

UNIVERSITE DE NANTES
UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

Année 2011

N° 057

Le système CEREC III : intégration au cabinet dentaire

THESE POUR LE DIPLÔME D'ETAT DE
DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée
et soutenue publiquement par

LE BOURHIS Antoine

Né le 15 octobre 1986

Le 15 décembre 2011, devant le jury ci-dessous :

Président Monsieur le Professeur Bernard GIUMELLI

Assesseur Monsieur le Docteur François BODIC

Assesseur Monsieur le Docteur Pierre-Yves GRALL

Directeur de thèse : Monsieur le Professeur Yves AMOURIQ

UNIVERSITÉ DE NANTES	
Président	Monsieur LECOINTE Yves
FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE	
Doyen	Monsieur LABOUX Olivier
Assesseurs	Monsieur JEAN Alain Monsieur HOORNAERT Alain Monsieur WEISS Pierre
Professeurs des Universités Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.	
Madame ALLIOT-LICHT Brigitte Monsieur AMOURIQ Yves Monsieur GIUMELLI Bernard Monsieur JEAN Alain	Monsieur LABOUX Olivier Monsieur LESCLOUS Philippe Monsieur SOUEIDAN Assem Monsieur WEISS Pierre
Professeurs des Universités	
Monsieur BOHNE Wolf (Professeur Emérite)	Monsieur BOULER Jean-Michel
Maîtres de Conférences Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.	Assistants hospitaliers universitaires des C.S.E.R.D.
Monsieur AMADOR DEL VALLE Gilles Madame ARMENGOL Valérie Monsieur BODIC François Madame CASTELLOT-ENKEL Bénédicte Madame DAJEAN-TRUTAUD Sylvie Monsieur DENIAUD Joël Monsieur HOORNAERT Alain Madame HOUCHMAND-CUNY Madline Monsieur KIMAKHE Saïd Monsieur LAGARDE André Monsieur LE BARS Pierre Monsieur LE GUEHENNEC Laurent Madame LOPEZ-CAZAUX Serena Monsieur MARION Dominique Monsieur NIVET Marc-Henri Monsieur RENAUDIN Stéphane Monsieur ROUVRE Michel Madame ROY Elisabeth Monsieur STUILLLOU Xavier Monsieur UNGER François Monsieur VERNER Christian	Monsieur BADRAN Zahi Madame BERTHOU-STRUBE Sophie Madame BLERY Pauline Madame BOUVET Gaëlle Monsieur CAMPARD Guillaume Monsieur COIRIER François Monsieur DEMOERSMAN Julien Monsieur FREUCHET Erwan Monsieur FRUCHET Aurélien Madame GIGOU Valérieane Madame GOEMAERE-GALIERE Hélène Monsieur GOURÉ Tony Madame HYON-ROY Isabelle Monsieur MARGOTTIN Christophe Madame ODIER Amélie Monsieur PAISANT Guillaume Monsieur PERROT Erick Madame POUCH-TORTIGER Daphné Madame RENARD Emmanuelle

13 septembre 2011

Par délibération en date du 6 Décembre 1972, le conseil de la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que les opinions émises dans les dissertations qui lui sont présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs et qu'il n'entend leur donner aucune approbation, ni improbation.

Table des matières

Introduction

Première partie : Matériel et Matériaux

1. Le concept CFAO.....	8
2. Le système CEREC	9
2.1 Historique	9
2.2 L’empreinte optique	12
2.2.1 La triangulation active	12
2.2.2 Le moiré.....	12
2.2.3 Le coating	13
2.2.4 La CEREC Bluecam	13
2.3 Le logiciel de CAO.....	14
2.4 L’unité d’usinage.....	21
3. Les différents blocs de matériaux disponibles	22
3.1 Les céramiques	22
3.1.1 Généralités	22
3.1.2 Céramiques feldspathiques	23
3.1.3 Les vitrocéramiques.....	25
3.1.4 Les finitions	27
3.2 Les composites	29
4. Les systèmes de collage	30

Deuxième partie : Protocole d'utilisation

1. Indications/contre indications	33
1.1 Indications	33
1.2 Contre indications.....	35
2. La prise de teinte	36
2.1 Les teintiers conventionnels	37
2.2 Les teintiers à lecture électronique	37
3. Les principes de préparation	38
3.1 Principe de préparation pour inlay-onlay	38
3.2 Principe de préparation pour couronne céramo céramique	40
3.3 Principe de préparation pour facette.....	41
3.4 Principe de préparation pour endocouronne	42
3.5 Le polissage	42

4. La prise d’empreinte.....	42
4.1 Le coating	42
4.2 La prise du cliché.....	43
5. Cas clinique	43

Troisième partie: Le CEREC en 2011, un choix pertinent ?

1. Fiabilité des reconstitutions.....	52
1.1 Niveau de preuve des articles.....	50
1.2 Les sensibilités post-opératoire	56
1.3 L’adaptation marginale.....	58
1.3.1 Généralités	58
1.3.2 La précision de l’adaptation des prothèses conçues par le CEREC	58
1.3.3 Comparaison de l’adaptation marginale entre un élément usiné par le CEREC et un élément fabriqué par le laboratoire	60
1.3.4 L’évolution dans le temps de l’adaptation marginale.....	61
1.4 Taux de survie des restaurations.....	63
1.4.1 Taux de survie des inlays-onlays.....	63
1.4.2 Taux de survie des couronnes.....	66
1.4.3 Taux de survie des endo-couronnes.....	67
1.4.4 Taux de survie des facettes	67
1.5 Les fractures	67
1.6 L’esthétique	69
2. Modification de la pratique quotidienne au cabinet.....	71
2.1 La gestion du temps.....	71
2.2 Une nouvelle méthode de travail	72
2.3 Modification de la relation avec le patient	74
3. Le coût.....	75
3.1 Le coût pour le praticien.....	75
3.2 Le coût pour le patient.....	79

Conclusion

Références Bibliographiques

Introduction

Dans une époque où les révolutions en matière d'informatique et de connectivité sont légions, le milieu médical apparaît particulièrement concerné. La médecine dentaire n'échappe pas à ce phénomène et nous voyons ainsi croître les innovations technologiques dans notre exercice quotidien. Ainsi la radiographie numérique, le système de télétransmission qui pouvaient apparaître révolutionnaires à l'époque sont désormais parfaitement intégrés au sein des cabinets ; d'autre sont sans doute en passe de le devenir comme le cone beam, le LASER, la CFAO.

La CFAO (Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur) désigne un ensemble de processus industriels développés dans le but de simplifier et de standardiser les techniques dans les tâches répétitives. Généralisée dans l'industrie depuis de nombreuses années, elle s'est étendue à la chirurgie dentaire depuis environ trente ans.

La CFAO peut être qualifiée de directe lorsqu'elle ne fait pas intervenir de laboratoire et que dès lors, toutes les étapes, de la prise d'empreinte à la pose de l'élément prothétique, sont effectuées au fauteuil. On la qualifiera d'indirecte dans le cas où la production sera faite au laboratoire.

Nous nous intéresserons particulièrement au système direct, et plus précisément au système CEREC (pour CERamic REConstruction à l'origine, mais qui signifie aujourd'hui Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics).

On peut alors se donner comme objectif de réaliser en une séance des soins prothétiques tels que les inlays, onlays, facettes, couronnes, endocouronnes à partir de bloc de céramique ou composite usinables mais aussi des couronnes voire des bridges provisoires.

Le système CEREC pourrait sembler être la solution idéale à l'heure où les patients sont de plus en plus demandeurs de reconstitutions esthétiques et où leur taux de satisfaction est souvent corrélé au faible nombre de rendez-vous nécessaire à une réhabilitation prothétique.

Cependant la CFAO directe ne répond pas à toutes les situations cliniques, et son utilisation est soumise à des indications et contre indications.

Après un bref rappel sur les grandes étapes historiques dans l'évolution du CEREC ainsi qu'un descriptif des éléments qui le composent en 2011, nous suivrons pas à pas les différentes étapes du protocole (de la détermination de l'indication jusqu'à la pose de l'élément prothétique) qui détermine le succès de la thérapeutique. Nous procéderons à une analyse de la littérature concernant les performances des restaurations produites avec cette machine afin de déterminer l'intérêt de son intégration au sein d'un cabinet dentaire, ainsi que la faisabilité d'un tel projet au niveau financier.

PREMIERE PARTIE : MATERIEL ET MATERIAUX

1. Le concept CFAO

La CFAO est née dans les années 70 pour l'industrie, elle se décompose en deux parties distinctes :

La CAO (Conception Assistée par Ordinateur)

C'est un ensemble de systèmes informatiques interactifs (c'est à dire fondés sur un dialogue entre l'utilisateur et la machine) permettant d'accélérer les temps de conception dans différents domaines comme la mécanique, l'électronique, la construction ... En anglais le terme CAO correspond à CAD pour Computer Aided Design.

La FAO (Fabrication Assistée par Ordinateur)

La FAO correspond au processus de fabrication réalisée par des machines outils, par exemple au niveau des chaînes de montage industriel. On la désigne par CAM en anglais pour Computer Aided Manufactured.

CAO et FAO combinées correspondent donc à l'ensemble des processus industriels développés pour simplifier et standardiser les techniques dans les tâches répétitives.

Le concept de CFAO directe au niveau dentaire ou Chairside CAD/CAM se décompose en trois éléments principaux :

- un système de numérisation qui transforme un élément en données numériques, c'est ce que l'on appelle l'empreinte optique (étape d'acquisition).
- un logiciel de traitement des données qui permet de modéliser très précisément la pièce à partir de l'empreinte optique (étape de conception).

- une unité d'usinage qui correspond à une machine outil miniaturisée constituée par un ou plusieurs moteurs qui vont entrainer des fraises et ainsi découper et sculpter la prothèse dans un bloc de matériau choisi (étape d'usinage). (77)

Le système CEREC répond parfaitement à ce concept de trois étapes pour aboutir à la pièce prothétique.

2. Le système CEREC

2.1 Historique (20)

D'un point de vue historique, la première étape qui a permis la conception d'un tel outil correspond aux travaux du Professeur François Duret, que l'on peut considérer comme le père fondateur de la CFAO dentaire. Ses travaux sont publiés dans « empreintes optiques » en 1973.

Entre 1975 et 1981, deux équipes ont développé cette technologie :

- La première fut dirigé par le Professeur Duret , qui, associé avec la société Matra, crée la société Henson. L'équipe française a réalisé la première démonstration en 1983 lors des entretiens de Garancière, puis la première couronne unitaire fut posée lors du salon de l'association dentaire française (ADF) en novembre 1985.
- La seconde, américaine, dirigée par le Docteur Shmidt au sein de l'université du Michigan. Puis, cette technologie se développa plus franchement aux Etats-Unis grâce aux présentations de Diane Rekow à la fin des années 80.

Le premier modèle CEREC appelé « the lemon » en rapport avec sa couleur jaune originelle fut inventé par le tandem constitué du Professeur W.Mörman et le Docteur Brandestini dans les années 80. La première pose d'inlay confectionné et usiné grâce à cette machine eu lieu en septembre 1985 à la faculté de Zurich. Très rapidement la société Siemens fit l'acquisition de la licence afin de pouvoir commercialiser et perfectionner le système. Ainsi en 1988 le CEREC Mark I fut présenté. (52)

Puis les évolutions s'enchainent avec des modifications qui rendent la machine de plus en plus performante notamment grâce aux évolutions du logiciel de modélisation.

- CEREC Mark I : apparu en 1988, principalement destiné à fabriquer des inlays une ou deux faces.
- CEREC Mark II : il succède au CEREC I en 1994, il permet désormais de réaliser en plus des inlays, des onlays et des facettes. La précision du joint dento prothétique a été améliorée de 25 % par rapport au précédent modèle. (52,73)
- CEREC Mark III : commercialisé en 2000, ses performances sont encore améliorées (couronnes), le centre d'acquisition (caméra intra buccale et ordinateur) est séparé de l'unité d'usinage, ce qui n'était pas le cas sur les deux premiers modèles. Le système informatique est désormais évolutif, permettant de réaliser des mises à jour en fonction de l'évolution des logiciels.

L'utilisation du CEREC III s'est vue grandement facilitée grâce à l'apparition du logiciel de traitement des données CEREC 3D en 2003, il permet de concevoir l'élément prothétique sur l'écran en trois dimensions. Les mises à jour de ce logiciel sont fréquentes et les fonctionnalités toujours plus nombreuses.

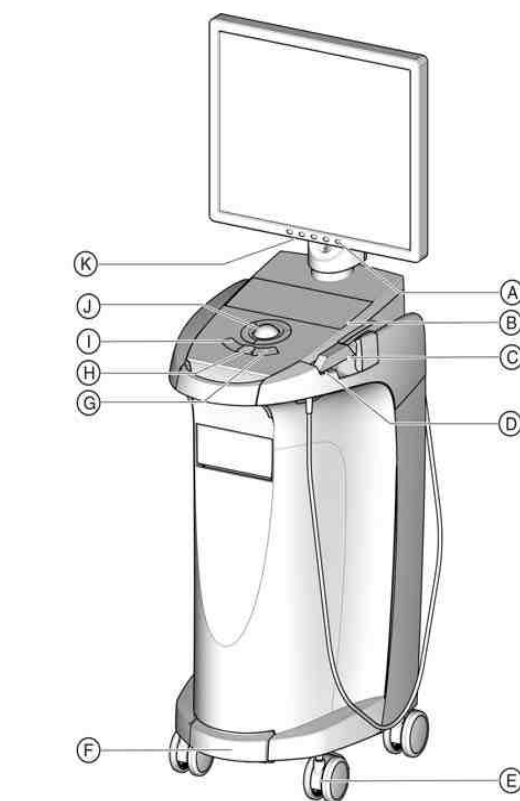
Les dernières modifications en dates correspondent à la modification de la caméra intra buccale en 2010 (Bluecam), du tout nouveau logiciel CEREC Biogénérique, et enfin du système CEREC connect qui permet de transférer les données enregistrées avec la Bluecam directement au prothésiste *via* un portail Web.



Figure 1

1985 : Le prototype du cerec 1 (the lemon) avec le Dr W.Mörman et le Dr M.Brandestini

Figure 1 bis : Le module AC du CEREC en 2011



- A : interrupteur marche/arrêt du moniteur
- B : clavier a membrane
- C : Caméra (Bluecam)
- D : plaque chauffante
- E : frein de blocage
- F : commande au pied
- G : touche droite de la trackball
- H : touché médiane de la trackball
- I : touché gauche de la trackball
- J : trackball (boule traçante)
- K : touche de réglage du moniteur

2.2 L'empreinte optique

Le CEREC utilise comme système d'empreinte une caméra intrabuccale visant à réaliser une empreinte opto électronique directement en bouche. Il dispense donc de la méthode « classique » d'empreinte chimico-manuelle, empreinte surfacique avec un matériau de moulage.

2.2.1 La triangulation active

La caméra optique utilise le principe de la triangulation active pour l'acquisition des volumes. La caméra émet un rayon laser qui possède un certain angle avec la surface de l'objet à enregistrer. L'onde est réfléchiée par l'objet selon un certain angle, l'association des deux permet la formation d'un triangle. L'angle entre l'onde émise et la surface de l'objet ainsi que la distance entre le foyer émetteur de l'onde et l'objet sont des valeurs connues. Cela permet de calculer les coordonnées de chaque point mesuré. Non seulement le principe de triangulation peut s'appliquer sur des simples points, mais aussi sur des bandes. L'image de réflexion des points ou bandes est analysée par des capteurs CCD (Charge Coupled Device, ou détecteur à couplage de charge). Le principe est de créer des interférences entre la lumière émise et la lumière réfléchiée, la mesure de ces interférences permet de trouver les trois coordonnées spatiales x,y,z .(20)

2.2.2 Le moiré

Le moiré ou trame régulière est un effet de contraste changeant avec la déformation d'un objet. C'est une figure contrastée de raies claires et sombres parallèles de $250\mu\text{m}$ de large obtenues grâce à l'émission de la lumière bleue de la caméra au travers de la lentille et d'une grille. La projection du moiré sur l'objet va permettre d'obtenir des rayures ondulantes. La caméra enregistre alors non plus des lignes droites mais des courbes, le degré des courbures correspondant à la profondeur de la préparation. Le capteur CCD enregistre la déformation du moiré et l'ordinateur calcule la profondeur correspondante. Le CCD est un composant électronique servant à convertir un rayonnement UV composé de photons en un signal

électrique analogique. L'image est ensuite transformée en un système de données tridimensionnelles afin de créer le modèle 3D virtuel. (20)

2.2.3 Le coating

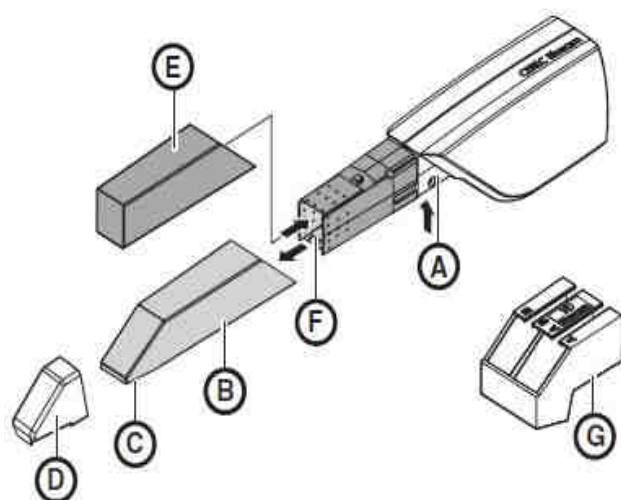
Les ondes émises par la caméra doivent être réfléchies par la surface dentaire afin de pouvoir être récupérées par les capteurs CCD et ainsi être analysées. Or, à l'état naturel, la surface dentaire n'est pas réfléchissante, ce qui rend impératif l'application homothétique d'une couche d'oxyde de titane qui est un agent réfléchissant. C'est ce que l'on appelle le coating.

2.2.4 La CEREC Bluecam

C'est l'instrument permettant de prendre l'empreinte optique, elle se présente sous la forme d'une pièce à main et est solidaire de l'unité AC du CEREC. Elle est principalement composée d'un prisme, d'une lentille et d'une cellule d'acquisition de l'image. Elle repose sur un support chauffant évitant ainsi la formation de buée. Evolution de l'ancienne caméra, commercialisée en 2010, sa particularité est d'émettre une lumière bleue de courte longueur d'onde provenant d'une Diode Electroluminescente (LED pour Light Emitting Diode) de 470 nm. Son rayonnement est monochromatique. Le fait d'avoir une longueur d'onde plus courte permet d'avoir une précision accrue de la préparation. Le capteur CCD possède une résolution de 680 x 480 pixels. (61)

Le praticien déplace la caméra le long de la préparation et elle se déclenche automatiquement lorsqu'elle estime la position optimale (on peut aussi repasser en mode capture manuelle via la pédale). Elle possède un capteur de mouvement qui empêche le déclenchement en cas de mouvements parasites; la sensibilité de ce capteur peut être réglée. On estime qu'une portion de 20 mm sur 15mm est enregistrée en 0,2 seconde.

Les capteurs CCD ayant transcrit le message lumineux en signal électrique, la conception de l'élément prothétique à partir du modèle 3D peut commencer.



- A : Cran de verrouillage
- B : Tube à prismes
- C : Prisme
- D : Support de caméra
- E : Capot de protection
- F : Lentille frontale
- G : Kit de calibrage

Figure 2 : Composition de la Bluecam

2.3 Le logiciel de CAO (69)

C'est l'outil informatique qui permet d'afficher sur l'écran plat de 19 pouces la modélisation 3D de la préparation.

Il est possible d'observer sous quasiment tous les angles la préparation en lui imposant un mouvement de rotation et de grossir l'image jusqu'à 27 fois.

Si l'empreinte paraît satisfaisante, il est possible alors de tracer la limite de la future réalisation prothétique. Le logiciel est voué à être utilisé par des praticiens et non par des informaticiens, c'est pourquoi il se veut être relativement simple à prendre en main. Ainsi pour modéliser la limite, il suffit de double cliquer sur un point de la limite cervicale et de se déplacer le long de cette dernière, cliquer sur un autre point afin de stopper la ligne en cours et ainsi de suite. Un double clic est effectué sur le point de départ pour obtenir une ligne « fermée ». Un algorithme de reconnaissance des arêtes est intégré au logiciel afin de faciliter la tâche.

Une fois la limite tracée, il va falloir choisir le mode que l'on désire utiliser afin de reconstituer une morphologie dentaire adaptée, c'est en effet le logiciel qui se charge de réaliser la pièce prothétique virtuelle. (31)

- L'extrapolation : elle permet grâce à la base de données biogénérique de construire un inlay ou onlay à partir des surfaces dentaires restantes après préparation. L'algorithme du programme possède des composants de l'anatomie occlusale ainsi que les

variations possibles de cette anatomie. On estime que le logiciel peut reconstituer la dent comme elle était à l'origine avec une précision de 50 μm . La fonction biogénérique permet aussi de modéliser des couronnes ; le praticien prend une empreinte optique d'une dent antagoniste saine ou même d'une dent adjacente ou controlatérale (empreinte de 16, 17 ou 27 pour une 26 par exemple) et le logiciel peut alors décoder la formule relative à la construction génétique de la morphologie dentaire et reconstruire la dent en son état d'origine.(62)

- Le mode reproduction : il permet de « photocopier » une dent pour en faire une image en miroir. Ainsi pour reconstituer une 11 on pourra utiliser l'empreinte de la 21 intacte.
- Le mode corrélation : dans le cas où la morphologie avant préparation est satisfaisante, il est possible de l'enregistrer grâce à la caméra. Il suffit par la suite de corréler l'empreinte après préparation avec la situation pré-existante qui servira de modèle.

En reprenant plus précisément les étapes de conception informatique de l'élément il faut commencer par valider la qualité de l'empreinte optique sur l'écran (figure 3). Suite à la série de clichés, le logiciel modélise la préparation ainsi que les dents adjacentes. Cela peut être observé sur la figure 4, avec sous le modèle le récapitulatif des clichés enregistrés numérotés de 1 à 3 dans le cas présent. La barre de menu principal qui est présente lors de toute les étapes de la conception est illustrée en figure 5. Les empreintes optiques de la préparation et de l'antagoniste ayant permis d'obtenir des modèles satisfaisants, on peut alors afficher à l'écran le modèle de la préparation en trois dimensions (figure 6).

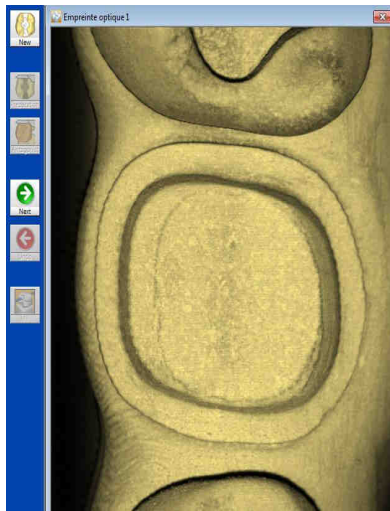


Figure 3

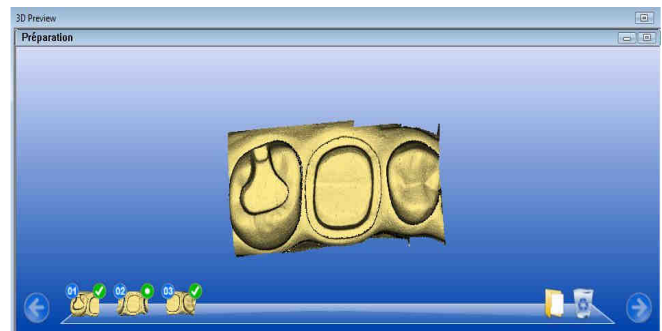


Figure 4



Figure 5

- Créer une nouvelle restauration
- Exploration/prise d'empreinte de la préparation
- Exploration/prise d'empreinte de l'antagoniste
- Avancer d'une étape de construction (suivant)
- Reculer d'une étape de construction (retour)
- Démarrer le processus d'usinage

La barre d'outils présentée en figure 7 permet d'analyser le modèle sous tous les angles. A ce stade il est intéressant de pouvoir examiner avec attention la préparation afin de vérifier qu'il n'existe pas de défaut. Si c'est le cas il faut alors tracer les limites de la préparation (figure 8). Les limites tracées, on peut déceler les imperfections en imposant un mouvement de rotation au modèle (figure 9).

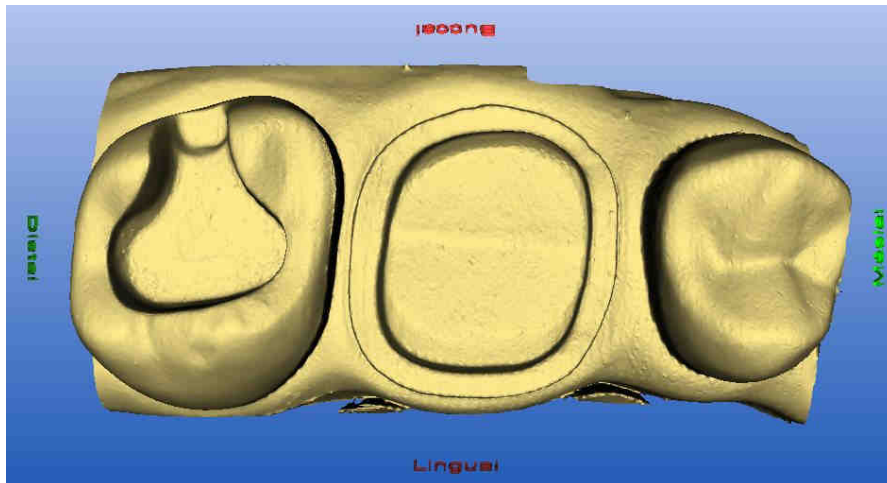


Figure 6

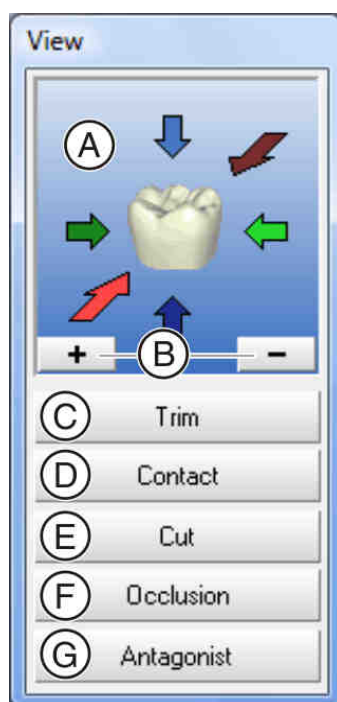


Figure 7

A : Vues standards

B : Outil zoom

C : Afficher/masquer les dents adjacentes (Trim)

D : Afficher/masquer le contact avec la dent antagoniste (Contact)

E : Outil Cut, permet de tracer un plan de coupe

F : Affichage/masquage de l'occlusion, de l'articulation, du masquage gingival

G : Affichage/masquage de l'antagoniste

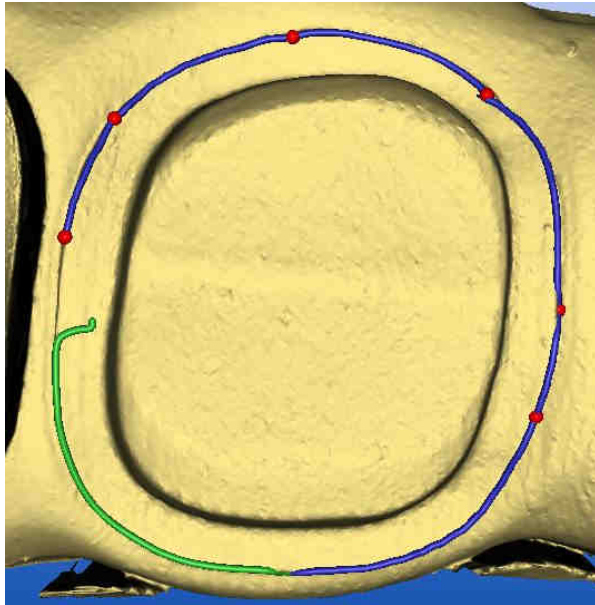


Figure 8

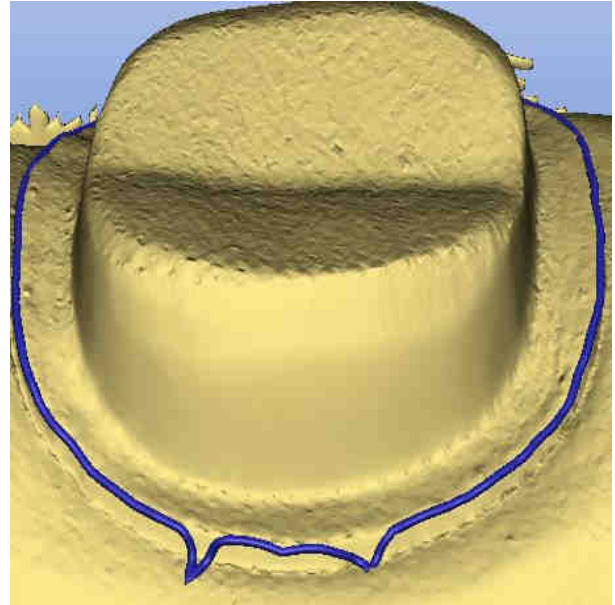


Figure 9

Les limites étant correctement définies le logiciel va alors pouvoir commencer la conception en trois dimensions du futur élément prothétique. Il est possible de prérégler un certain nombre de paramètres afin que la prothèse corresponde exactement à nos attentes (ces paramètres sont enregistrés sous formes de standards à la sortie d'usine mais restent modifiables selon les désirs du praticien) (figure10).

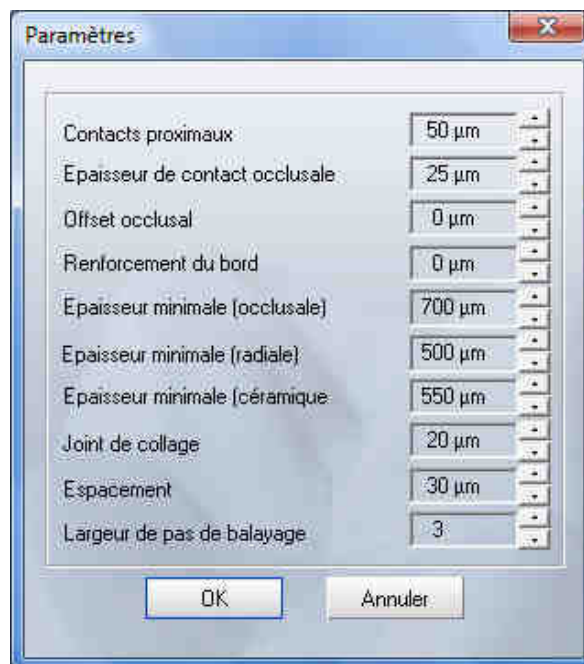


Figure 10

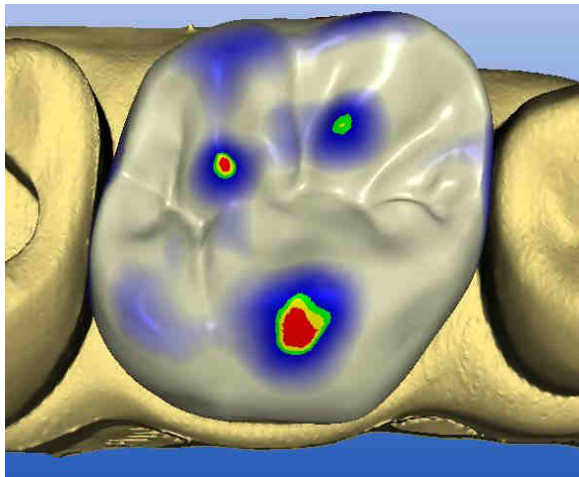


Figure 11

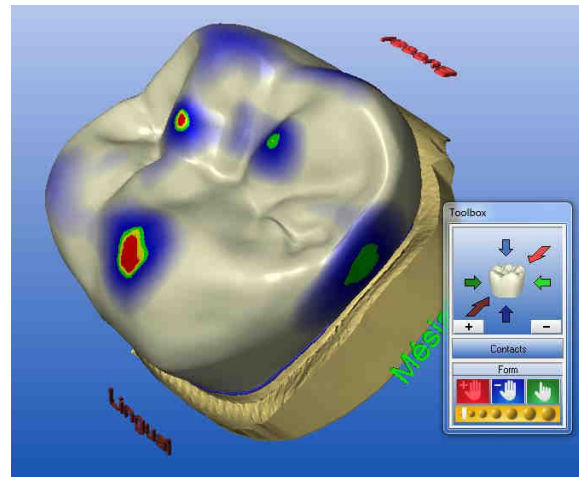


Figure 12

La future couronne est alors modélisée, adaptée à la fois aux limites précédemment définies, à l'antagoniste, et aux dents adjacentes. Un code couleur est établi afin de schématiser l'intensité des surfaces de contact :

- bleue : distance de 0 à 1mm
- vert : pénétration de 0 à 50 µm
- jaune : pénétration de 50 à 100µm
- rouge : pénétration supérieure à 100 µm

Il est alors possible selon le résultat obtenu de procéder à des modifications si l'on observe des intensités trop fortes, trop faibles ou des morphologies ne correspondant pas à la situation clinique (forme plus ou moins globuleuse etc...) (figure 11 et 12).

Sur la figure 14 sont représentées les différentes lignes de constructions :

- bleue : bord de préparation, ligne de base, ligne gingivale
- rose : ligne de contact proximal (ligne de plus grand contour)
- turquoise : crête marginale
- vert : fissure, bord de coupe ou ligne de copie

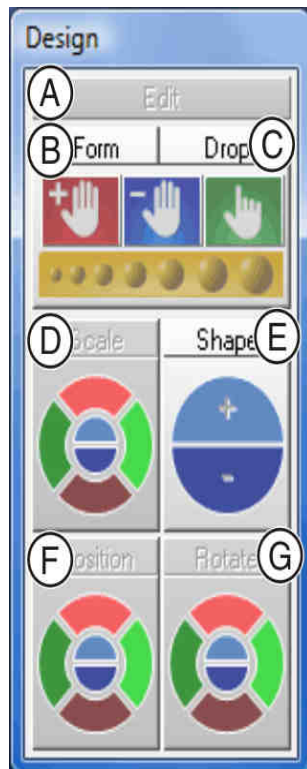


Figure 13

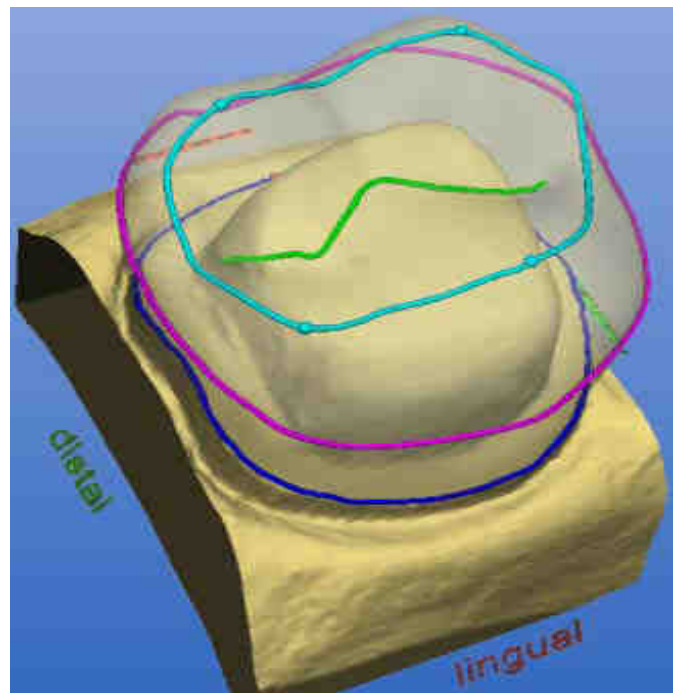


Figure 14

Fenêtre Design (figure 13) :

A : fonction d'édition

B et C : les fonctions Form et Drop (goutte de cire) permettent de lisser, d'ajouter ou retirer du matériau en plus ou moins grande quantité (selon la taille de la sphère sélectionnée)

D : outil de mise à l'échelle qui permet de déformer l'objet selon ses principales lignes de construction

E : l'outil surface de forme libre (Shape) permet de lisser, retirer ou ajouter du matériau le long d'une ligne ouverte ou au sein d'une surface fermée

F : cette fonction permet de décaler la restauration dans les sens suivants : mésio-distal, buccal-lingual, occlusal-cervical

G : cette fonction permet de faire tourner l'ensemble de la restauration selon les mêmes axes que la fonction position

2.4 L'unité d'usinage

Il existe deux unités d'usinage commercialisées : l'unité d'usinage CEREC 3 qui correspond à l'entrée de gamme, et l'unité CEREC MC XL qui possède des plus gros volumes de production.

Elles permettent la fabrication assistée par ordinateur (FAO) de la pièce prothétique, réalisée par soustraction de matériau à partir d'un bloc prédéfini.

L'appareil est relié au CEREC AC soit via un câble LAN, soit sans câble via le système WLAN ou encore via une interface radio (en option).

Le bloc de matériau est placé sur son support à l'intérieur de l'appareil dans un compartiment appelé chambre. Il sera usiné par deux fraises différentes se trouvant en vis-à-vis et travaillant dans les trois plans de l'espace.

Au niveau de l'intrados on trouve une fraise diamantée en marche d'escalier ou encore « step-bur », de 1,2 à 1,6 mm de diamètre, qui permet d'obtenir un joint dento prothétique de 0 à 150 μm .

La fraise qui met en forme l'extrados est conique diamantée pour un diamètre de 1,6 mm et son grain est de 64 μm .

Les deux moteurs entraînent les fraises à une vitesse de 42 000 tours par minute sous une irrigation d'eau et de lubrifiant continu. La couleur de la chambre varie en fonction du stade d'avancement de la taille, blanche lors de l'usinage elle devient verte lorsqu'il est achevé, et rouge lorsqu'il y a un problème.

Les fraises sont à changer régulièrement et un message d'avertissement s'affiche sur l'écran de contrôle du CEREC MC XL en cas d'usure. Le constructeur recommande le renouvellement des fraises tous les 25 cycles d'usinage (valeur à évaluer en fonction du type de matériau utilisé).

La CEREC MC XL se révèle à la fois plus silencieuse, plus rapide et plus précise que l'unité CEREC 3. On estime un temps d'usinage de 5 à 7 minutes pour inlay-onlay, de 10 à 12 minutes pour une couronne et de 8 à 10 minutes pour une endocouronne. Il possède une précision de l'ordre de 25 μm alors que le CEREC 3 bénéficie d'une précision de 50 μm .
(22,25)

Il est à noter que comme tout matériel de précision, il doit subir un entretien particulièrement minutieux et régulier.



Figure 15,16 et 17

3. Les différents blocs de matériaux disponibles

Selon les différentes situations cliniques dans lesquelles le CEREC est utilisable, plusieurs matériaux sont à notre disposition.

3.1 Les céramiques

3.1.1 Généralités

Les céramiques sont des matériaux inorganiques, composés d'oxydes métalliques, de carbures, de nitrures et de borures. Elles présentent des liaisons chimiques fortes de nature ionique ou covalente. Les céramiques sont mises en forme à partir d'une poudre de granulométrie adaptée qui est agglomérée, puis une deuxième étape consiste à densifier et consolider cet agglomérat par un traitement thermique appelé frittage. Le frittage est un traitement thermique avec ou sans application de pression externe, grâce auquel un système de particules individuelles ou un corps poreux modifie certaines de ses propriétés dans le sens

d'une évolution vers un état de compacité maximale. Actuellement, on considère que le traitement de consolidation peut être aussi une cristallisation ou une prise hydraulique. Les céramiques sont un type de verre obtenu par la fusion d'oxydes métalliques à haute température qui deviennent solides à température ambiante. Les céramiques dentaires sont des matériaux de structure composite comprenant une structure vitreuse appelée matrice de verre renforcée par différentes phases cristallines qui permettent d'adapter le coefficient de dilatation thermique du matériau. La fabrication se fait en chauffant le mélange au dessus de la température de fusion de la matrice vitreuse et en dessous de celle des cristaux. La phase cristalline accroît la résistance et réduit les fractures. Un autre facteur clef est le contrôle de la rétraction thermique résiduelle.

Les céramiques dentaires sont peu résistantes en traction et en flexion mais sont très résistantes en compression. La caractéristique principale est la rupture dite fragile, c'est-à-dire sans déformation plastique. On sait que la fracture d'une céramique se fait par propagation d'une fissure à partir d'un défaut initial.

C'est un matériau isolant thermique et électrique, et celles utilisées dans le domaine de l'odontologie sont dites inertes, c'est-à-dire qu'elles sont stables dans le milieu buccal. La très faible libération d'éléments peu toxiques lors de leur dégradation n'engendre aucun effet indésirable sur l'organisme, ce qui en fait un matériau biocompatible.

La céramique permet d'obtenir un résultat esthétique quasiment parfait en jouant sur la composition, la nature chimique, la taille, la quantité et l'indice de réfraction des charges cristallines et des pigments répartis dans la phase vitreuse.(17, 33, 60)

Dans le cadre des blocs utilisés en CFAO directe, ce sont les vitrocéramiques et céramiques feldspathiques qui sont principalement choisies.

3.1.2 Céramiques feldspathiques

Elles sont constituées d'oxyde de silicate, d'aluminium, de sodium de potassium et de calcium, de fondant et pigments colorés frittés dans une matrice vitreuse. L'avantage de ces céramiques est qu'elles sont esthétiques et biocompatibles. Cependant leurs propriétés biomécaniques sont peu élevées. (57)

Les laboratoires Vita proposent les blocs Vitablocs, constitués de céramique feldspathique à structure fine (la taille moyenne des particules de la poudre de feldspath utilisée est de 4 µm). Leur résistance à l'abrasion est semblable à celle de l'émail permettant d'épargner les dents antagonistes ainsi que les fraises pendant l'usinage.

- Les Vitablocs Mark II (1991) sont monochromatiques mais disponibles en plusieurs teintes correspondant au teintier Vita System 3D Master (10 teintes). Cinq tailles différentes sont commercialisées
- Les Vitablocs TriLuxe (2003) sont apparus afin de résoudre les désavantages des restaurations monochromatiques et pour mieux imiter la structure naturelle de la dent. Ils sont fabriqués de telle façon qu'ils puissent reproduire les zones chromatiques originelles de la dent : émail dentine et collet. Ils sont disponibles en trois tailles et trois teintes toujours accordées au Vita System 3D master.
- Les Vitablocs TriLuxe forte (2007) comportent des nuances encore plus subtiles de l'émail jusqu'au collet, avec simultanément une saturation plus prononcée dans la zone cervicale. Trois dimensions de bloc sont présentées en trois teintes distinctes.
- Les Vitablocs Realife (2010) principalement indiqués dans les couronnes antérieures et les facettes permettent d'obtenir un résultat esthétique encore meilleur. Ils imitent la structure de la dent grâce à un noyau dentinaire sphérique enrobé d'émail. (79)



Figure 18



Figure 19

Sirona propose ses propres blocs mais toujours fabriqués par les laboratoires Vita. Ce sont également des blocs en céramique feldspathique. (Figure 20)

On retrouve des blocs monochromatiques de quatre teintes différentes avec six nuances de luminosité de 0 à 5 et trois niveaux de translucidité (T pour translucide, M pour moyenne, O pour opaque).

Sont aussi disponibles dans la gamme Sirona les blocs CEREC PC (polychromatique) qui grâce à un procédé de fabrication particulier présentent trois différents niveaux de saturation chromatique (chroma) et donc trois différents degrés de translucidité dans un bloc céramique stratifié.

Ces trois couches dans un même bloc CEREC PC confèrent à la restauration un caractère naturel : la couche d'émail supérieure est la moins intense et la plus translucide, la couche de dentine médiane correspond au degré d'intensité normal et la couche inférieure du collet est la plus fortement pigmentée et – à l'instar de la dent naturelle – la moins translucide. Ils sont fabriqués en trois tailles et trois teintes différentes. (70)

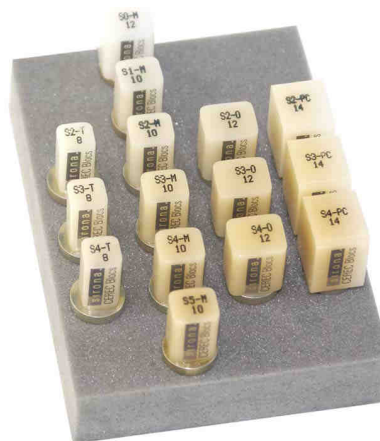


Figure 20

L'ensemble des blocs en céramique feldspathique présente une résistance à la flexion variant de 120 à 150 Méga Pascal.

3.1.3 Les vitrocéramiques

Les vitrocéramiques sont essentiellement composées de silice, d'alumine et de différents oxydes, opacifiants et colorants. Il existe deux grandes familles : celle dont la phase majoritaire est la leucite, et celle dont la phase majoritaire est le disilicate de lithium.

- On retrouve les céramiques enrichies en leucite dans les blocs IPS-Empress CAD d'Ivoclar Vivadent disponibles en deux niveaux de translucidité HT (haute translucidité et faible brillance) et LT (basse translucidité et haut degré de brillance). En plus de la translucidité il est possible de choisir la teinte parmi celles du Chromascop, les teintes A-D et 4 teintes Bleach de BL1 à BL4 et cela dans les six tailles de bloc disponibles. La gamme comprend également des blocs IPS-Empress CAD Multi qui présentent un dégradé d'opacité et de translucidité naturelle. Cette famille de vitrocéramique possède une résistance en flexion de 160MPa.



Figure 21

- Les vitrocéramiques enrichies au disilicate de lithium présentent des propriétés optiques similaires aux céramiques feldspathiques mais avec des propriétés mécaniques supérieures. Elles sont commercialisées par le laboratoire Ivoclar Vivadent sous le nom de IPS e.max CAD. Elles présentent la particularité de nécessiter deux étapes de cristallisation, la première est déjà effectuée lors de la fabrication du lingot qui à ce stade possède une couleur bleue violacée (il est appelé blue-block en anglais). Il est usiné en l'état, et le praticien doit alors procéder à la deuxième étape de cristallisation une fois l'élément prothétique fabriqué en lui imposant un traitement thermique (30 minutes). Leur résistance à la flexion est accrue et est voisine de 360 MPa. (Figure 22,23) (40)



Figure 22



Figure 23

3.1.4 Les finitions

Les pièces « brutes » sorties de l'unité d'usinage pourront subir des traitements différents afin d'obtenir le résultat le plus esthétique possible. On pourra dans certains cas se contenter d'un simple polissage mécanique, ou alors réaliser un glaçage en déposant la glasure sur la pièce prothétique et lui imposer un traitement thermique au four de cuisson. Dans le cas de coiffes complètes notamment au niveau antérieur, il est possible de choisir la solution la plus complète, un glaçage associé à un maquillage. Le maquillage permet de reproduire des nuances de teinte ainsi que des signes distinctifs propres au patient, ce qui garantit une parfaite intégration esthétique de la restauration.

La glasure peut être appliquée aussi bien au pinceau qu'à l'aide de spray (Vita Akzent glaze spray chez Vita). (Figure 24)

Les principaux coffrets disponibles pour le maquillage sont :

- Le coffret Vita Shading Paste (Vita) composé de pâtes colorantes pour un maquillage de surface des Vitablocs. Il existe un coffret encore plus complet dénommé Vita Akzent. (Figure 25 et 26).
- Le coffret IPS Empress Universal Shade/Stains de chez Ivoclar Vivadent composé de maquillants sous forme de seringues destinés aux finitions sur les blocs IPS Empress CAD.

Plusieurs fours sont utilisables pour la cuisson finale des éléments (les fours Atmomat et Vacumat chez Vita, la série des Programat chez Ivoclar Vivadent). (Figure 27 et 28)



Figure 24



Figure 25



Figure 26



Figure 27



Figure 28

3.2 Les composites

Le laboratoire Vita a récemment mis sur le marché des blocs composites afin de proposer des solutions de restaurations provisoires. Les blocs Vita CAD-temp sont composés d'un acrylate polymère sans fibre de haut poids moléculaire, homogène, réticulé et micro chargé et sans méthacrylate de méthyle (évite l'irritation pulpaire et gingivale). Ils permettent de réaliser des reconstitutions provisoires allant de la couronne unitaire jusqu'aux bridges possédant deux éléments intermédiaires. En plus d'être plus résistants et plus esthétiques que les résines provisoires habituellement utilisées au fauteuil, on évite les réactions exothermiques ainsi que le phénomène de rétraction lors de la prise de ces dernières. On les retrouve en quatre teintes pour les plus petits blocs, et en trois teintes pour la taille supérieure. On distingue aussi les Vita CAD-temp monocolor des Vita CAD-temp multicolor qui possèdent une structure multicouche pour un résultat esthétique encore meilleur. (Figure 29) **(79)**

Les blocs Telio CAD distribués par Ivoclar Vivadent sont utilisés pour la fabrication des restaurations provisoires au long terme (avec un maximum préconisé de 12 mois), six teintes et deux tailles sont disponibles. **(40)**

Deux autres composites sont utilisables mais ne sont pas vendus en France à l'heure actuelle :

- Les blocs Paradigm MZ 100 chez 3M ESPE, présentés en six teintes et trois tailles (Figure 31) **(1)**
- L'Artegral ImCrown chez Merz-Dental qui se présente sous forme de bloc pré-taillé en couronne grossière qui est ensuite adapté lors de l'usinage. Ce bloc est en méthacrylate de méthyle. (Figure 30) **(50)**

Il est à préciser que ces composites sont plus facilement usinables que les céramiques ce qui engendre une usure moindre des fraises, cependant il est indispensable de modifier le filtre de l'unité d'usinage étant donné que les débris de composites sont différents de ceux de la céramique.

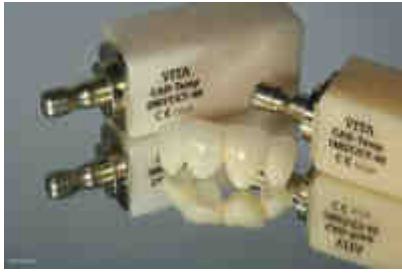


Figure 29

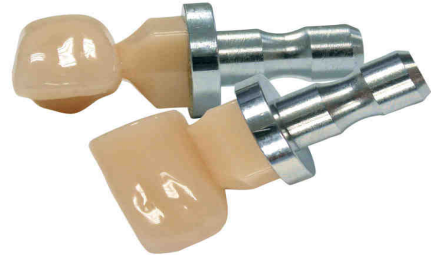


Figure 30



Figure 31

4. Les systèmes de collage

L'assemblage des éléments prothétiques fixés à leur support peut se faire grâce à trois grandes familles de matériaux distincts (23) :

- Les ciments de scellement conventionnels qui se présentent sous la forme de liquide et de poudre et durcissent par réaction acide/base pour obtenir une cohésion faible à moyenne. Ils sont représentés essentiellement par les ciments oxyphosphate de zinc et les ciments ethoxy benzoïque acide (EBA).
- Les ciments de scellement adhésifs représentent une famille intermédiaire entre les ciments de scellement et les colles puisqu'ils possèdent des propriétés adhésives faibles. Ils comprennent notamment : les ciments verre ionomères de type I (CVI), les ciments verres ionomères modifiés par adjonction de résine (CVI MAR) et les compomères.

- Les colles. (34, 35, 42, 43, 80)

Dans les cas de l'assemblage des pièces usinées grâce au système CEREC seul le système de collage sera utilisé.

Les colles sont des matériaux organiques qui durcissent par polymérisation et qui présentent une forte cohésion, elles sont recommandées lors de l'utilisation des céramiques car elles assurent une meilleure rétention, elles renforcent leur structure et elles permettent d'obtenir un résultat esthétique. Ce collage présente aussi des grands avantages : une conservation tissulaire maximale, la dissipation des contraintes thermiques, physiques et mécaniques grâce à la capacité de déformation du joint de colle, un joint prothétique étanche, un choix de teinte.(23)

On peut classer les colles selon deux critères :

- Par leur mode de prise : chémo-polymérisable, photo polymérisable, « dual » (chémo et photopolymérisable). Le mode de polymérisation a une influence importante sur les valeurs d'adhésion de la colle via le taux de conversion ou degré de polymérisation. Des études montrent que la photo-polymérisation augmente de manière significative les valeurs de résistance mécanique et d'adhésion pour une même colle. La polymérisation chimique est néanmoins nécessaire du fait de la pénétration plus ou moins importante des rayons à travers la restauration.
- Par leurs propriétés adhésives
 - Sans potentiel adhésif : ce sont de simples résines composites microchargées ou micro hybrides qui polymérisent le plus souvent par auto et photopolymérisation. Ces colles résineuses à prise « dual » se caractérisent par d'excellentes propriétés mécaniques et optiques et leur composition chimique permet une adhésion à de nombreux substrats dentaires ce qui en fait les matériaux les plus couramment indiqués pour coller les restaurations céramo-céramiques. Ne possédant pas de potentiel adhésif, ces colles nécessitent de mettre en œuvre un traitement de surface spécifique ainsi que l'utilisation d'un adhésif (selon les colles on peut utiliser des adhésifs auto-mordançant ou SAM ou encore des adhésifs de la famille « mordantage rincage » ou M&R). On

retrouve sur le marché des produits tels que le Nexus 3 de Kerr, le Multilink automix d'Ivoclar-Vivadent, le Calibra, le Variolink...

- Avec un potentiel adhésif propre grâce au monomère fonctionnel qu'elles contiennent. Elles donnent de bons résultats mais ne possèdent pas de propriétés optiques toujours satisfaisantes pour les restaurations sans métal et leur polymérisation ne peut être contrôlée. De plus elles requièrent des traitements des surfaces dentaires et prothétiques préalables à leur utilisation. On peut citer le Superbond (monomère à fonction carboxylique 4-META) de Sun Medical, le Panavia 21 (monomère à fonction phosphatique MDP) de Kuraray...
- Avec des propriétés auto adhésives : l'objectif de ces colles résineuses universelles auto adhésive est de combiner la facilité d'utilisation des ciments avec les très bonnes propriétés mécaniques, esthétiques et adhésives des colles résineuses. Ainsi ces matériaux dispensent de l'utilisation d'adhésif car leur matrice fonctionnelle comprend des métacrylates d'acide phosphorique multifonctionnels. Malgré le fait que les fabricants indiquent que ce collage est auto-adhésif et auto-mordant, les études montrent qu'il est tout de même conseillé de mordancer l'émail durant une quinzaine de seconde afin de doubler le pouvoir adhésif. Cependant la dentine ne doit pas l'être sous peine de voir le potentiel adhésif réduit. Parmi les produits sur le marché on peut nommer le RelyX Unicem de 3M ESPE, le MaxCem de Kerr...

Avant le collage, quelle que soit la résine utilisée, les céramiques doivent subir un traitement à l'acide fluorhydrique à 10% pendant une minute, ce qui permettra d'obtenir une rétention micro mécanique. Après un rinçage minutieux une couche de silane sera appliquée sur l'intrados prothétique pendant une minute puis évaporée (de préférence à l'air chaud). La surface dentaire se doit d'être totalement propre, et un nettoyage à l'aide d'une brosse et de pâte prophylactique est recommandé. Afin d'optimiser les chances de succès du protocole de collage, l'usage de la digue est fortement conseillé.

DEUXIEME PARTIE : PROTOCOLE D'UTILISATION

1. Indications/contre indications

Avant toute préparation, il faut préalablement établir si la situation clinique correspond au champ d'application du système CEREC.

1.1 Indications

- Inlay-onlay céramique :

L'indication de la restauration de la dent par un inlay ou un onlay se pose en évaluant le volume de dent restant après éviction de la lésion carieuse ou dépose de l'ancienne restauration. Ils permettent une réelle économie tissulaire car ils ne nécessitent pas de préparations périphériques.

On parle d'inlay lorsque la pièce prothétique est uniquement cavitaire et ne comprend pas de recouvrement cuspidien. Dès lors qu'une pointe cuspidienne doit être reconstituée on parle alors d'onlay. Les onlays sont indiqués lorsque la limite de préparation se situe à moins de 0,5 mm de la pointe cuspidienne ou lorsque l'émail est trop endommagé. La situation clinique étant souvent mixte le terme d'inlay-onlay est couramment utilisé.

Les inlays-onlays sont indiqués lors de perte de substance liée à une carie ou à un traumatisme sur dent pulpée ou traitée endodontiquement. Ils présentent certains avantages par rapport aux restaurations composites directes : le phénomène de rétraction de prise des composites en technique directe est quasiment résolu intégralement car limité à la rétraction du composite de collage dans le cas d'inlay-onlay céramique. De plus l'anatomie occlusale, les points de contact, le profil d'émergence qui requièrent beaucoup d'effort afin d'être correct en

technique directe sont plus facilement réalisés grâce aux inlays-onlays. Enfin l'esthétique finale est très satisfaisante.

Les inlays-onlays sont les éléments qui bénéficient de la plus longue expérience au niveau du système CEREC et sont encore aujourd'hui les éléments les plus usinés par les praticiens disposant de la machine. (32)

- Les facettes céramique :

Leur emploi est très majoritairement à visée esthétique. Elles sont utilisées dans le but de corriger la taille, la forme, la teinte voire la position des dents antérieures. Elles peuvent aussi être indiquées lors d'anomalies de structure de l'émail telles que des hypoplasies ou encore des fluoroses. Lorsque les dyschromies et colorations ne peuvent être traitées par les techniques de blanchiment (abrasion, gouttières..) les facettes peuvent être une solution. Leur concept de préparation pelliculaire est tout à fait en accord avec le principe d'économie tissulaire et permet le plus souvent de conserver la vitalité pulpaire. (32)

- Les couronnes céramique :

Lorsque le délabrement tissulaire est plus important mais que la qualité esthétique est requise, le CEREC permet d'usiner des couronnes céramiques en quelques minutes. Elles peuvent être indiquées sur des dents vivantes comme sur dents traitées endodontiquement. Dans ce dernier cas, selon le nombre de parois restantes et leur épaisseur on peut être amené à réaliser une reconstitution coronaradiculaire (RCR) foulée ou coulée. Dans le cas de RCR foulée, l'emploi de tenon fibré associée à un composite est particulièrement conseillé. Lorsqu'une RCR foulée ne peut être utilisée, il faut alors faire appel au laboratoire afin de réaliser une RCR coulée (le CEREC ne dispose pas encore de la technologie suffisante afin d'usiner directement les inlay-core). Cependant afin de conserver les qualités esthétiques de la couronne céramique, il est souhaitable de demander un faux moignon céramisé.

- Les endo-couronnes ou couronnes endodontiques céramique :

Apparue à la fin des années 80 sous le nom de couronne monobloc, cette préparation est utilisée pour des dents qui ont subi un traitement radiculaire et dont la chambre pulpaire est large et dans l'idéal de forme relativement rectangulaire. Elles ne nécessitent pas de tenon

radiculaire ce qui permet de ne pas fragiliser la racine et leur assise correspond à un rectangle constitué dans la chambre. Les situations préférentielles pour ce type de restauration sont les secteurs molaires et plus particulièrement mandibulaires. (24)

- Les bridges en résine composite :

Le CEREC ne permet pour l'instant que d'usiner des bridges provisoires de deux éléments intermédiaires maximum en choisissant le bloc adéquat.

Il est à noter que grâce au CEREC Connect, il est possible d'envoyer les données acquises grâce au CEREC AC à un laboratoire équipé du CEREC InLab. Ce dernier est capable de réaliser des armatures de bridges définitifs grâce à l'empreinte optique effectuée au cabinet. (Armature en oxyde d'aluminium ou en oxyde de zirconium)

- Fragment dentaire :

Il est possible de reconstituer la morphologie d'une dent suite à un traumatisme lorsque le fragment n'est pas retrouvé. Par exemple lors d'un traumatisme sur l'incisive centrale chez l'enfant l'utilisation du CEREC permet d'obtenir des résultats satisfaisants. De la même façon on peut envisager de restaurer les pertes de substance au niveau des collets dentaires. (61)

1.2 Contre indications

- Limite de préparation intrasulculaire :

La situation intrasulculaire de la limite va engendrer de nombreuses difficultés dans le cas de l'élaboration d'une prothèse avec le système CEREC. En premier lieu cela va rendre beaucoup plus compliquée la lecture de la préparation avec la caméra qui donnera un modèle 3D manquant de précision au niveau de cette limite. Ensuite la mise en place de la digue qui garantit un collage optimal est plus complexe voire impossible. Puis le collage lui-même risque d'être altéré par des infiltrations au niveau du joint entre le composite de collage et la dent avec le risque de rupture de ce joint et de reprise carieuse. La polymérisation du joint de collage est plus aisée dans le cas de limite supra-gingivale. (32)

- Bruxisme et parafunctions :

Les patients présentant un bruxisme doivent être considérés comme un groupe à risque dans le cadre de l'utilisation de reconstitutions céramiques types facettes, inlay-onlay ... Les céramiques sont en effet sensibles aux contraintes de cisaillement et selon une étude de Otto et De Nisco en 2003 de telles para fonctions montrent qu'elles sont responsables d'échecs.(55)

- Problèmes parodontaux :

En théorie les réalisations prothétiques du système CEREC sont usinées et posées dans la même séance ce qui évite une période de temporisation par prothèse provisoire, cela implique donc une hygiène bucco dentaire stricte, une absence de tartre ainsi qu'un parodonte sain non inflammé et non exsudatif.

- L'état pulpaire :

Avant toute reconstitution il est impératif de procéder au diagnostic de l'état pulpaire. Le moindre doute quant à une potentielle inflammation pulpaire doit être levé par une période de temporisation qui pourra ou non aboutir sur le traitement endodontique. Un bon diagnostic initial permet d'éviter des situations de douleurs post opératoires, de pulpites voire de nécroses. (41)

2. La prise de teinte

Elle doit être effectuée avant la préparation car la dent présente alors son état d'hydratation normal.

Cependant dans le cas de dépose d'anciennes reconstitutions de type amalgame ou dans le cas d'éviction de lésion carieuse, la couleur de la dent peut être fortement modifiée ; il sera donc important de vérifier la prise de teinte après préparation.

Il est exclu de prendre la teinte directement avec le bloc de céramique car la luminosité dans le bloc n'est pas identique en tout point. Au niveau des arêtes le bloc paraît plus lumineux car ce sont des zones qui laissent passer plus de lumière qu'en son centre. (53)

2.1 Les teintiers conventionnels

Ils peuvent être :

- bidimensionnels comme le Vitapan Classiscal chez Vita ou le Chromascop chez Ivoclar-Vivadent
- tridimensionnels comme le Creative Color System chez Duceram ou le Vitapan 3D Master de Vita
- spécifiquement élaborés et adaptés pour les blocs du système CEREC comme le Vitabloc Shade Blades ou Vitablocs Guide 3D Master.



Figure 32

2.2 Les teintiers à lecture électronique

Ils ont été créés afin de palier à la subjectivité de l'œil humain (qui est augmentée avec la fatigue et l'âge par exemple) ainsi qu'aux différences de luminosités liées à l'environnement (83, 15). A l'heure actuelle les résultats obtenus avec ces appareils sont assez variables mais sont voués à être améliorés (16). Il existe sur le marché deux types de teintiers électroniques que sont les spectrophotomètres (Easyshade et le Digital Shade Scanner chez Vita) et les colorimètres (le Shade Vision System chez X-rite, et le Chromatis de Medical Health Care).



Figure 33



Figure 34

3. Les principes de préparation préconisés par le fabricant (67)

3.1 Principes de préparation pour inlay-onlay

La préparation doit permettre de définir l'axe d'insertion de la future prothèse. Les parois doivent être perpendiculaires au plancher avec un angle maximum de 4 à 6 degrés entre deux parois opposées. Ces parois peuvent être soit légèrement divergentes soit sensiblement convergentes en direction occlusale mais doivent impérativement être planes et sans paliers. Dans le cas où les parois sont divergentes, situation idéale car toutes les parois sont visibles selon un même axe, l'insertion et l'adaptation de la prothèse seront plus aisées mais dans certains cas cela remettra en cause le principe d'économie tissulaire. On peut donc conserver dans une certaine mesure des parois présentant des légères contre dépouille, qui ne seront pas prise en compte lors de la modélisation 3D car non détectées lors de la prise d'empreinte et donc non usinées. Le hiatus sera comblé par le matériau de collage ; un maximum de tissu sain aura alors été conservé mais avec un risque de reprise de carie et de descellement augmenté.

La profondeur de la préparation doit être au minimum de 1,5 mm à partir du sillon jusqu' au plancher, et au minimum de 1,5 à 2,5 mm au niveau cuspidien. L'isthme doit présenter une largeur de 1,5 mm.

Le plancher est parfaitement plan, sans vallonnement, marche d'escalier ou convexité. Dans le cas contraire, si la cavité est peu profonde il est possible de le régulariser à l'aide d'une fraise

diamantée cylindrique ou cylindroconique à bout plat. Si la cavité est profonde, il est possible de poser un fond de cavité afin de redonner une surface plane au plancher.

Dans le cas d'atteinte proximale, les parois de la boîte doivent être divergentes et un épaulement à angle interne arrondi doit être réalisé.

Les limites de la préparation ne doivent en aucun cas se situer au niveau des contacts occlusaux ni au niveau du point de contact lors d'atteinte proximale sous peine d'augmentation des risques de fracture.

Les formes géométriques sont les plus favorables car plus facilement enregistrées lors de l'empreinte optique, les angles internes sont arrondis car trop vifs ils pourraient créer des zones de fragilité pour la céramique. Pour les mêmes raisons la finition en biseau au niveau occlusal est à proscrire. Il faut toujours prendre en considération le diamètre et la forme de la fraise d'usinage, sous peine d'avoir des formes non usinables.

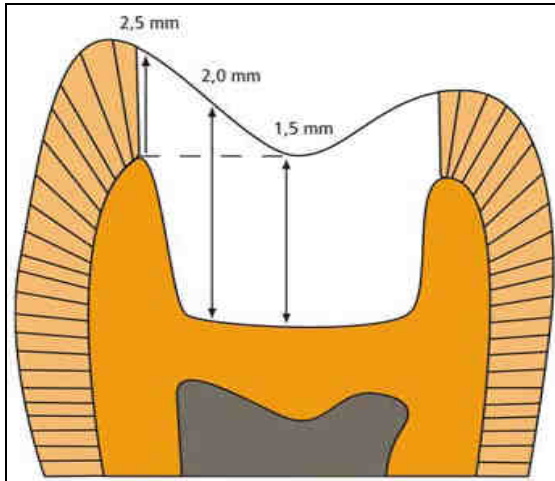


Figure 35

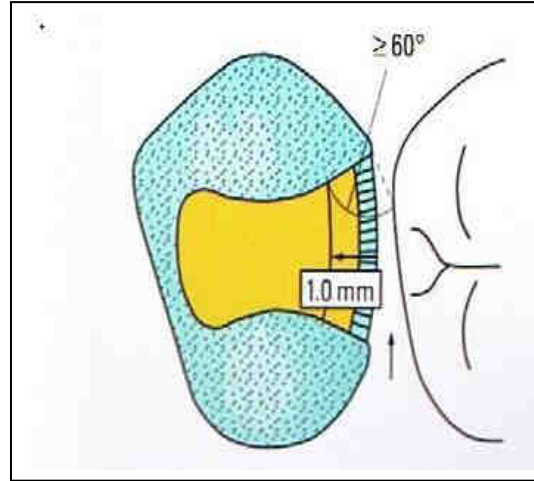


Figure 36

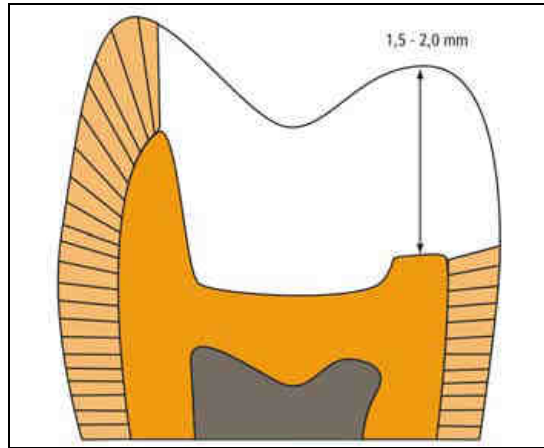


Figure37

3.2 Principes de préparation pour couronne céramo céramique

La réduction de la couronne doit être homothétique et peut être obtenue par la technique de pénétration contrôlée. Afin de ménager un espace suffisant pour la céramique, une réduction minimum de 1,5 mm est recommandée au niveau des sillons, et de 2 mm au niveau des cuspidés et de 1 à 1,5 mm au niveau des faces axiales. Dans certains cas, il peut être intéressant de réaliser préalablement à la préparation une clef en silicone afin de mieux visualiser le tissu dentaire éliminé.

On simplifie au maximum la morphologie occlusale qui idéalement sera plane horizontale ou « en V » car la fraise step-bur qui usine l'intrados ne permet pas de réaliser des formes trop complexes. Elle travaille perpendiculairement au bloc, ce qui explique qu'elle pourra former des parois de l'intrados comprenant une convexité mais pas de concavité. La hauteur maximale de la préparation est de 10,5 mm ce qui correspond à la longueur de la fraise step-bur.

La limite prothétique supra gingivale doit être à épaulement interne arrondi ou encore à congé large d'un minimum de 0,8 mm, parallèle au plan d'occlusion et à la courbe de Spee. La préparation doit définir un axe d'insertion pour la future prothèse et ne doit pas présenter de contre dépouille.

Dans le cas de couronne antérieure, le bord libre est réduit de 1,5 à 2 mm. La largeur du bord incisal doit être plane et de 1,2 mm au minimum, ce qui correspond au diamètre de la fraise d'usinage. Si ce n'est pas le cas une zone de vide entre l'intrados de la couronne et la préparation sera présente et comblée par le matériau de collage. Cependant l'épaisseur plus fine de la céramique étant moindre, la prothèse sera plus fragile.

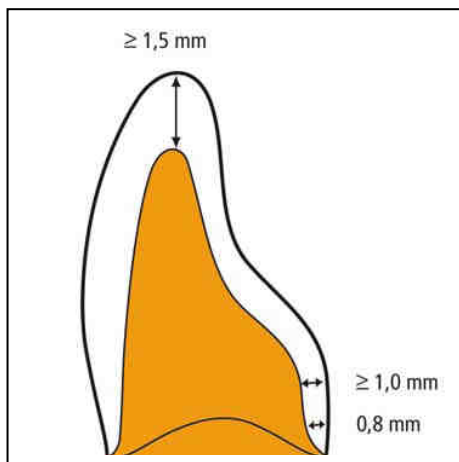


Figure 38

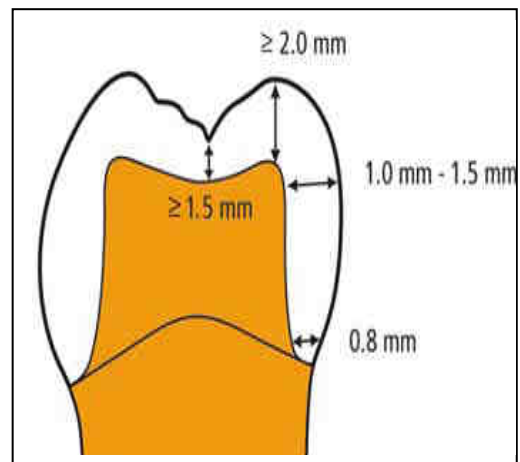


Figure 39

3.3 Principes de préparation pour facette

Cela consiste en une préparation pelliculaire, le but étant d'éliminer le moins de tissu dentaire possible afin de pouvoir coller un maximum sur la surface de l'émail. Le type de préparation dite « en toboggan » avec le retour sous le point de contact n'est pas réalisable car exigeant trop de précision. Différentes finitions sont possibles au niveau du bord libre, avec ou sans retour palatin. En moyenne il est convenu que l'épaisseur de la facette soit de 0,5 mm en vestibulaire, de 0,2 à 0,3 mm au tiers cervical et de 0,5 à 0,7 mm au tiers incisal. Il est à noter que pour faciliter la préparation il est recommandé lorsque cela est possible d'utiliser une clef en silicone pour contrôler ainsi que des fraises adaptées de type Touati.

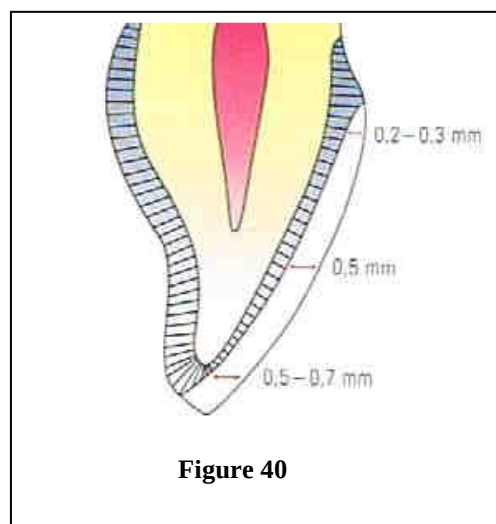


Figure 40

3.4 Principes de préparation pour endocouronne

La dent est « mise à plat » après éviction du tissu carieux et traitement endodontique. Le maximum d'émail est conservé avec dans l'idéal une limite supra gingivale. La largeur minimale du trottoir cervical doit être de 800 µm et il est orienté parallèlement au plan d'occlusion et réalisé grâce à une fraise à épaulement puis poli avec une fraise grain fin (bague rouge). La surface de collage est liée à l'importance de la hauteur des murs dentinaires au niveau caméral il est donc préférable de disposer d'une surface importante tout en respectant un espace disponible de 2 mm tant au niveau des sillons que des cuspidés pour la céramique.

La cavité est préparée similairement à celle d'un inlay-core. Les chambres de molaire possèdent la morphologie la plus adéquate pour ce type de reconstitution ; elles sont élargies et mise de dépouille avec un angle variant entre 6 et 8 degré afin de majorer la surface de collage.

A aucun moment il est nécessaire de pénétrer les canaux radiculaires. (24)

3.4 Le polissage

La phase de préparation ne serait pas complète sans un polissage soigneux des surfaces réalisé à l'aide de fraise grain fin type « poire » ou « flamme » bague rouge ou jaune.

4. La prise d'empreinte (69)

4.1 Le coating

Avant la prise d'empreinte, la surface dentaire doit être rendue totalement réflectrice aux ondes émises par la caméra. Pour cela on applique une couche de « coating » composée principalement de dioxyde de titane. Le matériel de poudrage peut être soit une simple bombe à air comprimé du commerce contenant des particules de dioxyde de titane, soit une association d'un aérographe, une bombonne d'air sec et un réservoir de poudre. Cette dernière

permet un parfait contrôle du débit et diminue ainsi le risque de formations d'amas de poudre. L'épaisseur doit être uniforme et comprise entre 20 et 40 μm . Si le poudrage est de mauvaise qualité, le risque est d'obtenir un modèle 3D avec des surfaces très irrégulières et donc inexploitable. Si le poudrage est insuffisant sur certaines zones, elles apparaissent sombres sur le modèle ; s'il est excessif en certains endroits, cela entraîne la formation d'amas de poudre et l'empreinte devient trop imprécise.

Il est recommandé de ne pas pulvériser le spray en direction directe du plancher sous peine d'avoir un excès au niveau du fond de cavité et une insuffisance sur les bordures et arêtes. Le CEREC Optispray de Sirona requiert une distance d'application de 10 à 15 mm.



Figure 41 et 42

Il existe un risque que la poudre soit partiellement éliminée par le contact avec les joues et la salive, ainsi il peut être utile de positionner un écarteur ou encore des cotons salivaires sous un crampon de digue. (52)

Lorsque les limites périphériques de préparation sont juxta gingivales, l'utilisation des cordonnets de rétraction gingivale pour élargir temporairement le sulcus est recommandée.

4.2 La prise du cliché

Il faut bien veiller à ce qu'aucune source lumineuse trop vive (scialytique, plafonnier ou soleil) ne vienne éclairer la surface à enregistrer. (22)

L'utilisation du support de la caméra est impérative. Il permet d'espacer le prisme de la préparation qui ne doit en aucun cas entrer en contact avec la surface dentaire au risque d'être endommagé.

Le bon positionnement de la Bluecam est garant du succès de l'empreinte ; elle est maintenue comme une turbine avec le plus de stabilité possible.

L'incidence doit coïncider avec l'axe d'insertion de la pièce prothétique car si elle est déviée par rapport à l'axe d'introduction préparé, la paroi proche de l'objectif va présenter une saillie et la paroi la plus éloignée va apparaître en entier. La présentation de l'angle de l'arête occlusale est défavorable et complique alors la détection automatique des arêtes.

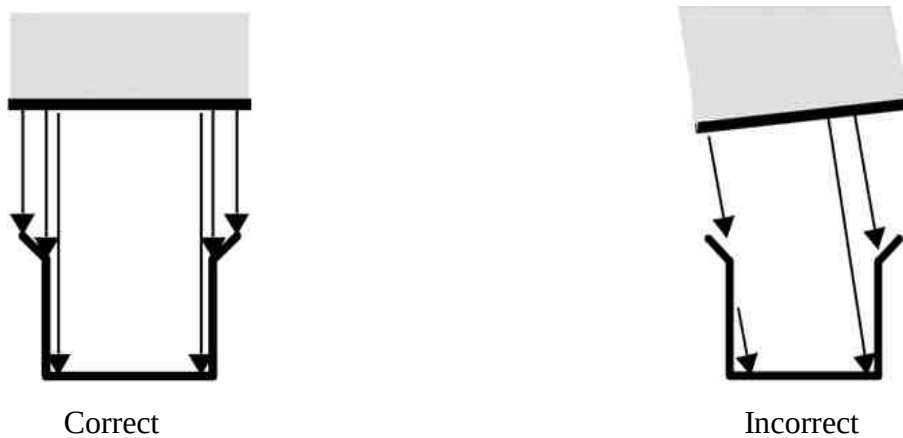


Figure 43 et 44

La netteté de l'image dépend de la distance séparant la caméra et la cavité. Afin d'obtenir l'enregistrement le plus précis possible, le centre de netteté optimale doit se situer à mi hauteur de la préparation. On considère qu'avec une distance de 9 mm entre la caméra et le plan pulpaire les limites seront lues avec une plus grande précision.

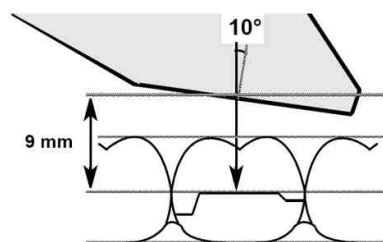


Figure 45

Le déclenchement peut se faire de deux manières après avoir sélectionné l'icône d'enregistrement dans le logiciel :

- Manuellement : le praticien actionne la commande au pied vers le haut, l'image vidéo apparaît à l'écran tant que la pédale est maintenue enfoncée. L'empreinte est automatiquement transférée dans l'aperçu 3D lors du relâchement de la pression.
- Automatiquement : le praticien donne une brève impulsion sur la pédale, la caméra détecte alors le meilleur moment pour l'enregistrement notamment grâce à un capteur de mouvement intégré et les images sont directement générées et transférées dans l'aperçu 3D. Une nouvelle impulsion sur la commande au pied permet de terminer l'acquisition

Suite à l'enregistrement de la préparation ou « enregistrement de référence », il est possible de réaliser des clichés supplémentaires avec des incidences légèrement angulées afin de visualiser des zones non visibles sur ce premier cliché.

Selon le mode de reconstruction choisi, de nouvelles empreintes (des dents antagonistes ou adjacentes ou de l'engrènement vestibulaire) peuvent être effectuées. Dans le cas des dents adjacentes, la zone de chevauchement des deux clichés afin que la modélisation soit possible doit être de 8 mm.

Grâce à la dernière version du logiciel (V3.80), la prise d'une empreinte vestibulaire des dents en occlusion ainsi que l'antagoniste peut aider à l'élaboration de la morphologie occlusale la plus adaptée possible. La technique qui jusqu'à maintenant était la plus utilisée est toujours possible. Elle nécessite de réaliser un mordu d'occlusion à l'aide d'un silicone putty qui sera lui-même poudrée puis enregistré par la Bluecam.

Il est à noter que la caméra 3D est un outil technologique très sensible qui nécessite un calibrage régulier. En l'absence de contrôle du calibrage la restauration qui paraît correcte sur l'écran peut soit ne pas être insérée ou alors présenter des hiatus importants. Le calibrage se fait automatiquement après avoir positionné le set de calibrage sur la surface plane de la caméra.

5. Cas clinique

Nous allons illustrer le protocole à respecter lors de l'utilisation du système CEREC au travers d'un cas clinique relativement classique traité au service odontologie du CHU de Nantes que nous avons pu suivre. Il s'agit de réaliser des soins sur la première molaire maxillaire droite d'une patiente de 25 ans se plaignant de l'aspect inesthétique de la restauration en place, en l'occurrence un amalgame occluso-mésial. A l'examen la reconstitution se révèle être infiltrée et l'aspect inesthétique est confirmé, la dent étant légèrement vestibuloversée la paroi mésiale de l'amalgame est visible au sourire. Après entretien avec la patiente la thérapeutique de l'inlay-onlay par méthode CEREC est retenue.



Figure 46



Figure 47



Figure 48

Après avoir procédé à l'anesthésie para apicale et à la pose de la digue, l'ancienne restauration est déposée et le curetage est réalisé. La préparation pour inlay-onlay est respectueuse des recommandations vues précédemment, ainsi une extension au niveau palatin est réalisée compte tenue de la finesse d'une paroi et le point de contact est supprimé en mésial.

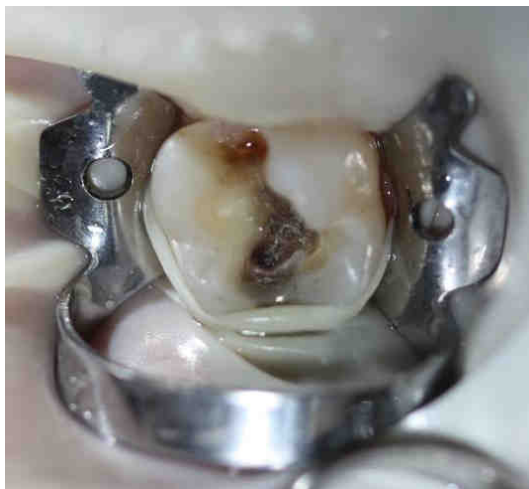


Figure 49



Figure 50

La dent préparée ainsi que la dent antagoniste sont alors uniformément recouvertes de poudre d'oxyde de titane, c'est le coating. On peut alors procéder à l'empreinte optique.

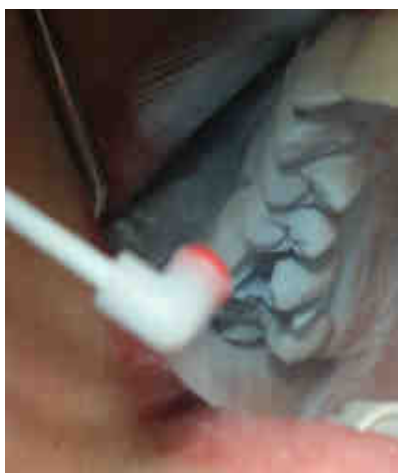


Figure 51

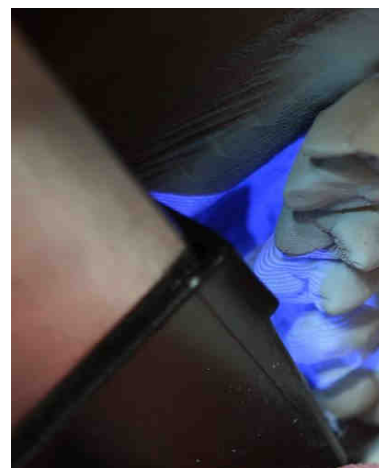


Figure 52

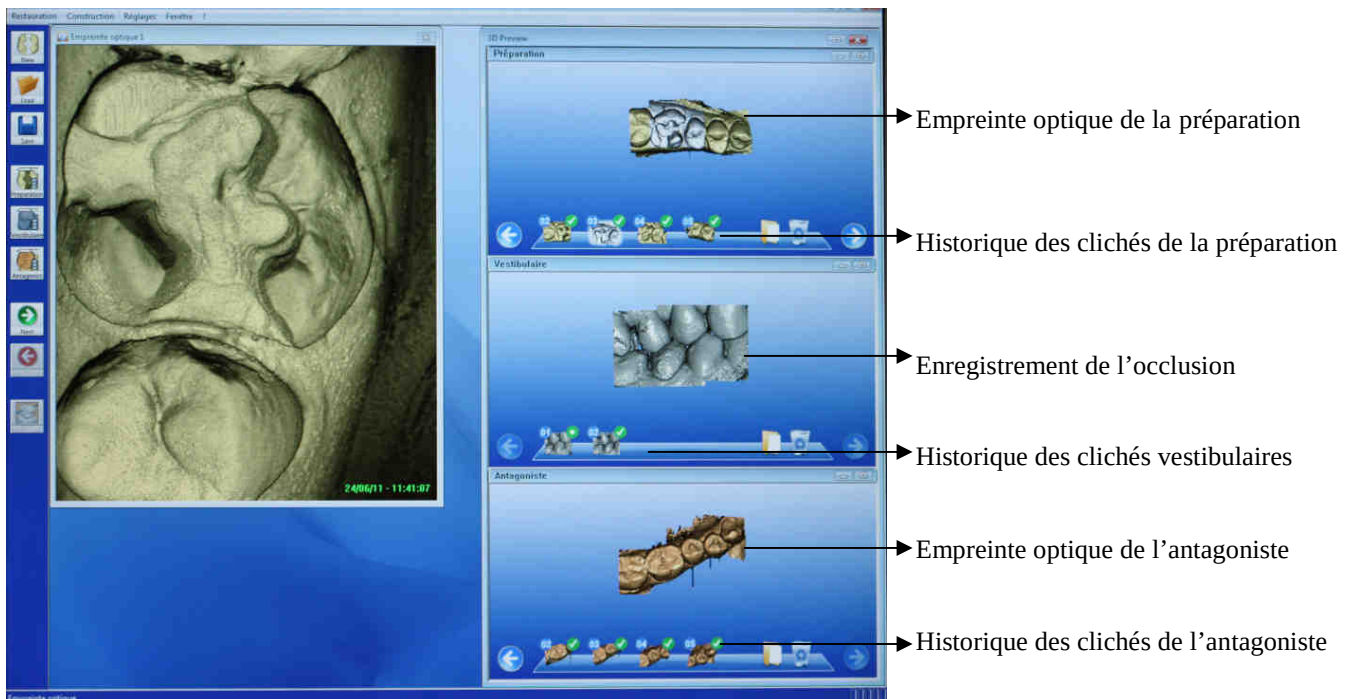


Figure 53

L'empreinte optique étant validée, le logiciel va modéliser en trois dimensions la préparation ainsi que les dents adjacentes. Afin d'isoler la préparation, on utilise un outil permettant de couper virtuellement le modèle.

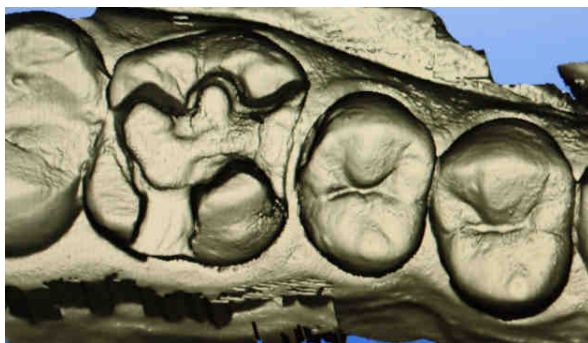


Figure 54

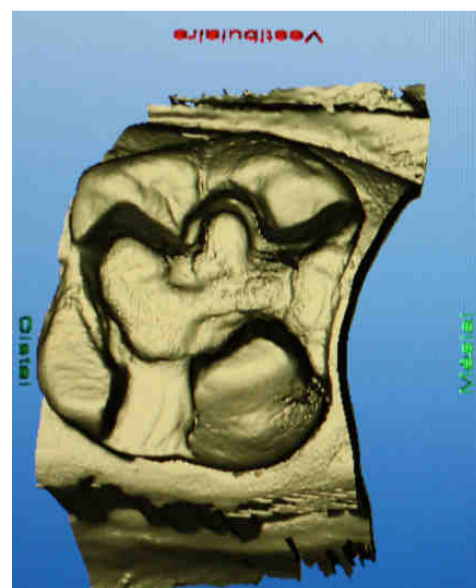


Figure 55

Après la découpe il est judicieux d'observer le modèle sous tous ses angles afin de déceler d'éventuels défauts. Dès lors il est possible de tracer la future limite prothétique.

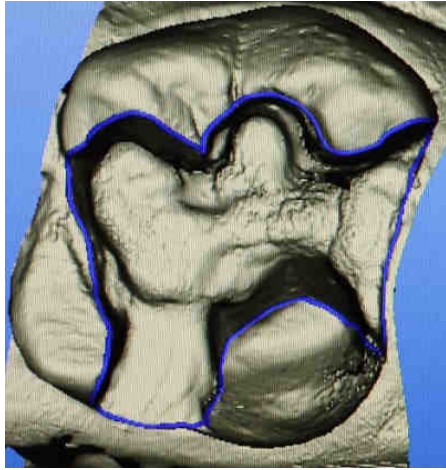


Figure 56

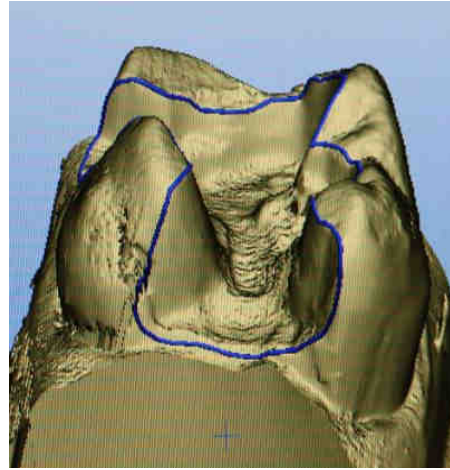


Figure 57

La limite tracée il faut alors déterminer l'axe d'insertion de la future prothèse. Il est encore temps de déceler des contre dépouilles qui pourraient nuire à l'adaptation de l'inlay ; il est alors préférable de corriger la préparation et de reprendre l'empreinte optique sous peine de ne pas pouvoir insérer la pièce prothétique. Si l'ensemble est correcte l'ordinateur va alors modéliser l'onlay.

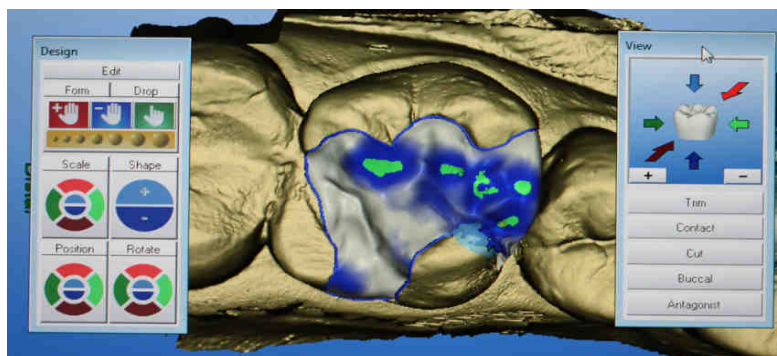


Figure 58

Le praticien peut procéder aux corrections qu'il désire grâce aux nombreux outils déjà décrits (correction des suroccusions, ajout ou retrait de céramique, modification des bombés etc...).

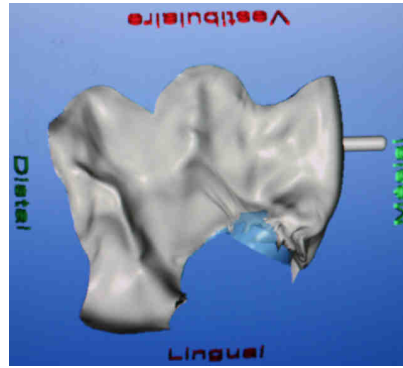


Figure 59

Après avoir validé la reconstitution, on peut choisir où se situera la tige d'usinage afin qu'elle interfère le moins, puis la position de l'onlay dans le bloc de céramique. Il faut renseigner le logiciel sur la nature de l'unité d'usinage et du bloc utilisé. Dans le cas présent, un bloc Sirona de taille 10 (8x10x15 mm) de teinte S2 et de saturation chromatique moyenne (M) a été choisi et fixé dans la chambre d'usinage. Après une durée d'usinage de 11 minutes, l'onlay est récupéré et prêt à être essayé.

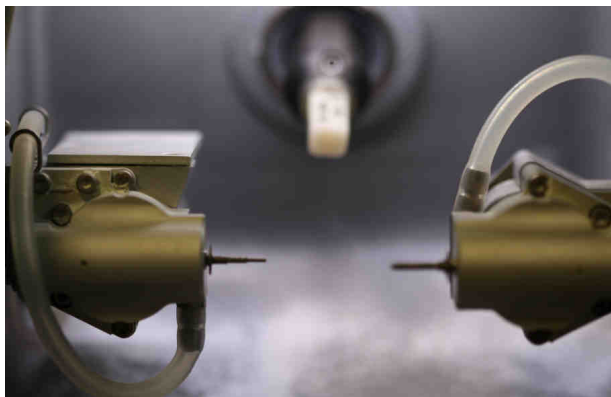


Figure 60



Figure 61

A ce stade il est possible de choisir le degré de finition de la restauration : polissage mécanique, glaçage ou glaçage et maquillage. Dans le cas présent le polissage mécanique a été choisi.

Avant la pose la pièce prothétique est préalablement traitée à l'acide fluorhydrique à 5% (Ceramics Etch de chez Vita). L'assemblage est réalisé avec le composite de collage Secure translucide de chez Sun Medical. Le Primer automordançant est appliqué, laissé une dizaine de seconde et légèrement séché. Puis le composite de collage est déposé à l'aide d'une seringue à embout automélangeur. Le composite est à prise dual, l'élimination des excès peut être facilitée après insertion par une photopolymérisation de 1 à 3 secondes, la prise complète

étant de 5 minutes en bouche. Après la prise complète du matériau de collage la finition est assurée par différentes brossettes et cupules montées sur contre-angle.



Figure 62



Figure 63



Figure 64



Figure 65

TROISIEME PARTIE : INVESTIR DANS LE CEREC EN 2011, UN CHOIX PERTINENT ?

L'investissement dans un tel outil de haute technologie se révèle être conséquent, ainsi avant de se lancer il paraît naturel de se poser un certain nombre de questions notamment concernant la fiabilité des reconstitutions. De plus l'intégration d'un outil de CFAO directe au cabinet va considérablement modifier la méthode de travail du praticien qui doit y être bien préparé. Enfin il est nécessaire d'étudier la faisabilité du projet au niveau financier.

1. Fiabilité des reconstitutions

L'aspect primordial pour le praticien correspond au succès clinique de ses reconstitutions, en effet pourquoi modifier ses habitudes en investissant dans un nouveau système si celui-ci possède des performances moindres ? L'analyse de la littérature fournit un certain nombre de réponses à nos questions. De nombreuses études ayant plus ou moins de valeur scientifique ont été réalisées depuis les premiers inlays en 1985. Elles permettent de mettre en lumière les taux de succès et d'échecs des pièces prothétiques mais aussi les limites et les potentiels désagréments occasionnés.

L'évaluation des performances cliniques des restaurations céramiques fait appel aux critères décrits dans les méthodes d'évaluation proposées par l'USPHS (United States Public Health Services) et la CDA (California Dental Association). L'évaluation de la qualité des restaurations (c'est-à-dire le degré d'excellence ou de conformité aux standards) prend en compte les mêmes paramètres cliniques, mais selon la méthode, quelques différences terminologiques sont observées.

- La méthode CDA, voire CDA modifiée :

Elle comporte deux désignations principales : satisfaisante (A ou B) et non acceptable (C ou D), toutes deux décomposées en sous-catégories, « conforme aux standards » ou « à réévaluer » pour la désignation « satisfaisante » et, « à remplacer préventivement » ou « à remplacer immédiatement » pour la désignation « non acceptable ». Dans chaque catégorie, plusieurs caractéristiques sont prises en compte : surface et couleur, forme anatomique et intégrité marginale. Des mots clés, plus spécifiques, sont associés à ces trois caractéristiques (par exemple contour occlusal, décoloration, fissure, etc.).

- La méthode USPHS utilise les scores suivants :

Score Alpha : la restauration n'exige aucune modification, et est cliniquement inchangée

Score Bravo : présence d'un défaut mineur sans problèmes parodontaux, lésion carieuse secondaire, pulpite irréversible, ou perte d'attachement et également score Bravo pour des restaurations avec des changements mineurs cliniquement acceptables, ne nécessitant pas de remplacement ou de réparations mineurs

Scores Charlie ou Delta : présence d'un défaut altérant la structure dentaire ou les tissus parodontaux, et également si un remplacement ou une réparation sont nécessaires.

Ces critères d'évaluation sont fréquemment appliqués à la forme anatomique, l'adaptation marginale, la correspondance de la teinte, les discolorations marginales, les reprises carieuses, l'aspect de surface ... Cela permet d'établir des tables d'évaluation standards qui permettent de comparer différents éléments prothétiques selon une même grille d'évaluation.

1.1 Niveau de preuve des articles

L'Evidence-Based Medicine (EBM) peut être définie comme l'utilisation des meilleures données actuelles de la recherche clinique dans la prise en charge personnalisée des patients. C'est une approche qui s'efforce de fonder, autant que possible, les décisions cliniques sur les données actuelles les plus probantes (preuves) issues de la recherche médicale.

« Le niveau de preuve d'une étude caractérise la capacité de l'étude à répondre à la question posée ».

Une démarche EBM se déroule en quatre étapes :

- Formuler une question claire et précise pour répondre à un problème clinique
- Rechercher des articles les plus pertinents dans la littérature
- Evaluer la validité de l'étude (lui attribuer un niveau de preuve)
- Evaluer de façon critique la validité et l'intérêt des résultats
- Intégrer ces résultats dans l'évaluation de la pratique clinique courante

On peut établir le classement suivant concernant la qualité des études :

- 1- Etude d'un ou d'une série de cas.
- 2- Etude transversale : « cliché d'une population » : description de la fréquence d'une maladie, de ses facteurs de risque ou d'autres caractéristiques dans une population donnée pendant un laps de temps déterminé.
- 3- Etude de cas-témoins : étude d'observation rétrospective dans laquelle les caractéristiques des malades (les cas) sont comparées à celles de sujets indemnes de la maladie (les témoins). Les sujets sont sélectionnés en fonction de l'issue.
- 4- Etude longitudinale de suivi ou de cohorte : étude d'observation, le plus souvent prospective, dans laquelle un groupe de sujets, exposés à des facteurs de risque d'une maladie ou à un traitement particulier, est suivie pendant une période déterminée et comparé à un groupe contrôle non exposé. Les sujets sont sélectionnés en fonction de l'exposition et non pas de l'issue.
- 5- Essai contrôlé randomisé : étude expérimentale, où les patients sélectionnés pour une intervention thérapeutique sont répartis de manière aléatoire en 2 groupes : le premier groupe reçoit le traitement, tandis que le second reçoit généralement un placebo.
- 6- Revues systématiques : peut être définie comme une démarche scientifique rigoureuse de revue critique de la littérature.
- 7- Méta-analyse : type de publication qui consiste à rassembler les données issues d'études comparables et à les ré-analyser au moyen d'outils statistiques adéquats pour apporter une réponse globale de manière critique et quantitative.

(48)

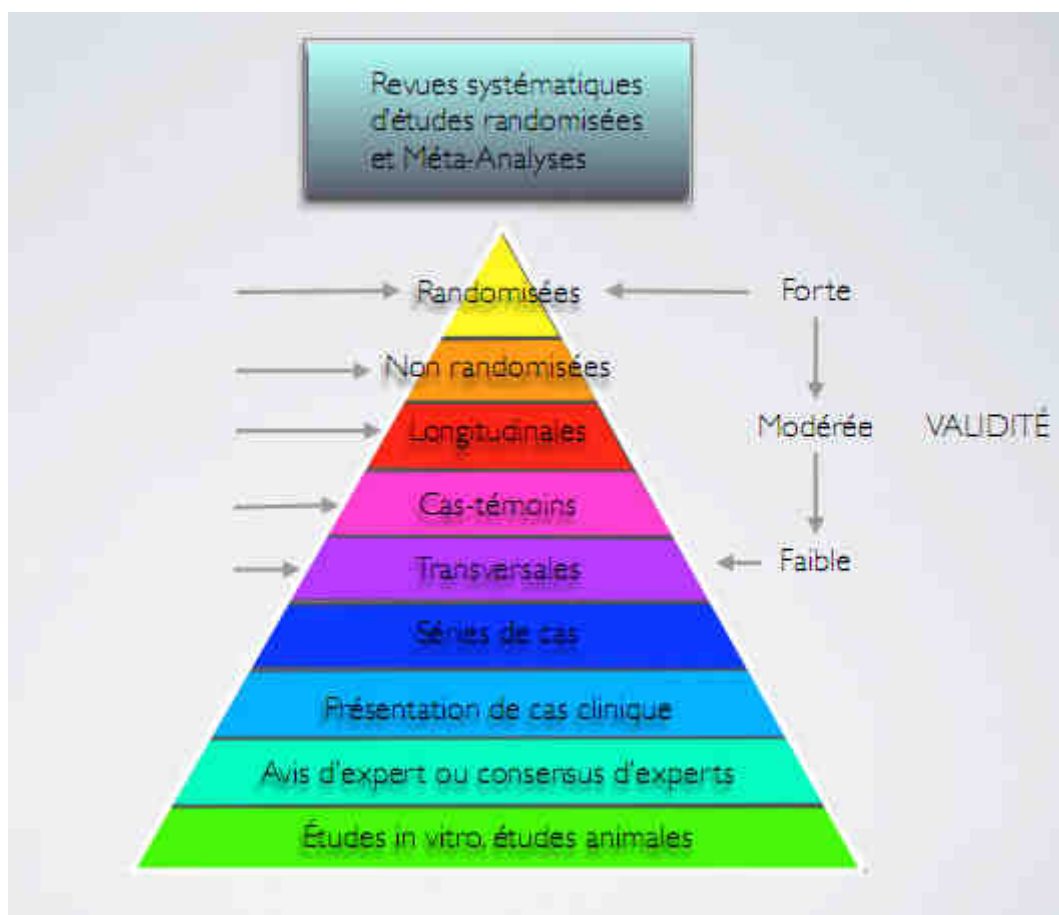


Figure 66

On peut constater en analysant la littérature qu'aucune des études concernant les restaurations CEREC ne reflète de protocole d'études contrôlées randomisées. Aucune n'inclut de groupe de patients contrôle ni randomisation au niveau du choix des patients. Ainsi la plupart des études n'incluent que des patients avec un faible risque carieux, un bon état parodontal et une absence de parafunctions.

Les critères d'indication ne sont pas systématiquement posés, à savoir si les restaurations sont indiquées en première intention ou en remplacement d'autres défectueuses. Pour les inlays onlays un autre critère primordial est la taille de la cavité après préparation. Les études précisent, en général, la classe de la cavité selon la classification de Black ce qui n'indique pas exactement le volume de restauration nécessaire.

D'autres limites sont également à signaler, elles concernent la taille parfois réduite de l'échantillon souvent inférieure à 50 patients et la durée de suivi courte souvent inférieure à 10 ans. Les restaurations ont également, selon les études, été effectuées soit dans des centres hospitalo-universitaires par des étudiants en formation ou des enseignants, soit dans des

cabinets libéraux par des praticiens. Ainsi, il y aura des différences de protocoles dans les études en raison des différences entre les opérateurs.

Enfin, les études correspondant à des analyses de la littérature ne présentent généralement pas de méthodologie de sélection des articles.

Ces études possédant donc en majorité un faible niveau de preuve, ne permettent pas de donner des recommandations strictes mais donnent seulement de bonnes indications quant aux pratiques cliniques à respecter afin d'optimiser les chances de succès thérapeutique.

L'étude qui semble avoir le plus de poids est celle de Reiss et Walther concernant le taux de survie de plus de 1000 restaurations sur plus de 15 ans ce qui permet de donner un impact fort à l'analyse statistique.

1.2 Les sensibilités post-opératoire

Suite à la pose de l'élément en céramique, il n'est pas rare que le patient se plaigne de sensibilité au niveau de la dent concernée. Ce phénomène a été constaté depuis les toutes premières études et apparaît encore aujourd'hui dans les grilles d'évaluation du succès clinique.

Ainsi dès 1991, Magnuson et al rapporte un taux de 9% de sensibilité post opératoire sur un total de 301 inlays, la plupart disparaissant dans le mois après la pose. Cependant trois cas de douleurs persistantes à 6 mois nécessitèrent un traitement endodontique. **(46)**

Sjogren en 1992 décrivait un taux de 13,8% parmi les 205 inlays Vitabloc Mark I et II posés.**(71)**

En 1999, dans une étude sur trois ans, Fasbinder et al récoltait 13% de plaintes sur 92 inlays Vitabloc Mark II au bout d'une semaine, 4% à deux semaines, puis aucune à un mois, et aucune sensibilité trois ans après. **(29)**

Otto et De Nisco relevèrent 13% de sensibilité immédiates sur 200 inlays en 1996, douze inlays n'étaient plus sensibles dans les trois semaines suivantes, les cinq autres dans les sept mois suivants. Dans cette étude, les auteurs ont mis en avant les interférences occlusales en tant que responsables de ces sensibilités, ils préconisent donc une équilibration occlusale dans

la séance après que les effets de l'anesthésie se soit dissipés. Cette étude correspondant à une série de cas, elle possède un niveau de preuve relativement faible. (55)

Ces sensibilités sont aussi souvent attribuées à la toxicité des colles résineuses sur la pulpe, avec l'amélioration constante des caractéristiques techniques de ces matériaux les études cliniques plus récentes présentent une nette diminution du phénomène.

Ainsi, en 2000, Karlsson et Molin n'ont trouvé aucune sensibilité parmi les vingt inlays Vitabloc Mark I suivis sur cinq ans. (51)

En 2005, Fasbinder et al au travers d'une études clinique sur trois ans concernant quarante inlays type Vitabloc Mark II et quarante inlays composite type Paradigm, ont relevé un inlay sensible à une semaine, mais résolu à deux semaines. (28)

En 2010, dans une étude clinique de 62 couronnes en disilicate de lithium (IPS E.max CAD), Fasbinder a observé 7 cas de sensibilité à une semaine, 5 cas à 6 semaines, et aucune sensibilité à un et deux ans. (27)

Les taux présentés demeurent relativement faibles, ce qui peut s'expliquer par plusieurs facteurs :

- Tout d'abord la réalisation de l'empreinte optique nécessite une isolation minutieuse du site opératoire, ce qui assure que la cavité soit bien isolée pour le protocole de collage.

L'utilisation de la digue, outre le fait de rendre les manipulations plus confortable permet d'éviter la contamination du site opératoire. Cependant dans une étude de Reich en 2004, concernant 58 grandes restaurations par CEREC suivies sur trois ans, dont 21 se sont réalisées sans digue, l'auteur conclut que la digue ne semble pas indispensable à la vue des résultats positifs de l'ensemble (65). On peut reprocher à l'auteur une conclusion peut être un peu trop hâtive étant donné le peu de recul clinique de son étude, et le faible nombre de cas étudiés.

- La possibilité de réaliser la pose de l'élément prothétique dans la séance dispense de l'étape de temporisation ce qui permet d'éviter la contamination des tubuli dentinaires en cas de perte, fracture ou usure de l'élément provisoire.

On peut conclure que malgré le niveau de preuve relatif des articles, on retrouve en moyenne des sensibilités post-opératoire dans 10% des cas et qu'elles disparaissent toutes dans l'année.

1.3 L'adaptation marginale

1.3.1 Généralités

Le joint prothétique est un élément clef de la réussite à long terme de la reconstitution. Il faut qu'il soit suffisamment précis afin de limiter le risque de reprise carieuse qui est l'une des causes d'échec des restaurations CEREC. Cependant il ne faut pas qu'il le soit trop, c'est-à-dire qu'il y ait un contact trop fort entre la céramique et la surface dentaire sous peine de risque de fracture de la prothèse. Il est admis qu'un joint compris entre 50 et 120µm est acceptable. Lors de l'usinage, un espace est ménagé en prévision du collage, il est possible de régler cette valeur via le logiciel.

Dans la littérature on retrouve plusieurs techniques qui ont pour but d'évaluer cette adaptation marginale.

In vivo, cette évaluation s'effectue au miroir et à la sonde et le plus souvent les auteurs utilisent les critères de l'USPHS (United State Public Health Service) afin de juger si le joint est de bonne qualité (sonde qui n'accroche pas dans le meilleur des cas, sonde qui accroche, zone de dentine mise à nu et composite de collage visible, et dans le pire des cas une perte de rétention ou une fracture de la restauration).

In vitro, des études sont réalisées sur des dents extraites ou bien sur des modèles en résine, cela permet d'évaluer la finesse du joint très précisément avec des microscopes électroniques à balayage voire des systèmes de tomographie. Dans certaines études, le microscope est aussi utilisé *in vivo*.

1.3.2 La précision de l'adaptation des prothèses conçues par le CEREC

En 1997, Mörmann et Shug comparent la précision du CEREC 1 par rapport celle du CEREC 2 grâce à des mesures effectuées sous microscope en quatre sites sur 160 inlays (Vita mark II et Dicor MGC) sur modèles résine. Ils complètent leur analyse par des mesures sous microscope en 36 points sur chacun des 12 inlays collés sur dents naturelles extraites. Ils

obtiennent une précision d'adaptation moyenne de 84 μm (à plus ou moins 38 μm) pour le CEREC 1 et une valeur de 56 μm (à plus ou moins 27 μm) pour le CEREC 2. (52)

En 2000, Sturdevant et al se penchent sur la précision du CEREC 2 en réalisant 10 inlays mésio-occluso-distaux sur 10 dents extraites. Les mesures sont réalisées en 22 points et ne sont pas effectuées par un microscope mais par un logiciel de traitement d'image à partir de photographies numériques. Les auteurs concluent à un espace moyen de 80 μm à plus ou moins 57 μm . On peut reprocher à cette étude un caractère un peu approximatif étant donné que les restaurations ne sont pas collées, l'absence d'observations microscopiques, le nombre limité de modèle et de mesures sur chacun d'entre eux.(73)

En 2003, Nakamura propose d'étudier *in vitro* les effets de la variation de l'angle de dépouille et de l'espace de collage pré réglé via le logiciel sur l'adaptation interne et marginale de couronnes céramiques usinées par le CEREC 3. Au total, cinq couronnes Vitabloc Mark II sont fabriquées pour chacune des neufs situations reproduites (espace de collage réglé à 10,30 et 50 μm ; angle de convergence de 4,8 et 12 degrés). On retiendra de cette étude que pour les espaces de collage réglés à 30 et 50 μm , la marge obtenue est de 53 à 67 μm sans que l'angle de convergence ne fasse varier ces valeurs. L'adaptation marginale semble être conforme aux recommandations pour les restaurations céramiques, cependant il faut nuancer les résultats de cette étude étant donné que les mesures se sont effectuées sans agent de collage qui aurait augmenté cet espace marginal. De plus les mesures ne sont prises qu'en seulement quatre points de la restauration ce qui peut paraître insuffisant pour établir une valeur moyenne par couronne. L'auteur suppose qu'après collage les couronnes auraient une adaptation marginale correcte mais aucune mesure n'est présente pour le confirmer. Enfin, comme toute étude *in vitro*, le niveau de preuve est minimal. (54)

En 2003, Bindl et Mörmann compare l'adaptation marginale de couronnes céramiques fabriquées avec le CEREC 1 d'une part et le CEREC 2 d'autre part, en s'appuyant sur une analyse microscopique (grossissement par 200). Ils obtiennent des résultats prouvant une meilleure adaptation avec le CEREC 2 (207 μm à plus ou moins 63 μm) qu'avec le CEREC 1 (308 μm à plus ou moins 95 μm). (6)

En 2006 Akbar et al ont pour objectif de déterminer *in vitro* si il existe une différence d'adaptation marginale entre les couronnes composites (Paradigm MZ100) réalisées sur une

préparation avec une limite périphérique en épaulement d'une part, et à congé d'autre part. Après avoir conçu 16 couronnes composites au total, 60 mesures par couronnes sont réalisées sous microscope et permettent de conclure qu'il n'y a pas de différences significatives suivant que les préparations soient à congé (valeur moyenne de $65,9 \mu\text{m}$ plus ou moins $38,7 \mu\text{m}$) ou à épaulement (valeur moyenne de $46 \mu\text{m}$ plus ou moins $9,2 \mu\text{m}$). Une fois de plus, les couronnes ont été analysées sans que ne soit utilisé un agent de collage qui aurait probablement modifié les résultats. De plus, malgré le fait que le nombre de mesure par couronne soit relativement important, il n'y a que l'écart vertical entre la limite de la couronne et la limite de préparation qui soit pris en compte, l'espace horizontal n'étant pas inclus dans l'étude. (2)

En 2009, Seo tente de prouver que le type de préparation pour un inlay (l'exemple est pris sur une prémolaire avec des réductions plus ou moins importantes d'une cuspidé) possède une influence sur l'adaptation interne et marginale. Outre le fait qu'il prouve que la préparation la plus simplifiée avec une réduction totale de la cuspidé permette d'obtenir le résultat le plus précis ($152,7$ plus ou moins $27,12 \mu\text{m}$ en interne, et de $35,4$ à $78,4 \mu\text{m}$ en marginal) ; c'est la technique afin d'obtenir les mesures sur ces 60 inlays ProCad qui est intéressante. En effet grâce aux progrès techniques, il utilise la technique de « micro computed tomography » afin de déterminer les interfaces internes et marginale des couronnes. Au lieu d'utiliser des coupes en certains points comme cela est réalisé dans la plupart des études, il est possible de modéliser en 3D le complexe préparation et pièce prothétique, un logiciel calculant la finesse du joint sur la totalité de la surface. Cela permet d'obtenir un maximum de mesures et donc les valeurs moyennes exactes des joints. On peut tout de même noter que des études complémentaires sont à prévoir étant donné que les restaurations n'étaient pas collées. (67)

Malgré le niveau de preuve relatif des études, on peut tout de même conclure que la précision du CEREC 1 est d'environ $80 \mu\text{m}$, celle du CEREC 2 avoisine $70 \mu\text{m}$ et enfin le CEREC 3 permettrait d'obtenir des éléments d'une précision inférieure à $60 \mu\text{m}$.

1.3.3 Comparaison de l'adaptation marginale entre un élément usiné par le CEREC et un élément fabriqué par le laboratoire

Dans une étude clinique de 2007 concernant 28 inlays en or et 28 inlays en céramique Vita Mark II placés chez 28 patients, Federlin et al cherchent à comparer les deux solutions. Le praticien relève une différence significative entre la qualité du joint marginal à l'origine et trois ans après sur les inlays usinés par le CEREC. De plus le joint marginal paraît significativement moins bon sur l'inlay céramique que sur l'inlay en or à 3 ans. On peut noter un léger biais étant donné que les opérateurs sont plusieurs et que l'intégralité des inlays or sont scellés sur des molaires alors que les inlays céramiques le sont aussi sur prémolaires. (30)

Ural et al en 2009 ont mené une étude *in vitro* afin de comparer les adaptations marginales de couronnes obtenues par différentes techniques : In Ceram alumine, IPS Empress2, couronne CEREC 3 et Cercon, couronne céramo-métal traditionnelle. Les 50 modèles sont analysés sous microscope en trente points après et avant collage par le même opérateur. Le collage est effectué de façon similaire pour chaque modèle sous une force constante. C'est la couronne usinée par le CEREC qui présente le meilleur résultat aussi bien avant ($29,26 \mu\text{m}$ plus ou moins $4,08 \mu\text{m}$) qu'après le collage ($49,80 \mu\text{m}$ plus ou moins $5,03 \mu\text{m}$). De plus le collage affecte significativement la valeur avec une augmentation entre $16,46$ et $21,03 \mu\text{m}$. Cette étude possède l'inconvénient d'être faite sur des modèles standardisés en métal, qui n'ont rien à voir avec une situation clinique et les variations aussi bien de la dent elle-même que la préparation qui l'accompagne, ce lui confère un niveau de preuve très limité. (78)

1.3.4 L'évolution dans le temps de l'adaptation marginale

Dans les études au long terme concernant les éléments de prothèse fixé, la qualité du joint marginal est un critère qui est quasiment systématiquement retrouvé dans les grilles d'évaluation. Elle peut être évaluée directement en bouche avec sonde et miroir, et dans certaines études elle peut être observée microscopiquement à partir de répliques issues d'empreintes.

En 1992 Insenberg et al ont conduit une étude clinique afin d'évaluer l'usure du joint prothétique d'inlays Vitablocs Mark I assemblés avec un composite de collage. Ils ont

rapporté une usure linéaire durant la première année. L'usure verticale de l'agent de collage atteint 50% de la largeur du joint. Ils ne trouvent cependant aucune preuve de caries secondaires ou d'infiltrations. (39)

Heyman en 1996, lors d'une étude sur 50 inlays CEREC (Dicor MGC) posés chez 28 patients, démontre une augmentation de l'usure du composite de collage durant les trois premières années puis une diminution de cette usure entre la troisième et quatrième année. Il explique cet épisode paradoxal entre les deux dernières années par une usure simultanée de l'émail bordant la restauration, modifiant ainsi le point de mesure habituel. Malgré la perte de substance au niveau du joint, il n'observe pas de coloration, ni d'ébrèchement de la céramique ou de l'émail. On pourrait reprocher à cette étude que les préparations et l'assemblage aient été réalisés par quatre praticiens différents qui n'avaient qu'une faible expérience en matière de CFAO directe. Le protocole de collage étant très opérateur dépendant, la multiplicité des opérateurs a pu entrer en compte dans le résultat final de l'étude. (38)

En 2002 Otto publie les résultats d'une étude clinique de dix ans sur 200 inlays réalisés par ses soins avec le CEREC 1. Selon les critères de qualité de l'USPHS, il affirme que le nombre de cas où les bords marginaux de la restauration peuvent être décelés au sondage et, où des excès ou le bord marginal sont visibles à l'inspection passe de 12% à l'état initial, à 74 % à 10 ans. L'expertise n'étant réalisée qu'à l'œil nu et à la sonde, elle ne permet pas de préciser exactement la valeur de la perte d'adaptation. (55)

Fasbinder en 2005 mène une étude clinique comparative sur trois ans entre 40 inlays céramique Vita mark II et 40 inlays composite Paradigm usinés par le CEREC 2. Suite à une évaluation directe à la sonde et au miroir, il juge que les limites sont détectables à la sonde pour les deux sortes d'inlay à partir de six mois. A un an, les inlays composites présentent un joint indétectable dans 91,4% des cas, taux qui est significativement meilleur que celui de 75,7% obtenu avec les inlays en céramique. A trois ans, les taux de limites non détectables à la sonde sont sensiblement les mêmes pour les deux catégories étudiées et compris entre 60 et 65%. L'auteur n'ayant pas constaté de caries secondaires ou de changement de coloration au niveau marginal en conclut que cette détérioration du joint n'entraîne pas la rupture du collage entre la surface dentaire et la pièce prothétique. (28)

On peut noter que dans chaque étude, les patients sont choisis en fonction de plusieurs critères notamment le risque carieux. On remarque que sont choisis systématiquement des patients ayant un risque carieux très faible ce qui fausse légèrement les conclusions concernant le faible nombre de reprise carieuse. De plus ces études ne s'appuient que sur des séries de cas ce qui ne leur donnent pas un grand niveau de preuve.

Pour conclure, l'usure du joint marginal retrouvé fréquemment au niveau de ces études est un phénomène décrit très souvent dans la littérature qui proviendrait d'une légère érosion au niveau du composite de collage, sans que cela ne semble engendrer de reprise carieuse. Les évolutions en matière de collage pourraient tendre à résoudre ce problème.

1.4 Taux de survie des restaurations

Il paraît primordial de se demander si les reconstitutions réalisées avec le système CEREC possèdent une longévité nécessaire pour qu'elles puissent être mises en œuvre sans craintes par les utilisateurs. De nombreux praticiens ont concentré leurs études sur la survie des restaurations conçues à l'aide du CEREC. Néanmoins ceci nécessite plusieurs années de recul ce qui explique que beaucoup de ces études ne s'appuient que sur le CEREC 1 et le CEREC 2. De plus, la diversité des critères et des moyens de l'analyse des résultats rendent délicate la comparaison des différentes études. Les études longitudinales restent peu nombreuses et leurs auteurs sont souvent associés au développement du système. Il reste donc très difficile de fonder une opinion objective.

1.4.1 Taux de survie des inlays-onlays

Les inlay-onlays sont les éléments les plus étudiés étant donnée leur application ancienne avec le CEREC.

Martin et Jedynakiewicz réalisent en 1999 une analyse de la littérature des études cliniques concernant ces inlays entre 1986 et 1997. Les 15 études sélectionnées représentent un total de 2862 restaurations. Il faut prendre en compte qu'elles ont été effectuées en des lieux différents, assemblées avec différents matériaux, et analysées avec des protocoles d'évaluation variables. Ils rapportent un taux de survie moyen de 97,4% sur une durée moyenne de 4,6 ans. Les 2,6% d'échec sont pour la plupart des fractures de la céramique, puis

des fractures dentaires. Le principe sur lequel est fondée cette étude aurait pu lui conférer un bon niveau de preuve mais les articles sélectionnés manquent eux-mêmes de poids. (49)

Pallesen et Van Dijken suivent sur 8 ans 32 inlays posés chez 16 patients. Le taux de survie obtenu est de 90,6% à 8 ans. On peut aussi noter que selon les critères de qualité utilisés, 84,3% des inlays étaient considérés comme optimaux le jour de la pose, et seulement 12,5% le sont à 8ans. L'objectif de cette étude était de comparer deux matériaux (Vita Mark I et Dicor MGC) et pour ce faire le praticien avait placé un inlay de chaque par patient ce qui semble être optimal pour une comparaison. Cependant le nombre de cas reste très limité pour pouvoir tirer de réelles conclusions. (56)

En 2001, Manhart et al comparent ce taux avec celui de diverses restaurations postérieures ; il montre un taux d'échec annuel moyen de 3,3% pour les amalgames, de 2,2 % pour les obturations composites, de 2% pour les inlays en composite, de 1,6% pour les inlays céramique, de 1,2% pour les inlays en or et enfin de 1,1% pour les inlays CEREC. (47)

Sjogren et al ont publié en 2004 une étude de 10 ans visant à comparer 66 inlays Vita Mark II collés avec deux composites de collage différents : un chémo polymérisable et un dual (photo et chémo polymérisable), chacun des 28 patients recevant au moins un de chaque.

Le taux de survie à 10 ans est de 89%, avec une différence significative selon le protocole de collage employé (taux de 100% pour le composite chemo polymérisable et taux de 77% pour le composite dual). L'auteur explique ce phénomène par un manque de polymérisation du composite de collage dual en certains endroits où la céramique est plus épaisse. On peut reprocher à cette étude que les opérations de collage aient été effectuées par trois praticiens différents, connaissant le caractère très opérateur dépendant de cette étape cela a pu introduire un biais. (72)

En 2006 Arnetzl effectue une comparaison du comportement en longue durée (15 ans) des trois types de restaurations suivants : CEREC, céramique de laboratoire et inlays en or, formant un ensemble de 358 inlays. Le groupe des inlays en or et celui des inlays CEREC n'ont révélé aucune différence significative sur le plan statistique (environ 93 % de taux de réussite après 15 ans). En revanche les inlays en céramique réalisés au laboratoire ont donné des résultats nettement moins bons (68 %). Il est à noter que dans tous les groupes étudiés, les

inlays posés sur dents vivantes présentent une viabilité bien supérieure à celle des dents traitées endodontiquement. (3)

L'étude de 2008 de Otto et De Nisco concerne 200 inlays et onlays Vita Mark I placés entre 1989 et 1991 chez 108 patients. Grâce à une méthode de calcul de probabilités (Kaplan-Meier), les auteurs obtiennent un taux de survie de 88,7% à 17 ans. Les échecs sont dus à des fractures de céramique pour 62% des cas, à des fractures dentaires pour 14%, à des reprises carieuses pour 19%, et à des problèmes endodontiques pour 5%. L'avantage de cette étude est qu'elle possède un recul clinique assez important, que l'opérateur soit le même et utilise les mêmes matériaux pour tous les patients. (55)

Entre 1991 et 2006, Reiss et Walther ont publié une série d'article sur 1011 restaurations CEREC posées entre juin 1987 et septembre 1990 sur 299 patients. Après 5 ans, la méthode de calcul de probabilité de Kaplan-Meier a permis d'établir un taux de survie de 95%, puis après 7 ans il passe à 91,6%. A 10 ans le taux diminue encore pour atteindre 90%, puis 84,9% à 16,7 ans. Les auteurs concluent aussi qu'il existe un meilleur taux de survie pour les inlays sur prémolaires (90%) que sur les molaires (80%). De plus ils affirment qu'il n'existe pas de différence significative entre les prothèses maxillaires et mandibulaires et que, contrairement à d'autres auteurs, le nombre de surfaces restaurées n'a pas d'influence sur la survie. Cette étude, bien que n'étant qu'une étude de séries de cas, possède vraisemblablement le plus haut niveau de preuve des articles étudiés de part le nombre de cas concernés. (66)

Thordrup et al en 2006 réalisent une étude comparative sur 10 ans entre les restaurations composites directes et indirectes, et les inlays céramiques. Les taux de survie à 10 ans sont : 80% pour les inlays céramique CEREC, 80% pour les composites directs, 75,5% pour les composites de laboratoires. Cependant ces résultats sont fortement biaisés étant donné que l'auteur considère comme succès des restaurations ayant subi des réparations pendant les 10 ans. Les véritables taux de survie des éléments n'ayant pas subi de réparation sont : 80% pour les inlays céramiques, 66,7% pour les composites direct et 50,8% pour les composites de laboratoire. (74)

En 2009 Wittneben et al ont mené une analyse de la littérature traitant des réalisations CEREC de plus de trois ans. L'ensemble des articles étudiés représente 1957 restaurations et

le taux de survie moyen à 5 ans est de 91,6%. L'auteur calcule un taux d'échec de 1,75% estimé pour 100 restaurations par an. (82)

1.4.2 Taux de survie des couronnes

Le nombre d'études disponibles est limité compte tenu de l'application récente avec le système CEREC.

Dans une étude comparative sur deux à cinq années entre 18 couronnes Vita Mark II et 18 couronne fabriquées en laboratoire selon le procédé In-Ceram Spinelle, Bindl et Mörmann détermine un taux de survie de 94,4% pour les Vita Mark II, et 91,7% pour les autres. L'étude aurait eu un intérêt supplémentaire s'il avait été possible d'inclure des couronnes céramo-métallique ainsi qu'un nombre plus important de sujets. (7)

Bindl et al ont aussi comparé 200 couronnes Vita Mark II en fonction du type de préparation, l'une qualifiée de classique laissant en place des pans d'au moins 3 mm de hauteur et avec un épaulement de 1 à 1,2 mm, l'autre étant une préparation plus réduite du moignon avec des pans de moins de 3mm de hauteur (faible macrorétention). Sur des couronnes concernant les prémolaires, les taux de survie sont respectivement de 97% pour le premier groupe et de 92,9% pour le second. Au niveau des molaires, un taux de 94,6% est observé pour les couronnes dites classiques, ce dernier étant de 92,1% pour les couronnes réduites. (8)

Fasbinder et al montrent en 2010 que la totalité des 62 couronnes en disilicate de lithium posées (IPS E-max CAD, Ivoclar) ne présentent aucune défaillance deux ans après leur pose. Ce matériau étant disponible depuis peu sous forme de bloc usinable on ne trouve pas d'analyse au long terme cependant les premiers résultats semblent être très satisfaisants. Ainsi, la même année, Reich et al obtiennent un taux de survie de 97,4% sur 41 couronnes en disilicate de lithium posées deux ans auparavant. (27)

1.4.3 Taux de survie des endo-couronnes

Dans une étude de 1999, à l'époque où les premières endo-couronnes commencent à pouvoir être usinées par la méthode Cerec, Bindl et Mörmann dressent un bilan positif des 19 exemplaires posées deux ans avant. Le manque de données ne permet pas de réaliser d'analyse statistique mais les résultats sont qualifiés de prometteurs. (5)

Plus récemment, Bindl et al comparent couronnes et endo-couronnes usinés dans des blocs Vita Mark II, posées sur molaires et prémolaires. Concernant les molaires, le taux de survie est de 94,6% pour les couronnes classiques et de 87,1% pour les endo-couronnes. Il existe cependant une différence significative entre la valeur de 97% obtenue pour les couronnes sur prémolaire et le taux de 68,8% pour les endo-couronnes. Les auteurs concluent que les performances cliniques ne sont pas acceptables pour les endo-couronnes sur prémolaire.

1.4.4 Taux de survie des facettes

Comme pour les endo-couronnes, le nombre d'étude sur leur longévité clinique est très limité. Celle menée par Wiedhahn sur 715 facettes avec un recul de 9 ans et demie abouti à un taux de réussite de 94%. (81)

Nous pouvons conclure, malgré le relatif niveau de preuve des articles étudiés, que le taux de survie des restaurations est en moyenne de 90% à 10 ans et que les causes d'échecs sont par ordre de fréquence la fracture de la céramique, la fracture dentaire et enfin la reprise carieuse.

1.5 Les fractures

La fracture de la pièce prothétique ou alors de la dent elle-même est responsable de la majorité des échecs thérapeutiques rapportés dans les résultats d'étude clinique concernant le CEREC. Cependant, le nombre de fracture demeure relativement faible étant donné le faible taux d'échec.

Ainsi, sur 2328 inlay-onlay, Posselt et Kerschbaum obtiennent en 2003 un taux de 0,3% de fractures (59). Sur les 81 échecs rencontrés dans leur étude portant sur 1010 restaurations, Reiss et Walther estiment que 50% d'entre eux sont dus à des fractures (66). De même, sur 32

inlays Pallesen et Van Dijken observent à 8 ans trois échecs tous dus à des fractures de la céramique. (56)

Sur un total de 200 inlays, Otto obtient 21 échecs à 17 ans, dont 62 % correspondent à des fractures de la céramique, et 14% à des fractures dentaires (55). Fasbinder parvient à la même conclusion avec la fracture de deux de ses 40 inlays Vita Mark II représentant la quasi totalité des échecs. (28)

Le manque d'épaisseur de céramique, particulièrement au niveau de l'isthme dans le cas d'inlays, représente le facteur contribuant le plus dans les phénomènes de fracture.

Selon une étude *in vitro* menée par Magne et Knezevic, les restaurations en composite (Paradigm MZ100) seraient plus résistantes que celles en céramique (Vita Mark II). Le test a pour but de déterminer la résistance et le mode de fracture de 30 prothèses placées sur des dents extraites et traitées endodontiquement. Le taux de survie aux forces imposées est statistiquement supérieur pour les composites par rapport aux céramiques. De plus, dans 40% des cas la fracture des céramiques intervient au-delà de la jonction émail-cément alors que ce taux n'est que de 25% pour les composites qui seront donc plus faciles à réparer dans la plupart des cas. (45)

Cependant il faut bien noter que les forces appliquées dans ce test *in vitro* sont bien supérieures à celles correspondantes à une fonction masticatoire normale, et que pour des valeurs physiologiquement envisageables les matériaux ont de bonnes propriétés. Cela est en accord avec le très faible niveau de preuve que l'on peut décerner à ce genre d'étude.

Bindle et al utilisent 90 couronnes fabriquées *in vitro* puis, selon les groupes, les collent ou scellent sur des modèles résines. Trois matériaux sont sélectionnés afin de comparer leur résistance à la fracture : des céramiques feldspathiques, des vitrocéramiques enrichies en leucite et des céramiques enrichies au disilicate de lithium. *In vitro*, les céramiques enrichies au disilicate de lithium sont significativement plus résistantes aux fractures que les autres céramiques. De plus, pour l'ensemble des matériaux utilisés, les performances sont meilleures lorsqu'ils sont collés que lorsqu'ils sont scellés. (4)

Une étude récente de Tristrou et al avait pour objectif d'étudier la résistance de couronnes composites (Paradigm MZ100) et céramiques (Pro CAD) réalisées sur des préparations à minima et des préparations traditionnelles sur 40 dents extraites. La préparation traditionnelle comprend un épaulement de 1,5mm, un angle de convergence de 6 degrés et une réduction

occlusale de 2 mm. Les préparations à minima correspondent respectivement à un congé de 0,4 mm, un angle de convergence de 6 degrés et une réduction occlusale de 0,6 mm pour les couronnes composites, et à un épaulement de 0,8 mm, un angle de convergence de 6 degrés et une réduction occlusale de 1,2 mm pour les couronnes céramiques. Les résultats de cette étude *in vitro* permettent d'affirmer que les couronnes réalisées sur des préparations à minima démontrent une résistance à la fracture équivalente à celles réalisées sur des préparations classiques, ce qui pourrait offrir une alternative viable et encore plus conservatrice. D'autres études seront nécessaires afin de confirmer ces premiers résultats et de pouvoir envisager l'application *in vivo* de ce concept. (76)

Ces études *in vitro* n'ont pour intérêt que de donner des informations sur les résistances théoriques des matériaux, elles ne reflètent pas la réalité clinique et par conséquent leurs conclusions doivent être prises avec précaution.

1.6 L'esthétique

En proposant à ses patients des restaurations tout-céramique, le praticien utilisateur du système CEREC se retrouve confronté au déficit esthétique.

La qualité du résultat esthétique est une notion qui repose sur des critères très subjectifs, cela pouvant expliquer le faible nombre d'étude des procédés CFAO sur la question. Quelques données sont cependant disponibles dans la littérature comprenant principalement des études sur la correspondance de la teinte entre la restauration et la dent et son évolution dans le temps.

Herrguth et al comparent dans leur étude clinique les qualités esthétiques de couronnes céramiques antérieures issues d'un laboratoire de prothèse avec celles obtenues à partir d'un bloc Vita Mark II. Chacun des 14 patients s'est vu fabriquer une couronne de chaque puis examiner par trois praticiens indépendants. Il en est ressorti que toutes les couronnes avaient un rendu esthétique acceptable, et que peu de différences pouvaient être observées entre les deux techniques employées. (37)

Cerruti et al ont suivi 109 inlays chez 46 patients pendant 7 ans. Selon les critères d'analyse de l'USPHS, le jour de la pose le taux de restauration possédant une bonne correspondance au niveau de la teinte (score Alpha) était de 88%, ce taux diminuant à 62,4% de score Alpha et 33% de score Bravo à 7 ans. **(10)**

Karlsson estime de la même manière que 85% de ses restaurations présentaient un score Alpha le jour de la pose, passant à 40% 4 ans après. **(51)**

Sjögren et al étudiant 66 inlays sur 10 ans ont estimé que le taux de discordance de la teinte était de 16% à 5 ans, augmentant jusqu'à 38% à 10 ans. **(72)**

Dans leur étude comparative entre des inlays usinés à partir de blocs composites (Paradigm) et de blocs céramique (Vita Mark II), Fasbinder et al sont parvenus à la même conclusion que la majorité de leurs collègues. Le premier jour 100% des inlays composites et 85% des inlays céramiques étaient considérés comme optimaux, ce taux diminuant respectivement à 86,5% et 58,8% au cours des trois années suivantes. Ils concluent donc que les inlays Paradigm ont une meilleure concordance que les inlays Vita Mark II à 3 ans. **(28)**

L'hypothèse la plus souvent émise afin d'expliquer cette diminution de concordance de la teinte au fil du temps serait qu'elle provienne plus des modifications de la dent elle-même que de la restauration. La teinte de la céramique étant considéré comme stable dans le temps ce seraient les changements de teinte physiologique des tissus dentaires liés à l'âge et à l'environnement qui seraient responsables de cette discordance. On peut cependant noter que dans la majorité des cas les patients émettent un avis très positif quant à l'esthétique de leur restauration.

Concernant la différence observée entre les inlays composites et les inlays céramiques dans l'étude de Fasbinder et al, elle serait due au fait que le matériau composite réfléchisse mieux la teinte de la dent adjacente.

Le rendu esthétique est dépendant de la teinte du bloc employé, de la teinte du composite de collage, de la teinte de la dent sous jacente et de la qualité du joint périphérique.

La plupart des publications concernant les restaurations CEREC ont impliqué des blocs monochromatique simplement polis après collage ; or dorénavant il est recommandé de procéder à

un glaçage et à un maquillage afin d'obtenir un résultat optimal. De plus des blocs possédant des qualités polychromatiques sont désormais disponibles permettant de restituer au mieux l'aspect originel de la dent. On peut modérer ce propos en s'appuyant sur l'étude de Reich et Hornberger dans laquelle 6 sortes de matériaux dont des blocs poly et monochromatiques sont utilisés. Il semblerait que les matériaux polychromatiques donnent aussi bien les meilleurs résultats que les moins bons en fonction du bloc choisi. (64)

On peut conclure que le rendu esthétique obtenu par l'intermédiaire du système CEREC converge vers un résultat très positif et que la croissance et les évolutions des matériaux disponibles pour l'usinage permettront sûrement d'accroître le mimétisme des éléments prothétiques.

Cependant, malgré les améliorations en matière de maquillage et de glaçage, il apparaît difficile de remplacer le savoir faire des prothésistes céramistes en particulier lors de restaurations antérieures qui requièrent des exigences importantes.

2. Modification de la pratique quotidienne au cabinet

2.1 La gestion du temps

L'utilisation du système CEREC impose une nouvelle organisation de l'emploi du temps. En effet le protocole requis peut paraître extrêmement chronophage, d'autant plus lors des premières réalisations. Le praticien doit intégrer le concept du rendez-vous unique ; l'acte est géré en globalité dans la séance avec le même plateau technique, les patients sont traités plus rapidement et ne vont donc pas occuper le carnet de rendez-vous pendant trop longtemps.

Même si le praticien devient plus rapide avec l'expérience, il existe des temps incompressibles tels que les temps d'usinage, de cuisson suite au glaçage, pendant lesquels il pourra être judicieux de prévoir d'autres tâches tels que des soins chez un autre patient ou la gestion de tâches administratives. Il est aussi possible de réaliser des petits soins sur le même patient.

Cette nouvelle gestion du temps est censée accroître la productivité. Ainsi, dans le cas d'une couronne céramo-céramique qui nécessite au moins trois rendez-vous (préparation et empreinte, essayage et enfin assemblage), il est désormais possible de la réaliser en une seule séance ce qui libère les deux autres créneaux qui auraient été nécessaires.

En moyenne on peut envisager qu'avec un peu d'expérience une reconstitution unitaire sans difficultés majeures puisse être réalisée pendant un rendez-vous d'une heure à une heure et demie. Le temps pouvant être réparti de la manière suivante :

- 5 minutes pour réaliser l'anesthésie et mettre en place le champ opératoire
- 10 minutes pour réaliser la préparation
- 10 minutes pour conditionner la dent (isoler de la salive, déposer la poudre de contraste), réaliser l'empreinte optique et valider la reconstitution prothétique proposée
- 15 minutes pour l'usinage
- 8 minutes pour le maquillage et le glaçage
- 15 minutes de cuisson suite aux finitions
- 10 minutes pour l'essai, la validation de la restauration et le collage

Il est bien évident que ces valeurs théoriques ont un rôle purement indicatif et sont soumises à de grandes variations selon l'expérience de l'opérateur, l'unité d'usinage, la qualité de la finition...

2.2 Une nouvelle méthode de travail

Les empreintes conventionnelles possèdent l'avantage d'être une technique bien maîtrisée par les praticiens permettant d'obtenir des résultats souvent très satisfaisants **(11)**. Ainsi la plupart ne cherchent pas à changer de concept. De plus elles nécessitent un équipement simple et minimaliste à l'exception de l'éventuel mélangeur automatique. Cette méthode possède enfin une bonne précision et une relative simplicité clinique aboutissant à des résultats prévisibles après une période d'entraînement raisonnable. **(12,13)**

Cependant on peut noter que réaliser une empreinte classique peut rapidement engendrer certains désagréments tels que des dépôts de matériau sur les lèvres, le visage, les espaces inter dentaires du patient ou encore sur les gants, les instruments du clinicien. Gérer le réflexe nauséeux pendant la prise du matériau peut aussi s'avérer souvent compliqué. Enfin, malgré une précision souvent présentée comme correcte, la présence de bulles ou de débris menant à un modèle erroné n'est pas rare. Le concept de CFAO directe est à l'origine d'une dématérialisation de la chaîne prothétique réduisant ainsi le risque d'erreurs et d'imprécisions liées aux étapes de transfert de l'information clinique. De plus le risque de contamination suite à une mauvaise désinfection des empreintes est donc éliminé. Cependant le risque de

contaminations croisées entre les patients demeure présent si la désinfection de la caméra intrabuccale n'est pas optimale.

L'introduction au sein de son exercice d'un instrument de CFAO directe peut s'apparenter à une petite révolution. En effet, le praticien sera confronté à l'apprentissage d'une toute nouvelle méthode de travail ce qui pourra prendre plus ou moins de temps selon les aptitudes de chacun à bouleverser ses habitudes.

Ce concept du rendez vous unique apportera certains avantages :

- Une seule anesthésie sera nécessaire
- Il n'y a pas besoin de restaurations provisoires donc pas de perte de temps liée à son élaboration, pas de contamination des tubulis dentinaire en cas de perte, pas d'irritation gingivale observée en cas de mauvaise adaptation
- Elimination du coup relatif au deuxième rendez-vous nécessaire dans le cas de prothèses traditionnelles (pas de nouveau plateau, pas de matériel à stériliser, et économie du temps passé pour ce rendez-vous.)
- Elimination du coup des consommables tels que les matériaux à empreinte, la cire, le plâtre, les résines ou ciments provisoires
- Pas de frais de laboratoire (14,75)

Le praticien a un contrôle complet de sa restauration, en cas d'échec il ne pourra s'en prendre qu'à lui-même.

L'équipe soignante formée du praticien et de l'assistante doit plus que jamais faire preuve de cohésion afin d'adapter au mieux le fonctionnement du cabinet à la CFAO. Une pratique qui a tendance à se développer particulièrement aux Etats-Unis consiste à laisser le soin de réaliser la finition et la cuisson de la pièce prothétique à l'assistante dentaire ; après une formation préalable adéquate. Cela permet d'être en accord avec la notion d'optimisation du temps et aussi de diversifier le rôle de l'assistante au cabinet.

Passer d'une méthode classique avec laquelle on obtient des résultats satisfaisants depuis de nombreuses années à une méthode reposant sur un matériel possédant un caractère « haute technologie » n'est pas évident. C'est surtout cet aspect très technique du système CEREC qui peut repousser certains potentiels acquéreurs. La prise en main de la caméra, du logiciel et de l'unité d'usinage demande un minimum d'expérience. Cependant la dernière génération du

système, qui s'adresse à des praticiens et non à des informaticiens, se veut conviviale et facile d'accès.

Une étude réalisée en 2007 (donc ne disposant pas des toutes dernières évolutions) a été menée afin de montrer qu'une bonne utilisation du CEREC pouvait être envisageable après une formation adaptée. 50 étudiants en dernière année à l'université de Fribourg ont participé à l'étude après avoir reçu durant leur cursus 12 heures de cours sur les indications, les techniques de préparation et de collage pour les reconstitutions composites, 40 heures de travaux pratiques sur les techniques de préparation d'inlays sur dents extraites, et enfin 15 heures d'entraînement didactique avec le CEREC. Chacune des 60 restaurations placées chez 40 patients est contrôlée à deux ans par des examinateurs expérimentés. Il en résulte que 93,3 % des inlays posés sont viables à deux ans et on peut donc conclure malgré le faible nombre de cas étudiés qu'il est possible de réaliser des restaurations tout à fait correctes après une formation relativement courte. (83)

Le système CEREC permet d'augmenter son arsenal thérapeutique. Fréquemment, lors de grosse perte de substance, les praticiens n'ont pas le réflexe de penser à l'onlay et s'orientent donc vers un plan de traitement plus long et moins conservateur en commençant par le traitement endodontique puis la reconstitution corono radiculaire et enfin la coiffe. Cela représente environ cinq séances alors que l'onlay CEREC n'aurait nécessité qu'une séance et aurait permis de conserver plus de tissus sains et la vitalité pulpaire. Bien sur il est aussi possible de réaliser un onlay de manière indirecte mais les praticiens s'accordent à dire qu'après l'acquisition de la machine leur pratique est devenue plus conservatrice et la solution de traitement par inlay-onlay plus fréquemment adoptée.

2.3 Modification de la relation avec le patient

En 2011, l'utilisation d'un appareil très technologique ne fait généralement pas peur au patient. Au contraire, cela peut permettre de donner une image positive du cabinet, prouvant un investissement permanent de la part du praticien dans l'actualisation de ses connaissances, dans le perfectionnement de son art. En plus d'être utilisé en tant que vitrine « high tech », le système CEREC permet de réaliser un véritable échange entre le patient et son praticien. En effet une interactivité se crée notamment lors de l'utilisation du logiciel où l'on peut alors

expliquer au patient directement sur l'écran le travail en cours. La chambre d'usinage étant transparente, l'étape de fabrication peut donc aussi être accessible au patient.

Dans une société qui va toujours plus vite et où le temps devient un luxe, le patient retiendra surtout qu'un seul rendez-vous, certes un peu plus long qu'habituellement, sera nécessaire.

3. Le coût

3.1 Le coût pour le praticien

Si on devait ne retenir qu'un seul défaut au CEREC, cela pourrait être son coût ; prohibitif à première vue. Ainsi pour l'acquisition de tout le matériel nécessaire pour débiter son activité de CFAO au cabinet qui comprend le CEREC AC, la chambre MC XL, un four, une lampe à photopolymériser, un assortiment de consommable, la mise en main et deux jours de formation ; le tarif oscille autour de 100 000 euros (90 000 avec une plus petite chambre d'usinage et un four moins performant). On peut donc envisager un loyer d'environ 1400 euros par mois sur une période de 7 ans.

Il est donc très important de se poser les bonnes questions avant d'investir dans une telle machine, et de s'entourer des bonnes personnes qui pourront être d'une aide précieuse tant dans l'établissement du plan de financement lui-même que dans l'organisation du cabinet. Afin que le projet ne se transforme pas en débâcle financière il est impératif de procéder à une gestion prévisionnelle, qui va se baser sur le calcul du retour sur investissement (RSI) en évaluant les futurs coûts et recettes engendrés par cet investissement.

Le RSI est une mesure très populaire en raison de sa simplicité. Il permet très simplement d'évaluer, à partir d'hypothèses réalistes, les chances de succès de l'investissement.

Le RSI se mesure de la façon suivante : $[(\text{recettes liées à l'investissement} - \text{coûts liés à l'investissement}) / \text{coûts liés à l'investissement}]$. Multiplié par 100 il correspond au pourcentage de retour sur investissement.

Il est donc calculé en fonction du nombre de prothèses CFAO réalisées, le seuil de rentabilité exprimant le nombre d'unités minimum nécessaires pour rembourser l'investissement.

Il faut prendre en compte :

- Les coûts fixes : ils comprennent les mensualités afférentes à l'investissement dans la CFAO ainsi que le coût de la maintenance et les assurances.
- Les coûts variables : il s'agit des frais liés à la réalisation des prothèses en CFAO correspondant aux consommables (blocs, colles, lubrifiant, électricité, eau...).

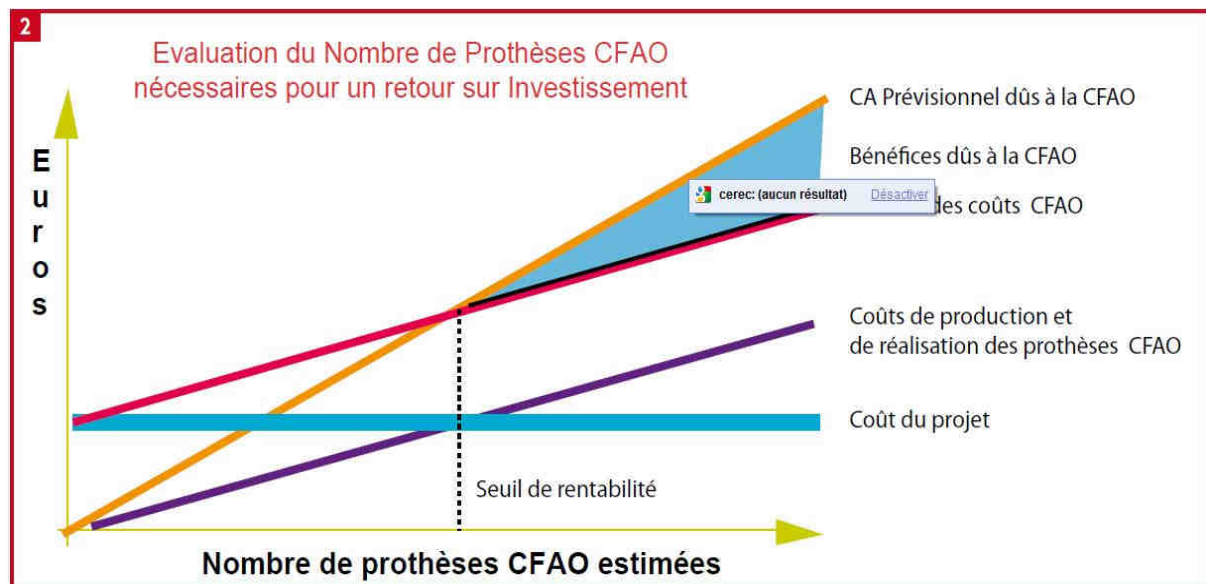


Figure 67

D'un point de vue comptable, plusieurs solutions s'offrent au praticien afin de financer son projet. Il faudra choisir la part de l'investissement à autofinancer (c'est-à-dire à prélever sur sa trésorerie) ainsi que la part à solliciter auprès de son banquier pour l'emprunt et étudier la possibilité du leasing. Il est important de rappeler la différence entre le leasing et le crédit. Dans le cas du leasing l'organisme prêteur reste propriétaire de l'appareil jusqu'au paiement de la valeur résiduelle ; alors que dans le cas du crédit l'appareil appartient au praticien. Fiscalement le leasing est totalement déductible et le crédit suit un tableau d'amortissement. D'une manière générale il est acquis qu'il est préférable de financer des investissements lourds par emprunts ou leasing plutôt que par autofinancement.

Le choix du financement aura une incidence fiscale. L'autofinancement ne génère aucun frais supplémentaire du point de vue comptable et fiscal, il est possible de déduire uniquement l'amortissement du bien acquis sur sa durée normale d'utilisation. Le financement par

emprunt permet lui de déduire à la fois l'amortissement et les intérêts courus sur l'exercice, cette déduction fiscale permet d'atténuer le coût du crédit. (9)

Il est donc difficile de donner des valeurs précises concernant la rentabilité du CEREC étant donné que cette dernière dépendra de très nombreux facteurs qui sont propres à chaque cabinet. Il faut ainsi garder un œil critique sur les données avancées par certains revendeurs promettant des résultats trop ambitieux.

Monter un tel projet semble à l'heure actuelle être plus adapté à un cabinet de groupe, permettant un investissement moindre de la part de chaque praticien. L'exploitation de l'appareil par plusieurs utilisateurs ne pose pas de problèmes particuliers compte tenu de son transfert aisé d'une pièce à l'autre. La contrainte la plus importante étant d'avoir un emploi du temps adapté à l'usage de la machine par plusieurs personnes.

Les tableaux suivants représentent un exemple de calcul prévisionnel de la rentabilité et du rendement du système CEREC ainsi que la comparaison avec les frais de laboratoire. Bien sur ce tableau n'est qu'une ébauche plutôt optimiste d'un exercice performant avec le CEREC mais il permet de se faire une idée globale des pièces prothétiques à réaliser afin de rentabiliser la machine, ainsi que les économies potentiellement réalisables sur les frais de laboratoires.

Au-delà de la rentabilité il reste une valeur non mesurable, celle du plaisir que peut prendre le praticien à diversifier son exercice.

Financement	
Coefficient	1,638%
Durée	72
Franchise	0
Periode de Financement	72
Montant de l'emprunt	95 000
Mensualité	1556,1

	Ou	
Rentabilité	Inlays	Couronnes
CA par restauration	350	500
Coût des consommables	20	20
Temps par restauration	45	60
Coût horaire du cabinet	120	120
Bénéfice par restauration	240	360

Nombre de Restauration pour rentabiliser le Cerec	6,5	4,3
--	------------	------------

Rendement	Inlays	Couronnes
Nombre de Patients par mois	15	20
Coût des consommables	20	20
Leasing	44	44
Coût horaire du cabinet	90	120
Coût total d'une restauration	154	184
CA des restaurations	350	500

Rendement par restauration	196	316
Rendement mensuel	2933	6311

leasing
payé

Comparaison Laboratoire	CEREC inlay	Cerec Couronne	Labo Inlay	Labo couronne
Nombre de restauration par heure	1,33	1	0,9	0,75
Frais de cabinet par heure	120	120	120	120
Coût des consommables	20	20	0	0
Frais de laboratoire	0	0	100	150
Coût d'investissement	44	44	0	0
Frais de cabinet	90	120	140	180
Coût total par restauration	154	184	240	330

CA par restauration	350	500	350	500
Rendement par restauration	196	316	110	170
	Inlay		Couronne	
Gain par rapport au Labo	86 €		146 €	

Gain Mensuel par rapport au labo

1 283 €

2 911 €

Figure 68

3.2 Le coût pour le patient

Les reconstitutions type inlay-onlay en céramique ne donnent pas lieu à un remboursement spécifique de la part de la sécurité sociale qui prend en charge le même tarif que si il s'agissait d'obturation au composite ou à l'amalgame en technique directe. Il n'existe pas non plus de remboursement particulier pour les autres types de restauration tout-céramique réalisable avec le système CEREC que sont les facettes et les endocouronnes.

Le financement de la majeure partie du coût de la prothèse devra donc être supporté par le patient, parfois avec l'aide de sa mutuelle.

Une décision des autorités est cependant venue modifier la donne concernant les couronnes céramo céramique. Le 26 mars 2009, la commission de hiérarchisation des actes et des prestations des chirurgiens dentistes a approuvé l'inscription des couronnes à infrastructure céramique dans son livre III- article 4 (NGAP) au titre III, article 2 prothèse conjointe. **(36)** La parution récente du 11 février 2010 de la décision du collège des directeurs de L'UNCAM entérine cette inscription et ce nouvel acte sera désormais remboursable sur la base de SPR 50 avec une entente directe (ED). Cette inscription à la nomenclature reste cependant limitée aux seules couronnes unitaires conformément à l'avis de la Haute Autorité de Santé.

C'est un grand pas en avant pour les restaurations céramiques d'autant plus que les mutuelles s'indexent régulièrement sur les bases de remboursement de la sécurité sociale. Il reste à espérer que les inlays-onlays, les facettes et les endo-couronnes se voient attribuer une codification spécifique ; cela permettrait de proposer cette solution thérapeutique plus fréquemment et ainsi qu'elle ne soit pas réservée à une certaine catégorie de patient.

CONCLUSION

Le CEREC est-il une révolution en matière de restauration prothétique ? Résolument oui. Le CEREC permet-il de résoudre la totalité des problèmes inhérents aux méthodes classiques de restauration ? Vraisemblablement non.

Ce système possède des performances impressionnantes, comment ne pas être enthousiasmé devant une démonstration où son utilisation semble si simple ; ou l'on se prend à croire que même un novice peut espérer reconstruire un sourire en une matinée... Cependant, il faut bien reprendre ses esprits et constater que sa prise en main, bien que les derniers logiciels soient réellement faciles d'accès, est sujette à une courbe d'apprentissage de progression variable selon les praticiens. Ainsi, si certains obtiendront des résultats probants dès les premières semaines, il faudra parfois plusieurs mois à d'autres avant de pouvoir maîtriser la machine.

Concernant la fiabilité des restaurations, malgré le faible niveau de preuve scientifique des articles disponibles dans la littérature, on peut affirmer que les pièces prothétiques usinées par le CEREC présentent des performances tout à fait honorables et parfois meilleures que celles obtenues avec des méthodes dites « traditionnelles ». Bien qu'il faille compter sur sa future omniprésence, le CEREC n'est pas capable, pour l'instant, de se substituer intégralement aux méthodes traditionnelles.

L'intégration d'un tel système au cabinet dentaire demande un effort dans la restructuration de l'organisation à la fois de l'emploi du temps mais aussi de toute l'équipe soignante qui gravite autour du chirurgien dentiste.

Le CEREC ne semble pas présenter réellement de défaut si ce n'est son coût, il sera donc judicieux de savoir bien s'entourer afin de ne pas risquer un échec financier.

La CFAO directe intégrée au cabinet est une méthode qui commence à être vraiment bien maîtrisée, c'est une solution d'avenir, preuve en est le nombre impressionnant de sociétés présentant des nouveaux systèmes lors de l'International Dental Show (IDS) à Cologne en mars 2011. Ainsi la société Sirona qui avait le monopole depuis une vingtaine d'années sur la CFAO au cabinet se voit concurrencer par de nouveaux arrivants. Cette situation concurrentielle ne peut être que bénéfique, incitant les différents fabricants à innover sans cesse et à pratiquer des tarifs plus attractifs afin de se démarquer.

Ces méthodes très « haute technologies » sont promises à un bel avenir compte tenu des nouvelles générations de chirurgiens dentistes à venir, plongées dans un monde numérique depuis leur plus jeune âge. Ces technologies étant utilisées dans un nombre croissant de facultés, leur large diffusion dans les années futures semble évidente.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

1. 3M ESPE.

Digital Materials and Equipment.

http://solutions.3m.com/wps/portal/3M/en_US/3M-ESPE-NA/dental-professionals/products/category/digital-materials/paradigm-mz100.

2. AKBAR JH.

Marginal adaptation of CEREC 3 CAD/CAM composite crowns using two different finish line preparation designs.

J Prosthodont 2006;**15**(3):155-163.

3. ARNETZL G.

Different ceramic technologies in a clinical long-term comparison.

In : Mörmann, WH ed. State of the art of CAD/CAM restorations: 20 years of CEREC.

London : Quintessence, 2006:65-72.

4. BINDL A, LÜTHY H et MÖRMANN WH.

Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns.

Dent Mater 2006;**22**(1):29-36.

5. BINDL A et MÖRMANN WH.

Clinical evaluation of adhesively placed Cerec endo-crowns after 2 years--preliminary results

J Adhes Dent 1999;**1**(3):255-265.

6. BINDL A et MÖRMANN WH.

Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair-side CAD/CAM-generated partial crowns.

Eur J Oral Sci 2003;**111**(2):163-169.

7. BINDL A et MÖRMANN WH.

Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM-generated anterior crowns over 2-5 years.

Eur J Oral Sci 2004;**112**(2):197-204.

8. BINDL A, RICHTER B et MÖRMANN WH.

Survival of ceramic computer-aided design/manufacturing crowns bonded to preparations with reduced macroretention geometry.

Int J Prosthodont 2005;**18**(3):219-224.

9. BINHAS E.

CFAO : les bonnes questions à se poser avant d'investir.

Fil Dent 2010;**51**:54-57.

10. CERUTTI A, VENTURI G et SAPELLI PL.

Seven year clinical evaluation of 109 CAD/CAM inlays (abstract 2249).

J Dent Res 1998;**77**(suppl):913.

11. CHRISTENSEN GJ.

Is now the time to purchase an in-office CAD/CAM device?
J Am Dent Assoc 2006;**137**(2):235-238.

12. CHRISTENSEN GJ.

The challenge to conventional impressions.
J Am Dent Assoc 2008 a;**139**(3):347-349.

13. CHRISTENSEN GJ.

Will digital impressions eliminate the current problems with conventional impressions?
J Am Dent Assoc 2008 b;**139**(6):761-763.

14. CHRISTENSEN GJ.

Impressions are changing: deciding on conventional, digital or digital plus in-office milling.
J Am Dent Assoc 2009;**140**(10):1301-1304.

15. CHU J.

Precision shade technology: contemporary strategies in shade selection.
Pract Proced Aesthet Dent 2002;**14**(1):79-83.

16. CHU SJ et TARNOW DP.

Digital shade analysis and verification: a case report and discussion.
Pract Periodont Aesthet Dent 2001;**13**(2):129-136.

17. CONRAD HJ, SEONG WJ et PESUN IJ.

Current ceramic materials and systems with clinical recommendations : a systematic review.
J Prosthet Dent 2007;**98**(5):389-404.

18. DENISSEN H, DOZIĆ A, VAN DER ZEL J et VAN WAAS M.

Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays.
J Prosthet Dent 2000;**84**(5):506-513.

19. DURET F, PELISSIER B et DURET B.

Peut-on envisager des empreintes optiques en bouche?
Stratégie Prothétique 2005;**5**(1):67-74.

20. DURET F, PELISSIER B et DURET B.

Le temps des pionniers.
Inf Dent 2007;**89**(29) : 1663-1668.

21. ENDER A, MÖRMANN WH et MEHL A.

Efficiency of a mathematical model in generating CAD/CAM-partial crowns with natural tooth morphology.
Clin Oral Invest 2011;**15**(2):283-289.

22. ESCLASSAN R, FARRE P, GHRENASSIA C et coll.

Réhabilitation esthétique par facette CEREC 3-3D en milieu hospitalier : temps par temps et précautions de réalisation.
Stratégie Prothétique 2007;**7**(3):165-172.

23. ETIENNE O et TOLEDANO C.

Le collage auto-adhésif auto-mordant solution universelle ?
Inf Dent 2007;**89**(16):834.

24. FAGES M, RAYNAL J, FELENC S et MARGERIT J.

Les endocouronnes : apport de la CFAO directe du CEREC 3D.
Stratégie Prothétique 2008;**8**(1):15-22.

25. FAGES M, RAYNAL J et MARGERIT J.

La CFAO directe aujourd'hui, principes généraux.
Inf Dent 2008;**90**(38):2273-2279.

26. FASBINDER DJ.

Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations.
J Am Dent Assoc 2006;**137**(Suppl):22-31.

27. FASBINDER DJ, DENNISON JB, HEYS DR et coll.

A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report.
J Am Dent Assoc 2010;**141**(Suppl):10-14.

28. FASBINDER DJ, DENNISON JB, HEYS DR et LAMPE K.

The clinical performance of cad/cam-generated composite inlays.
J Am Dent Assoc 2005;**136**(12):1714-1723.

29. FASBINDER DJ, LAMPE K, DENNISON JB et coll.

Clinical performance of CAD/CAM generated ceramic onlays (abstract 2711).
J Dent Res 1999;**78**:444.

30. FEDERLIN M, WAGNER J, MÄNNER T et coll.

Three-year clinical performance of cast gold vs ceramic partial crowns.
Clin Oral Invest 2007;**11**(4):345-352.

31. FELENC S, LETHUILLIER L, FARGES M et coll.

Inlays-onlays céramiques : évolution des concepts de préparation.
Alternatives 2007;**35**:15-24.

32. GHRENASSIA C, LUCAS S, FARRE P et GUYONNET JJ.

Les indications du système CEREC.
Stratégie Prothétique 2008;**8**(2):125-131.

33. GIORDANO R.

Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations.
J Am Dent Assoc 2006;**137**(Suppl):14-21.

34. GUARDA, G-B, GONÇALVES LS, CORRER AB et coll.

Luting glass ceramic restorations using a self-adhesive resin cement under different dentin conditions.
J Appl Oral Sci 2010;**18**(3):244-248.

- 35. GUASTALLA O, VIENNOT S et ALLARD Y.**
Collages en odontologie.
Encycl Med Chir (Paris), Odontologie, 28-220-P-10, 2005 ,11
- 36. GUILLAUME A.**
Sécurité sociale...Le tout céramique enfin remboursé !
Technol Dent 2009;2007:6.
- 37. HERRGUTH M, WICHMANN M et REICH S.**
The aesthetics of all-ceramic veneered and monolithic CAD/CAM crowns.
J Oral Rehabil 2005;32(10):747-752.
- 38. HEYMANN HO, BAYNE SC, STURDEVANT JR et coll.**
The clinical performance of CAD-CAM-generated ceramic inlays: a four-year study.
J Am Dent Assoc 1996;127(8):1171-1181.
- 39. ISENBERG BP, ESSIG ME et LEINFELDER KF.**
Three-year clinical evaluation of CAD/CAM restorations.
J Esthet Dent 1992;4(5):173-176.
- 40. IVOCCLAR VIVADENT (laboratoire).**
Blocs CAD/CAM.
<http://www.ivoclarvivadent.fr>
- 41. KOUBI SA, MARGOSSIAN P, WEISROK G et coll.**
Restaurations adhésives céramique : une nouvelle référence dans la réhabilitation du sourire, procédures clinique de la théorie à la pratique.
Inf Dent 2009;91(10):465-471.
- 42. KUMBULOGLU O, LASSILA LV, USER A et VALLITTU PK.**
A study of the physical and chemical properties of four resin composite luting cements.
Int J Prosthodont 2004;17(3):357-363.
- 43. LU H, MEHMOOD A, CHOW A et POWERS JM.**
Influence of polymerization mode on flexural properties of esthetic resin luting agents.
J Prosthet Dent 2005;94(6):549-554.
- 44. MADANI D.**
Fracture Resistance of Non-Metallic Molar Crowns Manufactured with CEREC 3D.
Thèse : 3ème cycle Sci Odontol, Université de Toronto, 2010.
- 45. MAGNE P et KNEZEVIC A.**
Simulated fatigue resistance of composite resin versus porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars.
Quintessence Int 2009;40(2):125-133.

46. MAGNUSON D, ODEN A et KRYSTEK I.

Clinical evaluation of CEREC restorations.

In: Mörmann WH, ed. International Symposium on Computer Restorations: State of the art of the CEREC method.

Chicago : Quintessence, 1991:339-346.

47. MANHART J, CHEN HY, HAMM G et HICKEL R.

Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition.

Oper Dent 2004;**29**:481–508.

48. MARTIAL R.

Introduction à l'"Evidence-Based"

<http://www.orthodontie->

[fr.com/modules/news/article.php?storyid=145&keywords=evidence+based](http://www.orthodontie-fr.com/modules/news/article.php?storyid=145&keywords=evidence+based)

49. MARTIN N et JEDYNAKIEWICZ NM.

Clinical performance of CEREC ceramic inlays: a systematic review.

Dent Mater 1999;**15**(1):54-61.

50. MERZ DENTAL (laboratoire).

Digital Dental Artistry.

<http://www.en.merzdental.de/content/17.php>

51. MOLIN MK et KARLSSON SL.

A randomized 5-year clinical evaluation of 3 ceramic inlay systems.

Int J Prosthodont 2000;**13**(3):194-200.

52. MÖRMANN WH et SHUG J.

Grinding precision and accuracy of fit of CEREC 2 CAD-CIM inlays.

J Am Dent Assoc 1997;**128**(1):47–53.

53. MOUSSALLY C, CHIEZE JB et ATTAL JP.

Inlay Céramique par CFAO directe.

Inf Dent 2007;**89**(29):1671-1674.

54. NAKAMURA T, DEI N, KOJIMA T et WAKABAYASHI K.

Marginal and internal fit of CEREC 3 CAD/CAM all-ceramic crowns.

Int J Prosthodont 2003;**16**(3):244-248.

55. OTTO T et DE NISCO S.

Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of CEREC CAD/CAM inlays and onlays.

Int J Prosthodont 2002;**15**(2):122-128.

56. PALLESEN U et VAN DIJKEN JW.

An 8-year evaluation of sintered ceramic and glass ceramic inlays processed by the CEREC CAD/CAM system.

Eur J Oral Sci 2000;**108**(3):239-246.

- 57. PERELMUTER S, De COOMAN J, DEGRANGE M et coll.**
Les céramo-céramiques. Dossier ADF.
Paris : Association Dentaire Française, 2005.
- 58. PERLEMUTER S, DURET F, LELIEVRE F et coll.**
La prothèse céramo-céramique par CFAO. Collection réussir.
Paris : Quintessence International, 2010.
- 59. POSSELT A et KERSCHBAUM T.**
Longevity of 2328 chairside Cerec inlays and onlays.
Int J Comput Dent 2003;**6**(3):231-248.
- 60. POUJADE JM, ZERBIB C et SERRE D.**
Céramiques dentaires.
Encycl Med Chir (Paris), Médecine buccale, 28-805-G-10, 2004,**16**.
- 61. RAYNAL J.**
Reconstitution d'un angle incisif apport du CEREC 3-3D.
Stratégie Prothétique 2006;**6**(2):97-105.
- 62. RAYNAL J.**
Reconstitution céramique d'une dent postérieure non vitale. Apport de la CFAO directe biogénérique du CEREC 3-3D.
Stratégie Prothétique 2007;**7**(5):361-366.
- 63. REICH S, FISCHER S, SOBOTTA B et coll.**
A preliminary study on the short-term efficacy of chairside computer-aided design/computer-assisted manufacturing- generated posterior lithium disilicate crowns.
Int J Prosthodont 2010;**23**(3):214-216.
- 64. REICH S et HORNBERGER H.**
The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns.
J Prosthet Dent 2002;**88**(1):44-49.
- 65. REICH SM, WICHMANN M, RINNE H et SHORTALL A.**
Clinical performance of large, all-ceramic CAD/CAM-generated restorations after three years: a pilot study.
J Am Dent Assoc 2004;**135**(5):605-612.
- 66. REISS B et WALTHER W.**
Clinical long-term results and 10-year Kaplan-Meier analysis of CEREC restorations.
Int J Comput Dent 2000;**3**(1):9-23.
- 67. SEO D, YI Y et ROH B.**
The effect of preparation designs on the marginal and internal gaps in CEREC 3 partial ceramic crowns.
J Dent 2009;**37**(5):374-382.

68. SHILLINGBURG HT, HOBO S, WHITSETT L et coll.

Les préparations en prothèse fixée : Principes et applications cliniques.
Paris : CdP, 1998.

69. SIRONA (laboratoire).

CEREC 3D Manuel d'utilisation.
Bensheim : Sirona Dental System, 2010.

70. SIRONA (laboratoire).

La dentisterie numérique.
<http://www.sirona.fr>.

71. SJOGREN G, BERGMAN M, MOLIN M et BESSING C.

A clinical examination of ceramic (CEREC) inlays.
Acta Odontol Scand 1992;**50**(3):171-178.

72. SJÖGREN G, MOLIN M et VAN DIJKEN JW.

A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM-manufactured (CEREC) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite.
Int J Prosthodont 2004;**17**(2):241-246.

73. STURDEVANT JR, BAYNE SC et HEYMANN HO.

Margin gap size of ceramic inlays using second-generation CAD/CAM equipment.
J Esthet Dent 1999;**11**(4):206-214.

74. THORDRUP M, ISIDOR F et HÖRSTED-BINDSLEV P.

A prospective clinical study of indirect and direct composite and ceramic inlays: ten-year results.
Quintessence Int 2006;**37**(2):139-144.

75. TROST L, STINES S et BURT L.

Making informed decisions about incorporating a CAD/CAM system into dental practice.
J Am Dent Assoc 2006;**137**(Suppl):32-36.

76. TSITROU EA, HELVATJOGLU-ANTONIADES M et VAN NOORT R.

A preliminary evaluation of the structural integrity and fracture mode of minimally prepared resin bonded CAD/CAM crowns.
J Dent 2010;**38**(1):16-22.

77. UNGER F.

La CFAO dentaire.
Stratégie Prothétique 2003;**5**(3):327-341.

78. URAL C, BURGAZ Y et SARAÇ D.

In vitro evaluation of marginal adaptation in five ceramic restoration fabricating techniques.
Quintessence Int 2010;**41**(7):585-590.

79. VITA ZAHNFABRIK (laboratoire).

Céramo-céramique CAD/CAM.
http://www.vita-zahnfabrik.com/home/en_EN/

80. VROCHARI AD, ELIADES G, HELLWIG E et coll.

Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements.
Dent Mater 2009;**25**(9):1104-1108.

81. WIEDHAHN K, KERSCHBAUM T et FASBINDER DF.

Clinical long-term results with 617 CEREC veneers: a nine-year report.
Int J Comput Dent 2005;**8**(3):233-246.

82. WITTNEBEN JG, WRIGHT RF, WEBER HP et coll.

A systematic review of the clinical performance of CAD/CAM single-tooth restorations.
Int J Prosthodont 2009;**22**(5):466-471.

83. WRBAS KT, HEIN N, SCHIRRMMEISTER JF et coll.

Two-year clinical evaluation of Cerec 3D ceramic inlays inserted by undergraduate dental students.
Quintessence Int 2007;**38**(7):575-581.

84. YAP A, SIM C, LOH W et TEO JH.

Human-eye versus computerized color matching .
Oper Dent 1999;**24**(6):358-363.

TABLE DES ILLUSTRATIONS

Figure 1 : Prototype du CEREC 1 avec le Dr Mörmann et le Dr Brandestini.

Figure 2 : Composition de la Bluecam.

Figure 3 à 14: Logiciel de CAO du CEREC v 3.80.

Figure 15 : Fraise d'usinage « step bur ».

Figure 16 : Fraise d'usinage conique diamantée.

Figure 17 : CEREC MCXL

Figure 18 : Bloc céramique Vitablocs Mark II.

Figure 19 : Bloc céramique Vitablocs Triluxe.

Figure 20 : Bloc céramique Sirona CEREC Blocs.

Figure 21 : Bloc céramique IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent).

Figure 22 : Bloc céramique IPS E max CAD (Ivoclar Vivadent).

Figure 23 : Evolution des blocs IPS E max CAD

Figure 24 : Glasure Vita akzent glaze spray.

Figure 25 : Coffret de maquillage Vita Shading Paste.

Figure 26 : Coffret de maquillage Vita Akzent.

Figure 27 : Four Programat (Ivoclar Vivadent).

Figure 28 : Four Vacumat (Vita).

Figure 29 : Bloc composite Vita CAD Temp.

Figure 30 : Bloc composite Arctegral ImCrown (Merz Dental).

Figure 31 : Bloc composite Paradigm MZ 100 (3M ESPE).

Figure 32 : Vitabloc Guide 3D Master.

Figure 33 : Teintier électronique Easyshade (Vita)

Figure 34 : Teintier électronique Shade Vision System (X-rite).

Figure 35 et 36 : Principes de préparation pour inlays céramique.

Figure 37 : Principes de préparation pour onlays céramique.

Figure 38 : Principes de préparation pour couronne céramique antérieure.

Figure 39 : Principes de préparation pour couronne céramique postérieure.

Figure 40 : Principe de préparation pour facette céramique.

Figure 41 et 42 : Principe de pulvérisation du coating.

Figure 43, 44 et 45 : Conseils pour le positionnement de la caméra lors de l'empreinte optique.

Figure 46 : Cliché rétro-alvéolaire de 16.

Figure 47 et 48 : Photographie pré-opératoire de 16.

Figure 49 et 50 : Photographie de 16 après dépose de l'amalgame.

Figure 51 : Réalisation du coating sur 16.

Figure 52 : Réalisation de l'empreinte optique sur 16.

Figure 53 à 59 : Phase de conception assistée par ordinateur avec le CEREC (logiciel v.3.80).

Figure 60 : Chambre d'usinage de l'unité CEREC 3.

Figure 61 : Pièce prothétique avant finitions.

Figure 62 : Acide fluorhydrique à 5% Ceramic Etch (Vita).

Figure 63 : Primer SEcure (Sun Medical).

Figure 64 : Composite de collage SEcure (Sun Medical).

Figure 65 : Photographie post-opératoire de 16.

Figure 66 : Introduction à l'Evidence Based Medecine

Figure 67 : Illustration du concept de retour sur investissement.

Figure 68 : Tableau prévisionnel du rendement de l'utilisation du CEREC.

N°
LE BOURHIS Antoine – Le système CEREC III : Intégration au cabinet dentaire – ; ill. graph. tabl. ; 88f. ; 84 ref. ; 30 cm. (Thèse : Chir. Dent. ; Nantes ; 2011).
Résumé de la thèse : Ce travail s’attache à décrire le système CEREC en 2011 (système de Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur) son principe de fonctionnement et son protocole d’utilisation. La pertinence de l’investissement dans une telle machine est jugée selon plusieurs critères. D’une part la fiabilité des reconstitutions réalisées est évaluée au travers d’une étude d’articles, comprenant entre autre une analyse des taux de survies des pièces prothétiques. D’autre part, une évaluation de la complexité de l’intégration de la machine est effectuée en étudiant les difficultés de la modification de la méthode de travail. Enfin il est question de la rentabilité d’un tel système en calculant le retour sur investissement.
Rubrique de classement : Prothèse
Mots clés MeSh : - Conception Assistée par Ordinateur (CAO), Fabrication Assistée par Ordinateur (FAO), technique de prise d’empreinte, céramiques, collage dentaire. - Computer-Aided Design (CAD), Computer -Aided Manufacturing (CAM), dental impression technique, ceramics, bonding dental.
Jury : Président : Monsieur le Professeur Bernard GIUMELLI Assesseur : Monsieur le Docteur François BODIC Assesseur : Monsieur le Docteur Pierre-Yves GRALL <u>Directeur de thèse :</u> <u>Monsieur le Professeur Yves AMOURIQ</u>