



HAL
open science

Restaurations implanto-portées antérieures unitaires réalisées par CFAO directe

Alexandre Cheroux Valadie

► **To cite this version:**

Alexandre Cheroux Valadie. Restaurations implanto-portées antérieures unitaires réalisées par CFAO directe. Chirurgie. 2015. dumas-01222860

HAL Id: dumas-01222860

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01222860>

Submitted on 30 Oct 2015

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.

Université de Bordeaux
Collège des Sciences de la Santé
UFR des Sciences Odontologiques

Année 2015

N° 31

Thèse pour l'obtention du
DIPLOME D'ETAT de DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement

Par Alexandre CHEROUX

Né le 21 Octobre 1989 à Toulouse

le 17 Avril 2015

**RESTAURATIONS IMPLANTO-PORTEES
ANTERIEURES UNITAIRES REALISEES
PAR CFAO DIRECTE**

Directeur de thèse
Docteur Odile Laviolle

Membres du Jury

Président	Mme C. BERTRAND	Professeur des Universités
Directeur	Mme O. LAVIOLE	Maître de Conférences des Universités
Rapporteur	M. M. CLINKEMAILLIE	Assistant Hospitalo-Universitaire
Assesseur	Mme D. ORIEZ	Maître de Conférences des Universités
Invité	M. P. LALET	Docteur en Chirurgie Dentaire

UNIVERSITE DE BORDEAUX

Président	M. Manuel TUNON de LARA
Directeur de Collège des Sciences de la Santé	M. Jean-Luc PELLEGRIN

COLLEGE DES SCIENCES DE LA SANTE UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE DES SCIENCES ODONTOLOGIQUES

Directrice	Mme Caroline BERTRAND	58-02
Directrice Adjointe – Chargée de la Formation initiale	Mme Dominique ORIEZ	58-01
Directeur Adjoint – Chargé de la Recherche	M. Jean-Christophe FRICAIN	57-02
Directeur Adjoint – Chargé des Relations Internationales	M. Jean-François LASSERRE	58-02

ENSEIGNANTS DE L'UFR

PROFESSEURS DES UNIVERSITES

Mme Caroline	BERTRAND	Prothèse dentaire	58-02
Mme Marie-José	BOILEAU	Orthopédie dento-faciale	56-02
Mme Véronique	DUPUIS	Prothèse dentaire	58-02
M. Jean-Christophe	FRICAIN	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

Mme Elise	ARRIVÉ	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-03
Mme Cécile	BADET	Sciences biologiques	57-03
M. Etienne	BARDINET	Orthopédie dento-faciale	56-02
M. Michel	BARTALA	Prothèse dentaire	58-02
M. Cédric	BAZERT	Orthopédie dento-faciale	56-02
M. Jean-Pierre	BLANCHARD	Prothèse dentaire	58-02
M. Christophe	BOU	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-03
Mme Sylvie	BRUNET	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02
M. Sylvain	CATROS	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02
M. Stéphane	CHAPENOIRE	Sciences anatomiques et physiologiques	58-03
M. Jacques	COLAT PARROS	Sciences anatomiques et physiologiques	58-03
M. Reynald	DA COSTA NOBLE	Parodontologie	57-01
M. François	DARQUE	Orthopédie dento-faciale	56-02
M. François	DE BRONDEAU	Orthopédie dento-faciale	56-02
M. Yves	DELBOS	Odontologie pédiatrique	56-01
M. Raphael	DEVILLARD	Odontologie conservatrice- Endodontie	58-01
M. Emmanuel	D'INCAU	Prothèse dentaire	58-02
M. Bruno	ELLA NGUEMA	Sciences anatomiques et physiologiques	58-03
M. Dominique	GILLET	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M. Jean-François	LASSERRE	Prothèse dentaire	58-02

M. Yves	LAUVERJAT	Parodontologie	57-01
Mme Odile	LAVIOLE	Prothèse dentaire	58-02
M. Jean-Marie	MARTEAU	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02
Mme Javotte	NANCY	Odontologie pédiatrique	56-01
Mme Dominique	ORIEZ	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M. Jean-François	PELI	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M. Philippe	POISSON	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-03
M. Patrick	ROUAS	Odontologie pédiatrique	56-01
M. Johan	SAMOT	Sciences biologiques	57-03
Mme Maud	SAMPEUR	Orthopédie dento-faciale	56-02
M. Cyril	SEDARAT	Parodontologie	57-01
Mme Noélie	THEBAUD	Sciences biologiques	57-03
M. Eric	VACHEY	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01

ASSISTANTS

Mme Audrey	AUSSEL	Sciences biologiques	57-03
M. Terence	BARSBY	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
Mme Aurélie	BARSBY-EL-KHODER	Prothèse dentaire	58-02
M. Julien	BROTHIER	Prothèse dentaire	58-02
M. Mathieu	CLINKEMAILLIE	Prothèse dentaire	58-02
M. Mathieu	CONTREPOIS	Prothèse dentaire	58-02
M. Guillaume	CRESTE	Prothèse dentaire	58-02
Mme Clarisse	DE OLIVEIRA	Orthopédie dento-faciale	56-02
Mme Hélène	DENOST	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-03
M. Guillaume	FENOUL	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
Mme Elsa	GAROT	Odontologie pédiatrique	56-01
M. Nicolas	GLOCK	Sciences anatomiques et physiologiques	58-03
Mme Sandrine	GROS	Orthopédie dento-faciale	56-02
Mme Olivia	KEROUREDAN	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-02
Mme Alice	LE NIR	Sciences anatomiques et physiologiques	58-03
Mme Karine	LEVET	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-03
M. Alexandre	MARILLAS	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M. Matthieu	MEYER	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02
Mme Darrène	NGUYEN	Sciences biologiques	57-03
Mme Virginie	PANNEREC	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02
Mme Chloé	PELOURDE	Orthopédie dento-faciale	56-02
Mme Candice	PEYRAUD	Odontologie pédiatrique	56-01
M. Jean-Philippe	PIA	Prothèse dentaire	58-02
M. Mathieu	PITZ	Parodontologie	57-01
M. Clément	RIVES	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M. François	VIGOUROUX	Parodontologie	57-01

17/02/2015

A notre Présidente de thèse

Madame le Professeur Caroline BERTRAND
Professeur des Universités – Praticien Hospitalier
Directrice de l'UFR des Sciences Odontologiques
Sous-section Prothèse 58-02

C'est un réel honneur de vous avoir comme présidente de ce jury. J'ai beaucoup apprécié travailler à vos côtés durant mes vacances hospitalières. Veuillez trouver dans ce travail le témoignage de toute ma reconnaissance pour l'enseignement que vous m'avez apporté et de mon plus grand respect.

A notre Directeur de thèse

Madame le Docteur Odile LAVIOLE
Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier
Sous-section Prothèse 58-02

Je vous remercie sincèrement d'avoir accepté de diriger cette thèse. Merci d'avoir su m'accompagner avec justesse, patience et gentillesse, afin de me permettre de réaliser un travail dont, je l'espère, vous serez fière. Je vous remercie également pour ces trois années de clinique durant lesquelles j'ai beaucoup appris à vos côtés. J'espère que vous trouverez dans ce travail ma sincère gratitude pour tout ce que vous m'avez apporté au cours de ma formation.

A notre Rapporteur de thèse

Monsieur le Docteur Mathieu CLINKEMAILLIE
Assistant Hospitalo-Universitaire
Sous-section Prothèse 58-02

Merci d'avoir accepté de collaborer à ce travail et d'être mon rapporteur. Je vous remercie pour votre investissement et vos précieux conseils.

Soyez assuré de ma profonde reconnaissance et de mon plus grand respect.

A notre Assesseur

Madame le Docteur Dominique ORIEZ
Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier
Sous-section Odontologie Conservatrice – Endodontie 58-01

Votre présence dans ce jury était importante pour moi. Je vous remercie pour votre enseignement exigeant, juste et toujours bienveillant. Vos conseils m'ont guidé tout au long de ces six années d'études et de clinique et continueront par la suite.

Merci de juger ce travail. J'espère que vous y verrez le témoignage de toute ma gratitude et de mon plus profond respect.

A notre Invité

Monsieur le Docteur Patrice LALET

Docteur en Chirurgie Dentaire

C'est un grand plaisir pour moi de vous compter parmi les juges de ce travail.

Merci pour votre gentillesse, votre disponibilité et vos nombreux et précieux conseils qui ont su me guider tout au long de ce travail.

Vous m'avez transmis votre passion pour la CFAO.

Vous trouverez dans ce travail l'expression de tout mon respect

A mes parents : Merci pour la confiance et le soutien que vous m'avez apportés tout au long de ce travail, de mes études et tout au long de ma vie. Merci pour l'éducation et les valeurs que vous m'avez transmises. Merci pour votre amour. Ce travail vous est dédié.

A mon frère : Mon meilleur ami, mon double. Merci pour tous ces moments excellents et pour tous ceux à venir.

A Anne-Sophie : Merci pour ton soutien, ta douceur et ton amour. Merci de m'avoir supporté tout au long de ce travail. Je t'aime.

A mes grands-parents : Mamie Mimi, Papy Pierre, Mamie Lulu, merci pour votre présence et pour votre influence tout au long de ma vie. Pensée particulière pour Papy Roger.

A ma famille : A mon parrain Arnaud, ma marraine Maryse. A mes tantes et oncles Maïthé, Bernard, Christian, Dany, Evelyne, Pierrot, Catherine. A mes cousins et cousines Sophie, Pascal, Laurence, Lolo, François, Adrien, Clément, Julie, Elyse, Adrien, Yann, Esther, Pierre-Louis, Julia et enfin Sarah et Lucas. C'est votre présence à mes côtés qui a fait mon épanouissement. Merci.

A ma Famille de Coeur : A Jacqueline, Boris et Sophie. A Odile et Alain. A Vincent et Brigitte. A Alain et Fabienne. A Pierre-Henri. A Tonton Patacul et Monique. A Benoît, Sophie, Ed, Loulou et Vincent. Votre accompagnement bienveillant m'a toujours guidé. Merci.

A Jean-Marc, Nadine, Jean-Baptiste, Claude, Josiane, Nathalie, Stéphane, Célia et Sébastien. Merci pour votre accueil.

A mes amis de toujours : Olivier, Mathieu. Vous êtes comme des frangins pour moi. merci pour tous ces moments funs.

A ma DreamTeam : Mathieu, Pierre Said, Pierre Sore, Pierre Portal, merci pour ces années de folie, de Catch, de radeau, de Bière-pong... Ça n'aurait pas été pareil sans vous !

Aux copains de promo : Mon binôme Pierre G., Flo, Romain, Beubeu, P-H, Dodo... de super moments passés avec vous.

Aux copines de promo : Sarah, Alexia, Marianne, Hélène, Mathilde, Alvina, Lucie Cécile... merci pour ces bons moments.

Aux copains et copines de Fac : Marc, Alexis, Lucho, Bounce, Edouard, P-A, Adrien, Marion, Fabien, Jordan... Merci a tous.

Je tiens également à remercier :

Le docteur Arnaud Soenen : Merci pour ton aide et ta disponibilité qui m'ont beaucoup aidé durant ce travail.

Le docteur Michel Laporte : Une belle rencontre professionnelle et personnelle. J'ai beaucoup appris à tes côtés.

Table des matières

Introduction.....	11
1. Concepts actuels en prothèse implanto-portée antérieure unitaire.....	13
1.1. Objectiver l'esthétique.....	14
1.2. Facteurs prothétiques influençant le PES.....	16
1.2.1.Choix du matériau du pilier.....	16
1.2.2. Profil d'émergence.....	18
1.2.3. Mode de rétention.....	19
1.2.4. Le platform-switching ou platform-shifting.....	19
1.3. Facteurs prothétiques influençant le WES.....	21
1.3.1. Analyse de l'environnement dentaire et communication au laboratoire.....	22
1.3.2. Choix des matériaux.....	23
1.3.3. Mode de rétention.....	24
1.3.4. Travail du prothésiste.....	24
2. Apport de la CFAO à la réalisation de prothèses implanto-portées antérieures unitaires.....	26
2.1. Phase de saisie des informations.....	26
2.1.1 Technique d'empreinte utilisant les « Scanbodies ».....	29
2.1.2 Technique d'empreinte utilisant les piliers de cicatrisation Encode®.....	31
2.2. Phase de Conception Assistée par Ordinateur (CAO).....	34
2.3. Phase de Fabrication Assistée par Ordinateur (FAO).....	35
2.3.2. Fabrication additive.....	35
2.3.2. Fabrication soustractive.....	36
2.3.3. Matériaux utilisés en FAO.....	37
2.4. Les trois modes de CFAO.....	39

3. Restaurations implanto- portées antérieures unitaires réalisées par CFAO directe.....	42
3.1. Matériaux.....	44
3.1.1. Les blocs « IPS e.max CAD ».....	44
3.1.2. La base titane.....	50
3.1.3. La couronne.....	52
3.2. Protocole.....	53
3.2.1. Phase administration.....	54
3.2.2. Phase d'acquisition.....	56
3.2.3. Phase modèles.....	58
3.2.4. Phase design.....	58
3.2.5. Phase d'usinage.....	59
3.2.6. Essayage.....	64
3.2.7. Finitions et cuissons.....	65
3.2.8. Assemblage TiBase / structure pilier.....	67
3.2.9 Pose.....	69
3.2.10. Suivi.....	71
Discussion.....	72
Conclusion.....	75
Bibliographie :.....	76

Introduction.

Depuis le début des travaux de François Duret dans les années 70, La Conception Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO) dentaire n'a cessé d'évoluer et est devenue un outil incontournable à notre arsenal thérapeutique. L'intérêt croissant qu'elle suscite auprès des chirurgiens dentistes, des laboratoires et des industriels est à la mesure des possibilités qu'elle offre et en fait une discipline en constante évolution. En phase avec les concepts de dentisterie moderne tels que l'économie tissulaire, la biomimétique, la dentisterie adhésive et la biocompatibilité, ainsi que les attentes esthétiques des patients, la CFAO offre des solutions adaptées à de multiples indications(1). Forte d'un recul clinique important et largement étudiée dans la littérature scientifique, la CFAO tend à se démocratiser en France. Elle commence à être enseignée dans les universités, fait l'objet de formations continues et équipe de plus en plus de laboratoires et de cabinets dentaires(1). La CFAO directe permet la réalisation d'éléments prothétiques directement au cabinet, si possible en une séance unique. L'acquisition des données se fait directement en bouche avec une caméra numérique. Un logiciel de Conception Assistée par Ordinateur (CAO) permet le design virtuel de la pièce prothétique qui est ensuite usinée par une machine-outil de Fabrication Assistée par Ordinateur (FAO). L'évolution récente des systèmes et des matériaux, permet depuis peu la réalisation de piliers et de couronnes unitaires transvisées sur implants par CFAO directe(2). Compte tenu des exigences esthétiques, le remplacement d'une dent antérieure absente représente un grand challenge pour le praticien. Les solutions prothétiques implanto-portées conventionnelles ou par CFAO indirecte sont largement référencées et font l'objet d'un important recul clinique(3)(4). Il est possible d'évaluer les critères prothétiques influençant le succès d'une restauration implanto-portée et ainsi rendre son résultat plus prédictible.

Dans ce contexte, il est intéressant de se demander dans quelles mesures la CFAO directe permet de satisfaire aux exigences prothétiques des restaurations implanto-portées antérieures unitaires.

Avant de décrire le protocole de CFAO directe permettant la réalisation de restaurations implanto-portées antérieures unitaires , et afin de répondre à la problématique posée par ce travail, il est important, dans un premier temps, de déterminer les objectifs fixés par la réalisation de telles restaurations et d'évaluer les moyens nous permettant d'atteindre ces objectifs. Dans ce cadre, nous verrons les possibilités offertes par la CFAO en général et par la CFAO directe plus précisément pour la réalisation de restaurations implanto-portées antérieures unitaires.

1. Concepts actuels en prothèse implanto-portée antérieure unitaire

La prothèse fixée antérieure implanto-portée doit satisfaire trois objectifs : l'intégration esthétique, l'intégration fonctionnelle et l'intégration biologique.

Lors d'une restauration implanto-portée dans le secteur antérieur, l'intégration esthétique est l'une des plus grandes préoccupations du praticien comme du patient. Cependant, il est important de garder à l'esprit qu'esthétique, biologie et fonction sont intimement liées.

La biologie influence à la fois l'intégration esthétique et fonctionnelle. D'un point de vue esthétique, les complications d'intégration biologique implantaire, telles que les mucosites et péri-implantites peuvent se manifester par des signes cliniques inesthétiques allant de l'inflammation à la perte d'attache.

D'un point de vue fonctionnel, ces complications peuvent se traduire par une mobilité implantaire lors de perte d'attache importante(5).

La fonction influence à la fois l'esthétique et la biologie. L'analyse occlusale pré-implantaire et l'équilibrage occlusal de la restauration implanto-portée sont essentielles. Une sollicitation occlusale trop importante peut causer dévissage voire fracture des éléments prothétiques ou de l'implant ; entraînant des complications esthétiques immédiates(4).

Une sollicitation trop importante peut également être à l'origine de complications d'intégration biologique qui, par extrapolation, peuvent entraîner des complications esthétiques secondaires. L'influence des sollicitations occlusales sur l'intégration biologique des implants est encore à ce jour discutée et sujette à controverses(5)(6).

L'esthétique est quant à elle influencée par des éléments qui lui sont propres (prothétiques, forme, matériaux, etc...) mais également par l'intégration biologique et fonctionnelle.

Une complication biologique ou fonctionnelle peut donc être à l'origine d'un échec esthétique. De la même manière, un succès esthétique signe l'absence de complication biologique et fonctionnelle.

Malheureusement, l'esthétique est une notion hautement subjective qui doit être abordée de manière précise avec le patient afin de comprendre au mieux ses attentes.

1.1. Objectiver l'esthétique

Afin de réduire la subjectivité de l'appréciation de l'esthétique, certains auteurs imaginent des méthodes d'évaluation basées sur des critères objectifs.

En 2005, Furhauser et al. développent le « Pink Esthetic Score » (PES)(7). Le PES se concentre essentiellement sur l'aspect et l'intégration des tissus mous entourant une restauration implanto-portée unitaire . Il est basé sur l'analyse de sept paramètres :

1. présence de la papille mésiale
2. présence de la papille distale
3. niveau des tissus mous
4. contours des tissus mous
5. présence d'un défaut alvéolaire
6. texture des tissus mous
7. couleur des tissus mous

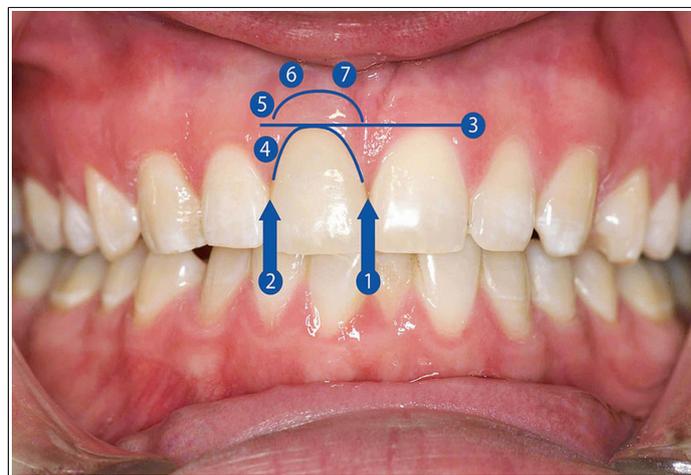


Illustration 1: Les sept paramètres du Pink Esthetic Score.(7)

Chaque paramètre se voit attribuer un score de 0, 1 ou 2; pour un résultat total de 14 au maximum. Le PES montre une bonne reproductibilité mais des différences inter profession (les orthodontistes étant plus critiques)(7).

La même année, Meijer et Raghoobar publient un nouvel indice, le « implant crown aesthetic index » (ICAI)(8). L'ICAI évalue l'esthétique des couronnes implanto-portées ainsi que l'intégration des tissus mous péri-implantaires à travers neuf critères :

1. dimension mésio-distale de la couronne
2. position du bord incisif de la couronne
3. convexité labiale de la couronne
4. couleur et translucidité de la couronne
5. état de surface de la couronne
6. position de la marge labiale de la muqueuse péri-implantaire
7. position de la muqueuse dans les embrasures proximales
8. Contour de la surface labiale de la muqueuse
9. couleur et texture de la muqueuse.

L'ICAI, surtout utilisé aux USA, présente une bonne reproductibilité intra-observateur, mais une reproductibilité inter-observateurs modérée(8).

Une étude de 2011 montre une certaine corrélation entre la perception de l'esthétique et l'évaluation par l'ICAI(9).

Belser et al. proposent en 2009 le « White Esthetic Score » (WES) pour l'analyse de la partie coronaire de la restauration prothétique(10). Cinq critères de comparaison avec les dents adjacentes sont retenus :

1. forme de la dent
2. volume de la dent
3. teinte de la dent
4. texture de surface
5. translucidité



Illustration 2: Les cinq paramètres du White Esthetic Score.(10)

Le WES est associé à une forme simplifiée du PES (regroupant texture, couleur des tissus mous et défaut alvéolaire comme un seul critère) afin d'offrir une approche plus globale de l'évaluation de l'esthétique des restaurations (PES/WES)(10).

Une étude de Hae-Lyung Cho et al. en 2010 a montré une corrélation entre le PES/WES et la satisfaction des patients(11). D'autres études se veulent plus réservées sur ces résultats(12). Une étude visant à déterminer l'impact de chaque critère du PES/WES sur l'évaluation de la satisfaction du patient est actuellement menée à l'Université de Chicago(13). Les résultats de cette étude seront publiés en 2015 et devraient apporter un nouveau regard sur l'importance de chaque facteur biologique et prothétique dans le succès des restaurations antérieures fixées implanto-portées.

Dans l'attente de ces résultats, il semble que l'esthétique puisse être difficilement objectivée de manière rationnelle. L'esthétique doit être abordée avec chaque patient de manière individuelle. Cependant, les outils d'évaluation tels que le PES/WES offrent au praticien un objectif vers lequel il doit tendre afin d'offrir à son patient le meilleur résultat esthétique possible.

Les critères développés par le PES et le WES peuvent être influencés par les caractéristiques de la restauration. Facteurs avec lesquels praticien et prothésiste doivent composer pour garantir l'intégration gingivale et morphologique de la prothèse.

1.2. Facteurs prothétiques influençant le PES

1.2.1. Choix du matériau du pilier

Le choix du matériau du pilier prothétique est un élément primordial pour le succès de la prothèse. Il dépend des exigences du cas et des propriétés, mécaniques, biologiques et esthétiques des différents matériaux.

- Propriétés mécaniques

L'intégrité à long terme du pilier dépend du choix de son matériau.

Le matériau utilisé pour la conception du pilier doit être choisi en fonction de ses propriétés mécaniques et des exigences biomécaniques du cas telles que l'importance et l'angulation des forces masticatoires(14).

La notion d'usure, le « Fretting Wear »

Une « usure par frottement » localisée au niveau du joint implant-pilier peut apparaître lorsque sont mis en relation des matériaux de dureté différente. L'état de surface ainsi que l'aire de frottement influencent également le degré d'usure. L'utilisation de pilier à base titane permet de confronter deux matériaux identiques au niveau de l'interface implant-pilier et de conserver l'étanchéité du joint(15).

- Propriétés biologiques

biocompatibilité

Le matériau utilisé pour la réalisation du pilier doit être biocompatible. C'est à dire ne pas interférer, ne pas dégrader le milieu biologique dans lequel il est utilisé. Cette propriété est particulièrement importante dans la partie transgingivale afin de garantir la stabilité des tissus péri-implantaires.(16)

Réponse des tissus mous

La réponse des tissus mous au contact du biomatériau, en termes d'adhésion, de prolifération et d'inflammation est importante pour le maintien de l'herméticité du berceau muqueux. Cette réponse varie en fonction du matériau, et de son état de surface(17).

Adhésion bactérienne

L'accumulation d'un biofilm pathogène peut conduire à des complications bactériennes (mucosites, péri-implantites). Les affinités d'adhérences bactériennes varient en fonction des matériaux et de l'état de surface(18).

- Propriétés esthétique

La teinte ainsi que les propriétés optiques du matériau dans sa partie transgingivale ont une influence sur la couleur des tissus mous. Cette notion est d'autant plus importante en présence d'un parodonte fin.

L'utilisation d'un matériau esthétiquement proche du naturel permet de placer la limite du pilier en juxta voir supra gingival et offre un contrôle des excès de ciment et un nettoyage facilité en cas de scellement de la couronne.

1.2.2. Profil d'émergence

Le profil d'émergence assure la transition entre la forme circulaire du col implantaire et la morphologie cervicale de la couronne, triangulaire pour les dents antérieures.

La personnalisation du profil d'émergence permet un modelage ainsi qu'un soutien optimal des tissus mous.

Un profil d'émergence idéal est également important pour la santé des tissus péri-implantaires car il favorise l'auto-nettoyage et le contrôle de plaque(19).

La gestion du profil d'émergence passe par deux étapes :

- Création d'un profil d'émergence optimal

Le profil d'émergence est relativement facile à travailler avec la mise en place d'une couronne provisoire.

Sa morphologie transgingivale conditionne le niveau et le contour des tissus mous ainsi que le soutien des papilles (PES). Le profil d'émergence de la couronne provisoire peut être modifié par ajout ou soustraction de résine jusqu'à obtenir une intégration esthétique optimale(20)(21).

- Enregistrement du profil d'émergence

Le profil d'émergence ainsi créé doit être enregistré avec précision lors de l'empreinte. Ces données permettent de confectionner un pilier prothétique anatomique présentant le même design transgingival que la couronne provisoire et offrant le même soutien aux tissus mous.

Afin d'éviter l'effondrement du berceau muqueux suivant la dépose de la provisoire, l'utilisation d'un transfert individualisé ou de la provisoire elle-même pour l'empreinte est indispensable. Cela permet le soutien du profil d'émergence tout au long de la prise du matériau d'empreinte. L'empreinte est alors parfaitement fidèle à la situation clinique. Le profil d'émergence enregistré correspond à celui validé lors de la temporisation(22).

1.2.3. Mode de rétention

Le choix du mode de rétention, transvissé ou scellé, est un facteur prothétique important. Parfois, l'une des options est la plus indiquée. Le reste du temps un choix doit être fait en considérant les avantages et les inconvénients de chaque mode de rétention.

Les études montrent que dans le cas du remplacement d'une couronne unitaire, aucun mode de rétention n'est significativement supérieur à l'autre (23)(24). Cependant, la prothèse vissée apporte un avantage clinique certain d'un point de vue biologique. L'absence de ciment de scellement élimine tout risque d'agression des tissus péri-implantaires pouvant affecter le PES(4).

1.2.4. Le platform-switching ou platform-shifting (4)

L'utilisation de pilier présentant un diamètre inférieur à celui du col implantaire permet de limiter la lyse osseuse consécutive à la mise en fonction de l'implant.

La mise en place d'un pilier sans « platform-switching » entraîne une résorption osseuse verticale et horizontale de 1 à 1,5 mm centrée sur le joint implant-pilier. Cette lyse osseuse serait consécutive à l'apparition d'une inflammation chronique au niveau du joint implant-pilier et à la mise en place de l'espace biologique. Les facteurs responsables de cette inflammation ainsi que leur degré d'implication restent mal identifiés.

Sont évoqués(25) :

- présence d'un micro-hiatus à la jonction implant-pilier
- vissage-dévissage répétés du pilier
- micro-mouvements du pilier par rapport à l'implant
- infiltrat bactérien le long de la jonction implant-pilier
- contraintes liées à la fonction occlusale.

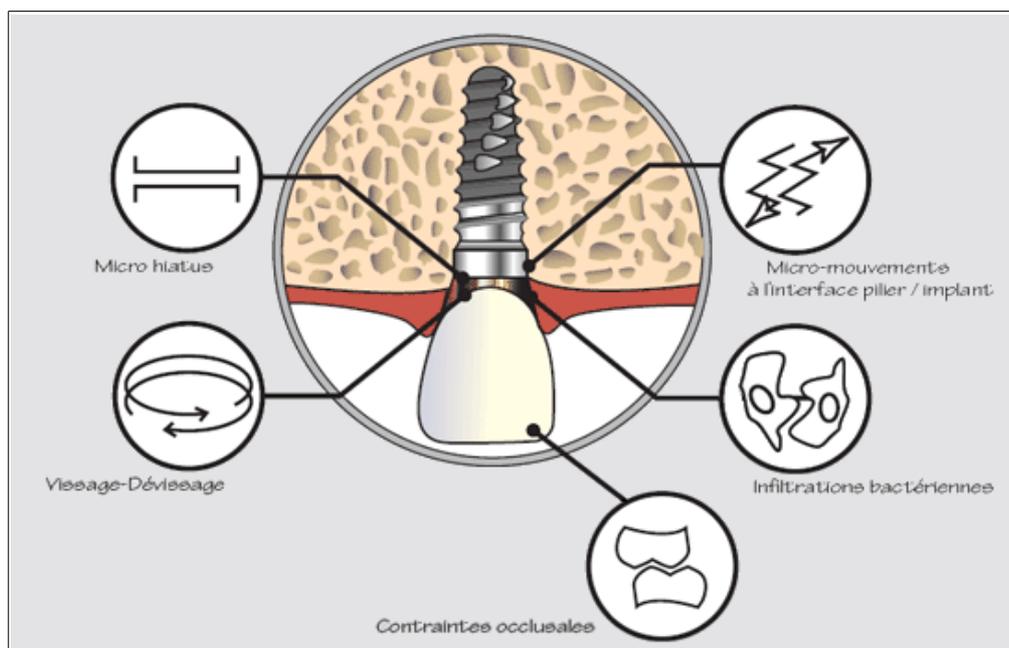


Illustration 3: Facteurs évoqués comme responsables d'une inflammation chronique à la jonction implant-pilier.(4) (25)

Le décalage en retrait du joint implant-pilier permettrait d'éloigner et de détourner la diffusion inflammatoire de l'os marginal. La mise en place de l'espace biologique se ferait de façon horizontale le long du retrait. Ainsi l'application du concept de « platform-switching » semble permettre d'empêcher l'apparition des lyses osseuses verticales et horizontales observées habituellement.

Nombre d'études menées sur le sujet montre l'efficacité du concept de « platform-switching » dans la réduction de la perte osseuse péri-implantaire. Certaines contestent une efficacité significative du « platform-switching » sans pour autant lui associer d'effet néfaste(26).

La préservation du niveau osseux péri-implantaire suggérée par l'application du « platform-switching » permettrait d'offrir de nouvelles perspectives cliniques :

- Assouplissement des règles de positionnement des implants(27).
- Gestion de l'esthétique améliorée :

Le niveau et le contour des tissus mous dépendent du soutien des structures osseuses sous-jacentes. La préservation des tissus durs qu'offre le « platform-switching » permet d'assurer une meilleure gestion de l'esthétique rose ainsi que sa stabilité dans le temps. La présence des papilles, critère important du PES, est liée à la distance entre la crête osseuse et le point de contact entre les deux couronnes adjacentes. Une distance de 3 à 5mm est requise pour obtenir une papille entre dent et implant (28)(29). Entre deux implants, la papille est présente avec une distance de 2 à 4mm(28). L'anticipation du niveau osseux péri-implantaire permet une gestion plus précise de la distance au point de contact et ainsi prévoit la présence des papilles.

1.3. Facteurs prothétiques influençant le WES

La réalisation d'une restauration s'intégrant de manière invisible dans le sourire est un véritable défi pour le praticien et le prothésiste. Elle passe par la reproduction de la morphologie et des propriétés optiques des dents de références.

1.3.1. Analyse de l'environnement dentaire et communication au laboratoire

Les critères morphologiques décrits dans le WES tels que la forme, le volume et la texture des dents adjacentes sont transmis au laboratoire par le biais de l'empreinte. C'est l'analyse de ces paramètres par le prothésiste qui lui permet de réaliser la restauration.

Concernant les critères optiques du WES tels que la teinte et la translucidité, ceux ci doivent être déterminés par le praticien afin d'être transmis au prothésiste.

Cette étape est improprement appelée « choix de teinte » dans le langage courant. En effet, la détermination de la couleur d'une dent naturelle dépasse largement la définition d'une teinte de base. Elle se développe en profondeur dans la stratification des tissus. L'opacité, la translucidité, l'opalescence, la fluorescence, la texture de surface et les caractérisations sont autant d'éléments qui interviennent dans le rendu final de la dent prothétique (30).

Bien que le WES se focalise uniquement sur la teinte et la translucidité, et que la détermination de ces deux critères suffit à la réalisation de restaurations esthétiques satisfaisantes, il faut garder à l'esprit que la perception colorée est plus complexe afin d'offrir à son patient une analyse esthétique approfondie lorsque cela s'impose.

Afin de limiter la subjectivité de la détermination visuelle de la couleur à l'aide de teintiers, de nombreux appareils d'aide au choix ou même d'appareils de détermination objective ont été mis au point. Ces appareils permettent de transmettre au laboratoire des données précises et fiables.

La photographie permet la transmission au laboratoire d'un maximum d'informations concernant les dents (teinte, saturation, translucidité, caractéristiques de surface, etc...), ainsi que celles concernant l'expression, l'harmonie du visage et la typologie faciale. Grâce aux photographies, le prothésiste est en mesure de visualiser le « contexte » dans lequel doivent être réalisées les restaurations. La vidéo est un complément permettant une vision dynamique du patient(31).

1.3.2. Choix des matériaux

Les matériaux sont choisis en fonction de leurs propriétés optiques et mécaniques afin de répondre au mieux aux exigences du cas.

- Propriétés optiques

Tout comme pour la dent naturelle stratifiée, le rendu esthétique de la restauration dépend des propriétés optiques des différents matériaux qui la composent.

D'un point de vue anatomique, il est communément admis que le noyau dentinaire opaque donne la tonalité chromatique alors que la coque d'émail plus translucide apporte la luminosité à la dent.

Par analogie, le matériau choisi pour la réalisation du pilier doit offrir une opacité et une tonalité similaires à celle du noyau dentinaire. Afin de pousser le mimétisme au maximum, la couronne peut être stratifiée avec différents matériaux opaques en profondeur et plus translucide en surface. L'aspect final de la restauration dépend donc des matériaux choisis pour la confection du pilier et pour la confection de la couronne.

- Propriétés mécaniques

Comme pour le pilier, le choix du matériau pour la réalisation de la coiffe dépend de ses propriétés mécaniques pour répondre au mieux aux exigences biomécaniques du cas.

Notion d'usure

Les restaurations prothétiques subissent des phénomènes d'usure similaires à ceux que subissent la denture (attrition, abrasion, érosion, abfraction). Ces phénomènes sont influencés par des facteurs patient tels que le régime alimentaire, les parafunctions, etc ; et des facteurs prothétiques liés au matériau utilisé et surtout à l'état de surface de la restauration. Afin de garantir une intégration durable du matériau en bouche, son usure doit se faire au même rythme que celle de la dent naturelle. L'usure de la dent antagoniste par la restauration doit également se faire de manière naturelle(32).

1.3.3. Mode de rétention

Bien que les études ne montrent pas de différence significative entre les modes de rétention vissé et scellé, la réalisation de couronnes scellées semble offrir une meilleure gestion de l'esthétique et de l'occlusion. En effet, l'absence de puis d'accès à la vis permet le respect de l'anatomie coronaire(4)(23)(24).

1.3.4. Travail du prothésiste

Aussi performantes que puissent être l'analyse de l'environnement dentaire et la détermination de la couleur, le principal problème reste l'interprétation et leur reproduction fidèle au travers des techniques cosmétiques de laboratoire. Le résultat final, intimement subjectif, est lié à l'expérience et au sens artistique du prothésiste ainsi qu'au jugement du praticien lors de l'essayage. La communication entre le cabinet et le laboratoire apparaît comme un élément essentiel à leur complémentarité et au succès du travail.

Réflexion sur le chapitre 1 :

L'esthétique est une notion hautement subjective. Afin d'appréhender au mieux les attentes des patients, certains auteurs ont quantifié les critères jouant un rôle dans l'esthétique des restaurations implanto-portées. Faute de parvenir à objectiver parfaitement l'esthétique, ces outils tels que le PES/WES offrent aux praticiens un cahier des charges des facteurs prothétiques à prendre en compte pour la réalisation d'une prothèse implanto-portée antérieure unitaire. La réalisation de la portion coronaire de la prothèse répond sensiblement aux mêmes exigences que la prothèse dento-portée et est donc bien maîtrisée par le praticien et le prothésiste. Le réel défi réside donc dans la réalisation de la partie transgingivale. De part son implication dans le résultat esthétique gingival et prothétique, le pilier apparaît comme la pierre angulaire de la restauration.

Ainsi, la connaissance des facteurs influençant le PES et le WES permet au praticien de déterminer les caractéristiques nécessaires à la future prothèse pour un résultat optimal. Ces caractéristiques doivent être transmises et conservées afin de réaliser une restauration au plus près des exigences du cas.

Dans cette optique, la CFAO se place comme un outil incontournable pour la réalisation de prothèses implanto-portées. Elle apporte exactitude, gain de temps, confort, un large choix de matériaux et permet au praticien de décider de son degré d'implication dans la réalisation de la restauration.

2. Apport de la CFAO à la réalisation de prothèses implanto-portées antérieures unitaires

Qu'elle soit indirecte, semi-directe ou directe, la CFAO se décompose en trois phases nécessitant trois unités:

La phase de saisie des informations, réalisée par une unité d'acquisition.

La phase de conception assistée par ordinateur de la pièce, réalisée par un logiciel de CAO.

a phase de fabrication assistée par ordinateur de cette pièce, réalisée par un logiciel de FAO et une unité d'usinage.

2.1. Phase de saisie des informations

La phase de saisie des informations regroupe l'acquisition et la numérisation des informations permettant enregistrement précis de la position de l'implant et de son environnement gingival et dentaire.

Elle se fait grâce à une unité d'acquisition composée de deux éléments : un récepteur et un convertisseur.

Le récepteur assure l'acquisition des données analogiques. Il s'agit de scanners tridimensionnels ou de caméras optiques. Différentes techniques de détection optique du volume sont aujourd'hui utilisées, (imagerie parallèle confocale pour le scanner iTero® ; triangulation active pour les caméras endobuccales CEREC 3® et CEREC Bleucam® ; technique du moiré pour la caméra endobuccale E4D® ; Mesure de profondeur par utilisation des propriétés de la défocalisation pour la caméra

endobuccale COS® (3M – ESPE®), pour ne citer qu'eux)(33). Selon les appareils utilisés, un poudrage à l'oxyde de titane de la zone enregistrée peut être recommandé afin d'éviter les reflets.

Le convertisseur assure la conversion des données analogiques obtenues par le récepteur en données digitales afin qu'elles puissent être traitées par le logiciel de CAO(34).

Quelle que soit la technique et l'appareil utilisé, plusieurs captures sont réalisés lors d'une empreinte optique. Le logiciel superpose les parties communes de ces clichés et les met bout à bout par concaténation. Cette acquisition peut se faire directement en bouche (empreinte directe) ou bien en extra-oral en scannant l'empreinte physico-chimique ou le modèle issu de cette empreinte (empreinte indirecte)(33). Selon la méthode d'acquisition, l'empreinte optique peut apporter exactitude, gain de temps, confort et économie de matériaux.

- Exactitude

Peu d'études s'intéressent à la phase d'acquisition en elle-même. La plus part des publications évalue la précision d'un élément fini. Ces publications offrent alors un regard sur la précision de la chaîne prothétique dans son ensemble sans pouvoir déterminer l'implication de ses différentes phases sur la précision.

L'exactitude des données acquises lors de l'empreinte est essentielle pour la réalisation de pièces prothétiques implanto-portées ajustées et passives. Lorsqu'il s'agit d'évaluer l'exactitude d'une mesure, il est important de ne pas se limiter à sa « précision ». La précision est la capacité à enregistrer la même valeur lors d'acquisitions répétées alors que la justesse la capacité à enregistrer la valeur réelle. Ainsi ce qui est précis n'est pas forcément juste. Ces deux paramètres sont donc indissociables pour évaluer l'exactitude d'une technique d'empreinte(35).

L'empreinte optique directe permet de s'affranchir des risques de déformations liés aux matériaux et aux manipulations des techniques d'empreintes conventionnelles(36). Cependant, les résultats des études évaluant et comparant l'exactitude des techniques

d'empreintes optiques et conventionnelle sont très contrastées(35)(37)(38)(39)(40)(41). Qu'elles soient physico-chimiques ou optiques, de grandes variations de précision et de justesse peuvent apparaître entre différentes empreintes. Elles sont dues à de nombreux paramètres tels que le matériau ou le système utilisé, la technique de scannage, la taille de la zone à scanner, la morphologie des éléments scannés etc... du fait de l'instabilité de ces résultats, aucun consensus n'est à ce jour établi concernant l'exactitude de l'empreinte optique d'une manière générale. Il apparaît à la lumière des résultats de ces publications, que l'empreinte optique intra-orale est indiquée pour l'enregistrement de zone de petite étendue mais ne permet pas de remplacer totalement l'empreinte conventionnelle. Concernant l'enregistrement d'arcade complète, le gold standard reste l'empreinte physico-chimique par matériaux de haute « précision » et son acquisition (ou l'acquisition du modèle) par un scanner extra-oral.

- Gain de temps, confort et économie de matériaux

Une des différences fondamentales entre une empreinte optique intra-buccale et une empreinte physico-chimique réside dans l'absence de matériaux d'empreinte. L'empreinte optique intra-buccale s'affranchit ainsi des contraintes et désagréments liés à l'utilisation de ses matériaux.

Des études in vitro récentes montrent que l'acquisition de données par empreinte optique directe offre un gain de temps considérable(42). De plus, en cas d'erreur, seul un scan de la zone mal enregistrée est nécessaire, évitant au praticien de refaire un protocole complet comme c'est le cas avec une empreinte physico-chimique(43).

L'empreinte optique intra-buccale offre également un grand confort pour le praticien, tant sur le plan de l'ergonomie lors de l'acquisition que sur le plan du stockage et du transfert des données numériques. Le confort lié au gain de temps et à l'absence de matériaux d'empreinte est aussi évident pour le patient(43).

Enfin l'absence de matériels et de matériaux d'empreinte fait de l'empreinte optique directe une technique écologique et économe en matériaux.

L'enregistrement de la position d'un implant nécessite la mise en place d'une pièce scannable sur l'implant si l'empreinte optique se fait en bouche ou sur la réplique si l'empreinte est réalisée sur le modèle. Cette pièce de scannage présente une forme particulière qui est reconnue par le logiciel lors de l'empreinte numérique et lui permet de déterminer la position de l'implant.

Deux sortes de techniques permettent actuellement la prise d'empreintes numériques d'implants : la technique utilisant des transferts scannable appelés corps de scannage ou « Scanbodies » et la technique utilisant des piliers de cicatrisation scannable Encode®(44).

2.1.1 Technique d'empreinte utilisant les « Scanbodies » (44)

Au même titre que l'empreinte physico-chimique utilise un transfert d'empreinte pour enregistrer la position d'un implant, l'empreinte numérique utilise un « transfert scannable » appelé Scanbody ou corps de scannage en français. Celui-ci est positionné sur l'implant ou sur la réplique et son scannage au moment de l'empreinte numérique fournit au logiciel des informations sur l'implant (type, position...)(45)(2).

Il existe différents types de scanbodies sur le marché en fonction de l'implant utilisé et du système choisi pour l'acquisition des données(46)(47)(48)(49).



Illustration 4:
Exemple de
Scanbody
Straumann®
(46)



Illustration 5:
Exemple de Scanbody
Camlog®
(47)



Illustration 6:
Exemple de
Scanbody
SIRONA®
(48)



Illustration 7:
Scanbody SIRONA
positionné sur un
implant en bouche
(49)

Une étude menée en 2014 par Lee et al. sur l'enregistrement de la position d'un implant montre que les modèles issus d'une empreinte optique par Scanbody présentent une exactitude similaire à celle des modèles issus d'une empreinte conventionnelle, sauf pour la position verticale de l'implant(50). Pour la technique conventionnelle comme pour la technique optique, la position verticale de l'analogue dans le modèle en plâtre ou usiné manque d'exactitude. Ces résultats semblent être liés au placement du transfert dans l'empreinte pour la coulée du modèle en plâtre et au placement de l'analogue dans le modèle usiné. Ces paramètres ainsi que l'ajustage du Scanbody sont spécifiques à l'enregistrement de la position d'un implant mais peuvent également intervenir sur l'exactitude de l'acquisition.

En effet, l'ajustage du Scanbody est décisif pour un enregistrement exact de la position de l'implant. Une étude réalisée par Stimmelmayer et al. montre que les scanbodies seraient plus ajustés sur les analogues d'implant que sur les implant(51). Ces résultats seraient dûs aux tolérances de production des pièces ainsi qu'au poudrage.

Il faut noter certaines limites à ces études. En effet elles ne portent que sur un seul type de scanbody et un seul système d'acquisition.

Les variations dimensionnelles évoquées par ces deux études restent cependant inférieures à la limite de tolérance évoquée par Ma et al. En 1997 concernant l'exactitude du positionnement d'un analogue par rapport à l'implant dont il est issu(52).

Hormis la position de l'implant, l'enregistrement du profil d'émergence est indispensable. Celui-ci peut être enregistré en bouche directement après la dépose de la couronne provisoire. Cette empreinte doit être réalisée le plus rapidement possible afin d'éviter au maximum l'effondrement du berceau muqueux.

Afin de garantir le soutien de la gencive lors de l'empreinte, Le scanbody peut être modifié et individualisé.



Illustration 8: Scanbody Strauman individualisé à partir du profil d'émergence de la couronne provisoire.(53)

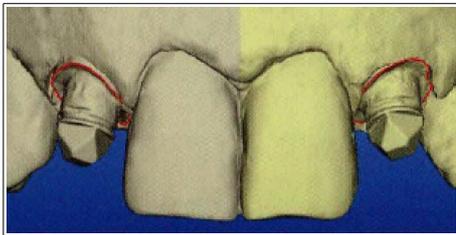


Illustration 9: Scanbody individualisé en bouche et sur le modèle numérique.(53)

Cependant, cette technique permet seulement l'enregistrement de la ligne de contour gingivale et non pas le profil d'émergence à proprement parler(53) (54).

2.1.2 Technique d'empreinte utilisant les piliers de cicatrisation Encode® (44)

Les piliers Encode® sont des piliers de cicatrisation scannables brevetés et développés par Biomet 3i®. Ils servent à la fois de pilier de cicatrisation et de transfert pour l'empreinte optique. Leur surface occlusale présente des indentations et des dépressions qui lors du scan donnent au logiciel les informations sur l'implant (type, position, profil d'émergence)(55)(56).



*Illustration 11:
Pilier de cicatrisation
Bellatek® Encode®.
(55)*



Illustration 10: Face occlusale d'un pilier Encode®.(56)

Ils sont compatibles avec les systèmes de scannage SIRONA® et 3M Lava® mais ne peuvent être mis en place que sur des implants 3i®.

Le pilier Encode® est mis en place après la pose de l'implant. Il permet la cicatrisation gingivale et façonne le profil d'émergence. De nombreux piliers sont disponibles en fonction du type d'implant et du profil d'émergence souhaité(55)(56)(57).



Illustration 12: Pilier de cicatrisation Encode® positionné en bouche. Pendant la cicatrisation, l'esthétique est assurée par un bridge provisoire.(56)



Illustration 13: Différents modèles de piliers de cicatrisation Bellatek® Encode®.(55)(57)

L'empreinte optique du pilier Encode® peut se faire directement en bouche (directe) ou à partir d'un modèle en plâtre issu d'une empreinte physico-chimique (indirecte).

Dans le cas d'une empreinte optique directe, les informations enregistrées sont transmises au serveur de 3M Espe puis envoyées au centre d'usinage Biomet 3i® pour la réalisation du pilier et au laboratoire du praticien pour la réalisation de la couronne. La couronne peut être réalisée soit à partir d'un modèle virtuel du pilier, soit à partir d'un modèle créé par stéréolithographie.

Dans le cas d'une empreinte optique indirecte, le modèle en plâtre, l'antagoniste et le mordue sont envoyés à l'usine de Valencia. Les modèles y sont scannés, le pilier est réalisé et un analogue d'implant est placé dans le maître modèle en plâtre grâce à la technologie Robocast. Le pilier est placé sur l'analogue et envoyé au laboratoire pour réaliser la couronne. Celle-ci peut également être réalisée à partir du modèle virtuel du pilier.



Illustration 14: Vue vestibulaire de la vis de cicatrisation BellaTek® Encode® en place.(56)



Illustration 15: Maître modèle en plâtre issu d'une empreinte physico-chimique.(56)

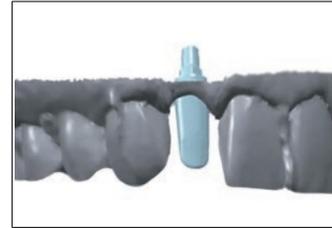


Illustration 16: Numérisation du modèle en plâtre et conception virtuelle du pilier.(56)

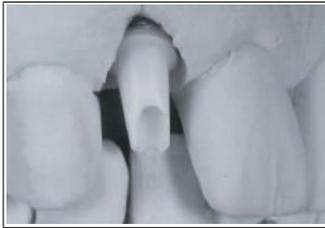


Illustration 17: Analogue et pilier placé sur le modèle en plâtre par Robocast.(56)



Illustration 18: Pilier en bouche.(56)



Illustration 19: Couronne réalisée sur le pilier.(56)

La précision de l'empreinte optique par pilier Encode® a fait l'objet de récentes études. A ce jour, seules des études in vitro portant sur la technique indirecte ont été réalisées(58)(59)(60). Ces études suggèrent que l'empreinte par pilier Encode® est moins précise qu'une empreinte physico-chimique. Ces imprécisions sont principalement dues au protocole de scannage ainsi qu'au placement de l'analogue dans le modèle par Robocast. Les distorsions de position et d'axe restent tout de même minimales et permettent à l'empreinte optique par Encode® d'être suffisamment précise pour la réalisation de couronne implanto-portée unitaire.

Les informations concernant le profil d'émergence sont également transmises par la face occlusale du pilier Encode®(44). Cependant, les piliers Encode® disponibles sur le marché ne présentant que des sections circulaires, leur indication dans le secteur antérieur (où les morphologies sont généralement triangulaires) est limitée.

Les données obtenues sont alors traitées et enregistrées au format STL puis transmises au logiciel de CAO.

2.2. Phase de Conception Assistée par Ordinateur (CAO) (61)(62)

Cette phase permet la conception virtuelle de la prothèse.

Le fichier STL obtenu par la phase d'acquisition est traité par le logiciel de CAO et un modèle de travail numérique 3D apparaît sur l'écran de l'unité de conception. Le modèle de travail peut être manipulé (translation, rotation, zoom) et retravaillé (détouré, corrigé, etc...). Une fois le modèle optimisé, l'opérateur va élaborer la future prothèse.

En s'inspirant de la morphologie d'une dent de référence ou en puisant dans sa base de données, le logiciel propose une prothèse correspondant morphologiquement aux dents du patient et s'adaptant aux limites définies par l'opérateur. Celui-ci peut alors complètement modifier les caractéristiques de la prothèse proposée (design, épaisseurs de matériaux grâce aux vues en coupe, régler l'occlusion grâce aux articulateurs virtuels, etc...). Les possibilités sont infinies et permettent à l'opérateur de concevoir une prothèse répondant au mieux aux exigences du cas.

Cette opération peut être plus ou moins chronophage en fonction de la connaissance du logiciel, de l'expérience de l'opérateur, et de la prothèse à concevoir.

La phase de CAO peut être réalisée au cabinet ou au laboratoire selon les compétences du clinicien et le degré d'implication souhaité.

Une fois la conception validée, la fabrication de la prothèse est rendue possible grâce aux machines de FAO et aux matériaux qu'elles proposent.

2.3. Phase de Fabrication Assistée par Ordinateur (FAO) (61)

La phase de FAO a pour but la fabrication de la pièce prothétique selon les critères établis au cours de la phase de CAO. Elle nécessite un logiciel de FAO et une machine-outil.

Après avoir importé les données de CAO au format STL, le logiciel de FAO génère un programme de pilotage de la machine. Ce fichier décrit les mouvements que doit réaliser la machine pour réaliser la pièce prothétique en tenant compte de la stratégie d'usinage, des outils et des matériaux. Il est ensuite transmis à la machine au format ISO et exécuté par celle-ci.

La fabrication assistée par ordinateur peut se faire de deux façons différentes selon le type de matériau employé.

2.3.2. Fabrication additive

L'évolution récente des procédés de prototypage rapide, tels que l'impression tridimensionnelle, la micro-fusion par laser, et la stéréolithographie ouvre de nouvelles perspectives en terme de fabrication assistée par ordinateur. Ces procédés permettent la réalisation de pièces prothétiques complexes impossibles à obtenir par usinage classique et offrent une économie de matériaux considérable en comparaison aux procédés soustractifs.

Cependant, l'accès limité à certains matériaux (alliages métalliques essentiellement cobalt-chrome pour la micro-fusion et cires ou résines pour l'impression 3D et la stéréolithographie) fait de la fabrication additive un procédé encore peu adapté à la prothèse implanto-portée se limitant dans ce domaine à la réalisation de modèles de travail, de maquettes calcinables ou d'éléments provisoires(61). Le prototypage rapide de matériaux céramiques est en cours d'expérimentation et pourrait représenter une des prochaines évolutions majeures des systèmes de CFAO(63).

2.3.2. Fabrication soustractive

C'est le procédé le plus courant pour les systèmes de CFAO. La pièce prothétique est usinée par fraisage à partir d'un bloc de matériaux préfabriqué(64)(65).

Les machines-outils qui usinent ces blocs sont plus ou moins complexes selon les mouvements qu'elles peuvent réaliser (3, 4 ou 5 axes)(66)(67).



Illustration 20: Exemples de blocs de matériaux usinables par technique soustractive en CFAO. (65)



Illustration 21: Les 5 axes des machines-outils utilisées en FAO. (61)



Illustration 22: Machine-outil du système CEREC®.

(66)



Illustration 23: Couronne en cours d'usinage.

(67)

Les machines 5 axes, les plus performantes, peuvent usiner des couronnes, des barres simples, des bridges, des chapes, des piliers implantaires ainsi que des pièces prothétiques complexes (barres divergentes).

Ces techniques d'usinage permettent de s'affranchir des erreurs humaines pouvant se produire au cours de la chaîne prothétique traditionnelle.

Pour les mêmes raisons qu'il est difficile d'étudier la phase d'acquisition en elle-même, l'implication de la FAO sur la précision des pièces réalisées est délicate à appréhender. Elle est intimement liée au système d'usinage utilisé ainsi qu'aux matériaux usinés.

Une étude récente compare la précision d'adaptation de restaurations implanto-portées réalisées par CFAO et par technique de coulée(68). Cette étude montre que les restaurations réalisées par CFAO offrent une haute passivité et une meilleure adaptation, plus homogène que celles réalisées par coulée.

2.3.3. Matériaux utilisés en FAO (64)

Actuellement, pratiquement toutes les restaurations dentaires peuvent être réalisées par CFAO. Les techniques soustractives permettent l'usinage de presque tous les matériaux. Cependant, les systèmes ne donnent pas accès à l'ensemble de ces matériaux selon qu'ils sont destinés à un usage de cabinet ou de laboratoire et selon leurs accords commerciaux.

- Les métaux

L'utilisation des métaux pour la CFAO couvre les mêmes indications que pour la dentisterie conventionnelle. Les métaux sont usinés à partir de blocs ou par micro-fusion laser.

Pour la réalisation de prothèses implanto-portées, le titane est le métal le plus utilisé. L'usinage du titane ne peut se faire qu'en laboratoire avec des machines spécifiques. Il possède des propriétés mécaniques intéressantes et c'est l'un des métaux les plus biocompatibles. Il est utilisé sous forme d'alliages à structure mixte alpha+beta, plus résistants que les titanes alpha et plus faciles à usiner que les titanes beta (ex : TA6V4 contenant 6 % d'aluminium et 4 % de vanadium).

D'un point de vue esthétique, le titane présente une teinte grise et est totalement opaque. La pose d'un pilier en titane au sein d'un parodonte fin peut entraîner une coloration grisâtre des tissus mous. Pour la réalisation de la coiffe, l'utilisation de céramiques très opaques est nécessaire pour cacher un pilier en titane.

- Les Céramiques

Les techniques soustractives permettent d'usiner tous les types de céramiques, qu'elles soient d'infrastructure ou de recouvrement. Pour les systèmes de cabinets, les possibilités sont limitées aux céramiques esthétiques de type feldspathique et vitrocéramiques renforcées à la leucite ou au disilicate de lithium.

Céramiques feldspathiques

Les céramiques feldspathiques sont constituées de poudres d'oxydes, fondants et pigments colorés frittés dans une matrice vitreuse. Elles sont renforcées à l'albite ou à la leucite et sont présentées sous forme de blocs prêts à usiner. Elles offrent d'excellentes propriétés optiques et sont disponibles sous forme de blocs multicouches afin de reproduire la stratification naturelle de la dent. Leurs propriétés mécaniques sont faibles limitant leurs indications aux inlays/onlays, facettes et couronnes antérieures unitaires .

Les vitrocéramiques

Les vitrocéramiques sont essentiellement composées de silice, d'alumine et de différents oxydes, opacifiants et colorants. Il existe deux grandes familles de vitrocéramiques: celle dont la phase majoritaire est la leucite et celle dont la phase majoritaire est le disilicate de lithium. Cette dernière possède des propriétés optiques similaires à celles des céramiques feldspathiques mais présente des propriétés mécaniques supérieures notamment en flexion. Leurs indications sont donc plus larges que celles des céramiques feldspathiques et s'étendent aux inlays/onlays, facettes, couronnes unitaires et depuis peu aux piliers sur implant.

- Les résines

Il peut s'agir de résines calcinables mises en formes et coulées dans un deuxième temps à la cire perdue.

Les résines peuvent également servir à la réalisation d'éléments provisoires. Elles peuvent se présenter sous la forme de blocs ou de disques prêts à être usinés avec différents choix de teintes.

L'ensemble des matériaux utilisables en CFAO est parfaitement résumé dans l'arbre ci-dessous(69).

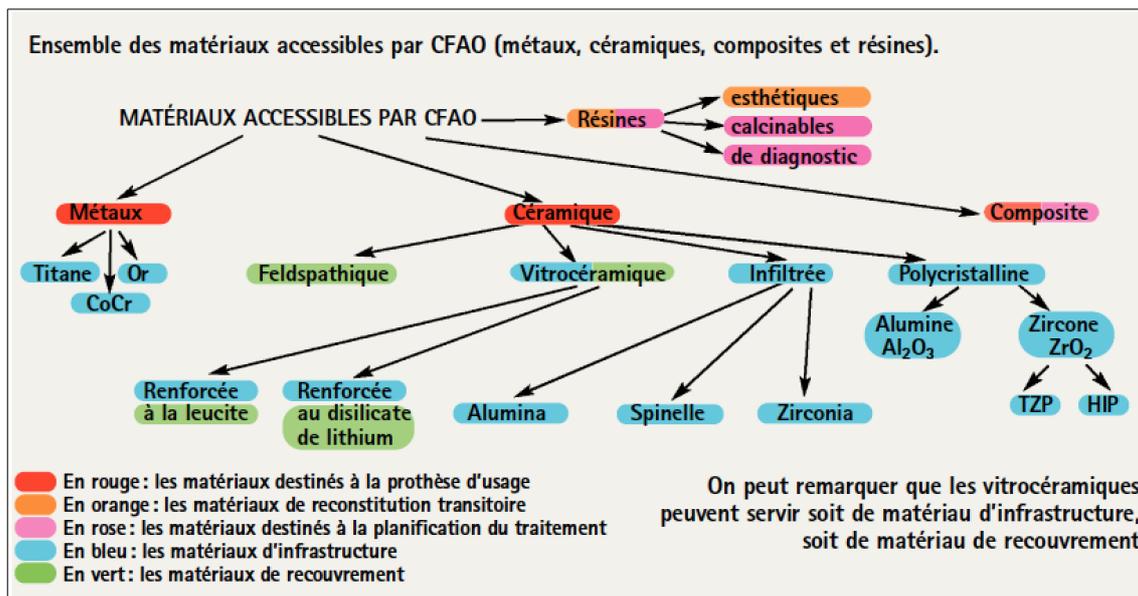


Illustration 24: Matériaux utilisables en CFAO.(69)

Il est intéressant de noter que, du fait de leurs propriétés mécaniques, les auteurs de cet arbre ont classé les vitrocéramiques à la fois en céramiques d'infrastructure et en céramiques de recouvrement.

2.4. Les trois modes de CFAO (70)

Un des avantages de la CFAO est que ses différentes étapes (acquisition, CAO, FAO) peuvent être gérées indépendamment, laissant au praticien le choix de son degré d'implication dans la chaîne prothétique selon l'indication, ses compétences et ses envies.

Avec la CFAO indirecte, l'empreinte est physico-chimique. Elle est envoyée au laboratoire qui se charge de sa numérisation, de la CAO de la pièce prothétique et de la FAO.

Avec la CFAO semi-directe, l'empreinte est une empreinte optique intra-buccale. Les modèles virtuels sont envoyés par internet au laboratoire qui réalise les étapes de CAO et de FAO.

Avec la CFAO directe, toutes les étapes se font au sein du cabinet et dans l'idéal au cours d'une seule et même séance. La CFAO directe concerne les praticiens désireux d'exploiter au maximum les avantages de l'empreinte optique intra-buccale, souhaitant maîtriser la conception et la fabrication des éléments prothétiques afin de raccourcir la chaîne prothétique tout en étant acteur décisionnaire du design de ses prothèses. Pour le patient il va de soi que le confort de l'empreinte optique intra-buccale et la possibilité de réaliser sa restauration en une seule séance remporte tous les suffrages...

A l'heure actuelle, plusieurs systèmes de CFAO permettent l'acquisition, la conception et l'usinage de restaurations au sein du cabinet dentaire (CEREC®, Lyra®, Planmeca®, etc...). La tendance à l'ouverture des systèmes devrait permettre d'accroître les possibilités de réalisation et la liberté des praticiens, mais pose la question de la compatibilité des fichiers et de la responsabilité en cas d'erreurs.

Réflexion sur le chapitre 2 :

Depuis ses débuts avec François Duret dans les années 70, la CFAO dentaire est devenue un outil incontournable à notre arsenal thérapeutique. L'engouement qu'elle suscite et le regard critique de la littérature récente permettent de définir un cadre à l'utilisation de ses techniques en mettant en avant leurs avantages mais également leurs limites. La CFAO directe offre au praticien une grande liberté dans la conception de ses prothèses. Elle apporte exactitude, confort et gain de temps mais son indication doit actuellement se limiter à l'acquisition de cadrans et à la réalisation de restaurations de petite étendue. Forte de l'évolution de ses logiciels et de ses matériaux, la CFAO directe voit ses indications étendues depuis deux ans à la réalisation de piliers et couronnes transvissés sur implants. Les piliers implantaires, jusque là réalisés en titane ou en zircone par CFAO indirecte, sont depuis lors usinables au cabinet en vitrocéramique au disilicate de lithium.

Le protocole disponible pour la réalisation de telles restaurations et implique l'utilisation du système Cerec®, du set Tibase pour l'empreinte optique et des blocs IPS e.max CAD abutment solution d'Ivoclar®(2). Ce protocole dispose d'un recul clinique relatif de deux ans et est décrit dans la littérature au travers de nombreux rapports de cas.

Depuis mars 2015 de nouveaux matériaux sont disponibles pour la réalisation des restaurations implanto-portées unitaires par CFAO directe (céramique hybride, céramique au silicate de lithium dopée au dioxyde de zirconium). Aucune publication n'étant actuellement disponible concernant l'utilisation de ces nouveaux matériaux pour la réalisation de restaurations implanto-portées, seules les restaurations à base de disilicate de lithium seront abordées dans ce travail.

3. Restaurations implanto-portées antérieure unitaires réalisées par CFAO directe (2)(62)(71)

Ce sont des restaurations hybrides composées d'éléments usinés en vitrocéramique au disilicate de lithium (e.max) collés sur une base titane. Deux approches sont possibles :

Réalisation dissociée par CFAO directe d' un pilier hybride e.max et de sa coiffe en céramique de recouvrement(72).

Réalisation par CFAO directe d'une couronne-pilier e.max monolithique(73).

Les couronne-piliers transvissés sont largement utilisées en postérieur. Leur indication dans le secteur antérieur est plus rare à cause de la gestion du puits de vis. Celui-ci ne doit pas émerger en vestibulaire pour des raisons esthétiques et ne doit pas être situé dans la zone de contacts occlusaux pour des raisons mécaniques.[Donnés fabricant] La réalisation d'un piler hybride avec coiffe dissociée qui ne présente pas ces contraintes est préférable dans le secteur antérieur. Du fait de leur caractère anecdotique pour la restauration du secteur antérieur, les couronne-piliers ne seront pas développées dans ce travail.



*Illustration 26: Pilier e.max sur base titane avec couronne dissociée.
(72)*



Illustration 25: Deux approches possibles pour la réalisation de restaurations implanto-portées unitaires par CFAO directe.(71)



Illustration 27: Couronne-pilier e.max sur base titane.(73)

L'originalité du protocole réside dans la confection du pilier hybride. Celle-ci est rendue possible grâce à deux éléments :

Les blocs « IPS e.max CAD abutment solution » : littéralement « solution pour pilier », ils sont usinables au cabinet et offrent des propriétés suffisantes pour la réalisation de piliers implantaires. Ils sont perforés afin que la pièce usinée puisse être collée à la base en titane et vissée à l'implant(2)(74).



Illustration 28: Blocs IPS e.max CAD abutment solution de Ivoclar®.(74)

La base titane : elle assure la connexion entre l'implant et le pilier. Les bases titanes développées par SIRONA® sont appelées TiBases®. Elles sont fournies dans un Kit correspondant à l'implant et comprenant une TiBase, une vis et un scanbody pour l'empreinte. La TiBase sert donc à la fois de support pour le scanbody et de base pour le pilier hybride(2)(75).



Illustration 29: Set TiBase de SIRONA®.(75)

La couronne quant à elle est usinée dans un bloc de céramique de recouvrement classique : e.max, feldspathique ou autre selon l'indication esthétique.

3.1. Matériaux (76)(77)

3.1.1. Les blocs « IPS e.max CAD »

L'IPS e.max CAD est une vitrocéramique à base de disilicate de lithium conçue pour la technologie CFAO. Il offre une alternative usinable à l'IPS e.max Press déjà présent sur le marché.

- Composition et structure:

Le matériau est produit à partir du système SiO₂-Li₂O.

Composants	Pourcentage massique
SiO ₂	57 80 %m
Li ₂ O	11 19 %m
P ₂ O ₅	0 11 %m
Autres oxydes (K ₂ O, MgO, Al ₂ O ₃ , Zr ₂ O ₃ ...)	0 41,5 %m

Tableau 1: Composition chimique de l'IPS e.max CAD en pourcentage massique.(77)

Le SiO₂ et le Li₂O sont les éléments de formation de la phase cristalline.

Le P₂O₅ est utilisé comme agent de nucléation.

Les oxydes restants interviennent dans le contrôle des propriétés de la phase vitreuse. Ils assurent la stabilité du matériau et permettent entre autres d'ajuster sa teinte et translucidité.

La spécificité de l'IPS e.max CAD réside dans sa cristallisation en deux étapes. Dans un premier temps, des cristaux de métasilicate de lithium (Li₂SiO₃) se forment alors que les nucléi de disilicate de lithium (Li₂Si₂O₅) restent dans la matrice vitreuse sous forme latente.

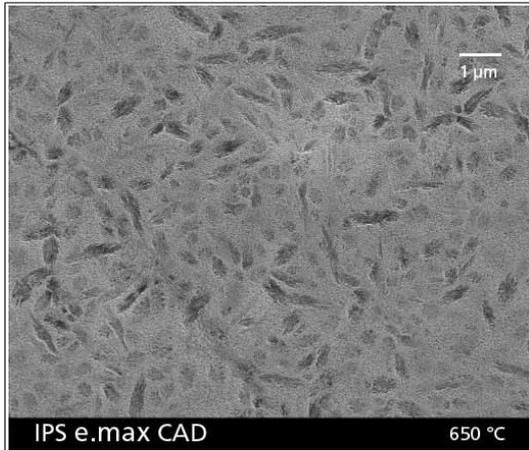


Illustration 30: Image obtenue par microscope électronique à balayage de la structure de l'IPS e.max CAD après achèvement de la première phase de cristallisation à 650°C.(surface mordancée par l'acide fluorhydrique). (77)

A cette étape, en terme de volume, le matériau contient entre 30 et 40 % de cristaux de métasilicate de lithium pour 60 à 70 % de phase vitreuse.



Illustration 31: Blocs d'e.max CAD en phase intermédiaire bleue.(78)

Cette structure ainsi que la composition du matériau lui donnent une couleur bleutée ainsi qu'une résistance à la flexion de l'ordre de 130 à 150 MPa permettant un usinage simple, rapide, précis et économique pouvant être réalisé au cabinet(78).

Dans un second temps, la restauration ainsi usinée subit un traitement thermique contrôlé dans un four de cuisson. Un nouveau processus de cristallisation se produit entre 840 et 850°C et entraîne une modification de la microstructure du matériau. La phase cristalline de métasilicate de lithium se dissout alors que les cristaux de disilicate de lithium se forment et croissent. Cette transformation aboutit à la disparition des cristaux de métasilicate de lithium et à la formation de la phase cristalline de disilicate de lithium.

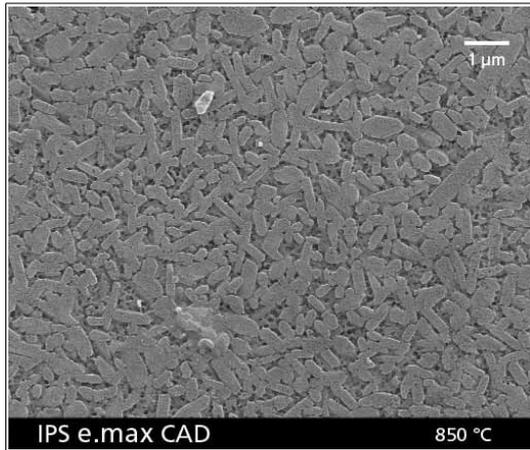


Illustration 32: Image obtenue par microscope électronique à balayage de la structure de l'IPS e.max CAD après achèvement de la deuxième phase de cristallisation à 850°C. (surface mordancée par l'acide fluorhydrique). (77)

La phase cristalline de disilicate de lithium représente alors 60 à 70 % du volume du matériau pour 30 à 40 % de phase vitreuse.

Cette transformation de structure permet d'obtenir les caractéristiques physiques définitives du matériau ainsi que les propriétés optiques attendues.

- Propriétés de l'IPS e.max CAD après cristallisation :

Les exigences liées aux propriétés du matériau sont définies par les normes (ISO6872:2008).

Propriétés		Valeurs
Résistance à la flexion biaxiale		300 - 420 MPa
Ténacité		2,0 - 2,5 MPam ^{0,5}
Module d'élasticité		90 - 100 GPa
Dureté Vickers		5700 - 5800 MPa
Solubilité chimique		30 - 50 μg/cm ²
Coefficient de dilatation thermique	(100 - 400°C)	9,75 - 10,55 10 ⁶ K ⁻¹
	(100 - 500°C)	10,20 - 10,70 10 ⁶ K ⁻¹

Tableau 2: Propriétés de l'IPS e.max CAD après cristallisation. (77)

Propriétés mécaniques

Les vitrocéramiques et les céramiques dentaires plus généralement sont des matériaux peu résistants en traction et en flexion. Leurs propriétés mécaniques sont intimement liées à leur microstructure. Elles dépendent de la répartition, du nombre, de la taille, de la forme et de l'orientation des cristaux. D'autres facteurs tels que le taux de porosité, les températures et cycles de cuisson ou l'état de surface, peuvent influencer ces propriétés. Les innovations récentes, en matière de composition et de microstructure, ont permis d'accroître considérablement les propriétés de ces matériaux et par conséquent leurs indications(79).

La résistance à la flexion est un paramètre essentiel à l'évaluation des propriétés mécaniques des céramiques dentaires. Ce notamment lors d'indication dans le secteur antérieur où les contraintes subies par la restauration sont obliques.

La norme ISO 6872:2008 détaille la valeur minimale de résistance à la flexion recommandée pour les céramiques dentaires en fonction des différentes indications. Dans le cadre d'une infrastructure, et d'une suprastructure céramique collée pour une restauration antérieure unitaire, la valeur minimale recommandée est de 300 Mpa. Cela fait de l'e.max CAD (avec ses 360 Mpa) un matériau de choix en terme de résistance à la flexion(80).

L'autre paramètre important dans l'évaluation des céramiques dentaires est la ténacité. Depuis Griffith on sait que la fracture d'une céramique se fait par propagation d'une fissure à partir d'un défaut(81) La ténacité est la capacité d'un matériau à résister à la propagation d'une fissure.

La norme ISO 6872:2008 détaille également la valeur de ténacité minimale recommandée pour les céramiques dentaires. Dans le cadre d'une infrastructure, et d'une suprastructure céramique collée pour une restauration antérieure unitaire, cette valeur est de MPam^{0.5}. L'e.max CAD est donc un matériaux de choix en terme de ténacité(80). La norme ISO 6872 est actuellement en cours de révision afin de revoir certaines de ses valeurs de recommandations(82).

Propriétés biologiques

Les céramiques dentaires sont réputées pour leur biocompatibilité élevée.

Selon la norme ISO 6872:2008 la biocompatibilité des céramiques dentaires est déterminée par leur solubilité chimique et leur radioactivité. L'e.max CAD présente des valeurs de solubilité chimique et de radioactivité largement sous les valeurs seuil définies par la norme ISO 6872:2008.

	Valeur ISO 6872:2008	Valeur IPS e.max CAD
Solubilité chimique	< 100 µg/cm ²	40 µg/cm ²
Radioactivité (²³⁸U - ²³²Th)	1,000 Bq/g	< 0,03 Bq/g

Tableau 3: Solubilité chimique et radioactivité de l'IPS e.max CAD par rapport aux valeurs seuil de la norme ISO 6872:2008. (76)

L'e.max CAD apparaît donc est un matériau de choix du point de vue de la biocompatibilité d'après les exigences de la norme ISO 6872:2008.

D'autres propriétés telles que la mutagénécité et la cytotoxicité peuvent être intéressantes à aborder, bien que ne faisant pas partie des critères des normes ISO 6872:2008 en matière de biocompatibilité.

Selon le test d'AMES, l'e.max CAD ne présente pas de potentiel mutagène(76).

Concernant la cytotoxicité, certaines études in-vitro ont montré que contrairement aux autres céramiques, les céramiques à base de disilicate de lithium ne sont pas inertes. Ces études ont montré une diminution de 50 à 70 % de l'activité mitochondriale des cellules en contact avec les céramiques à base de disilicate de lithium. Cette diminution de l'activité mitochondriale traduit un risque biologique lié au matériau. Cette cytotoxicité diminue rapidement et est inférieure à celles d'autres matériaux composites utilisés régulièrement en dentisterie restauratrice(83)(84).

D'autres études in-vitro n'ont pas montré de cytotoxicité liée aux céramiques à base de disilicate de lithium(85)(86). Des études internes d'Ivoclar® attestant de « l'absence de cytotoxicité » sont citées dans leurs rapports scientifiques mais ne sont pas autorisées à être communiquées. [Echange de mails avec un responsable scientifique Ivoclar®]

La variabilité de ces résultats peut être liée au grand nombre de méthodes d'étude de la cytotoxicité et font de cette propriété une valeur peu fiable dans l'évaluation de la biocompatibilité.

Malgré l'incertitude quant aux résultats de cytotoxicité in-vitro, l'e.max répond aux exigences de la norme ISO 6872:2008 et bénéficie d'un recul clinique important.

L'e.max présente également des propriétés intéressantes en matière d'adhésion et de prolifération cellulaire. Des études récentes montrent que le disilicate de lithium offre des résultats d'adhésion et de prolifération de cellules épithéliales à 24h et 72h supérieurs à la zircone(86). Une meilleure adhésion cellulaire est obtenue sur une surface de disilicate de lithium polie.(87).

Une surface glacée en revanche diminue l'adhésivité au matériau et permet de prévenir l'apparition du biofilm bactérien.(87).

Afin d'assurer une intégration biologique optimale, l'e.max doit être poli dans la zone transgingivale et glacée dans la zone supragingivale.

Propriétés optiques

La teinte des vitrocéramiques au disilicate de lithium dépend des ions colorants présents dans la matrice vitreuse, de leur valence et de leur environnement cristallin. Les principaux ions colorants sont :

- Les ions vanadium qui expriment une teinte bleue en valence +4 (V^{+4}) et une teinte jaune en valence +3 (V^{+3}).
- Les ions cérium (Ce^{+4}) qui expriment une teinte jaune.
- Les ions manganèse (Mn^{+3}) qui expriment une teinte brune.

Dans le cas de l'e.max CAD, les ions vanadium sont en valence +4 (V^{+4}) en présence de métasilicate de lithium, ce qui explique la couleur bleutée des blocs de phase

intermédiaire. Le traitement thermique transformant la structure cristalline du matériau affecte également les ions vanadium qui passent en valence +3 (V^{+3}) en présence de disilicate de lithium. La teinte qu'ils expriment passe alors du bleu au jaune et intervient dans la teinte finale de la restauration(87).

Un large choix de teinte est à la disposition du praticien afin de satisfaire les exigences de chaque cas.

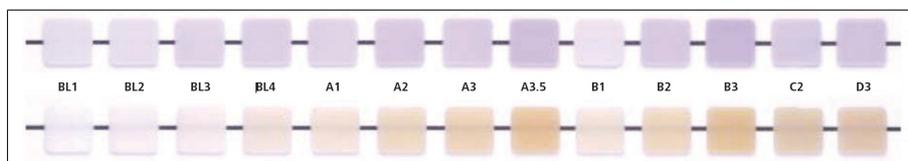


Illustration 33: Comparaison des teintes des blocs d'IPS e.max CAD avant et après cristallisation. (88)

Opacité et translucidité du matériau sont contrôlées par sa nanostructure. Ces paramètres dépendent de la diffusion et de la réfraction de la lumière aux interfaces cristaux-phase vitreuse :

Plus la diffusion lumineuse est importante plus le matériau est opaque. Plus les indices de réfraction entre cristaux et phase vitreuse sont différents, plus le matériau est opaque. Des indices de réfraction très proches, comme c'est le cas entre les cristaux de disilicate de lithium et sa phase vitreuse, permettent d'obtenir un matériau de translucidité élevé.

Afin de contrôler la translucidité de l'e.max CAD, des nanocristaux (phosphate de lithium, lithium silicate de zinc...) peuvent être incorporés comme agents opacifiants à la composition initiale. L'ajout de ces agents opacifiants ne modifie pas les propriétés mécaniques du matériau. Quatre niveaux de translucidité sont disponibles(88).

3.1.2. La base titane (2)(89)

La base titane est l'élément qui permet la connexion de la restauration usinée à l'implant. Elle est composée de titane TA6V4 et présente une partie supérieure sur laquelle est collée la restauration usinée et une partie inférieure assurant la connexion à l'implant par transvissage.

La partie supérieure du TiBase présente un système antirotationnel correspondant à la partie femelle des blocs perforés.

La partie inférieure du TiBase est variable et s'adapte à un grand nombre de systèmes implantaires. De plus, certaines TiBases présentent un design en platform-switching (Ti-base pour implant Astra Tech).

Compte tenu de ses propriétés mécaniques, la réalisation d'un pilier entièrement en e.max CAD n'est pas envisageable. L'association d'une base titane à la structure e.max est indispensable à la réalisation du pilier.

Les bases titane sont des pièces standardisées de haute précision s'adaptant parfaitement aux implants auxquels ils sont associés. Leur utilisation permettrait de garantir passivité et ajustage du pilier sur l'implant ainsi que renforcer la jonction implant-pilier. Des études sont actuellement menées par le groupe Sirona® pour évaluer l'épaisseur des microgaps implant/TiBase. [Source Sirona®]

Des études suggèrent que la zone de connexion implant-pilier est une zone plus faible pour les piliers zircone à connectique interne que pour les piliers titane. Ce notamment dans le secteur antérieur où les contraintes sont obliques. Ces études montrent que les piliers zircone connectés à une base titane présentent des résistances à la fracture supérieures à celles des piliers zircone classiques(90). Les piliers zircone classiques se fracturant de façon spécifique au niveau de la partie apicale, correspondant à la zone de jonction implant-pilier(14). D'autres études suggèrent que l'importance du microgap implant-pilier influence négativement la résistance à la fracture de ces piliers(91).



Illustration 34: Zone de faiblesse des piliers zircone à connectique interne soumis à des contraintes obliques.(14)

Aucune étude traitant des propriétés mécaniques des piliers hybrides e.max sur base titane n'est actuellement disponible. Cependant, les avantages décrits par ces articles concernant l'utilisation des bases titane pour la réalisation de piliers hybrides zircone, peuvent être extrapolés aux piliers hybrides e.max.

De plus, l'utilisation d'une base titane permet de limiter les usures par frottement pouvant apparaître à la jonction implant-pilier lorsque des matériaux différents sont utilisés pour l'implant et le pilier. Deux structures en titane sont alors en contact au niveau de la jonction implant-pilier ce qui permet de préserver l'intégrité du joint implant-pilier(15).

3.1.3. La couronne

Elle est usinée dans un bloc de céramique de recouvrement plein. Le matériau est choisi principalement en fonction de ses propriétés optiques et des exigences esthétiques du cas.

Concernant les phénomènes d'usure, des études récentes ont montré que ceux de l'e.max CAD polie face à l'émail sont comparables à ceux de l'émail face à l'émail dans des conditions physiologiques. L'usure de l'émail par l'IPS e.max CAD polie est également comparable à celle de l'émail par l'émail(32)(88)(76). Une autre étude évaluant l'usure de l'émail par différentes céramiques conclue que la céramique feldspathique cause une usure plus importante que l'e.max(92). Ces résultats font de l'IPS e.max CAD un matériau de choix sur les plans de l'usure et de l'usure antagoniste.

3.2. Protocole (62)(93)

La réalisation d'une restauration en CFAO directe avec le système CEREC se déroule en cinq phases :



L'ordre de ces phases n'est pas strictement chronologique. Il est possible de passer de l'une à l'autre ou de revenir en arrière pour effectuer des modifications ou ajouter des informations.

A ces cinq phases CEREC s'ajoutent des étapes cliniques et prothétiques :



Un cas clinique est proposé pour illustrer le protocole(94) :

Cas clinique

Patient présentant une résorption interne volumineuse sur 21 nécessitant l'extraction de la dent. L'extraction et l'implantation d'un implant Zimmer a été effectuée.



*Illustration 35: Radiographie de 21 présentant une résorption interne et dent une fois extraite.
(94)*

Illustration 36: Mise en place de l'implant.(94)

Un pilier provisoire est préparé en bouche et une couronne provisoire est usinée puis placée en bouche.



Illustration 37: Confection du pilier et de la couronne provisoire.(94)

Une fois la période de temporisation terminée, la restauration d'usage peut être réalisée.

3.2.1. Phase administration

Cette étape permet de définir les caractéristiques de la restauration et de sélectionner les paramètres liés à sa création.

Caractéristiques de la restauration :

Après avoir démarré le logiciel CEREC et renseigné les informations liées au patient, on sélectionne :

- Le type de restauration désiré, en l'occurrence « Pilier implantaire » pour une restauration implantoportée.

- Le design de la restauration. Le mode « Multicouche » est choisi afin d'obtenir le pilier et la couronne séparés.
- Le mode de design. Avec « Biogénérique Individuelle », la morphologie de la restauration est calculée selon les détails morphologiques obtenus lors de l'analyse des dents adjacentes. « Copie Biogénérique » permet de transférer à la restauration la surface d'une dent saisie avant la préparation. « Référence Biogénérique » génère une restauration individualisée à partir d'une dent de référence.

Enfin on renseigne la dent concernée par la restauration.

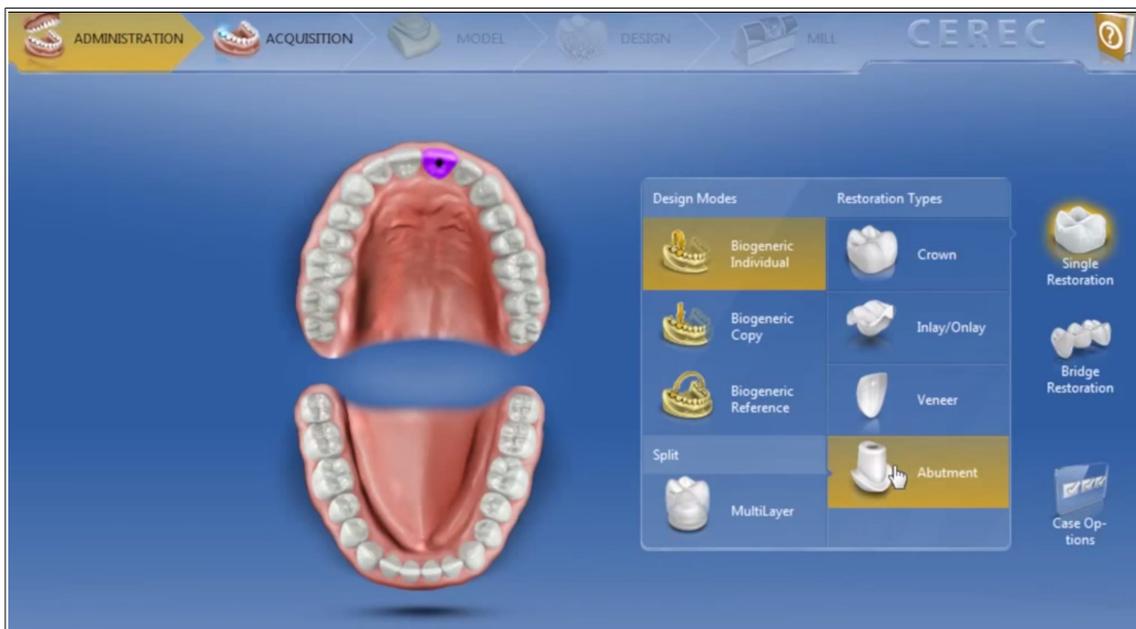


Illustration 38: Choix des caractéristiques de la restauration pour la CAO.

Paramètres de création :

On sélectionne dans le menu des étapes :

- Le type de Scanbody utilisé lors de la phase de scannage. Cela renseigne le logiciel sur le type d'implant en place.
- L'unité d'usinage utilisée (dans l'éventualité que plusieurs soient disponibles).
- Le matériau utilisé pour l'usinage de la couronne.
- Le matériau utilisé pour l'usinage du pilier.

3.2.2. Phase d'acquisition

Elle est réalisée avec la CEREC Bluecam ou la CEREC Omnicam (SIRONA).

Elle a pour but l'enregistrement de la position et de l'axe de l'implant ainsi que l'enregistrement de l'émergence gingivale.

La couronne provisoire ou le pilier de cicatrisation est déposé et l'empreinte optique de la situation gingivale est réalisée et enregistrée dans un catalogue d'images appelé "masque gingival". Cette empreinte doit être réalisée le plus rapidement possible afin d'éviter l'effondrement du berceau muqueux. Il est possible d'afficher ou d'occulter ce masque, au même titre que l'on peut retirer ou laisser la fausse-gencive d'un modèle en plâtre.



Illustration 39: Acquisition de la situation gingivale.(94)

Pour l'enregistrement de la position tridimensionnelle de l'implant, le set Tibase SIRONA® est utilisé. Le Ti-base est transvissé sur l'implant. Son ajustage est contrôlé par une radiographie rétroalvéolaire et le Scanbody est inséré sur le Ti-base. Un ergot détrompeur assure le positionnement du Scanbody sur le Ti-base. Cependant, le contrôle du bon positionnement du Scanbody sur le Ti-base peut s'avérer difficile dans des cas d'implant profondément enfouis(2)(44).

L'utilisation d'un « Scanpost », plus long qu'un TiBase, permet de faciliter et mieux contrôler son bon positionnement du Scanbody et augmente ainsi la fiabilité de l'empreinte(2)(95).



Illustration 40: Scanpost, TiBase et Scanbodies. (95)



Illustration 41: Exemple de Scanbody en bouche sur un Scanpost (haut) et sur un Tibase (bas). (49)

Trois empreintes optiques sont alors réalisées :

- Celle du secteur à restaurer avec le Scanpost et le Scanbody en place.
- Celle de l'arcade antagoniste.
- Une des faces vestibulaires en occlusion afin d'articuler les deux modèles.



Illustration 42: Acquisition de la position de l'implant, de l'antagoniste et mise en occlusion. (94)

L'ensemble des données recueillies est traité par le logiciel afin d'obtenir des modèles numériques virtuels en trois dimensions à partir desquels est modélisée la restauration.

3.2.3. Phase modèles

Cette phase permet d'éditer les modèles de travail virtuels et de débiter la CAO.

Avec l'étape « Editer le modèle », on peut limiter, corriger, supprimer ou occulter des parties des modèles afin de simplifier leur lecture et leur manipulation.

Les deux modèles antagonistes sont mis en relation par l'intermédiaire de l'empreinte effectuée en occlusion. Enfin on renseigne l'axe et l'alignement des modèles dans les trois plans de l'espace. La situation virtuelle ainsi obtenue est fidèle à la situation clinique réelle. La fonction « Zone d'ajustage » permet de masquer les dents adjacentes et ainsi travailler sur la zone d'intérêt de manière isolée comme ce serait le cas avec un modèle positif unitaire.

La Conception virtuelle de la restauration débute au cours de la phase « Modèle ». Le sommet du Scanbody est repéré permettant au logiciel de calculer la position et l'axe de l'implant. La ligne d'émergence gingivale est tracée sur le masque gingival et l'axe de la restauration est déterminé. L'angle entre l'axe de l'implant et l'axe de la restauration ne peut excéder 20°.

Une fois ces paramètres ajustés, le calcul de la morphologie de la restauration est lancé. La restauration suggérée par le logiciel peut être modifiée par le praticien au cours de la phase de design.

3.2.4. Phase design

Une palette d'outils considérable est à la disposition du praticien. Celui-ci peut modifier à sa guise le volume et la forme de la restauration et ainsi optimiser son occlusion, ses contacts proximaux et son profil d'émergence. L'outil « Fractionner » permet de passer aisément du design de la couronne à celui du pilier et inversement.

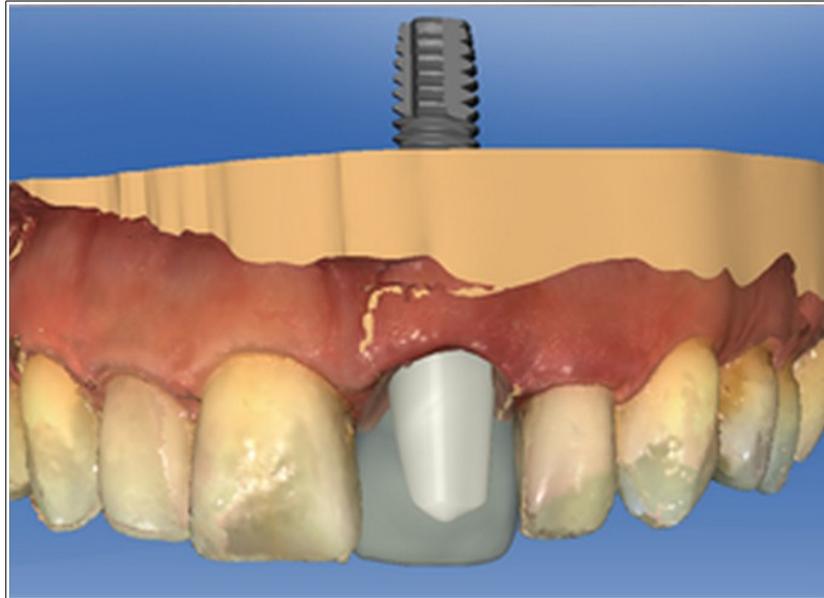


Illustration 43: Visualisation par transparence du pilier et de la couronne une fois le design réalisé.(94)

Une fois le design des éléments de la restauration satisfaisant, on peut passer à la phase d'usinage.

3.2.5. Phase d'usinage

Les deux pièces de la restauration sont usinées séparément. Le pilier à partir d'un bloc perforé, le couronne à partir d'un bloc plein.

Sur le logiciel, cette phase permet de modifier l'unité d'usinage et la taille des blocs si nécessaire.

La position de la restauration dans le bloc peut également être ajustée afin d'optimiser l'usinage, de placer correctement le point de séparation et pour les blocs stratifiés de positionner la restauration en fonction de la stratification souhaitée(93)(96)(97).

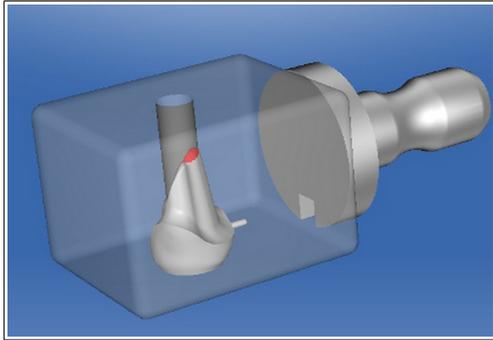


Illustration 44: Position du pilier dans le bloc. (96)



Illustration 45: Position de la couronne dans le bloc stratifié. (97)

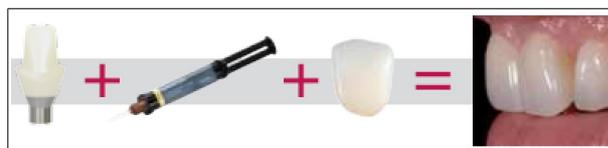
Dans le cas de la couronne, le point de séparation doit se trouver du côté vestibulaire ou oral pour ne pas gêner le contact proximal.

Il ne reste plus qu'à positionner le bloc voulu dans la machine et lancer l'usinage.

Choix des blocs :

Le choix des blocs est une étape clé afin d'obtenir une intégration esthétique et naturelle. Il est fait en fonction de la teinte et de la translucidité que l'on souhaite obtenir.

L'aspect final de la restauration dépend de la teinte et de la translucidité du pilier hybride et de la couronne, mais également de la teinte du matériau permettant le collage des ces deux éléments.



La teinte et la translucidité du pilier hybride dépendent du bloc choisi pour la structure céramique pilier et du degré d'opacité du matériau de collage au TiBase.



Le matériau recommandé par le fabricant pour le collage de la structure e.max sur le TiBase est le Multilink Hybrid Abutment. Ce composite de collage est disponible en deux degrés d'opacité : MO (medium opacity) et HO (high opacity). L'utilisation du matériau de haute opacité (HO) permet de masquer parfaitement l'aspect grisâtre du Ti-base(98).



Illustration 44: Couronne-pilier collée sur TiBase avec Multilink HybridAbutment MO (gauche) et HO(droite).(98)

Concernant la réalisation de la structure céramique e.max pour le pilier, l'utilisation de blocs d'opacité moyenne (MO) est recommandée par défaut par le fabricant car ils offrent un aspect « ciment » garantissant une apparence naturelle du pilier dans sa portion transgingivale. L'intégration esthétique est optimale même en cas de parodonte fin ou de récession gingivale. Si nécessaire, une adaptation de la teinte et des caractérisations peuvent être réalisés par maquillage.

Pour la réalisation de la couronne si le choix se porte sur l'utilisation d'un bloc e.max, une translucidité faible (LT) est recommandée. Ces blocs sont disponibles en vingt teintes différentes. La couronne peut également être finalisée par des techniques de maquillage ou de cut-back.

L'utilisation de blocs e.max à la fois pour la réalisation du pilier et de la couronne permet une maîtrise simple du choix des blocs en fonction de la teinte souhaitée.

Un tableau basé sur le teintier E.max CAD offre un support pour le choix et l'association des différents blocs en fonction de la teinte de dent souhaitée(93)(99).

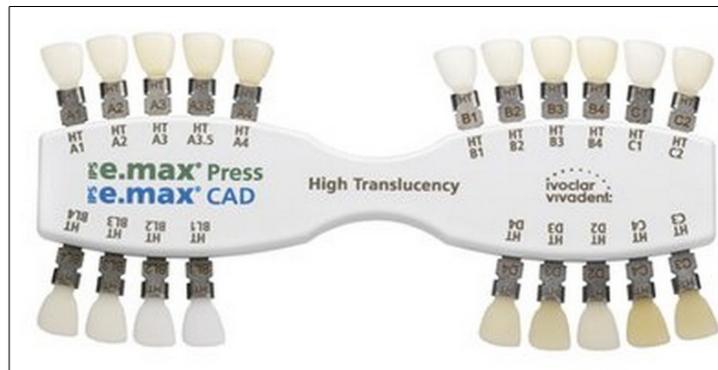


Illustration 45: Teintier IPS e.maxpress/CAD(99).

	Teinte de dent souhaitée	Teintier Bleach BL et A-D																						
		BL1	BL2	BL3	BL4	A1	A2	A3	A3,5	A4	B1	B2	B3	B4	C1	C2	C3	C4	D2	D3	D4			
Combinaison de matériaux permettant d'obtenir la teinte de dent	Collage extra-oral Pilier IPS e.max CAD / Base en titane	Base en titane																						
	Structure céramique IPS e.max CAD	MO 0				MO 1				MO 2				MO 3				MO 4				MO 3		
	Collage intra-oral Couronne sur pilier hybride	fixation adhésive, auto-adhésive ou conventionnelle, par ex. SpeedCEM																						
	Couronne IPS e.max CAD	LT BL1	LT BL2	LT BL3	LT BL4	LT A1	LT A2	LT A3	LT A3,5	LT A4	LT B1	LT B2	LT B3	LT B4	LT C1	LT C2	LT C3	LT C4	LT D2	LT D3	LT D4			

Illustration 46: Tableau de choix des matériaux(93).

Si le choix se porte sur une couronne en céramique feldspathique, aucun tableau n'est disponible et la teinte est déterminée visuellement par l'opérateur. L'utilisation de blocs stratifiés permet de jouer sur la translucidité du bord libre. Des techniques de maquillages sont également possibles.



Illustration 47: Couronne issue d'un bloc de céramique feldspathique stratifié
[cas Dr.Lalet]

Le matériau de collage recommandé pour la fixation de la couronne sur le pilier est le SpeedCEM (ivoclar). Celui-ci est disponible en trois teintes et différents degrés de translucidité afin de s'adapter le mieux au cas et d'obtenir un joint pilier-couronne le plus discret possible(100).

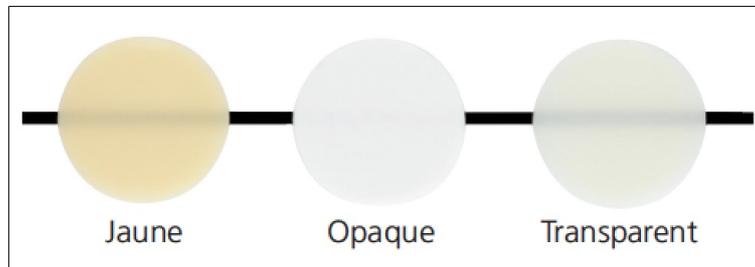


Illustration 48: Différentes teintes et translucidités disponibles pour le SpeedCEM.(100)

Une fois les pièces usinées, elles sont détachées des blocs d'usinage à l'aide d'un disque diamanté. Le point d'attache est éliminé en tenant compte du profil d'émergence et de la forme de la couronne.

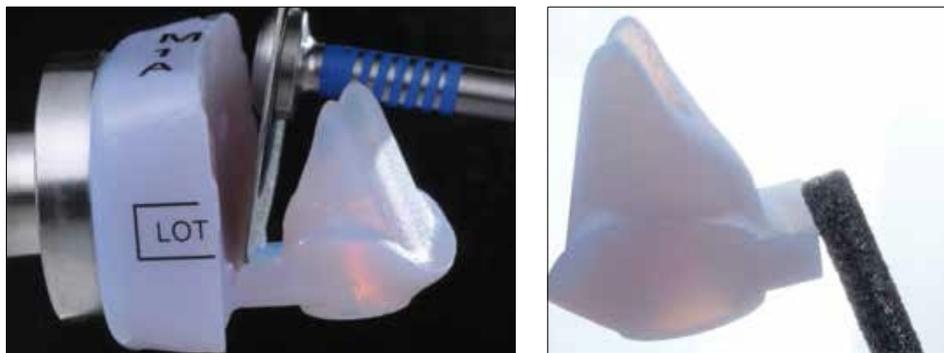


Illustration 49: Elimination du point d'attache de la pièce pilier.(93)

3.2.6. Essayage

Les différentes structures sont mises en relation afin de contrôler les ajustages Ti-base - pilier et pilier - couronne.

Des retouches sont possibles et doivent être réalisées de préférence à l'état de précristallisation (bleu) en veillant à ne pas toucher à l'épaulement ou au congé pour ne pas compromettre l'ajustage avec le Ti-base ou la couronne.

Les retouches des bords de la couronne peuvent être faites avec la couronne positionnée sur le pilier afin d'assurer une transition optimale entre les deux structures.



Illustration 50: Retouches des pièces prothétiques. (93)

Des étapes facultatives d'essayage en bouche sont possibles en fixant provisoirement les différentes structures avec un matériau à base de silicone.

Les essayages peuvent être réalisés :

Avant la cristallisation afin d'évaluer l'ajustage, l'occlusion et la forme de la restauration. Ainsi les retouches peuvent être effectuées en phase précristalline.

Après la cuisson de cristallisation afin d'évaluer le rendu final et procéder à des retouches par techniques de maquillage si nécessaire.

3.2.7. Finitions et cuissons

La finition ainsi que la cuisson des deux pièces se fait séparément.

Finition de la structure pilier.

Pour la structure pilier, trois techniques de finitions peuvent être appliquées en fonction des besoins :

- Simple polissage de la restauration précristallisée bleue si aucun maquillage n'est jugé nécessaire. Une cuisson de cristallisation est ensuite effectuée.
- Maquillage sur la restauration précristallisée. Les matériaux de glaçage et de caractérisation sont appliqués sur la pièce en phase précristallisée bleue. Une cuisson combinée est réalisée permettant d'effectuer les cuissons de cristallisation et de glaçage au cours de la même étape.
- Maquillage sur la restauration cristallisée. Les matériaux de glaçage et de caractérisation sont appliqués sur la pièce préalablement cristallisée. Une cuisson de glaçage est réalisée une fois le maquillage terminé.

Quel que soit la technique de utilisée, il est important de ne pas appliquer de matériaux de glasure ou de caractérisation au niveau des interfaces de collage avec le TiBase et la couronne, au risque de provoquer des problèmes d'ajustages. Si nécessaire, des corrections peuvent être effectuées suivies d'une nouvelle cuisson.

La finition de la structure pilier intéresse donc exclusivement le profil d'émergence. Comme nous l'avons vu dans la partie 3.1.1., la mise en place d'une restauration polie dans sa partie transgingivale assure une meilleure adhésion cellulaire alors qu'une surface glacée prévient l'adhésion bactérienne(87). La maîtrise des techniques de finition permet d'optimiser les propriétés esthétiques et biologiques de la restauration.

Finition de la couronne.

Les finitions de texture de surface sont réalisées avec des instruments rotatifs. Les ajustages de teinte et caractérisations sont réalisées soit par des techniques de maquillage et par cut-back si le maquillage seul ne suffit pas.

- Techniques de maquillage. Les techniques de maquillage utilisées pour les finitions de la couronne sont les mêmes que celles décrites plus haut pour le pilier.
- Technique du cut-back. La restauration précristallisée est partiellement réduite puis cristallisée. Les zones réduites sont alors stratifiées, la restauration est ensuite glacée, maquillée et enfin cuite avec une cuisson de glaçage. Cette technique offre des résultats hautement esthétiques. Elle peut être employée par exemple dans des cas de bord libre très translucide où les techniques de maquillage seules ne permettent pas d'obtenir une esthétique satisfaisante.



Illustration 51: Technique du cut-back.(93)

L'état de surface glacé obtenu par la finition de la couronne permet également de prévenir l'adhésion bactérienne(87).

Une fois les finitions achevées, un nouvel essayage peut être réalisé afin de valider définitivement l'esthétique avant l'assemblage et la pose de la restauration.

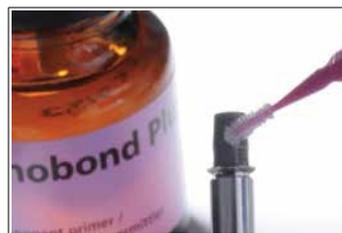
3.2.8. Assemblage TiBase / structure pilier

L'assemblage définitif de la structure pilier sur le TiBase se fait par un collage extra-oral. Cette étape répond à un protocole bien défini par le fabricant.

Une préparation soigneuse des interfaces est indispensable pour un collage adhésif optimal entre la structure en céramique et le Ti-base.

Préparation du TiBase..

- L'interface de collage est sablée,
- Le TiBase est nettoyé dans un bain à ultrasons ou au jet de vapeur,
- L'interface de collage est conditionnée par l'application de Monobond Plus durant 60 sec puis séchée.



*Illustration 52:
Préparation du
TiBase(93)*

Préparation de la structure en céramique.

- L'interface de collage est mordancée avec un gel d'acide fluorhydrique à 5 % pendant 20 secondes,
- L'interface de collage est rincée abondamment puis séchée,
- L'interface de collage est également conditionnée par l'application de Monobond Plus durant 60 sec puis séchée.



*Illustration 53:
Préparation de la
structure pilier.(93)*

L'interface de collage en e.max doit être mordancée et absolument pas sablée. Le sablage crée des micro-fissures à la surface du matériau entraînant une fragilisation considérable de la pièce(77).

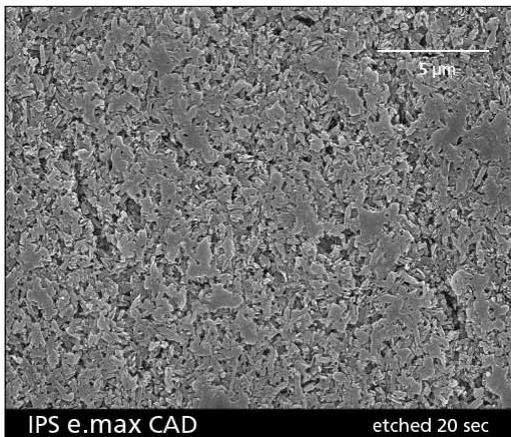


Illustration 54: Image obtenue par microscope électronique à balayage de la surface de l'IPS e.max CAD après un mordantage de 20 secondes à l'acide fluorhydrique à 5 %.(77)

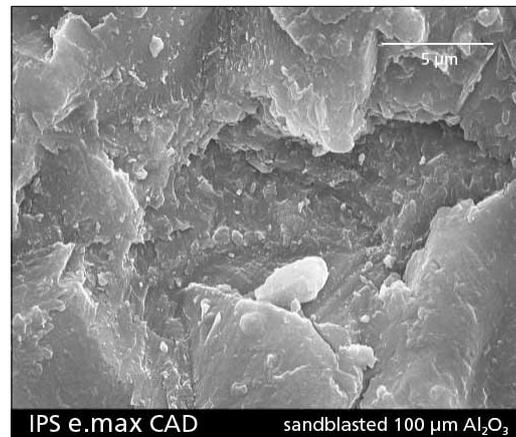


Illustration 55: Image obtenue par microscope électronique à balayage de la surface de l'IPS e.max CAD après sablage.(77)

Collage avec Multilink Hybrid Abutment.

- Le matériau de collage est appliqué en fine couche sur les surfaces à coller du TiBase et de la structure en céramique.
- La structure pilier est positionnée sur le Ti-base grâce à l'ergo détrompeur et une pression ferme de 5sec est exercée sur les pièces.
- L'excédent du puis de vis est retiré.
- L'excédent périphérique est retiré lorsque la phase de polymérisation a commencé (2-3 min).
- Un gel de glycérine est appliqué sur le joint de colle afin de prévenir la formation d'une couche inhibée.
- Les deux éléments sont maintenus en place jusqu'à l'autopolymérisation complète du composite de collage (7 min).



Illustration 56



Illustration 57



Illustration 58

- Le gel de glycérine est rincé.
- Le joint est poli avec un polissoir en caoutchouc.
- Les résidus du puis de vis sont éliminés.
- La pièce est nettoyée dans un bain à ultrason ou au jet de vapeur.



Illustration 59



*Illustration 58 à 60:
Protocole de collage de la
structure pilier sur le
TiBase.(93)*

Le pilier hybride ainsi obtenu est stérilisé avant la pose en bouche.

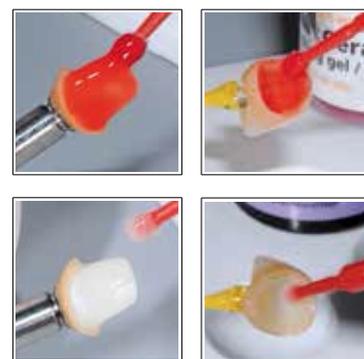
3.2.9 Pose

Avant la fixation, le conditionnement des interfaces de collage est déterminant pour la création d'une connexion étroite entre le pilier hybride et la couronne.

Préparation des interfaces de collage :

Il se fait en extra-oral. Les deux structures sont traitées de la même manière :

- Les interfaces de collage sont mordancées avec un gel d'acide fluorhydrique à 5 % pendant 20 secondes.
- Rincer abondamment et sécher.
- Appliquer Monobond Plus sur les interfaces de collage, attendre 60 secondes puis sécher.



*Illustration 61:
conditionnement des
interfaces de collage(93).*

Pose du pilier hybride et collage de la couronne:

Après avoir retiré la couronne provisoire et contrôlé la situation péri-implantaire, la restauration peut être mise en place :

- Le pilier est mis en place et vissé. Le vissage est terminé à la clé dynamométrique selon le mode d'emploi du fabricant.
- Une boulette de coton, mousse ou encore Téflon est insérée dans le puis de vis et celui-ci est obturé au composite.
- Le matériau de collage (SpeedCEM recommandé par le fabricant) est appliqué dans l'intrados de la couronne.
- La couronne est positionnée et maintenue sur le pilier.
- Un flash de polymérisation est effectué afin de pouvoir éliminer les excédents de matériau de collage.
- Le joint de collage est recouvert de gel à la glycérine et la polymérisation est achevée à l'aide d'une lampe à LED.
- Une fois la polymérisation terminée le gel à la glycérine est rincé à l'eau.
- Les contrôles occlusaux, phonétique ainsi que les éventuelles retouches sont effectuées.



Illustration 62: Situation péri-implantaire après dépose de la couronne provisoire.(94)



Illustration 63: Vissage du pilier, collage de la coiffe et radiographie de contrôle.(94)



Illustration 64: Résultat final.(94)

3.2.10. Suivi (4)

La maintenance est une phase indispensable du traitement implantaire. Elle permet de préserver un environnement implantaire sain afin de garantir l'intégration esthétique biologique et fonctionnelle de la restauration implanto-portée dans le temps.

Les séances de suivi permettent d'évaluer l'efficacité du contrôle de plaque du patient, la santé parodontale et l'état des tissus péri-implantaire ainsi que l'état des éléments prothétiques. Une évaluation de l'évolution du PES/WES par le biais de photos prises aux différentes séances peut permettre un jugement dynamique de l'évolution de la restauration.

Réflexion sur le chapitre 3 :

Le protocole permettant actuellement la réalisation de piliers implanto-portés par CFAO directe implique l'utilisation du système Cerec®, du set TiBase et des blocs IPS e.max CAD abutment solution d'Ivoclar®. La couronne est quant à elle réalisée à partir d'un bloc de céramique de recouvrement. Du fait de sa nouveauté, le protocole manque cruellement d'études. Cependant, les éléments qui le composent et leur mise en oeuvre disposent d'un recul clinique important pour d'autres indications. De plus, les résultats exposés par les nombreux rapports de cas justifient l'intérêt à porter à ce protocole.

Discussion

Dans l'attente de résultats cliniques à moyen terme et dans le but de répondre à la problématique posée par ce travail, il semble intéressant de comparer le protocole de CFAO directe permettant la réalisation de restaurations implanto-portées antérieures unitaires au « cahier des charges » décrit dans la première partie. Cette analyse devrait permettre d'évaluer les avantages du protocole et d'appréhender de possibles limites pouvant ouvrir sur des évolutions futures.

Les facteurs prothétiques à prendre en compte pour la réalisation de la prothèse peuvent être analysés selon qu'ils interviennent dans la réalisation du pilier, de la coiffe ou sur le mode de rétention de ces deux éléments.

- Analyse de la réalisation du pilier :

Concernant le matériau du pilier, l'e.max semble être un matériau de choix.

Bien que les propriétés du couple e.max/TiBase n'ont pas encore fait l'objet d'étude, les propriétés mécaniques de l'e.max répondent aux attentes des normes ISO dans le cadre de la réalisation d'une infrastructure. D'autre part, l'utilisation d'un TiBase offre de nombreux avantages.

Du point de vue biologique, les propriétés de l'e.max sont particulièrement intéressantes en matière de réponse des tissus mous et d'adhésion bactérienne. Cependant, bien qu'il réponde aux normes ISO en matière de biocompatibilité, une zone d'ombre demeure concernant la cytotoxicité.

Enfin, l'e.max offre d'excellents résultats esthétiques.

Concernant l'enregistrement du profil d'émergence, l'acquisition optique du masque gingival se fait sans soutien du berceau muqueux, induisant des risques d'erreurs d'enregistrement. A contrario, l'utilisation d'un scanbody individualisé offre un soutien optimal de la gencive au cours de l'empreinte mais ne permet pas l'enregistrement du profil d'émergence, seulement celui de la ligne de contours gingival. Une technique

permettant de scanner le profil d'émergence directement sur le façonneur gingival (couronne provisoire) et de l'associer au masque gingival permettrait de résoudre ce problème et d'accroître l'exactitude de l'enregistrement du profil d'émergence.

Concernant le platform-switching, seuls quelques TiBases l'incluent à leur profil. Le TiBase étant choisi en fonction de l'implant, le praticien est donc contraint dans son choix d'implant s'il veut réaliser un pilier en platform-switching.

- Analyse de la réalisation de la coiffe :

La réalisation de la coiffe répond aux mêmes critères que ceux d'une couronne dentoportée. Or l'utilisation de la CFAO directe pour la réalisation de couronnes dentoportées bénéficie d'un recul clinique important et est bien maîtrisée. Ainsi, la CFAO directe offre un réel choix de matériaux permettant d'adapter teinte et translucidité aux exigences du cas. De plus, l'exactitude de l'empreinte optique pour la réalisation de prothèse unitaire offre un support hautement fiable pour l'étude de l'environnement dentaire et la conception de la couronne. Les outils de CAO permettent une maîtrise parfaite des formes et volumes de la couronne. Enfin, les possibilités de finition de texture, de maquillage, voire de cut-back si nécessaire, finissent de répondre aux exigences prothétiques pour la réalisation de la coiffe.

- Analyse du mode de rétention :

Le mode de rétention des deux éléments prothétiques associe à la fois vissage et scellement. Le pilier est transvissé offrant au protocole les avantages biologiques du vissage. La couronne est quant à elle collée et garantit une esthétique optimale. De plus l'utilisation de deux matériaux hautement esthétiques (voire du même matériau) pour la réalisation du pilier et de la couronne et d'un matériau de collage de teinte adaptée permet de placer la limite pilier-couronne en juxta voire supra-gingival. Offrant ainsi un contrôle optimal des fusées de matériau de collage.

Ainsi, il apparaît actuellement que la CFAO directe ne répond que partiellement aux exigences prothétiques des couronnes implanto-portées antérieures unitaires. Des évolutions sont envisageables concernant la réalisation du pilier hybride et un recul clinique suffisant est nécessaire afin de pouvoir se positionner de façon objective sur le protocole. Cependant les nombreux rapports de cas publiés sur le protocole laissent entrevoir des résultats très favorables.

Conclusion

En 40 ans, la CFAO s'est imposée comme une alternative fiable à la chaîne prothétique conventionnelle. Ses indications sont multiples, ses avantages certains et ses limites bien définies par les nombreuses publications dont elle fait l'objet.

La réalisation de piliers et couronnes transvissés sur implant par CFAO directe, possible depuis peu, apparaît comme une évolution majeure. L'analyse des méthodes d'évaluation de l'esthétique offrent au praticien un regard complet sur les critères de réalisation des couronnes implanto-portées. Le protocole de CFAO directe actuellement disponible pour la réalisation de telles restaurations semble offrir d'excellents résultats au regard des rapports de cas. Cependant, quelques évolutions sont nécessaires, notamment concernant l'enregistrement du profil d'émergence afin que la CFAO directe puisse satisfaire pleinement les exigences prothétiques liées à la réalisation des restaurations implanto-portées antérieures unitaires. Dans l'attente d'un recul clinique suffisant pour juger ce protocole, l'évolution des systèmes et des logiciels ainsi que l'arrivée sur le marché de nouveaux matériaux devraient offrir des solutions et de nouvelles perspectives.

Bibliographie

1. Fron H, Moussally C, Chieze JB. Place de la CFAO directe dans la dentisterie moderne. *L'information dentaire*. 2010;(51):28–31.
2. Rauscher O. Impressionless implant-supported restorations with Cerec 4.2. *International Journal of Computerized Dentistry*. 2014;17(2):159–68.
3. Higginbottom F, Belser U, Jones JD, Keith SE. Prosthetic management of implants in the esthetic zone. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2004;19 Suppl:62–72.
4. Davarpanah M, Szmukler-Moncler S, Collectif. *Manuel d'implantologie clinique : Concepts, intégration des protocoles et esquisses de nouveaux paradigmes*. Édition : 3e édition. Rueil-Malmaison: Cahiers de prothèses éditions; 2012. 656 p.
5. Becker J, Schwarz F. *Peri-implant infection : étiology, diagnosis and treatment*. Quintessence; 2010. 312 p.
6. Pesce P, Menini M, Tealdo T, Bevilacqua M, Pera F, Pera P. Peri-implantitis: a systematic review of recently published papers. *The International Journal of Prosthodontics*. 2014;27(1):15–25.
7. Fürhauser R, Florescu D, Benesch T, Haas R, Mailath G, Watzek G. Evaluation of soft tissue around single-tooth implant crowns: the pink esthetic score. *Clinical Oral Implants Research*. 2005;16(6):639–44.
8. Meijer HJA, Stellingsma K, Meijndert L, Raghoobar GM. A new index for rating aesthetics of implant-supported single crowns and adjacent soft tissues – the Implant Crown Aesthetic Index. *Clinical Oral Implants Research*. 2005;16(6):645–9.
9. Vilhjálmsson VH, Klock KS, Størksen K, Bårdsen A. Aesthetics of implant-supported single anterior maxillary crowns evaluated by objective indices and participants' perceptions. *Clinical Oral Implants Research*. 2011;22(12):1399–403.
10. Belser UC, Grütter L, Vailati F, Bornstein MM, Weber H-P, Buser D. Outcome evaluation of early placed maxillary anterior single-tooth implants using objective esthetic criteria: a cross-sectional, retrospective study in 45 patients with a 2- to 4-year follow-up using pink and white esthetic scores. *Journal of Periodontology*. 2009;80(1):140–51.
11. Cho H-L, Lee J-K, Um H-S, Chang B-S. Esthetic evaluation of maxillary single-tooth implants in the esthetic zone. *Journal of periodontal & implant science*. 2010;40(4):188–93.
12. Cosyn J, Eghbali A, De Bruyn H, Dierens M, De Rouck T. Single implant treatment in healing versus healed sites of the anterior maxilla: an aesthetic evaluation. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2012;14(4):517–26.
13. Goth S. Improving the ability of the pink and white esthetic scores (PES/WES) in predicting patient satisfaction of anterior implant restorations. *Protocole en cours (2012-2015)*. [Internet]. Available from: http://ngsorg.org/_Library/docs/Goth_Siu_2012_GPA.pdf

14. Foong JKW, Judge RB, Palamara JE, Swain MV. Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2013;109(5):304–12.
15. Stimmelmayer M, Edelhoff D, Güth J-F, Erdelt K, Happe A, Beuer F. Wear at the titanium-titanium and the titanium-zirconia implant-abutment interface: a comparative in vitro study. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*. 2012;28(12):1215–20.
16. Warashina H, Sakano S, Kitamura S, Yamauchi KI, Yamaguchi J, Ishiguro N, et al. Biological reaction to alumina, zirconia, titanium and polyethylene particles implanted onto murine calvaria. *Biomaterials*. 2003;24(21):3655–61.
17. Degidi M, Artese L, Scarano A, Perrotti V, Gehrke P, Piattelli A. Inflammatory infiltrate, microvessel density, nitric oxide synthase expression, vascular endothelial growth factor expression, and proliferative activity in peri-implant soft tissues around titanium and zirconium oxide healing caps. *Journal of Periodontology*. 2006;77(1):73–80.
18. Nascimento C do, Pita MS, Fernandes FHNC, Pedrazzi V, de Albuquerque Junior RF, Ribeiro RF. Bacterial adhesion on the titanium and zirconia abutment surfaces. *Clinical Oral Implants Research*. 2014;25(3):337–43.
19. Bennani V, Baudoin C-A. *Esthétique et profil d'émergence en implantologie*. Wolters Kluwer France; 2000. 142 p.
20. Stéphan DUFFORT. *Gestion du profil d'émergence en implantologie*. *Revue d'Odonto-Stomatologie*. 2011;40(2):117–30.
21. Steigmann M, Monje A, Chan H-L, Wang H-L. Emergence profile design based on implant position in the esthetic zone. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 2014;34(4):559–63.
22. Papadopoulos I, Pozidi G, Goussias H, Kourtis S. Transferring the emergence profile from the provisional to the final restoration. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2014;26(3):154–61.
23. Vigolo P, Mutinelli S, Givani A, Stellini E. Cemented versus screw-retained implant-supported single-tooth crowns: a 10-year randomised controlled trial. *European Journal of Oral Implantology*. 2012;5(4):355–64.
24. Gotfredsen K, Wiskott A, Working Group 4. Consensus report - reconstructions on implants. The Third EAO Consensus Conference 2012. *Clinical Oral Implants Research*. 2012;23:238–41.
25. internet. inflammation chronique à la jonction implant-pilier [Internet]. Available from: <http://www.les-implants-dentaires.com/implants-multimedia/cicatrisation/implants/perturbations.gif>
26. Singh R, Singh SV, Arora V. Platform switching: a narrative review. *Implant Dentistry*. 2013;22(5):453–9.
27. Elian N, Bloom M, Dard M, Cho S-C, Trushkowsky RD, Tarnow D. Effect of interimplant distance (2 and 3 mm) on the height of interimplant bone crest: a histomorphometric evaluation. *Journal of Periodontology*. 2011;82(12):1749–56.

28. Tarnow D, Elian N, Fletcher P, Froum S, Magner A, Cho S-C, et al. Vertical distance from the crest of bone to the height of the interproximal papilla between adjacent implants. *Journal of Periodontology*. 2003;74(12):1785–8.
29. Gastaldo JF, Cury PR, Sendyk WR. Effect of the vertical and horizontal distances between adjacent implants and between a tooth and an implant on the incidence of interproximal papilla. *Journal of Periodontology*. 2004;75(9):1242–6.
30. Lasserre J.F. Les sept dimensions de la couleur des dents naturelles. *Clinic*. 2007;(28):1–14.
31. Loiacono P. *La photographie en odontologie : théorie et pratique pour une documentation moderne*. Quintessence International; 2010.
32. Amer R, Kürklü D, Kateeb E, Seghi RR. Three-body wear potential of dental yttrium-stabilized zirconia ceramic after grinding, polishing, and glazing treatments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014;112(5):1151–5.
33. Moussally C, Cazier S, Attal JP. L’empreinte optique. *Entretiens de Bichat*. 2010;46–8.
34. DURET F. Histoire et résumé sur ma thèse “empreinte optique”. [Internet]. 2010. Available from: <http://www.francoisduret.com/Accueil/media/download/Documents/document%2010.pdf>
35. Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2013;109(2):121–8.
36. Ting-shu S, Jian S. Intraoral Digital Impression Technique: A Review. *Journal of Prosthodontics*. 2014;online.
37. Persson ASK, Odén A, Andersson M, Sandborgh-Englund G. Digitization of simulated clinical dental impressions: virtual three-dimensional analysis of exactness. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*. 2009;25(7):929–36.
38. Ender A, Mehl A. Full arch scans: conventional versus digital impressions--an in-vitro study. *International Journal of Computerized Dentistry*. 2011;14(1):11–21.
39. Kim S-Y, Kim M-J, Han J-S, Yeo I-S, Lim Y-J, Kwon H-B. Accuracy of dies captured by an intraoral digital impression system using parallel confocal imaging. *The International Journal of Prosthodontics*. 2013;26(2):161–3.
40. Ender A, Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence International*. 2015;46(1):9–17.
41. Cho S-H, Schaefer O, Thompson GA, Guentsch A. Comparison of accuracy and reproducibility of casts made by digital and conventional methods. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015;113(4) p. 310-315.
42. Patzelt SBM, Lamprinos C, Stampf S, Att W. The time efficiency of intraoral scanners: an in vitro comparative study. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 2014;145(6):542–51.
43. Lee SJ, Gallucci GO. Digital vs. conventional implant impressions: efficiency outcomes. *Clinical Oral Implants Research*. 2013;24(1):111–5.

44. Mahl D, Glenz F, Marinello C. Prise d’empreinte numérique d’implants. *Swiss dental journal*. 2014;124:176–86.
45. Kurbad A, Kurbad S. CAD/CAM-based implant abutments. *International Journal of Computerized Dentistry*. 2013;16(2):125–41.
46. straumann. ScanBody [Internet]. Available from: <http://www.straumann.com/>
47. Camlog. ScanBody [Internet]. Available from: www.camlogconnect.com
48. SIRONA. ScanBody [Internet]. Available from: www.kleindentale.de
49. SIRONA. ScanBody en bouche [Internet]. Available from: www.digitalenamel.com/scanpost-traumatic-stress-disorder-need-buy-abutments
50. Lee SJ, Betensky RA, Gianneschi GE, Gallucci GO. Accuracy of digital versus conventional implant impressions. *Clinical Oral Implants Research*. Avril 2014 ;online
51. Stimmelmayer M, Güth J-F, Erdelt K, Edelhoff D, Beuer F. Digital evaluation of the reproducibility of implant scanbody fit--an in vitro study. *Clinical Oral Investigations*. 2012;16(3):851–6.
52. Ma T, Nicholls JJ, Rubenstein JE. Tolerance measurements of various implant components. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1997;12(3):371–5.
53. Hinds KF. Intraoral digital impressions to enhance implant esthetics. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*. 2014;35(3 Suppl):25–33.
54. Joda T, Wittneben J-G, Brägger U. Digital implant impressions with the “Individualized Scanbody Technique” for emergence profile support. *Clinical Oral Implants Research*. 2014;25(3):395–7.
55. Encode® [Internet]. Available from: www.biomet3i.fr
56. Brochure système de prise d’empreinte Bellatek Encode® [Internet]. Available from: http://biomet3i.fr/resource%20center/Brochures/BellaTek%20Encode%20Brochure_ART1059_fr.pdf
57. Piliers Encode® [Internet]. Available from: <http://www.genieoss.com/images/biomethealing1.jpg>
58. Eliasson A, Ortorp A. The accuracy of an implant impression technique using digitally coded healing abutments. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2012;14 Suppl 1:30–8.
59. Howell KJ, McGlumphy EA, Drago C, Knapik G. Comparison of the accuracy of Biomet 3i Encode Robocast Technology and conventional implant impression techniques. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2013;28(1):228–40.
60. Ng SD, Tan KB, Teoh KH, Cheng AC, Nicholls JJ. Three-dimensional accuracy of a digitally coded healing abutment implant impression system. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2014;29(4):927–36.
61. Le guide de la CFAO dentaire [Internet]. CNIFPD; Available from: <http://www.cnifpd.fr/guidecfao/index.html>
62. SIRONA. CEREC SW Operator’s manual software version 4.2.x. 2013;online.

63. Torabi K, Farjood E, Hamedani S. Rapid Prototyping Technologies and their Applications in Prosthodontics, a Review of Literature. *Journal of Dentistry*. 2015;16(1):1-9.
64. Pelissier B. Matériaux et CFAO dentaire. *Le fil dentaire*. 2010;(51):58–62.
65. Blocs à usiner [Internet]. Available from: <http://www.sop.asso.fr/admin/documents/mediaimg/MDI0001053/chabouis1.jpg>
66. Machine-outil FAO [Internet]. Available from: http://www.cerec-connect.fr/ecomaXL/files/pi_sirona_connect_lab_produkte_schleifeinheit_558.jpg
67. Couronne en cours d'usinage [Internet]. Available from: <http://windsorfamilydentists.com/wp-content/uploads/2013/08/milling.jpg>
68. De França DGB, Morais MHST, das Neves FD, Barbosa GAS. Influence of CAD/CAM on the fit accuracy of implant-supported zirconia and cobalt-chromium fixed dental prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015;113(1):22–8.
69. Attal JP, Fron H. Céramique CFAO lesquels choisir. *L'information dentaire*. 2007;(29):1693–8.
70. Cordelette M, Jordan-Combarieu F. Evolutions majeures en CFAO directe. *L'information dentaire*. 2014;96(20):2-9.
71. e.max CAD® abutment solution, mode d'emploi. Ivoclar Vivadent AG; 2013;online.
72. Pilier couronne e.max [Internet]. Available from: http://disadental.squarespace.com/storage/Emax%20Full%20crown%200141.JPG?__SQUARESPACE_CACHEVERSION=1328504445058
73. Couronne-pilier monobloc [Internet]. Available from: <http://optimum-dt.com/wp-content/uploads/2014/02/Emax-Full-crown-0137.jpg>
74. Blocs perforés [Internet]. Available from: <http://www.multident.de/WebRoot/Multident/Shops/multident/516E/B979/6530/BF27/DD1E/5BD3/2BE3/B57C/232746.jpg>
75. Set TiBase [Internet]. Available from: http://www.sirona.fr/fr/ecomaXL/files/pi_materialien_tibase_set_311.jpg
76. Dr Kathrin Fischer, Petra Bühler-Zemp, Dr Thomas Völkel. IPS e.max CAD scientific documentation. Ivoclar Vivadent AG; 2011.
77. Völkel T, Bürke H. Report 17 IPS e.max all ceramic all you need. Ivoclar Vivadent AG; 2006.
78. Blocs e.max CAD [Internet]. Available from: http://www.promodentaire.com/images_upload/20131223/7408_216_155.jpg
79. Helfer M. Étude des matériaux de reconstruction prothétique odontologique en salive artificielle [Internet]. Université de Lorraine; 2012 [cited 2014 Dec 1]. Available from: <http://www.theses.fr/2012LORR0296>
80. AFNOR. NF EN ISO 6872:2008. AFNOR ; 2008. 34p [Internet]. Available from :

<http://www.afnor.org>

81. Mecholsky JJ. Fracture mechanics principles. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*. 1995;11(2):111–2.
82. ISO/FDIS 6872 Dentistry Ceramic materials [Internet]. Available from : http://www.iso.org/iso/home/store/catalogue_ics/catalogue_detail_ics.htm?csnumber=59936
83. Brackett MG, Lockwood PE, Messer RLW, Lewis JB, Bouillaguet S, Wataha JC. In vitro cytotoxic response to lithium disilicate dental ceramics. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*. 2008;24(4):450–6.
84. Messer RLW, Lockwood PE, Wataha JC, Lewis JB, Norris S, Bouillaguet S. In vitro cytotoxicity of traditional versus contemporary dental ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2003;90(5):452–8.
85. Sjögren G, Sletten G, Dahl JE. Cytotoxicity of dental alloys, metals, and ceramics assessed by millipore filter, agar overlay, and MTT tests. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2000;84(2):229–36.
86. Forster A, Ungvári K, Györgyey Á, Kukovecz Á, Turzó K, Nagy K. Human epithelial tissue culture study on restorative materials. *Journal of Dentistry*. 2014;42(1):7–14.
87. Brunot-Gohin C, Duval J-L, Azogui E-E, Jannetta R, Pezron I, Laurent-Maquin D, et al. Soft tissue adhesion of polished versus glazed lithium disilicate ceramic for dental applications. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*. 2013;29(9):e205–12.
88. Ivoclar Vivadent. IPS e.max lithium disilicate. *The Future of All-Ceramic Dentistry*. Ivoclar Vivadent AG; 2009;online.
89. Notice d'utilisation TiBase. Sirona Dental Systemes; 2010;online.
90. Stimmelmayer M, Sagerer S, Erdelt K, Beuer F. In vitro fatigue and fracture strength testing of one-piece zirconia implant abutments and zirconia implant abutments connected to titanium cores. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2013;28(2):488–93.
91. Sui X, Wei H, Wang D, Han Y, Deng J, Wang Y, et al. Experimental research on the relationship between fit accuracy and fracture resistance of zirconia abutments. *Journal of Dentistry*. 2014;42(10):1353–9.
92. Kim M-J, Oh S-H, Kim J-H, Ju S-W, Seo D-G, Jun S-H, et al. Wear evaluation of the human enamel opposing different Y-TZP dental ceramics and other porcelains. *Journal of Dentistry*. 2012;40(11):979–88.
93. IPS e.max CAD abutment solutions mode d'emploi. Ivoclar Vivadent AG; 2013;online.
94. De Oliviera A. Its Not About The Screw: Introducing the Emax Abutment Block [Internet]. 2014. Available from: <http://digitalenamel.com/screw-introducing-emax-abutment-block/>
95. Scanpost [Internet]. Available from <http://media.dentalcompare.com/m/25/Article/ScanPost.jpg>
96. Placement restauration dans le bloc [Internet]. Available from:

<http://www.dentalcompare.com/Featured-Articles/161086-Case-Study-Chairside-CAD-CAM-Implant-Abutments-in-the-Anterior-Region/>

97. Placement restauration dans un bloc stratifié [Internet]. Available from: <http://www.cerecdoctors.com/blog/author/id/9/name/sameer-puri-cerecdoctorscom-founder/page/2>
98. Brochure Multilink® Hybrid Abutment. Ivoclar Vivadent AG; 2014.
99. teintier e.max [Internet]. Available from: http://www.dt-shop.com/typo3temp/03135_g.jpg
100. Brochure SpeedCEM® “passez à la vitesse supérieure.”

Les illustrations soumises aux droits d'auteur utilisées dans ce travail ont fait l'objet d'une demande d'autorisation de reproduction auprès des éditeurs suivants :

- *John Wiley & Sons,*
- *American Academy of Periodontology,*
- *Elsevier*
- *Information dentaire.*

Vu, le Président du Jury,

Date, Signature :

Vu, la Directrice de l'UFR des Sciences Odontologiques,

Date, Signature :

Vu, le Président de l'Université de Bordeaux,

Date, Signature :

Alexandre CHEROUX, le 17 Avril 2015

n° 31

Thèse pour l'obtention du DIPLOME d'ETAT de DOCTEUR en CHIRURGIE DENTAIRE

Prothèse

**RESTAURATIONS IMPLANTO-PORTEES ANTERIEURES
UNITAIRES REALISEES
PAR CFAO DIRECTE**

Résumé

Le remplacement d'une dent antérieure absente représente un grand défi pour le praticien. L'évolution récente des systèmes de CFAO et des matériaux, permet depuis peu la réalisation par CFAO directe de piliers et de couronnes unitaires transvissées sur implants. L'unique protocole de CFAO directe actuellement disponible pour la réalisation de telles restaurations semble offrir d'excellents résultats au regard des rapports de cas publiés. Dans l'attente d'un recul clinique suffisant, l'évaluation des critères prothétiques influençant le succès d'une restauration implanto-portée, permet de mettre en avant l'intérêt de ce protocole mais également ses limites pouvant ouvrir sur des évolutions futures.

Mots-clés

Conception assistée par ordinateur, prothèses dentaires, prothèse dentaire implanto-portée, Cerec

**CHAIRSIDE CAD/CAM ANTERIOR SINGLE IMPLANT
SUPPORTED RESTORATIONS**

Summary

The replacement of a missing anterior tooth proves to be a great challenge for the practitioner. The recent evolution of the CAD/CAM systems and materials, enables implant abutments and crowns to be fabricated with chairside CAD/CAM systems. The only procedure available to achieve such restorations seems to produce excellent results regarding published reports. Awaiting further clinical experience, the evaluation of the prosthetic criteria that influence the success of restorations over implants allows us to bring forward the interest of this protocol as well as its limitations. Current limitations that could lead to future developments and evolutions.

Key-words

Computer-Aided Design, Dental Prosthesis, Implant-Supported, Cerec

Université de Bordeaux – Collège des Sciences de la Santé
UFR des Sciences Odontologiques
16-20 Cours de la Marne
33082 BORDEAUX CEDEX