. Bourdet. 2016. « A Knowledge Database of Qualified Digitizing Systems for the Selection of the Best System According to the Application ». *CIRP Journal of Manufacturing Science and Technology* 13 (mai): 15-23.
<https://doi.org/10.1016/j.cirpj.2015.12.002>.

Mejía, Jeison B. Carbajal, Kazumichi Wakabayashi, Takashi Nakamura, et Hirofumi Yatani. 2017. « Influence of abutment tooth geometry on the accuracy of conventional and digital methods of obtaining dental impressions ». *The Journal of Prosthetic Dentistry*.
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S002239131630600X>.

Mennito, Anthony S., Zachary P. Evans, Jansen Nash, Christopher Bocklet, Abigail Lauer (Kelly), Thierry Bacro, Monica Cayouette, Mark Ludlow, et Walter G. Renne. 2019. « Evaluation of the Trueness and Precision of Complete Arch Digital Impressions on a Human Maxilla Using Seven Different Intraoral Digital Impression Systems and a Laboratory Scanner ». *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 31 (4): 369-77.
<https://doi.org/10.1111/jerd.12485>.

Minsky, Marvin. 1961. Microscopy apparatus. United States patent US 3013467, issued 1961.
<https://www.google.com/patents/US3013467>.

Molin, Margareta K, Odont Dr, Stig L Karlsson, et Odont Dr. 2000. « A Randomized 5-Year Clinical Evaluation of 3 Ceramic Inlay Systems ». *The International Journal of Prosthodontics* 13 (3): 194-200.

Müller Philip. 2016. « Impact of Digital Intraoral Scan Strategies on the Impression Accuracy Using the TRIOS Pod Scanner ». *Quintessence International* 47 (4): 343-49.
<https://doi.org/10.3290/j.qi.a35524>.

Müller, Philipp, Andreas Ender, Tim Joda, et Joannis Katsoulis. 2016. « Impact of Digital Intraoral Scan Strategies on the Impression Accuracy Using the TRIOS Pod Scanner ». *Quintessence International* 47 (4): 343-49. <https://doi.org/10.3290/j.qi.a35524>.

Nawafleh, Noor A., Florian Mack, Jane Evans, John Mackay, et Muhanad M. Hatamleh. 2013. « Accuracy and Reliability of Methods to Measure Marginal Adaptation of Crowns and

- FDPs: A Literature Review: Methods to Measure Marginal Adaptation of Crowns and FDPs ». *Journal of Prosthodontics* 22 (5): 419-28. <https://doi.org/10.1111/jopr.12006>.
- Nedelcu, Robert G., et Anna S.K. Persson. 2014. « Scanning Accuracy and Precision in 4 Intraoral Scanners: An in Vitro Comparison Based on 3-Dimensional Analysis ». *The Journal of Prosthetic Dentistry* 112 (6): 1461-71. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.05.027>.
- Otto, Tobias. 2017. « Up to 27-Years Clinical Long-Term Results of Chairside Cerec 1 CAD/CAM Inlays and Onlays ». *International Journal of Computerized Dentistry* 20 (3): 315-29.
- Otto, Tobias, et Sabatino De Nisco. 2002. « Computer-Aided Direct Ceramic Restorations: A 10-Year Prospective Clinical Study of Cerec CAD/CAM Inlays and Onlays » 15 (2): 122-28.
- Padbury, Allan, Robert Eber, et Hom-Lay Wang. 2003. « Interactions between the Gingiva and the Margin of Restorations: Interactions between Gingiva and Margin of Restorations ». *Journal of Clinical Periodontology* 30 (5): 379-85. <https://doi.org/10.1034/j.1600-051X.2003.01277.x>.
- Papazoglou, Efstratios, William A. Brantley, et William M. Johnston. 2001. « Evaluation of High-Temperature Distortion of High-Palladium Metal-Ceramic Crowns ». *The Journal of Prosthetic Dentistry* 85 (2): 133-40. <https://doi.org/10.1067/mpr.2001.113707>.
- Passos, Leandro, Sergio Meiga, Vinicius Brigagão, et Alexandre Street. 2019. « Impact of Different Scanning Strategies on the Accuracy of Two Current Intraoral Scanning Systems in Complete-Arch Impressions: An in Vitro Study ». *International Journal of Computerized Dentistry* 22: 307-19.
- Pawley, James B., et Barry R. Masters. 2008. « Handbook of Biological Confocal Microscopy, Third Edition ». *Journal of Biomedical Optics* 13 (2): 029902. <https://doi.org/10.1117/1.2911629>.
- Persson, Anna, Agneta Odén, Matts Andersson, et Gunilla Sandborgh-Englund. 2009. « Digitization of Simulated Clinical Dental Impressions: Virtual Three-Dimensional Analysis of Exactness ». *Dental Materials* 25 (7): 929-36. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.01.100>.

Persson, Magnus, Matts Andersson, et Bo Bergman. 1995. « The Accuracy of a High-Precision Digitizer for CAD/CAM of Crowns ». *The Journal of Prosthetic Dentistry* 74 (3): 223-29. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(05\)80127-1](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(05)80127-1).

Petitjean, Yves, et Jean Schittly. 1993. *Les Empreintes en prothèse fixée*. Editions CdP.

Piette, Etienne, et Michel Goldberg. 2001. *La dent normale et pathologique*. De Boeck Supérieur.

Ragot, José. 2019. « Mesures aberrantes: détection, localisation, suppression, acceptation et robustesse ». *8ème Colloque Interdisciplinaire en Instrumentation, C2I*.

Rech-Ortega, C., L. Fernandez-Estevan, Mf. Sola-Ruiz, R. Agustin-Panadero, et C. Labaig-Rueda. 2018. « Comparative in Vitro Study of the Accuracy of Impression Techniques for Dental Implants: Direct Technique with an Elastomeric Impression Material versus Intraoral Scanner ». *Medicina Oral Patología Oral y Cirugía Bucal*, 0-0. <https://doi.org/10.4317/medoral.22822>.

Renne, Walter, Mark Ludlow, John Fryml, Zach Schurch, Anthony Mennito, Ray Kessler, et Abigail Lauer. 2017a. « Evaluation of the Accuracy of 7 Digital Scanners: An in Vitro Analysis Based on 3-Dimensional Comparisons ». *The Journal of Prosthetic Dentistry* 118 (1): 36-42. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.09.024>.

Rudolph, Heike, Harald Salmen, Matthias Moldan, Katharina Kuhn, Viktor Sichwardt, Bernd Wöstmann, et Ralph Gunnar Luthardt. 2016. « Accuracy of Intraoral and Extraoral Digital Data Acquisition for Dental Restorations ». *Journal of Applied Oral Science* 24 (1): 85-94. <https://doi.org/10.1590/1678-775720150266>.

Rutk, Vygandas. 2017. « Accuracy of Digital Implant Impressions with Intraoral Scanners. A Systematic Review ». *Eur J Oral Implantol*, n° 10: 101-20.

Schwartz, Ivy S. 1986. « A Review of Methods and Techniques to Improve the Fit of Cast Restorations ». *The Journal of Prosthetic Dentistry* 56 (3): 279-83. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(86\)90003-X](https://doi.org/10.1016/0022-3913(86)90003-X).

Seelbach, Paul, Cora Brueckel, et Bernd Wöstmann. 2013. « Accuracy of Digital and Conventional Impression Techniques and Workflow ». *Clin Oral Invest* 17: 1759-64.

Stigler, Stephen. 1981. « Gauss and the invention of least squares ». *The Annals of Statistics* 9 (3): 465-74. <https://doi.org/10.1214/aos/1176345451>.

Tsitrou, Effrosyni A., Simon E. Northeast, et Richard van Noort. 2007. « Brittleness Index of Machinable Dental Materials and Its Relation to the Marginal Chipping Factor ». *Journal of Dentistry* 35 (12): 897-902. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2007.07.002>.

Uhm, Soo-Hyuk, Jae-Hong Kim, Heng Bo Jiang, Chang-Woo Woo, Minho Chang, Kyoung-Nam Kim, Ji-Myung Bae, et Seunghan Oh. 2017. « Evaluation of the Accuracy and Precision of Four Intraoral Scanners with 70% Reduced Inlay and Four-Unit Bridge Models of International Standard ». *Dental Materials Journal* 36 (1): 27-34. <https://doi.org/10.4012/dmj.2016-064>.

Zhang, Zhengyou. 1998. « Determining the Epipolar Geometry and Its Uncertainty: A Review ». *International Journal of Computer Vision*, 35.

Zimmermann, Moritz, Andreas Ender, et Albert Mehl. 2020. « Local Accuracy of Actual Intraoral Scanning Systems for Single-Tooth Preparations in Vitro ». *The Journal of the American Dental Association* 151 (2): 127-35. <https://doi.org/10.1016/j.adaj.2019.10.022>.

FIGURES ET TABLEAUX

Fig.1.1 Schématisation de la chaîne de travail en technique traditionnelle	p.2
Fig.1.2 Exemples de restaurations prothétiques	p.4
Fig.1.3 Dénomination des axes dentaires	p.4
Fig.1.4 Vocabulaire du complexe dento-prothétique	p.5
Fig.1.1 Schématisation de la chaîne de travail de CFAO	p.9
Fig.1.2 Informations nécessaire à la réalisation d'une prothèse en CFAO	p.11
Fig.1.3 Conception assistée par ordinateur d'une prothèse de type overlay	p.12
Fig.1.4 Schématisation de la représentation graphique des contacts occlusaux	p.13
Fig.1.5 Numérisation d'une forme géométrique pleine	p.15
Fig.1.6 Numérisation progressive d'une arcade mandibulaire	p.16
Fig.1.7 Différents aspects de la qualité d'enregistrement d'un NDP	p.16
Fig.1.8 Schématisation du recalage progressif de proche en proche des multiples NDP élémentaires	p.17
Fig.1.9 Schématisation de nettoyages d'un même NDP	p.18
Fig.1.10 Schématisation de filtrages d'un même NDP	p.19
Fig.1.11 Processus de post traitement	p.20
Fig.1.12 Résumé des étapes du maillon acquisition	p.20
Fig.1.13 Illustration de principe de la fabrication d'une restauration prothétique	p.22
Fig.1.14 Organigramme des technologies d'acquisition	p.25
Fig.1.15 Système de triangulation simplifié	p.27
Fig.1.16 Schématisation de la profondeur de champs	p.28
Fig.1.17 Schématisation des angles morts	p.29
Fig.1.18 Intérêt de l'angulation	p.29
Fig.1.19 Technique par projection de masque	p.30
Fig.1.20 Schéma traditionnel de lentille convergente	p.31
Fig.1.21 Formation de l'image	p.32
Fig.1.22 Schématisation du flou	p.32
Fig.1.23 Fonctionnement du collimateur	p.33
Fig.1.24 Schématisation de la projection de « masque » en confocale	p.35
Fig.1.25 Schéma du montage d'Active Wavefront Sampling	p.36
Fig.1.26 Schématisation de la numérisation par stéréovision	p.37
Fig.1.27 Tableaux comparatifs de CIO	p.40
Fig.2.1 Représentation graphique des concepts de fidélité, justesse et exactitude de mesure	p.46
Fig.2.2 Schématisation de la caractérisation de la justesse et fidélité de mesure du modèle numérique	p.48
Fig.2.3 Illustration de la caractérisation du modèle numérique par méthode objective	p.50
Fig.2.4 Illustration de la caractérisation du modèle numérique par méthode comparative	p.51
Fig.2.5 5 Illustration de la caractérisation d'écart par méthode comparative	p.52
Fig.2.6 Processus d'inclusion des études	p.54
Fig.2.7 Influence de la taille de l'objet de référence scanné sur l'écart moyen obtenu	p.57
Fig.2.8 Code couleur et code de lecture du tableau.2.3	p.58
Fig.2.9 Schématisation de la construction d'éléments associés	p.63
Fig.2.10 Schématisation de construction d'autres éléments associés	p.64
Fig.2.11 Exemple d'objets numérisables présentant des éléments canoniques	p.65

Fig.2.12 Schématisation de la difficulté de la caractérisation de l'erreur de justesse de forme avec la méthode des éléments associés	p.67
Fig.2.13 Caractérisation de l'erreur de justesse de forme pour un cône	p.67
Fig.2.14 Détermination des valeurs d'écart des points d'un NDP par rapport à son élément associé	p.68
Fig.2.15 Schématisation de la détermination de la tolérance géométrique d'une sphère	p.69
Fig.2.16 Composantes, paramètres et indicateurs de forme	p.71
Fig.2.17 Difficulté de reproductibilité de mesure de dimension sur un élément complexe	p.72
Fig.2.18 Schématisation de la détermination de dimension d'un modèle numérique de sphère	p.73
Fig.2.19 Détermination de la justesse dimensionnelle séparant deux plans opposés supposés parallèles	p.74
Fig.2.20 Schématisation des limites du bruit de numérisation	p.75
Fig.2.21 Schématisation de la technique alternative de la détermination de dimension	p.76
Fig.2.22 Schématisation de la méthode de calcul de la dimension en chaque point	p.78
Fig.2.23 Composantes, paramètres et indicateurs de dimension	p.80
Fig.2.24 Schématisation de la construction des éléments de situation	p.82
Fig.2.25 Schématisation de l'évaluation de justesse de localisation/orientation	p.83
Fig.2.26 Composante, paramètre et indicateur de localisation/orientation	p.84
Fig.2.27 Composantes, paramètres, indicateurs et éléments numérisables pour la qualité métrologique du modèle numérique	p.85
Fig.3.1 Schématisation du montage de l'objet numérisé	p.88
Fig.3.2 Schématisation de la caractérisation du bruit de numérisation	p.90
Fig.3.3 Schématisation de l'évaluation de justesse et de fidélité de dimension	p.91
Fig.3.4 Chaîne numérique d'analyse des empreintes sur Gom Inspect	p.92
Fig.3.5 Représentation graphique des résultats du bruit de numérisation moyen	p.93
Fig.3.6 Représentation graphique des résultats de justesse moyenne et de précision moyenne	p.94
Fig.3.7 Présentation graphique des résultats de justesse et fidélité dimensionnelle sur deux axes	p.95
Fig.3.8 Représentation de deux nuages de points	p.99
Fig.4.1 Résumé du cahier des charges clinique de la numérisation de la surface d'appui prothétique	p.116
Fig.4.2 Résumé du cahier des charges clinique de la numérisation de l'environnement prothétique	p.117
Fig.4.3 3 Résumé du cahier des charges clinique de la numérisation de l'arcade complète	p.118
Fig.4.4 Schématisation de réalisation de deux prothèses conjointes	p.104
Fig.4.5 Exemple de mise en évidence de la limite de préparation sur modèle numérique pour une préparation d'overlay sur 46	p.105
Fig.4.6 Schématisation de la chaîne de travail CFAO en prothèse sur implant	p.107
Fig.4.7 Exemples d'indications de numérisation de zones d'accès restreints	p.108
Fig.4.8 Schématisation de l'effet de défauts de numérisation au niveau des zones de contacts proximaux	p.110
Fig.4.9 Zone numérisable	p.121
Fig.4.10 Forme de l'arcade dentaire	p.122
Fig.4.11 Largeur de l'arcade dentaire	p.122

Fig.4.12 Différentes multiplicité d'éléments canoniques le long de l'arcade	p.123
Fig.4.13 Objets références proposés par la norme	p.125
Fig.4.14 Adjonction des trois sextant dentaire à l'arcade	p.126
Fig.4.15 Exemples d'éléments permettant la caractérisation de numérisation de marches et de rainures	p.127
Fig.4.16 Schématisation de la problématique de caractérisation de l'intégrité d'arête	p.128
Fig.4.17 Schématisation de la caractérisation de la composante de profondeur de puits	p.129
Fig.4.18 Ajout de la préparation pour overlay et du puits cylindrique canonique à l'objet référence	p.130
Fig.4.19 Conception assistée par ordinateur des éléments canoniques de l'objet référence	p.131
Fig.4.20 Suite de la conception de l'objet sur Meshmixer	p.133
Fig.4.21 Photos du prototype d'objet référence	p.134
Fig.4.22 Schématisation de la méthodologie du protocole	p.135
Fig.4.23 Numérisation de l'objet référence	p.137
Fig.4.24 Modèles numérique obtenus à partir du scanner	p.138
Fig.4.25 Construction par éléments associés du point de situation des cylindres sur le modèle numérique	p.138
Fig.4.26 Schématisation des points de situations des cylindres et des différentes mesures de localisation entre eux	p.139
Fig.4.27 Valeurs mesurées de la longueur de la rainure et de la marche objectivables	p.141
Fig.4.28 Proposition de test de caractérisation de la numérisation de puits	p.141
Fig.4.29 Partitionnement du modèle numérique en 3 sextants dentaires	p.143
Fig.4.30 Illustration de la méthode d'obtention de la valeur d'écart moyen pour les 3 sextants	p.143
Tableau.2.1 Les 8 études incluses	p.55
Tableau.2.2 Valeurs moyenne d'écart des CIO incluses dans chaque étude	p.56
Tableau.2.3 Différences significatives entre paires de CIO	p.59
Tableau.2.4 Composantes objectives évaluables pour chaque élément canonique	p.70
Tableau.2.5 Dimensions évaluables pour chaque élément canonique	p.79
Tableau.3.1 Systèmes d'acquisition optiques sans contacts odontologiques inclus dans l'étude	p.88
Tableau.3.2 Résultats des tests de bruit de numérisation, de-justesse et de fidélité dimensionnelle	p.93
Tableau.3.3 Test de bruit de numérisation : différences significatives entre les CIO	p.96
Tableau.3.4 Test de justesse : différences significatives entre les CIO	p.97
Tableau.3.5 Test de fidélité : différences significatives entre les CIO	p.97
Tableau.4.1 Codification des localisations entre cylindres	p.139
Tableau.4.2 Codification des orientations entre cylindres	p.140
Tableau.4.3 Présentations des résultats de la CIO Carestream 3600	p.145
Annexe.1 Schématisation de fonctionnement de l'interférométrie	p.151
Annexe.2 Système de numérotation de la fédération dentaire internationale	p.151

Résumé : La Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO) permet la réalisation de pièces prothétiques dentaires par une chaîne de travail composée de différents maillons successifs. Le premier maillon de la chaîne consiste en la numérisation de l'anatomie orale du patient à l'aide d'un système d'acquisition. La qualité des pièces à la sortie de la chaîne dépend directement de la qualité de la numérisation et la communauté odontologique a donc besoin d'évaluation indépendante et objective de ces dispositifs d'acquisition. L'objectif de ce travail est de concevoir un protocole d'évaluation standardisé des systèmes d'acquisition odontologiques. La nature et la méthode d'obtention du modèle numérique sont d'abord décrites, une analyse des différentes technologies existantes en numérisation dentaire est réalisée. L'analyse des protocoles existants dans la littérature montre que l'utilisation des principes et des concepts issus de la science des mesures, la métrologie, sont parfois mal interprétés et non respectés par la communauté odontologique. Le travail réalisé a consisté à adapter et retranscrire les concepts de la métrologie dimensionnelle à l'application à la numérisation odontologique. Un premier protocole, s'appuyant sur ces concepts a été réalisé dans le cadre de la numérisation d'arcade dentaire partielle. Un second protocole d'évaluation des systèmes d'acquisitions selon plusieurs critères qui correspondent chacun à une problématique clinique de la numérisation est ensuite présenté. La mise en place de ce protocole passe par la conception d'un objet référence permettant la caractérisation objectives de ces critères. Le protocole a été testé sur une caméra intra-orale à l'aide d'un premier prototype d'objet référence. Le protocole est prometteur et la méthodologie présentée permet d'obtenir des résultats riches d'informations. La modification de certaines entités géométriques retenues lors de la conception de l'objet référence, dans le choix du matériau et de son procédé de mise en forme, ainsi que l'optimisation de la méthode de traitement des données numérisées seront nécessaires pour de futurs travaux en vue d'une standardisation du protocole.

Title : Creation of a standardized evaluation protocol for dental CAD/CAM acquisition systems

Summary : Computer Aided Design and Manufacturing (CAD/CAM) allows the realization of dental restorations by a workflow composed of different successive links. The first link consists of the digitization of the patient's anatomy using an acquisition system. The quality of the restorations at the output of the chain depends directly on the quality of the initial digitization and the odontological community is in need of independent and objective evaluations of these devices. The objective of this research is to design a standardized evaluation protocol for odontological acquisition systems. The nature and the method of obtaining the digital model are first described, an analysis of the various existing technologies applied in dental digitization is carried out. Subsequently, the analysis of existing protocols in the literature shows that the use of principles and concepts from the science of measurements, metrology, are sometimes misinterpreted and not respected by the dental community. The work carried out consisted in adapting and transcribing the concepts of dimensional metrology to the application of odontological digitization. A first protocol, based on these concepts, was carried out within the framework of the digitization of partial dental arches. A second protocol for the evaluation of acquisition systems according to various criteria, each of which corresponds to a clinical challenge of digitization, was then conceptualized. The implementation of this protocol required the design of a reference object allowing the objective characterization of these criteria. The protocol has been tested on an intra-oral camera using a prototype of the reference object. The protocol is promising and the presented methodology allows to obtain informative results. The modification of certain geometrical entities from the design of the reference object, in the choice of the material and its manufacturing process, as well as the optimization of the method of processing the digitized data will be necessary for future work in order to standardize the protocol.

Discipline : Science des matériaux

Key words : Dentistry, Prosthodontics, Computer Aided Design and Manufacturing, Medical 3D digitization, Optical scanning

Adresse du laboratoire : URB2i (Unité de Recherche Biomateriaux Innovations et Interfaces), UR 4462, Faculté d'Odontologie 1 rue Maurice Arnoux 92120 Montrouge
