

UNIVERSITE DE NANTES

UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

Année 2003

Thèse n° 2374

THESE

pour le Diplôme D'Etat de

DOCTEUR en CHIRURGIE DENTAIRE

par

Christian MAITRE

Né le 28 Janvier 1974

Présentée et soutenue publiquement le 23 Mars 2003

**RESTAURATION PAR FACETTE :
CRITERES DE CHOIX DU MATERIAU ESTHETIQUE**

JURY

Président : : Monsieur le Professeur A. DANIEL
Assesseur : Monsieur le Professeur B. GIUMELLI
Assesseur : Monsieur le Docteur F. BODIC

Directeur : Monsieur le Docteur D. MARION

**BU Santé
Nantes**

PLAN

I INTRODUCTION.....	10
II INDICATIONS ET CONTRE-INDICATIONS DES FACETTES CERAMIQUES.....	11
2-1 Les indications	11
2-2 Les contre-indications.....	11
2-2-1 Les contre-indications absolues.....	12
2-2-2 Les contre-indications relatives	12
III LES DIFFERENTS MATERIAUX UTILISES POUR LES FACETTES	13
3-1 Les composites	13
3-1-1 Définition.....	13
3-1-2 Composition	14
3-1-2-1 Les matrices	14
3-1-2-2 Les charges	16
3-1-2-3 Les agents de couplage	17
3-1-2-4 Les adjuvants	17
3-1-3 Propriétés des composites.....	18
3-1-3-1 Propriétés mécaniques.....	18
3-1-3-2 Propriétés physiques	21
3-1-3-3 Propriétés biologiques	22
3-1-3-4 Propriétés esthétiques	23
3-1-3-5 Conversion des composites	23

3-1-4 Les différents matériaux disponibles -----	24
3-1-4-1 Le CONQUEST SCULPTURE -----	24
3-1-4-2 Le COLOMBUS-----	28
3-1-4-3 ARTGLASS -----	31
3-1-4-4 TARGIS -----	34
3-1-4-5 BELLE GLASS HP -----	37
3-1-4-6 SINFONY -----	40
3-1-5 Conclusion sur les composites -----	41
3-2 Les céramiques-----	43
3-2-1 Définition-----	43
3-2-2 Composition - préparation -----	43
3-2-2-1 La poudre-----	42
3-2-2-2 Le liquide -----	43
3-2-3 Propriétés des céramiques-----	44
3-2-3-1 propriétés mécaniques-----	44
3-2-3-2 propriétés physiques -----	48
3-2-3-3 propriétés optiques-----	48
3-2-3-4 propriétés biologiques -----	48
3-2-4 Différents matériaux disponibles-----	49
3-2-4-1 L'IPS EMPRESS 2* (IVOCLAR)-----	49
3-2-4-2 L'IN-CERAM SPINELL* (VITA) -----	53
3-2-4-3 Le procédé PROCERA ALL CERAM -----	55
3-2-4-4 La céramique hydrothermale LFC basse fusion associées à la DUCERAM* PLUS (DEGUSSA) -----	57
3-2-5 Conclusion sur les céramiques -----	58
 IV LE COLLAGE -----	 60
4-1 Principe -----	60
4-2 Bases de l'adhésion au tissus dentaires -----	60
4-2-1 Le mordantage -----	60
4-2-2 Les adhésifs -----	61
4-2-2-1 Deux types de classifications correspondants aux évolutions	61

4-2-2-2 Les mécanismes de l'adhésion -----	63
4-2-2-3 Facteurs influençants l'adhésion-----	64
4-2-2-4 Biocompatibilité des résines adhésives-----	65
4-3 Adhésion et facettes esthétiques -----	65

V PREPARATIONS POUR FACETTES: LES PREPARATIONS

PELLICULAIRES-----67

5-1 Définition -----	67
----------------------	----

5-2 Les trois types de préparations -----	67
---	----

5-3 Principes généraux de préparation-----	68
--	----

5-4 Instrumentation-----	68
--------------------------	----

5-5 Face vestibulaire -----	69
-----------------------------	----

5-6 Limites cervicales -----	69
------------------------------	----

5-7 Faces proximales -----	71
----------------------------	----

5-8 Faces linguales -----	72
---------------------------	----

VI CONCLUSION-----74

I INTRODUCTION

La céramique et la résine sont les principaux matériaux esthétiques proposés pour les réalisations cosmétiques en prothèse dentaire. La céramique a fait des progrès très importants dans les années 90 au point de devenir quasiment irremplaçable. Cependant, des indications nouvelles liées à l'implantologie envisagent l'utilisation de matériaux pourvus de qualités spécifiques d'amortissement des chocs occlusaux. Il s'agit alors de trouver des matériaux dont la résistance et la dureté sont moindres que celle de la céramique. (41)

C'est pourquoi, vers la fin des années 70, les recherches se sont orientées vers les résines. Afin de diminuer le taux de fracture élevé, on eut l'idée de renforcer la matrice des résines par des charges: ainsi sont nés les composites.

Les essais et mises au point se sont poursuivis, avec pour objectif de balayer les réticences nées des expériences précédentes plus ou moins heureuses.

Les résines composites présentent aujourd'hui de réelles qualités et offrent une alternative à la céramique. Il ne s'agit pas de remplacer la céramique de manière systématique, mais plutôt de choisir en toute confiance son matériau, en fonction de l'indication. (41)

II INDICATIONS ET CONTRE-INDICATIONS DES FACETTES CERAMIQUES

2-1 Les indications (45, 101)

Les facettes sont toujours indiquées pour des raisons esthétiques telles que:

- les anomalies de formes comme la microdontie, l'incisive latérale riziforme;
- les anomalies de couleur comme, l'amélogenèse imparfaite après prise de tétracyclines, les colorations dues à l'âge, aux colorants externes;
- les anomalies de structures ou de texture comme les dysplasies, dystrophies, érosion, attrition, abrasion mécanique ou chimique et fractures coronaires;
- les malpositions mineures, notamment les dents en rotation, chez les adultes ne voulant pas faire de traitement orthodontique.

A ces indications majeures, se rajoutent quelques cas particuliers:

- les diastèmes à condition qu'ils ne soient pas trop importants (n'excédant pas 1 à 1,5 mm);
- facette linguale pour réaliser une protection canine ou pour corriger le guide antérieur;
- allongement en cas de dents usées ou fracture du bord incisif, mais attention au porte à faux de céramique non soutenue et à l'occlusion.

2-2 Les contre-indications (45, 101)

Les contre-indications sont très importantes à prendre en compte car elles sont sources d'échecs inéluctables. Les plus importantes sont:

2-2-1 Les contre-indications absolues

- la surface d'émail insuffisante: la préparation doit comporter au moins 50 % d'émail et les limites doivent se trouver dans l'émail, si la surface de collage est trop réduite, il n'y aura pas assez de résistance aux forces occlusales ;
- les dents dévitalisées car elles sont plus fragiles et leur couleur peut changer dans le temps;
- les rapports inter-arcades atypiques tels que la supraclusion profonde qui entraîne des forces horizontales plus importantes que la normale;
- les parafunctions comme le bruxisme et autres habitudes incontrôlables car les contraintes occlusales sont alors augmentées;
- la morphologie coronaire inadéquate (couronne clinique trop courte, la surface de collage ne sera pas suffisante pour résister aux forces occlusales);

2-2-2 Les contre-indications relatives

- les caries et obturations car s'il est idéal de réaliser les facettes sur des dents saines, il reste néanmoins possible d'obturer des cavités de faible volume avec un ciment verre ionomère ou un composite avant d'envisager les facettes;
- hygiène médiocre et peu efficace.
- la fluorose, car le collage sur les dents présentant cette anomalie est très difficile.

III LES DIFFERENTS MATERIAUX UTILISABLES POUR LES FACETTES

3-1 Les composites

3-1-1 Définition

Les composites sont des matériaux hétérogènes à deux composants qui possèdent des qualités supérieures à celles de chacun de ceux-ci (91) .

Un composite est constitué de trois phases: une matrice organique ou résine qui représente 30à 50 % du volume total du matériau, une phase dispersée, minérale ou organo-minérale, de haute résistance, variable en pourcentage et en granulométrie (charge), et enfin un agent de liaison qui permet le couplage de la résine avec la charge. Le bon comportement du matériau dépend de la qualité de cet interface.

A ces trois principaux composants se rajoutent les adjuvants qui sont des substances qui agissent sur la réaction de polymérisation: initiateurs, accélérateurs, inhibiteurs ou qui interviennent dans l'esthétique du matériau: stabilisants (absorbants anti U.V., pigments ...).

(91)

3-1-2 Composition

3-1-2-1 Les matrices

Les dérivés du bisphénol A

=> Le Bis-GMA (84, 91, 103)

Le Bis-GMA, matrice la plus utilisée, est aussi appelée résine de BOWEN. Elle résulte d'une réaction entre le bisphénol A et un époxyde: le glycidyl diméthacrylate, lui-même issu de la polycondensation entre l'alcool glycidique et l'acide méthacrylique.

Les doubles liaisons que comporte en bout de chaîne la molécule de Bis-GMA vont permettre la polymérisation des molécules entre elles. On peut dégager trois remarques à propos de cette molécule:

- La présence de deux cycles aromatiques lui confère une certaine rigidité, renforçant par la même la résistance du composite.
- La présence de deux radicaux hydroxyles va permettre la formation de deux liaisons hydrogènes qui sont responsables de la viscosité élevée de la molécule. C'est pourquoi le matériau doit être fluidifié par copolymérisation avec une molécule de bas poids moléculaire telle que le Bis-MA ou le TEDMA.
- Il n'y a pas de radicaux méthacryliques en bout de chaîne, par conséquent les possibilités de réticulation sont plus faibles.

Les produits COLOMBUS, TARGIS et BELLE GLASS HP sont composés de Bis-GMA

=> Le Bis-MA ou bisphénol méthacrylate (84, 91, 103)

Il s'agit de la réaction entre le bisphénol A et l'acide méthacrylique. Il est utilisé pour fluidifier le Bis-GMA.

Les résines époxycopolymères (84)

Le Bisphénol A réagit avec l'épichlorohydrine par une réaction d'addition pure. LEE se basa sur cette réaction pour proposer une formule de poids moléculaire plus élevé que le Bis-GMA afin de limiter la réaction de prise et la toxicité.

Les polyméthacrylates amorcés par le tri-N-butyl borane ou TNBB (84)

Les polyméthacrylates sont utilisés comme bases organiques par MASUHARA et FISHER. IL s'agit de:

- méthacrylate de méthyle ou MMA
- acide méthacrylique ou MAA
- triéthylène glycol diméthacrylate ou TEDMA
- éthylène glycol diméthacrylate ou EDMA.

La polymérisation amorcée par le tri-butyl-borane ($(C_4H_9)_3B$) présente l'avantage de diminuer la durée de la réaction de prise qui s'effectue en milieu aqueux, à la différence des réactions initiées par le classique peroxyde de benzoïle.

La résine 4 méta (84)

Proposée par MASUHARA, elle est beaucoup utilisée pour les collages en prothèse fixée. Sa réaction est amorcée par le TNBB.

Le diméthacrylate d'uréthane ou UDMA (10, 84)

Il n'est en fait utilisé qu'en combinaison avec le Bis-GMA (parfois jusqu'à 50%) pour abaisser sa viscosité; c'est le cas dans le produit TARGIS.

Le polycarbonate ou PCDMA (10, 84)

Grâce à sa structure semi-cristaline et à sa chaîne continue flexible, il est le plus ductile et le plus résistant de tous. Il est deux fois moins cassant que le Bis-GMA et se laisse moins déformer sous contrainte.

Il n'est utilisé que depuis 1988 dans les composites de laboratoires de seconde génération.

La matrice du matériau CONQUEST est composée de PCDMA.

3-1-2-2 Les charges

Minérales ou organo-minérales, elles ont pour but de limiter la surface de résine exposée et ainsi d'augmenter la résistance à l'abrasion et à la dégradation. Elles contribuent aussi à la solidité par dispersion des contraintes. (97)

Les particules de silice (84, 91, 97, 105)

En fonction de la granulométrie, on différencie les macrocharges ($> 0.1\mu\text{m}$) des microcharges ($< 0.1\mu\text{m}$) parmi lesquelles on distingue les aérosils, appelés aussi silice pyrolytique ou pyrogène dont la taille varie de $0.04\mu\text{m}$ à $0.07\mu\text{m}$. Ces particules sont ensuite enrobées dans une matrice organique prépolymérisée pour obtenir des grains organo-minéraux de 1 à $21\mu\text{m}$, appelés aussi prépolymérisats.

Les particules à bases de verre ou de céramique

Il s'agit de verre de borosilicate, de céramique, de lythium-aluminium, de baryum-aluminium ou de strontium-aluminium. (84)

Les métaux lourds

Ils sont radio opaques comme le niobium, l'étain ou le titane. (84)

3-1-2-3 Les agents de couplage

La liaison entre les charges et la matrice est indispensable à la bonne répartition des contraintes. Pour obtenir cette union, la surface des charges est rendue organophile par un traitement industriel à l'aide d'*agent de couplage*; cette opération s'appelle l'ensimage.

L'agent de couplage est généralement un organo-silane, aryloxy-silane ou halogéno-silane, le plus courant étant le méthacryle-oxypropyle-triméthyle-silane. (84, 91, 105)

3-1-2-4 Les adjuvants

Les amorceurs (24, 84, 91, 97, 103)

=> Amorçage chimique

On utilise des molécules capables d'induire des radicaux libres qui entraînent l'ouverture des doubles liaisons du polymère.

Les molécules utilisées font parties de la famille des hydroperoxydes et peroxydes et des composés azotés. En général, on inclut du peroxyde instable qui jouera le rôle de l'amorceur dans une pâte et une amine tertiaire accélératrice dans un autre. Lors du malaxage des deux pâtes, la réaction chimique de polymérisation se produit mais elle est irrégulière. Cette réaction est inhibée par l'oxygène de l'air et les phénols (eugénol).

=> Amorçage photo-chimique

C'est le cas le plus fréquent. Le photo-amorceur est excité par un photon lumineux et il dégage alors des radicaux libres. En fonction de la longueur d'onde de la lumière utilisée, le photo-amorceur varie. On utilise un éther méthylique de la benzoïne, sensible aux ultraviolets, lorsque la longueur d'onde est comprise entre 300 et 400 nm et une dicétone ou une quinone, sensible à la lumière visible dans le bleu, entre 430 et 450 nm.

Cette deuxième réaction est principalement utilisée car l'absence de peroxyde assure une meilleure stabilité et donc une meilleure conservation du matériau.

Actuellement, on utilise le plus souvent des composites "dual", auto et photopolymérisables, pour le collage.

Les inhibiteurs

Ils améliorent la conservation du produit en empêchant la polymérisation spontanée.

3-1-3 Propriétés des composites (10, 39, 49, 57, 65, 68, 81, 84, 91, 93, 100)

Les propriétés sont sous la dépendance de trois éléments:

- la nature de la phase organique,
- le pourcentage et le type de charges,
- la qualité des liaisons.

3-1-3-1 Propriétés mécaniques

Grâce aux données de la littérature, nous pouvons comparer les différents matériaux entre eux et les situer par rapport aux caractéristiques de la dent naturelle.

Résistance à la compression

Sa mesure est utile puisque le composite est soumis aux forces de mastication.

Tableau 1: Propriétés mécaniques comparées des composites, de l'amalgame et de la dentine. D'après BURDAIRON G et ROTH F (15, 91).

	Résistance à la compression en MPa	Module d'élasticité en GPa
Composite traditionnel	210 - 290	8 - 16
Composite microchargé	255 - 330	3.2 - 5.4
Composite hybride	310 - 384	13.8 - 2.4
Amalgame	318.	21.
Dentine	297.	18.5
Porcelaine conventionnelle	550.	60.
Alliage nickel-chrome	800.	200.

Module d'élasticité ou de flexibilité

C'est le rapport entre la contrainte et la déformation. Pour une contrainte donnée, plus la déformation est faible, plus le module d'élasticité est élevé et donc plus le matériau est rigide (et donc résistant à la déformation).

Cette donnée est importante car la déformation va entraîner un décollement de la facette et une fracture.

Dans le cas de collage sur dents naturelles, plus le module de flexibilité est faible, plus la pièce est sujette à la déformation et plus elle sollicite le joint.

Résistance à la flexion

Elle caractérise la résistance à la fracture du matériau. Elle doit être mesurée à 37°, en milieu humide et rapportée au module de flexibilité du matériau qui s'oppose à la déformation.

Une résistance à la flexion élevée avec un module de flexibilité bas signifie que le matériau est facilement déformable. Inversement une résistance à la flexion basse avec un module d'élasticité plus haut signifie que le matériau est plus rigide.

Les études statistiques (DYER et SORENSEN, 1998)(30), ont montré que la résistance à la flexion des composites renforcés de fibres (Targis- Vectris et Conquest-Fiberkor) est significativement supérieure à celle des composites homogènes.

Dureté

C'est la résistance qu'un matériau oppose à la pénétration d'un corps théoriquement indéformable. Dans le cas des composites, les tests effectués mesureront essentiellement l'endommagement de la matrice et non la dureté du matériau.

Il existe différentes méthodes pour déterminer ce paramètre: l'échelle de MOHS, le calcul de dureté de BRINELL et ROCKWELL, mais on utilise le plus souvent la microdureté VICKERS. L'interprétation des résultats d'endommagement d'un matériau composite est inversée par rapport à celle d'un matériau métallique. En effet, plus le métal est dur et plus l'empreinte est réduite. Lorsqu'il s'agit d'une résine, l'empreinte sera grande si le matériau est dur et réduite si le matériau est mou et qu'il reprendra sa place en partie après la pénétration du témoin. (49)

Ainsi, un matériau dur sera fracturable alors qu'un matériau mou sera déformable et donc plus résistant à la fracture mais beaucoup plus sensible à l'usure de surface.

Pour tous les composites de seconde génération, la dureté est à peu près similaire.

Résistance à l'abrasion

Pendant longtemps elle a été le point faible des composites. L'usure suivait quatre mécanismes: (d'après W.J. O'BRIEN et J YEE, 1980)

- usure de la matrice
- exfoliation de la charge
- fracture cohésive au sein de la matrice
- exposition de bulles d'air.

Les composites de dernière génération ont aujourd'hui un coefficient d'abrasion proche de celui de l'émail, ce qui permet leur utilisation lors de restaurations prothétiques. Dans le cas de bruxisme, on commence à proposer les matériaux composites qui s'useront mais ne se fractureront pas comme le fait la céramique.

L'étude de SORENSEN et coll. (1998) ci-dessous, montre qu'il existe des différences significatives entre les valeurs d'abrasion et d'attrition des différents matériaux testés. Il en est de même pour la mesure de l'usure des cuspidés d'émail naturel des dents antagonistes.

Tableau 2: Résistance à l'usure mesurée IN VITRO , d'après SORENSEN JA, DYER SR, CONDON JR et FERRACANE JL. (94)

Matériaux	Artglass	Targis	Conquest	Belle-glass
Abrasion (μm)	29.8	22.5	13.2	10.4
Attrition (μm)	91.8	54.2	36.0	31.9
Usure de l'émail (mm^2)	7.62	3.56	3.59	4.29

3-1-3-2 Propriétés physiques

Elles conditionnent la stabilité dimensionnelle du matériau.

Coefficient d'expansion thermique (16, 91)

Il est très important lors d'une réalisation composite sur métal car il conditionne la tenue dans le temps de la restauration. Ce coefficient doit être le plus bas possible, proche de celui de l'alliage ou du composite de collage utilisé ;

Une dilatation non compensée entraînera un hiatus périphérique et des fissures.

A titre d'exemple, nous pouvons comparer les coefficients de dilatation thermique de:

- Targis 37
- Composite de collage 40 à 70
- Alliage 10 à 14

Aptitude au polissage

La surface doit être lisse et les quelques irrégularités restantes doivent être inférieures à la longueur d'onde de la lumière visible pour ne pas être perçues par l'oeil.

Chaque laboratoire propose un coffret de polissage avec ses produits.

Il faut également noter que le polissage est impératif afin de minimiser l'apposition de plaque bactérienne souvent reprochée aux composite.

3-1-3-3 Propriétés biologiques

Toxicité directe

Ce phénomène est principalement dû à la résine, notamment aux fonctions libres cétone et alcool du Bis-GMA. Les résines époxy et polyuréthane semblent présenter une meilleure tolérance biologique.

Toxicité indirecte

Elle est conditionnée par l'herméticité qui empêche le passage de bactéries et de toxines vers la pulpe dentaire. Pour cela, on a recours à des adhésifs performants.

Tolérance parodontale

Un état de surface mal poli et un joint cervical de mauvaise qualité vont favoriser la rétention de plaque et ses conséquences sur le parodonte.

Retrait de polymérisation

Il est toujours présent car, au cours de la polymérisation, les molécules de monomère se redistribuent dans l'espace et la distance entre deux molécules est divisée par trois pour devenir celle d'une liaison de covalence. La quantité de résine conditionne ce retrait.

Absorption hydrique

Elle est déterminée par la possibilité de pénétration de molécules d'eau dans le réseau polymère. Ce phénomène entraîne une expansion volumétrique et une coloration du matériau par absorption de colorants.

Si cette absorption hydrique est trop élevée, elle peut rapidement endommager et fragiliser le matériau. (10)

Solubilité dans l'eau (10)

Elle donne une idée de la vitesse de dégradation.

3-1-3-4 Propriétés esthétiques

Couleur

Elle est perçue par l'œil qui distingue la longueur d'onde dominante, la brillance et la saturation.

Indice de réfraction

Il doit se rapprocher de celui des tissus dentaires avoisinants.

Translucidité et opacité

La translucidité permet la pénétration diffuse de la lumière.

L'opacité l'en empêche.

3-1-3-5 Conversion des composites (65, 97)

Différents procédés sont proposés pour provoquer le durcissement ou la polymérisation d'un composite:

1) Simple photopolymérisation en atmosphère: le taux de conversion est seulement de 60 à 65%, les caractéristiques physiques et mécaniques optimales ne sont pas atteintes.

2) Photopolymérisation chauffée à environ 85°C à l'air: le taux de conversion est de 88 à 92% (Artglass et Targis).

3) Photopolymérisation et thermopolymérisation sous pression d'azote: le taux de conversion est de 98.5% (Belle-Glass).

4) Photopolymérisation sous pression d'azote + traitement sous vide à 110°C: le taux de conversion n'est pas communiqué (Conquest).

Selon son degré de polymérisation, un composite aura des propriétés satisfaisantes ou non. Si la matrice n'est polymérisée qu'à 75%, elle n'aura au mieux que 75% de ses propriétés mécaniques.

Ainsi, la dureté et la résistance à la traction, par exemple, varient en fonction du pourcentage de conversion.

3-1-4 Les différents matériaux disponibles

3-1-4-1 Le CONQUEST SCULPTURE (Symphyse)

(11, 53, 78, 97, 98, 100)

Le laboratoire présente son produit comme étant une association de particules minérales de type céramique vitreuse et de résine à base de polycarbonate.

Composition

- Polycarbonate diméthacrylate: 31% du volume ou 21% du poids.
- Charges minérales (verre de Borosilicate de Baryum) de 0.01 à 3 µm: 69% du volume ou 79% du poids.

Propriétés physiques

Tableau 3: Propriétés physiques du CONQUEST d'après HERAUS KULZER

(53)

PROPRIETES DU CONQUEST	Op-Body	Body	Incisal	Combiné au Métal-coupler
Module de flexion en GPa	18.6 +/- 2.2	14.4 +/- 1.8	13 +/- 0.6	
Résistance à la flexion en MPa	144 +/- 13.9	142 +/- 13.8	138 +/- 6.9	
Absorption d'eau $\mu\text{g}/\text{mm}^3$	9.9	12.5	7.8	
Solubilité en $\mu\text{g}/\text{mm}^3$	0.61	0.38	1.06	
Profondeur de polymérisation	1 mm	> 2 mm	> 2 mm	
Vitesse d'abrasion		< 3 $\mu\text{m}/\text{an}$	< 2.5 $\mu\text{m}/\text{an}$	
Adhésion aux métaux non précieux				28.5 MPa
Adhésion au palladium				20.8 MPa
Adhésion aux Ors haut titre				24 MPa
Adhésion au Titane				18 MPa

Indications (98)

- reconstitutions prothétiques fixées implantoportées;
- couronnes et bridges avec armature métallique;
- couronnes et bridges avec armature Fibre Kor;
- inlay-onlay.

Selon un utilisateur, D. Guinot (Synergie prothétique avril 2000) (48), les indications sont de deux ordres:

- sans armature métallique: inlay-onlays, facettes, recouvrement d'armature Fibre Kor, inlay-core, attelle et bridge collé;
- avec armature métallique: traitements occluso-fonctionnels, protection du parodonte, prothèse implantaire.

Avantages (98)

- Les matériaux viscoélastiques amortissent les chocs en réduisant leur intensité et en augmentant leur temps d'application.
- Le polycarbonate, avec sa structure semi-cristalline, permet de fabriquer un composite présentant des meilleures résistances à la déformation et à la fracture que celles des composite à base de Bis-GMA ou de UDMA.
- Grâce à ses propriétés viscoélastiques et à sa stabilité occlusale, la couche cosmétique de polycarbonate micro-chargé permettrait de réaliser la mise en charge immédiate des implants sans devoir passer par la phase des prothèses transitoires en résine.

Etudes cliniques

=> Etude de l'Université de Zurich (97)

650 éléments ont été posés de juillet 1992 à juin 1996 dont:

618 restaurations définitives sur implants avec métal,
6 couronnes sans métal,

8 inlays-onlays,
18 facettes.

Commentaires:

Usure: aucune visuellement détectable, état de surface similaire à l'émail;

Couleur: aucun changement de teinte;

Aspects cliniques: adaptation marginale excellente, aucune carie secondaire, aucune sensibilité post-opératoire;

Conclusion: les auteurs sont très satisfait de CONQUEST, il s'agit d'un matériau de première importance pour les restaurations simple sur implants.

=> Relevé des échecs à 6 ans par le laboratoire G. Layet /France (97)

L'étude a été menée de février 1990 à octobre 1996.

Sur 2602 éléments sur métal posés, 11 se sont fracturés (0.68%).

Sur 1076 éléments sans métal posés, 6 se sont fracturés (0.55%).

Commentaire: les fractures sur métal semble être toutes liées à un manque d'épaisseur des faces occlusales (- de 0.7 mm).

=> Etude statistique réalisée par le laboratoire S. Renois (97)

Cette étude a été menée de décembre 1995 à août 1997.

Sur 644 éléments sur métal posés, 6 se sont fracturés (0.93%).

Sur 829 éléments sans métal, 2 se sont fracturés (0.24%).

Commentaire: Comme pour les autres matériaux, les réalisations de type CIV sont à revoir ou à supprimer. Les fractures sur métal semble être dues à un manque d'épaisseur des faces occlusales (- de 0.6 mm).

3-1-4-2 COLOMBUS (Cendres et Métaux) (5, 7, 18, 19, 41, 42, 43, 56, 57)

Le laboratoire présente son produit comme étant une céramique photopolymérisable ce qui pose un problème d'honnêteté et commercial.

Composition

Bis Phénol A type diméthacrylate;

Aliph. Uréthandiméthacrylate;

Alkoxy diméthacrylate;

Verre de baryum silanisé, de taille moyenne 0.7 μm , dans la proportion en poids de 74.2%;

Acide silicique pyrogène, dans la proportion en poids de 2.8%;

Initiateur

Pigments

Propriétés physiques

Tableau 4: Propriétés physiques du COLOMBUS d'après IDR (57)

Résistance à la flexion	155 MPa
Module de flexion	8500 MPa
Endommagement au cours des essais de dureté	0.245 mm ²
Résistance à la compression	335 à 350 Pa
Module de compression	4084 MPa
Rétraction de polymérisation	0.12%
Abrasion	< 8 $\mu\text{m}/\text{an}$

On en déduit que ce matériau a une bonne résistance à la compression ainsi qu'une faible rétraction de polymérisation. Le degré d'abrasion est proche de celui de l'émail. Ce

produit a une grande stabilité de teinte et est très biocompatible, ses propriétés élastiques le rendent utilisable en implantologie.

Indications (18)

- Inlays-onlays;
- Jackets;
- Facettes;
- Couronnes unitaires ou bridges avec un élément intermédiaire;
- Travaux combinés avec attachements;
- Reconstructions prothétiques esthétiques fixées pour restaurations implanto-portées;
- Dans les cas suivants:
 - parodontolyse;
 - rhisalyse;
 - traitement ortho-prothétiques;
 - bruxisme.

Les indications selon A. FOURNET, F. LENORMAND, D. POUSSIN. (44) peuvent se diviser en trois catégories:

- 1) celles de tous les matériaux esthétiques (inlays-onlays, facettes, couronnes et bridges définitifs);
- 2) celles qui sont liées aux difficultés occlusales (prothèses sur implants, bruxisme, problèmes parodontaux, antécédents de fracture radiculaire);
- 3) celles liées aux inconvénients des métaux (bimétallisme, allergie).

Contre-indications (18)

- Couronnes à incrustation vestibulaire;
- Réalisation de plus d'un élément sans armature métallique;
- L'alliage de l'armature doit avoir un module d'élasticité supérieur à 85000 Mpa.

Les contre-indications selon A. FOURNET, F. LENORMAND, D. POUSSIN. (44) sont les bridges de plus de trois éléments et l'hygiène insuffisante.

Avantages (18, 19)

Pour le patient, essentiellement une sensation de confort, plus particulièrement dans le cas d'une reconstruction sur implants. L'utilisation sur une infrastructure métallique d'un matériau cosmétique ainsi chargé avec une résistance à la flexion élevée, diminuerait de moitié le traumatisme subi par le ligament alvéolo-dentaire et de la même manière celui subi par l'implant ostéo-intégré.

Pour le praticien et pour le patient, en cas d'accident avec endommagement du matériau, la certitude d'une réparation facile, rapide et sans altération de l'armature. La réparation, directement en bouche avec le même matériau que celui utilisé pour l'élaboration de la prothèse ou au laboratoire, serait une solution attractive pour nos patients qui entreverraient une porte de sortie sans stress à une quelconque problématique.

Pour le technicien, une facilité pour l'obtention des teintes désirées qu'il peut à tout moment visualiser et modifier.

Facilité de réglage d'occlusion au laboratoire et en bouche sans crainte d'altération du matériau cosmétique ou de l'armature.

La qualité et la charge du matériau COLOMBUS rendraient le polissage plus aisé et faciliteraient l'obtention d'un glaçage parfait.

L'abrasion serait voisine de celle de l'émail naturel des dents, contrairement à celle de la céramique.

L'absence de silice éviterait tout risque de décohésion du matériau cosmétique.

La préparation de l'armature ne nécessite aucune rétention mécanique. Son protocole de mise en oeuvre est similaire à celui de l'armature pour une prothèse fixée en céramique.

COLOMBUS ne se discolorerait pas, grâce à sa très haute concentration en verre de baryum en surface (environ 90%) qui s'obtiendrait par un parfait glaçage d'origine uniquement mécanique. Celui-ci perdurerait dans le temps et permettrait au patient d'assurer hygiène et prévention.

3-1-4-3 ARTGLASS (Heraeus Külzer) (19, 21, 40, 46, 50, 51, 52, 53, 54, 80, 99, 101)

D'après le fabricant, ARTGLASS serait le premier exemple d'une nouvelle catégorie de matériaux: les Polyglas.

Composition (19, 21)

La société Külzer ne voulant pas communiquer la composition exacte de son produit, nous n'en connaissons que quelques éléments.

La matrice est composée de:

- esters méthacryliques fonctionnels (30% en poids);
- silice et verre de silicate d'aluminium baryum silanisé (70%) en poids); la taille moyenne des particules est de 1 μm ;
- photoexcitateurs.

La partie organique occupe 25% en volume du matériau fini.

Les charges seraient des grains d'oxyde et des minéraux assez fins pour que l'angulation des chaînes de polymérisation ne soit pas trop importante.

Propriétés physiques

Tableau 5: Propriétés physiques de l'ARTGLASS , d'après HERAEUS KULZER (52).

Retrait de polymérisation	0.8 à 0.1%
Absorption d'eau	22 à 25 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$
Abrasion	40 à 70 μm
Résistance à la flexion	120 MPa
Module d'élasticité	10 GPa +/- 2 GPa
Résistance à l'usure	Proche de celle de l'émail (30 à 50 μm)
Dureté	590 N/mm ³
Solubilité dans l'eau	0.5 $\mu\text{m}/\text{mm}^3$

Indications

Restaurations exemptes de métal (46):

- Facettes;
- Inlays;
- Onlays;
- Couronnes unitaires.

Restaurations à support métallique avec revêtement complet (50):

- Couronnes et bridges;
- Bridges collés;
- Travaux d'implants;
- Couronnes télescopiques et coniques;
- Travaux d'attachement.

Avantages (51)

- Manipulation simple;
- Excellente aptitude au modelage;
- Réalisation de revêtements occlusaux résistant à l'abrasion;
- Souplesse au niveau des réparations au fauteuil avec un composite standard;
- Le verre polymère cosmétique, correctement façonné et poli, ne prédisposerait en aucune façon à la plaque dentaire;
- le matériau est facile à utiliser au laboratoire mais il requiert une certaine habileté de la part du prothésiste. Le composite peut être mis dans l'enceinte de polymérisation un nombre de fois illimité contrairement à la céramique qui se ternit à chaque passage au four.

Avis des utilisateurs (52)

Avantages :

- Facile à réparer en cas de fracture;
- Bon résultat esthétique;
- Plus confortable pour le patient que la céramique;
- Choix de l'alliage moins crucial.

Inconvénients :

- Perd légèrement son caractère "lustré" avec le temps;
- Pas de rattrapage esthétique possible en surface comme avec la porcelaine.

L'adhésif 2 Bond 2 (Külzer) (54)

L'adhésif est un polyverre de fixation universel, basé sur la même technologie qu'ARTGLASS, prévu pour les restaurations exemptes de métal (composites et céramiques) et pour les restaurations à support métallique.

Ses avantages, tels que les décrivent le laboratoire Külzer, sont les suivants:

- Mise en oeuvre pratique;
- Elimination rapide des excédents;
- Consistance identique au ciment oxyphosphate;
- Prévention de la carie dentaire grâce au dégagement d'ions fluorés;
- Bonne radio-opacité;
- Système complet avec agent adhésif à la dentine;
- Harmonisation optimale de la teinte avec celle de la dent (4 teintes).

3-1-4-4 TARGIS (Ivoclar) (8, 53, 59, 60, 61, 69, 81, 102)

Le matériau TARGIS, commercialisé par la société Ivoclar, se classe dans la rubrique des matériaux appelés "CEROMER" (CERamic Optimized polyMER).

Composition

Tableau 6: Composition du TARGIS, en pourcentage de poids, d'après OEHRI P (81):

Composition standard	TARGIS DENTINE	TARGIS INCISAL
Bis-GMA	9%	8.7%
Diméthacrylate de decandiol	4.8%	4.6%
Diméthacrylate d'uréthane	9.3%	9%
Charge de verre de baryum silanisé	46.2%	72%
Oxyde mélangé silanisé	18.2%	0%
Dioxyde de silicium hautement dispersé	11.8%	5.2 %
Catalyseur et stabilisateur	0.6%	0.6%
Pigment	<0.1%	<0.1%

Propriétés physiques

Tableau 7: Propriétés physiques du TARGIS d'après OEHRI P (81):

Matériaux	Résistance à la flexion en MPa	Module d'élasticité en MPa	Absorption de l'eau en $\mu\text{g}/\text{mm}^3$	Solubilité dans l'eau en $\mu\text{g}/\text{mm}^3$	Profondeur de polymérisation en mm
Targis dentine	170 +/- 20	12300 +/- 900	16.5 +/- 1.2	2 +/- 0.8	>2
Targis incisal	200 +/- 20	11000 +/- 1200	16.5 +/- 1.2	2 +/- 0.8	>2
Targis base	200 +/- 21	6000 +/- 500	27.8 +/- 0.9	<5	>1.5
Targis gingival	200 +/- 20	11000 +/- 1200	16.5 +/- 1.2	2 +/- 0.8	>2
Targis molar	200 +/- 20	11000 +/- 1200	16.5 +/- 1.2	2 +/- 0.8	>2
Targis occlusal	170 +/- 20	12300 +/- 1000	16.5 +/- 1.2	2 +/- 0.8	>2
Targis transparent	170 +/- 20	11000 +/- 1000	16.5 +/- 1.2	2 +/- 0.8	>2

Indications

- Bridges avec armature métallique sur laquelle est mis le TARGIS;
- Suprastructures implantaire métalliques sur laquelle est mis le TARGIS;
- Couronnes télescopiques métalliques sur laquelle est mis le TARGIS;
- Facettes;
- Couronnes jacket;
- Inlays-onlays;
- Élément unitaire postérieur sur armature Vectris;
- Bridge trois éléments sur armature Vectris.

Contre-indications

- Limites de préparation sous gingivales;
- Nombre d'éléments intermédiaires de bridge supérieur à deux entre deux piliers pour l'armature VECTRIS

Avantages

- Le taux d'abrasion, proche de celui de l'émail naturel permettrait de faire disparaître très rapidement toutes les prématurité résiduelles et donc les impacts prématurés lors des contacts occlusaux.
- Haute résistance à la flexion.
- les polymères auraient une propriété viscoélastique importante qui se traduirait par une capacité d'absorption des chocs.
- La viscoélasticité, le module d'élasticité faible, la non reconnaissance par la langue du matériau (différent de la céramique qui serait perçue lisse et froide) amélioreraient considérablement le confort du patient et donc l'acceptation de la prothèse.
- La dimension des charges assurerait, après polissage et brillantage, un état de surface uniforme, peu réceptif à la fixation de la plaque bactérienne et aux changements de teinte.
- Biocompatibilité totale.
- Homogénéité physique et chimique entre le Targis et le Vectris.
- Suivi du matériau au fauteuil (réparation et adjonctions possibles avec Tetric Céram.

3-1-4-5 BELLE GLASS HP (Laboratoire Belle de St claire - Kerr) (65, 66, 93)

Il s'agit d'un matériau de type Polyglass: c'est un polyverre micro-hybride polymérisé sous chaleur et pression d'azote dans un four spécial.

Composition

Pour l'émail:

Mélange de Diméthacrylate aliphatique et de Diméthacrylate d'uréthane;
Verre de Pyrex: 74% en poids ou 63 % en volume.

Pour la dentine:

Bis-GMA;
Verre de Baryum: 78.7 % en poids ou 65% en volume.

Taille des particules: 6 μ m.

Propriétés physiques

Tableau 8: Propriétés physiques de BELLE GLASS d'après KERR (65)

	Dentine	Email
Résistance à la tension	63 MPa	57 MPa
Résistance à la compression	413 MPa	442 MPa
Résistance à la flexion	142 MPa	148 MPa
Dureté Rockwell	87 THard	88 THard
Coefficient d'expansion thermique	30,2.10exp-6/°C	
Absorption d'eau	23 μ g/mm ³	
Usure clinique		1,2 μ m/an

Indications

- Inlays;
- Onlays;
- Facettes;
- Jackets;
- Restaurations compo-métalliques;
- Prothèse implanto-portée;
- Attelles;
- Bridges provisoires longue durée surtout s'ils sont renforcés avec le Connect*.

Avantages

- La dentine, l'opaque et le stain (modificateur de teinte) sont photopolymérisables alors que l'émail est thermopolymérisable.
- La cuisson se réalise dans un four spécial à 140°C, sous pression de 5,5 bars d'azote. Cette polymérisation à haute température et sous pression d'un gaz inerte, donne un degré de polymérisation de 98.5% pour le composite de surface, conférant à ce matériau des qualités esthétiques et mécaniques (résistance à l'abrasion et à la flexion) remarquables.
- Cette cuisson permettrait aussi au composite de base, photopolymérisable, d'améliorer son degré de polymérisation et ses qualités mécaniques.
- Ce type de montage, où nous trouvons en surface un composite translucide dur et, en sous couche, un composite plus opaque, moins dur, semblerait être le montage idéal. C'est celui qui se rapprocherait le plus de la structure de la dent naturelle.
- L'élimination de l'oxygène lors de la polymérisation éviterait les vides dans les matériaux. Ces vides dévient la lumière. Le résultat serait une structure opalescente avec une grande transparence qui imite l'émail naturel.
- BELLE GLASS HP peut être poli au fauteuil; sa surface est très lisse et réfléchit la lumière. Les réparations peuvent être faites en bouche.

- Il existe un matériau de renforcement: Connect, dont la résistance à la flexion est de 48000 Psi. Il s'agit d'une fibre en polyéthylène.

Etude clinique à cinq ans

Une étude clinique a été publiée par SUZUKI et KOX en 1996 (95) après cinq ans d'utilisation du composite Herculite modifié pour restaurations postérieures dont la composition correspond exactement à celle du Belle Glass HP*.

40 inlays, onlays et jackets ont été réalisés sur 36 patients. Les données suivantes furent mesurées à 6 mois, 1 an, 2 ans, 3 ans, 4 ans, 5 ans.

- Indice gingival: aucune inflammation gingivale;
- Indice de plaque: aucune accumulation de plaque;
- Hypersensibilité post opératoire: aucune sensibilité;
- Qualité du contact interproximal: aucune usure interproximale importante;
- Teinte: aucune discoloration;
- Perméabilité: 3 restaurations sur 24 présentaient une légère coloration marginale après 5 ans;
- Fracture: 14 restaurations sur 24 présentaient une dégradation marginale qui pourrait être due à l'usure ou à la dégradation du composite de collage. Quelques fractures importantes ont été relevées: elles seraient dues à la mastication nocive du patient, d'après les auteurs. Nous pensons qu'un patient n'a pas une mastication nocive mais plutôt que l'indication a mal été posée.
- Carie secondaire: aucune;
- Usure: quelques facettes d'usure.

Le taux d'usure déterminé est de 6.3 μm à 5 ans.

3-1-4-6 SINFONY (Espe) (13, 31, 32, 33, 34)

Lancé en 1997, ce produit remplace le composite Visio-Gem* qui avait été proposé depuis 1983 et dont il améliore une partie des caractéristiques techniques. C'est pour cette raison qu'on peut parler d'un recul de 19 ans pour ce matériau.

Composition

Le monomère représente 48% du matériau. Il est composé d'un mélange de monomères aliphatiques et cycloaliphatiques différents du Bis-GMA et du TEGDMA. Il est caractérisé par une basse viscosité, une haute réactivité et une hydrophobie importante qui lui permet d'avoir un faible coefficient d'absorption hydrique.

Les charges (50%) sont réparties en deux groupes:

1. Microcharges: verre de borosilicate, de strontium et d'aluminium de taille comprise entre 0.5 et 0.7 μm ;
2. Macrocharges: silice pyrogénique
3. Enfin, la liaison silane et l'initiateur représentent chacun 1% du poids du matériau.

Propriétés physiques

Tableau 9: Propriétés physiques de SINFONY, d'après ESPE (32)

Résistance à la compression	400 MPa
Résistance à la flexion	105 MPa
Résistance à la fracture	7,5 mJ/mm ²
Résistance à l'abrasion	45 μm (méthode ACTA)
Absorption hydrique	16 $\mu\text{m}/\text{mm}^3$
Module d'élasticité	3200 N/mm ²
Solubilité	0,5 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$
Dureté	160 MPa

A ceci, on peut ajouter la grande stabilité de teinte ainsi que la réduction de la transmission des contraintes occlusales à l'os sous jacent.

Indications

- Couronnes et bridges avec armature métallique;
- Couronnes télescopiques;
- Couronnes sur lesquelles on peut mettre des attachements en composite SYPHONY;
- Restaurations sur implants;
- Facettes;
- Bridges provisoires de longue durée;

Avantages

Les charges ne représentent que 50% du poids du SINFONY, contrairement aux autres matériaux concurrents mais le laboratoire Espe assure que cet élément ne joue pas en leur défaveur.

En effet, d'après GANGNUS (13), les bonnes caractéristiques du SINFONY découlent de la synergie des trois propriétés suivantes: Une forte densité radicalaire du fait que le monomère soit très réactif, peu visqueux et très hydrophobe. Deuxièmement, le photo-nitiateur optimisé permettrait d'éviter un post traitement thermique. Troisième aspect enfin, la spécificité du traitement de surface de la charge garantirait une liaison optimale et durable avec la matrice.

Ainsi , les risques de fracture inhérents aux composites trop chargés sont minimisés.

La remarquable aptitude au polissage limitent la propension au dépôt de plaque.

SINFONY n'a été conçu que pour le recouvrement esthétique des armatures métalliques car il présente une certaine déformabilité pour s'adapter au métal.

3-1-5 Conclusion sur les composites de laboratoire en rapport avec les facettes esthétiques

Rappel des forces exercées sur les facettes (90)

Les principaux risques rencontrés sont la fracture ou le décollement de la facette.

Les facettes subissent des forces de flexion et de compression, essentiellement au niveau des faces palatines pour les incisives supérieures. En fonction de la préparation, les déformations sont plus ou moins importantes: une préparation vestibulaire aura une déformation moins importante qu'une préparation avec un retour lingual.

De même, le risque de fracture sera moins important si on a une préparation uniquement vestibulaire.

Le risque de décohésion est majeur avec une préparation sans recouvrement.

Apport des propriétés des matériaux composites

Ces matériaux composites présentent des propriétés viscoélastiques qui permettent d'amortir les chocs diminuant ainsi les risques de fracture notamment.

Leur résistance à la déformation limite les risques de décollement.

D'autres propriétés ont un intérêt par rapport aux céramiques:

- la réparation est facile en bouche contrairement aux céramiques où la réparation ne peut se faire qu'au laboratoire;

- facilité d'obtention de la teinte et modification aisée de celle-ci;

- l'abrasion du matériau est quasi identique à celle de la dent naturelle, la facette en composite s'usera mais ne se fracturera pas comme les facettes en céramique;

- confort: la céramique sera perçue comme un matériau froid alors que les composites seraient imperceptibles.

Mais la coloration reste un problème, bien que certains laboratoires précisent que leur produit ne fixe pas la plaque bactérienne grâce à d'excellentes capacités de polissage, des études plus sérieuses effectuées par des laboratoires indépendants restent à réaliser.

3-2 Les céramiques

3-2-1 Définition (36, 37)

Chimiquement, la céramique ou porcelaine dentaire est essentiellement un silicate complexe. Elle est dite haute $> 1200^{\circ}\text{C}$, moyenne $> 1050^{\circ}\text{C} < 1200^{\circ}\text{C}$ ou basse fusion $< 1050^{\circ}\text{C}$ selon son intervalle de fusion. La porcelaine haute fusion est réservée à la fabrication de dents artificielles sur le plan industriel, la porcelaine moyenne fusion à la confection de couronnes jacket conventionnelles et la porcelaine basse fusion à la réalisation de constructions céramo-métalliques et maintenant céramo-céramiques.

3-2-2 Composition - préparation (36, 37, 83)

La préparation s'effectue par le mélange d'une poudre et d'un liquide.

3-2-2-1 La poudre

On distingue les poudres selon leur translucidité: opaque, dentine, émail, les poudres correctrices de teinte pour le "maquillage".

Elle est essentiellement composée de silice et d'alumine et de plusieurs autres oxydes jouant le rôle de fondants, d'opacifiants, et de colorants:

Silice 55 à 70 %;

Alumine 12 à 15 %;

Oxyde de potassium 6 à 11 %;

Oxyde de sodium 4 à 15 %;

Oxyde d'étain 5 à 14 %;

Oxyde de zirconium 0 à 4 %;

Anhydride borique 0 à 8 %.

L'oxyde d'étain et l'oxyde de zirconium sont considérés comme opacifiants.

Les autres oxydes ont été obtenus à partir de substances minérales, silice, feldspaths sodiques et potassiques préalablement frittés c'est à dire mélangés et fondus aux environs de 1300°C.

Les feldspaths sont des silicates doubles de potassium et l'aluminium comme l'orthose ou de sodium et d'aluminium comme l'albite qui jouent le rôle de fondants et constituent la phase vitreuse.

Cette vitrification est appelée "frittage" et le produit obtenu, une "fritte".

La masse vitreuse a été brusquement refroidie dans l'eau froide, puis broyée et finement tamisée, avant de constituer la poudre.

Les colorants ont été aussi frittés avec la masse et sont constitués par des oxydes de titane (jaune crème), de cobalt (gris bleuâtre), de chrome (vert), ou l'or pulvérisé pour le rose rouge, etc.

Certaines poudres de porcelaine dites alumineuses (Mac Lean) contiennent plus de 45% d'alumine et 39 % de silice.

3-2-2-2 Le liquide

C'est de l'eau distillée ou bien un mélange de glycérine et d'eau ou encore un liquide spécial renfermant, afin de faciliter la cohésion de la pâte crue, un liant hydrosoluble éliminé à température élevée (350°C environ) tels que l'amidon, le chlorure de polyvinyle, la méthylcellulose.

3-2-3 propriétés des céramiques

3-2-3-1 Propriétés mécaniques (82)

Les céramiques dentaires sont peu résistantes aux efforts en traction et en flexion, mais elles ont une résistance très élevée en compression.

Le module d'élasticité

Il est de 60 à 70 GPa, c'est à dire légèrement inférieur à celui de l'émail qui est compris entre 70 et 90 GPa. Les céramiques d'infrastructure ont un module quatre fois plus important. (37)

Toute amélioration de la dureté et de la résistance d'une céramique ne peut être obtenue que par une augmentation du module ou l'élimination des défauts de surface de la céramique. Donc si on fait varier le module inévitablement la forme du noyau sera modifiée. (20)

Tableau 10: "Le module d'élasticité des céramiques dentaires". D'après FERRARI et SADOON, 1995 (36).

MATERIAUX	MODULE D'ELASTICITE en GPa
VITADUR70.....
OPTEC62.....
EMPRESS69.....
DICOR70.....
IN CERAM295.....

Le module de rupture en flexion (20)

Les céramiques feldspathiques sont peu résistantes au efforts de flexion, alors que pour les vitrocéramiques et ALCERAM*, le module est 2 fois supérieur et 8 fois supérieur pour IN-CERAM*.

Selon CHICHE et PINAULT (20), la rigidité et l'épaisseur du noyau de céramique jouent un rôle essentiel dans la résistance à la flexion de l'élément prothétique dans son ensemble. Ainsi pour la réalisation de restaurations antérieures, ils préconisent pour le noyau, des épaisseurs supérieures à 1 mm et idéalement, le praticien devrait anticiper des épaisseurs

de 1.5 mm. Pour parvenir à une résistance maximale, les aires porteuses (cervicales et proximales) devraient également être portées à au moins 1 mm.

Tableau 11: Test comparatif de résistance en flexion 3 points (MPa). D'après LEVY, 1990. (70)

MATERIAUX	RESISTANCE EN FLEXION 3 POINTS (MPa)
VITADUR90.....
HI CERAM135.....
CERESTOR145.....
DICOR150.....
OPTEC175.....
EMPRESS200.....
IN CERAM600.....

La ténacité (35)

Les céramiques feldspathiques avec 1 Mpa sont moins tenaces que les céramiques de nouvelles générations telles que OPTEC HSP* ou DICOR* (ténacité de 1.2 MPa) et 3 fois moins que la céramique IN-CERAM*.

La fatigue (72)

Un autre aspect important pour l'utilisation des céramiques est de définir leur durée de vie.

En effet, les fractures des céramiques sont dues à la propagation de micro-fissures de surface, essentiellement là où les forces occlusales induisent des tensions dans le matériau.

De plus, la persistance de grosses bulles d'air, de fissures ou de stratifications dans la céramique non cuite seront à l'origine de défauts potentiels qui se manifesteront dans la céramique cuite.

Les chocs thermiques augmentent aussi le nombre de défauts de surface, à cause des différentes vitesses de refroidissement de la surface de la couronne.

Sous l'effet des contraintes et de l'environnement humide, les fissures peuvent donc se propager et conduire à la rupture. Ce processus aboutit à la fracture différée dans le temps des céramiques pour des contraintes largement inférieures à la contrainte de rupture du matériau considéré.

Selon CHICHE et PINAULT (20), les défauts s'ouvrent jusqu'à une dimension critique induisant la propagation spontanée des fissures qui finalement aboutissent à long terme, à une fracture sous des charges moins fortes.

L'environnement oral possède tout les facteurs aptes à favoriser les phénomènes de fatigue: l'eau, qui est le principal constituant de la salive et les contraintes produites lors de la mastication.

On constate que le facteur de fatigue pour les céramique feldspathiques est 1.5 fois moindre par rapport à celui des céramiques de nouvelle génération comme OPTEC HSP* qui est lui-même 2 fois plus petit que celui de l'IN-CERAM*.

La résistance à la compression et à la traction (82)

La résistance à la compression pour les céramiques classiques est égale ou supérieure à celle de l'émail: 350 MPa à 500 MPa, et peut atteindre 1000 MPa pour les céramiques alumineuses.

La résistance à la traction est faible, entre 40 et 60 Mpa pour les céramiques classiques et jusqu'à 130 MPa pour l'opaque alumineux. Cette faible résistance est essentiellement due à la présence de micro-fissures.

La dureté et le coefficient d'abrasion (70)

La dureté des céramiques classiques est de l'ordre de 380 HVN, c'est à dire légèrement supérieures à celle de l'émail qui est de 340 HVN. Pour les céramiques feldspathiques et les vitrocéramiques, elle est de l'ordre de 460 HVN et elle est multipliée par huit pour l'IN-CERAM*.

3-2-3-2 Propriétés physiques

Le coefficient de dilatation thermique (36)

Il est compris entre 6.4 et $8.7 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$. On peut noter que le coefficient de dilatation thermique des verres est compris entre 4 et $10.5 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ ce qui confirme la nature de verres chargés des céramiques utilisées en odontologie.

3-2-3-3 Propriétés optiques (79)

Les céramiques sont caractérisées par une absence de pouvoir réflecteur: les oxydes sont en effet liés et n'interfèrent pas avec les rayons lumineux. Grâce à la translucidité de la phase vitreuse qui diffuse la lumière, elles présentent un photo-mimétisme intéressant.

3-2-3-4 Propriétés biologiques (36, 37)

La solubilité

Avant cuisson, le liant de la pâte de porcelaine crue lui confère une forte tension superficielle et un caractère thixotrope (au repos, la fluidité de la pâte diminue et une certaine rigidité apparaît et si on agite la pâte à nouveau, elle se fluidifie à nouveau).

Après cuisson, elle est insoluble dans les fluides buccaux.

L'effet des contraintes mécaniques

Le haut module d'élasticité de la céramique en fait un matériau fragile, au même titre que l'émail. Il convient donc de respecter certaines règles:

Répartir la charge occlusale;

Adapter la reconstitution aux déterminants de l'occlusion;

Traiter les parafunctions.

L'effet esthétique ne doit jamais primer sur la prévention d'éventuelles dysfonctions, abrasions et parodontopathies.

L'effet des contraintes thermiques

Le risque de thermo-fracture et de fatigue thermique est d'autant plus important que les pièces sont épaisses.

L'effet des contraintes chimiques

Les céramiques, en particulier les céramiques basse fusion, subissent des modifications liées au milieu buccal. Des études ont montré qu'un verre soumis à la vapeur d'eau ou à la vapeur d'alcool voit sa résistance diminuer de 20%. De même, la résistance à la flexion d'un verre chargé peut être diminuée de 20% en présence de gaz carbonique.

Ce qu'il faut retenir c'est que la qualité de la céramique dépend de son état de surface, donc de la qualité de la couche de glaçage. Elle limite la fixation des produits de dégradation de la plaque et facilite l'hygiène dentaire.

3-2-4 Différents matériaux disponibles

3-2-4-1 L'IPS EMPRESS 2* (IVOCLAR)

Introduction (17)

L'histoire de l'Empress commence en 1986 lorsque la société IVOCLAR commercialise une nouvelle céramique: L'Empress 1*. Cette technique utilise une céramique renforcée à la leucite et permet la réalisation de coiffes unitaires, de facettes, d'inlays ou onlays avec une translucidité et un rendu esthétique proches de la perfection. Par la suite, le système évolue vers une nouvelle vitrocéramique encore plus résistante permettant la réalisation de bridges antérieurs-latéraux (incisivo-canin ou incisivo-prémolaire) de trois éléments, sans dépasser la seconde prémolaire comme pilier postérieur.

Composition (58, 64)

La base de l'EMPRESS 2* renforcée à la leucite est un verre contenant de manière latente des germes minéralisateurs.

Cette céramique possède une armature composée d'une vitrocéramique élaborée à partir de cristaux de disilicate de lithium, disposés de façon homogène dans la phase vitreuse de la céramique. Grâce à ce nouveau procédé, on peut augmenter la cristallinité de plus de 60% par volume tout en améliorant la translucidité de l'armature. En effet, l'indice de réfraction des cristaux de disilicate de lithium est semblable à celui de la phase vitreuse de la céramique, ce qui ne compromet pas la diffusion de la lumière à travers le matériau.

Quant à la céramique cosmétique, il s'agit d'une vitrocéramique frittée, composée de cristaux de fluoroapatite qui se forment lors de la cristallisation. Ces derniers ont une composition et une forme identique à ceux de l'émail,

Tableau 12: Caractérisation chimique de l'IPS EMPRESS 2* , d'après IVOCLAR (64):

Composition chimique	% en poids
SiO ₂	59-63
K ₂ O	10-14
Al ₂ O ₃	17-21
CeO ₂	0-1
Na ₂ O	3.5-6.5
B ₂ O ₃	0-1
BaO	0-1.5
CaO	0.5-2.5
TiO ₂	0-0.5
+ Pigments	0.5-1

Propriétés physiques (17)

Tableau 13: propriétés de la vitrocéramique IPS EMPRESS 2*, d'après CADIOU D, 1998 (17):

Propriétés	Céramique pressée	Céramique de stratification
Résistance à la flexion	350 +/- 50 MPa	80 MPa
Comportement à l'abrasion		Comme IPS EMPRESS* C'est à dire comme l'émail
Translucidité	Proche de celle de la dent naturelle	Proche de celle de la dent naturelle
Coeff. de dilatation thermique linéaire	10.6 +/- 0.5 10 ⁻⁶ K ⁻¹ m/m	9.7 +/- 0.5 10 ⁻⁶ K ⁻¹ m/m

Propriétés biologiques

Des études ont montré que pour faire une couronne tout céramique avec ce matériau, une réduction homothétique de 1 mm au niveau des face axiales (proximales, linguales, vestibulaires, palatines) était nécessaire et suffisante, ce qui permet une économie tissulaire importante par rapports aux céramiques existantes.

De plus, le risque d'abrasion des dent naturelles antagonistes est réduit grâce à la structure à grains fins et à la cristallinité élevée de cette vitrocéramique.

On a également pu mettre en évidence la moindre fixation de la plaque dentaire à la surface de la dent prothétique par rapport à la dent naturelle.

Propriétés optiques

L'IPS EMPRESS 2* possède des propriétés optiques qui s'apparentent fortement à celles de la dent naturelle:

- la translucidité (transmission de la lumière à travers un objet);
- l'opalescence (selon l'angle d'observation et dans les mêmes conditions d'éclairage, une dent naturelle peut avoir plusieurs teintes);
- la fluorescence;
- la luminosité.

Adaptation marginale

Ce nouveau procédé offre un ajustage plus intime comparativement au premier procédé IPS EMPRESS 1 qui présentait un hiatus de l'ordre de 60 μm (64).

Avantages (55,62, 63)

- La technique est simplifiée: elle n'implique pas la réalisation d'un duplicata pour réaliser l'armature.
- Mimétisme avec la dent naturelle.
- Biocompatibilité des matériaux céramiques.
- Il existe un choix très important au niveau des teintes.

Inconvénient (62, 64)

- Les principes de construction biomécaniques et les forces de levier doivent être pris en considération avec beaucoup de rigueur. S'il est impossible d'obtenir une réduction verticale minimale, l'utilisation de la vitrocéramique est contre-indiquée.

3-2-4-2 L'IN-CERAM SPINELL* (VITA)

Composition (38, 104)

La spinelle ($MgAl_2O_4$) est un minéral haute température que l'on rencontre dans la nature presque toujours accompagné d'autres minéraux. Le spectre de couleur de la spinelle naturelle est très riche et varie selon le type d'inclusions, facteurs d'impureté. La spinelle pure est incolore, la rouge contient du chrome, la bleu et marron contient du fer sous différentes formes. Il n'est cependant pas rare de trouver de la spinelle jaune, vert et rose. En raison de ce jeu chromatique, de la brillance du verre et de sa transparence, c'est une pierre précieuse, naturelle ou fabriquée par synthèse, très appréciée.

La "barbotine" spinelle est une suspension aqueuse d'oxyde mixte d'alumine et de magnésium dont le coefficient de transmission optique est le plus élevé et l'indice de réfraction le plus faible par rapport à ceux de l'alumine. C'est un liquide dont l'aspect ressemble à celui d'une peinture. Sa composition est pour 85% constituée de grains d' $MgAl_2O_3$, dont la granulométrie moyenne est de 3 μm . Les grains sont dans un premier temps solidarisés entre eux par frittage constituant ainsi un réseau cristallin tridimensionnel dont les porosités sont secondairement obturées par infiltration d'un verre. Le produit obtenu possède donc un minimum de défauts de mise en forme.

Propriétés physiques (71, 87)

La IN CERAM SPINELL possède des propriétés remarquables comme par exemple:

- un point de fusion élevé (2135°C);
- une grande résistance à des températures normales ou assez élevées;
- une bonne stabilité chimique;
- une haute conductibilité lumineuse;
- une faible conductibilité électrique;
- une résistance mécanique non négligeable (le module de rupture se situe aux alentours de 350 Mpa);
- une grande résistance à la flexion;

3-2-4-3 Le procédé PROCERA ALL CERAM

Introduction (74, 85, 106)

Le système PROCERA a été mis au point par ANDERSON M. dans les années 1980 et est apparu sur le marché en 1993 après les tests cliniques d'usage.

Il s'agit d'un procédé assisté par ordinateur, qui offre la possibilité de fabriquer selon un mode semi-industriel des armatures sans métaux, de la couleur de la dent et qui peuvent être recouvertes de la céramique requise de manière artisanale au laboratoire de prothèse.

Composition (79)

La pièce céramique est en aluminium très dense, presque pure (99.5%). Issue du frittage d'oxyde d'aluminium de haute densité, ce qui la rend encore plus dense, non poreuse et extrêmement solide. Cette cupule est ensuite recouverte d'une céramique cosmétique accordée en dilatométrie. Les céramiques destinées aux systèmes céramo-métalliques ne peuvent être utilisées. HEGENBARTH (1996) préconise l'emploi d'une céramique spécifique ALL CERAM qui permet d'obtenir une biocompatibilité supérieure et un meilleur résultat esthétique.

Propriétés biologiques (79)

L'oxyde d'aluminium est un matériau biocompatible.

Propriétés mécaniques (79, 106)

Le système PROCERA présente une résistance à la flexion de 601 Mpa.

Grâce à la solidité du matériau dont est fait le noyau PROCERA, cette céramique peut être recommandée pour des restaurations prothétiques dans tous les secteurs de la bouche.

En ce qui concerne l'abrasion, les céramiques ALL CERAM, recommandées pour le système PROCERA, affichent des valeurs faibles proche de 60 $\mu\text{m}/\text{an}$. Par comparaison, la céramique feldspathique conventionnelle provoque des abrasions amélares de l'ordre de 230 $\mu\text{m}/\text{an}$.

Propriétés optiques (79, 86)

Malgré sa haute densité en alumine, l'armature PROCERA autorise le passage de la lumière, sans pour autant être transparente. La céramique ALL CERAM est spécialement adaptée aux caractéristiques de translucidité et de fluorescence de la chape.

La teinte de base de la chape s'apparente au A3/A3.5 du teintier VITA. La céramique cosmétique nécessite néanmoins un apprentissage afin d'optimiser ses qualités optiques car elle tendrait à prendre un taux de brillance important.

Propriétés thermiques

Le coefficient d'expansion thermique est de l'ordre de 7.10^{-6} $\mu\text{m}/\text{mm}$.

L'adaptation marginale (74)

Le hiatus entre la céramique et les tissus dentaires est de l'ordre de 70 μm , c'est à dire supérieur à celui de l'IN CERAM, mais tout à fait acceptable cliniquement.

Avantages (79, 106)

- Haute résistance mécanique;
- Mode de confection semi-industriel: ce qui améliore le rapport sécurité/coût, la qualité est constante et reproductible;
- Le prothésiste est déchargé de la phase d'élaboration de la chape et peut alors concentrer son travail sur l'élaboration du cosmétique;

Inconvénients

- Difficultés liées à la sous-traitance entre le laboratoire et l'unité d'usinage;
- Coût pour le laboratoire: investissement initial du matériel de scannage.

3-2-4-4 La céramique hydrothermale LFC basse fusion associée à la DUCERAM* PLUS (DEGUSSA)

Introduction

La céramique hydrothermale associée à la DUCERAM* PLUS permet la réalisation sans investissement de facettes, d'inlays, d'onlays en double structure dans un four conventionnel.

Composition (27, 28, 29)

La céramique basse fusion est un matériau monophasé et se définit donc comme un verre. Le formateur de réseau est le quartz (SiO_2) auquel on adjoint des modificateurs de réseau tels que: des oxydes alcalins monovalents comme l'oxyde de lithium (Li_2O), l'oxyde de sodium (Na_2O) et l'oxyde de potassium (K_2O) ou des alcalino-terreux divalents tels que l'oxyde de calcium (CaO) mais aussi l'oxyde de strontium (SrO) ou l'oxyde de baryum (BaO).

Propriétés physiques (27, 28, 29)

Tableau 14: Propriétés physique de la céramique hydrothermale LFC, d'après DUCERA (27):

Propriétés physiques	Valeurs
Température de cuisson	600 à 680 °C
Point de transition vitreuse bas	450 °C
Point de ramollissement	510 °C
Haute transparence	85 % de la transparence du verre à vitre
Dureté	420 Vickers
Résistance mécanique	110 N/mm ²

Avantages (27)

-1- Qualités de la céramique DUCERAM-LFC*:

- Structure homogène et dense;
- Haute dispersion de la lumière;
- Facilité de meulage;
- Facilité de polissage;
- Bonne stabilité en bouche.

-2- Qualités de la céramique DUCERAM* *PLUS*

- Des résultats esthétiques garantis grâce à une parfaite maîtrise chromatique et de la transparence;
- Des opaques en poudre et en seringue qui reproduisent le blanc fluorescent naturel;
- Opalescence naturelle des bords incisifs;
- Température de cuisson comprise entre 890 et 910 °C;
- Caractéristiques de modelage, de sculpture et de cuisson améliorées.

3-2-5 Conclusion sur les céramiques en rapport avec les facettes esthétiques

Les céramiques ont un module d'élasticité élevé qui entraîne un faible amortissement des chocs, donc un risque de fracture plus élevé que les composites de laboratoire.

Leur résistance à la flexion est excellente: il y a moins de déformation de la facette , donc moins de risque de décollement.

La résistance à la traction et à la compression est très supérieure à celle de l'émail provoquant davantage de fissures et de fractures que les composites de laboratoire.

Le coefficient d'abrasion est supérieur à celui de l'émail provoquant une usure de la dent antagoniste. Néanmoins, il permet le maintien de la forme initiale de la facette.

On a vu que la coloration des composites de laboratoire était essentiellement due à un mauvais polissage et à la solubilité dans les fluides buccaux persistante. Les céramiques après cuisson ne sont plus du tout solubles.

De plus, les céramiques ont un photomimétisme que les composites n'ont pas.

IV LE COLLAGE (1, 2, 9, 30, 47, 76, 101)

4-1 Principe

La dentisterie adhésive est apparue avec le mordantage de l'émail comme moyen de rétention en 1955 (Buonocore) (14) et l'utilisation des matériaux résineux. Elle consiste à faire tenir de la résine ou de la céramique sur une surface dentaire préalablement préparée et pour la céramique après préparation de sa partie en contact avec la dent.

4-2 Les bases de l'adhésion aux tissus dentaires

4-2-1 Le mordantage

L'adhésion aux tissus dentaires est obtenue en plusieurs étapes. Le mordantage consiste en l'utilisation d'un acide qui va déminéraliser une partie de la surface de l'émail et de la dentine de façon à créer des anfractuosités qui permettront la rétention du produit. Associé à un adhésif, c'est une procédure clinique durable et reproductible en routine qui a été obtenue relativement facilement pour l'émail.

On a tout d'abord fait un mordantage sélectif de l'émail qui, dans le début des années 90, a été remplacé par le concept du mordantage total (total etch). (76)

Le but du mordantage total est de supprimer la boue dentinaire et de créer des microrétentions mécaniques et d'augmenter ainsi la surface disponible pour le collage. Le mordantage des surfaces dentinaires élimine la boue dentinaire et ouvre les tubuli dentinaires. Mais dans l'idéal, il doit également exposer les fibres de collagène des dentines péri et intertubulaires. Johan P.S. Blomlöf (9) montre dans une étude que l'utilisation de l'EDTA (acide éthylènediaminetétracétique) sur la dentine et de l'acide phosphorique sur l'émail est préférable à l'utilisation unique de l'acide phosphorique qui est trop dégradant pour les fibres de collagène.

4-2-2 Les adhésifs

4-2-2-1 Deux types de classifications correspondant aux évolutions

première classification (MEERBEEK B.V. et Coll)(76)

Les adhésifs, dans le sens global du terme, sont utilisés après mordantage pour former une couche hybride entre les surfaces dentaires (émail et dentine) et le matériau de restauration esthétique. En fonction du mode de fonctionnement, on distingue trois groupes d'adhésifs.

Dans le premier groupe les adhésifs **modifient** la smear layer et l'incorporent dans le processus de collage. Dans ce cas, on considère que la smear layer constitue une barrière naturelle vis-à-vis de la pulpe, la protégeant de l'invasion bactérienne et limitant le flux sortant de fluide dentinaire susceptible de diminuer l'efficacité du collage. Ils peuvent être en une ou deux étapes selon qu'ils proposent respectivement une seule résine adhésive ou successivement un primaire et une résine adhésive.

Dans le deuxième groupe, les adhésifs, **éliminent** complètement la smear layer et peut être lui même divisé en deux ou trois étapes, selon qu'ils utilisent respectivement une application séparée ou combinée d'un primaire ou d'une résine adhésive. La plupart des adhésifs optent aujourd'hui pour une élimination complète de la smear layer, selon le concept du mordantage total.

Les adhésifs, **dissolvant** la smear layer dans le troisième groupe, contiennent des primaires légèrement acides dénommés primaires auto-mordançants destinés à simplifier les protocoles cliniques. Ces primaires déminéralisent partiellement la smear layer et la surface dentinaire sous jacente, sans enlever les restes de smear layer dissoute ni désobturer les entrées des orifices tubulaires. Cependant, ces systèmes sont recommandés en application sur la dentine seule et requièrent donc un mordantage sélectif de l'émail lors d'une étape séparée. Les adhésifs actuels de ce groupe, contiennent des primaires auto-mordançants pour un conditionnement simultané de l'émail et de la dentine (une seule phase d'application clinique, plus d'étape de rinçage, seulement une dispersion à l'air). De ce fait, toute controverse sur le maintien de l'humidité de la dentine ou son séchage au cours des processus de collage humide (voir plus loin) est évitée.

deuxième classification (GORACCI G. et MORI G.)(47)

- Les adhésifs dentinaire de **première génération**, introduit dans les année 60, ne développaient qu'un faible collage chimique avec le calcium de la trame organique de la dentine. Basée sur le NPG-GMA de Bowen (N-phenylglycine glycidil méthacrylate) leur force d'adhésion limitée à 2-5 Mpa se révéla insuffisante pour s'opposer à la force de contraction due à la polymérisation, évalué à 17-20 Mpa.

- Les adhésifs de la **deuxième génération** (début des années 80) agissaient sur une dentine pré-traitée à l'aide de E.D.T.A. à 0.22% (Tubulicid^o) et réalisaient un collage toujours chimique, avec les deux parties (organique et inorganique) de la dentine. Les valeurs de la force d'adhésion étaient faibles (1-10 Mpa), car la liaison s'effectuait pratiquement avec la smear layer (15) : la solution acide trop faible, n'éliminait que la partie superficielle de la smear layer sans atteindre la surface dentinaire sous-jacente.

- A la fin des années 80 les adhésifs de **troisième génération** ouvrent la voie d'un collage véritable avec la dentine, à la fois chimique et mécanique (micro-mécanique). Le mordantage était effectué avec des acides à faible concentration (acide maléique à 2.5%, du Scotch-bond 2-3M et EDTA à 17% du Gluma-Bayer. Ces acides furent choisis pour ôter la smear layer en laissant subsister le bouchon et la dentine péri-tubulaire, dans le but d'éviter des lésions pulpaires, susceptibles d'être induites par des solutions d'acides trop concentrées. Dans ces systèmes, la présence d'un primaire d'adhésion, constitué de HEMA (2 Hydroxethyl-méthacrylate), permettait d'augmenter la mouillabilité du substrat dentinaire et, simultanément, de faciliter la pénétration de la résine liquide (presque toujours Bis-GMA). Avec ces adhésifs, on parvint à obtenir des valeurs d'adhésions à la dentine de 8 à 11 Mpa, bien supérieures aux valeurs obtenues avec les adhésifs des deux premières générations, mais encore insuffisantes pour s'opposer aux forces de contraction.

- La **quatrième génération** d'adhésifs, avec le mordantage total de l'émail et de la dentine ("total etch") permit finalement d'obtenir des valeurs d'adhésion capables de résister aux forces de contraction de la résine. Ce prétraitement de la dentine implique l'élimination totale de la boue dentinaire et la modification de la couche superficielle de la dentine, pour créer un collage micro-mécanique et chimique. Le promoteur d'adhésion devenait hydrophile, grâce à la présence d'un solvant volatile (acétone ou alcool) afin d'assurer une meilleure pénétration de la résine dans les canalicules dentinaires.

- La **cinquième génération** ne se différencie de la précédente que par des modifications de la technique et quelques changements structurels dans les matériaux. Dans le but de simplifier la tâche du praticien, les fabricants ont réuni les étapes du mordantage et du primaire (Self-etching Primer) ou celles du primaire et du bonding (Single-Component).

- Dans la **sixième génération**, les étapes de l'etching, du primer et du bonding sont regroupées.

4-2-2-2 Les mécanismes de l'adhésion (47)

Le mécanisme de liaison des dernières générations d'adhésifs dentinaires se base sur la pénétration de la résine adhésive dans la couche de surface de la dentine préparée par mordantage.

Le mordantage élimine la smear layer et la smear plug mais en même temps déminéralise la dentine inter et péri-tubulaire, sur une profondeur de 5-15µm, en exposant les fibres de collagène. Ce réseau de fibres, privé de son soutien naturel formé par les cristaux d'hydroxyapatite, se trouve dans des conditions d'instabilité et de faible mouillabilité. L'application des solutions appelées "Primer" est indispensable pour soutenir les fibres de collagène et augmenter la mouillabilité.

Le primer, responsable de l'adhésion chimique avec la dentine, est constitué de deux groupes fonctionnels différents: l'un hydrophile (OH), qui se lie chimiquement au substrat dentinaire collagénique; l'autre hydrophobe (méthacrylate), qui se lie avec la résine liquide (bonding). Dans les adhésifs de dernière génération, la pénétration du primaire est facilitée par la présence d'un solvant hydrophile (alcool ou acétone), qui permet une bonne adhésion même en milieu humide.

Cette résine fluide qui précède la mise en place du composite, est responsable de l'adhésion micro-mécanique avec la dentine: la résine pénètre la surface dentinaire déminéralisée et les canalicules, et polymérise in situ.

La pénétration et la polymérisation de la résine entre les fibres de collagène conduisent à la formation de ce qu'on appelle la "**couche hybride**" (Hybrid Layer); la résine qui pénètre et polymérise à l'intérieur des tubuli forme des "**prolongements de résine**" ou "**Resin Tags**". Ces deux mécanismes sont pratiquement les bases de l'adhésion micro-mécanique et prennent sur l'adhérence chimique.

Les prolongements de résine ont pour principale fonction d'augmenter la surface utilisable pour l'adhésion.

La couche hybride est considérée comme le mécanisme principal d'adhésion des systèmes amélo-dentaires de dernière génération, et ceci pour trois raisons:

- une meilleure rétention mécanique de l'obturation de la dentine,
- des bords de la restauration plus résistants aux acides et donc à la carie,
- une élasticité intermédiaire entre la résine et la dentine, qui augmente

la force de liaison entre l'obturation et le tissu dentaire et qui s'oppose à la contraction de polymérisation entraînant une meilleure adaptation marginale de l'obturation.

4-2-2-3 Facteurs influençant l'adhésion (47)

- **La qualité de la couche hybride:** on peut parler de couche hybride idéale lorsque l'adhésif pénètre dans la dentine déminéralisée et enveloppe la totalité du réseau de fibres de collagène. Les deux facteurs susceptibles d'influencer la qualité de la couche hybride sont: la pénétration du monomère résineux, la perméabilité du substrat dentinaire.

Des recherches récentes ont montrées qu'il est possible d'augmenter la perméabilité dentinaire, si le réseau des fibres de collagènes soumis au mordantage garde son intégrité structurelle.

Van Meerbeek (76) soutient la nécessité d'un mordantage moins agressif pour pouvoir obtenir une profondeur de déminéralisation équivalente à la profondeur de pénétration de la résine.

Selon Nakabayashi, la profondeur de déminéralisation optimale pour une parfaite infiltration de la résine est de 1 à 2 μm .

Une autre possibilité pour obtenir une couche hybride parfaitement pénétrée par la résine est celle qui nous est donnée par les adhésifs automordantants "self-etching primer", qui réunissent les phases du mordantage et de l'application du primaire.

- **Wet Bonding technique.** Des recherches récentes ont pu montrer qu'un séchage trop poussé de la dentine après le mordantage peut modifier dans un sens négatif, la perméabilité dentinaire envers les systèmes adhésifs car cela provoquerait une coaptation des fibres de collagène entre elles.

4-2-2-4 Biocompatibilité des résines adhésives

Pendant plusieurs années, on a craint une possible action toxique, de nature chimique, liée à la résine contenue dans les composites. De nombreux auteurs ont démontré que l'inflammation pulpaire est principalement due à la pénétration de bactéries et non à la toxicité des matériaux employés. (Brannström, Cox, Fusayama, Bertolotti, Pashley, Nakabayashi, ...)

4-3 Adhésion et facettes esthétiques (47)

A l'émail

La surface de *collage des facettes se situe essentiellement dans l'émail* puisque le but de la préparation est de se situer dans cette partie superficielle de la dent.

Il faut noter que l'émail est le tissu le plus dur de l'organisme humain avec 96-97% de matériel inorganique. Il est constitué de prismes et de substance interprismatique. Les valeurs d'adhésion de la résine avec l'émail étaient déjà évaluées entre 15 et 20 Mpa en 1955 grâce au mordantage avec l'acide orthophosphorique à 85% pendant 20 secondes (24). Cette technique est restée plus ou moins la même, avec la seule différence qu'aujourd'hui on utilise des acides de concentration plus basse (entre 10% et 40%)(4).

L'acide agit sur une épaisseur d'émail comprise entre 5 et 50µm, en dissolvant la zone interprismatique, ce qui permet de bien exposer les prismes. Il en résulte la formation d'une surface irrégulière et anfractueuse qui dispose d'une haute énergie de surface, ce qui permet à la résine adhésive hydrophobe de mouiller les porosités créées dans l'émail. Une fois polymérisées, il en résulte une adhésion micromécanique capable de s'opposer aux forces antagonistes de contraction de la résine.

A la dentine

Bien que le collage se fasse essentiellement dans l'émail, si antérieurement la dent a eu une carie ou si l'épaisseur d'émail est faible, il y aura une exposition de dentine et donc un collage sur cette dentine exposée sera nécessaire.

La dentine présente une composition chimique très hétérogène: à la partie inorganique d'hydroxyapatite (70%), s'ajoute une partie inorganique assez importante constituée de collagène (18%) et d'eau (12%). L'hydroxyapatite est disposée irrégulièrement sur une matrice organique composée majoritairement de fibres de collagènes. La dentine est traversée de canalicules ou de tubuli, qui contiennent les prolongements des odontoblastes et le fluide pulpaire qui filtre de la pulpe jusqu'à la jonction amélo-dentinaire.

A l'issue de la préparation mécanique de la dent, la surface dentinaire est recouverte d'une épaisse couche polluée (3-10 μ m) composée de débris organiques et inorganiques appelée "smear layer". Ce dépôt pénètre dans les canalicules et forme des bouchons appelés "smear plug". Selon Pashley (86), l'adhésion entre résine et "smear layer" chute en une à deux semaines.

Le mordantage de la dentine a pour but d'éliminer complètement cette "smear layer" et les "smear plug". Il déminéralise en outre la surface dentinaire inorganique composée de cristaux d'hydroxyapatite et expose la partie organique composée surtout de fibres de collagène. Il en résulte une ouverture de l'entrée des canalicules en forme d'entonnoir, avec une exposition des fibres de collagènes sur une profondeur d'environ 10 μ m. L'application de la résine entraîne la formation de la couche hybride.

V PREPARATIONS POUR FACETTES: LES PREPARATIONS PELLICULAIRES (3, 45, 101)

5-1 Définition

Les préparations pelliculaires sont des préparations très fines de la dent visant à la délabrer le moins possible. Il s'agit d'une réduction contrôlée de l'émail entre 0.3 et 0.6 mm.

5-2 Les trois types de préparations (45)

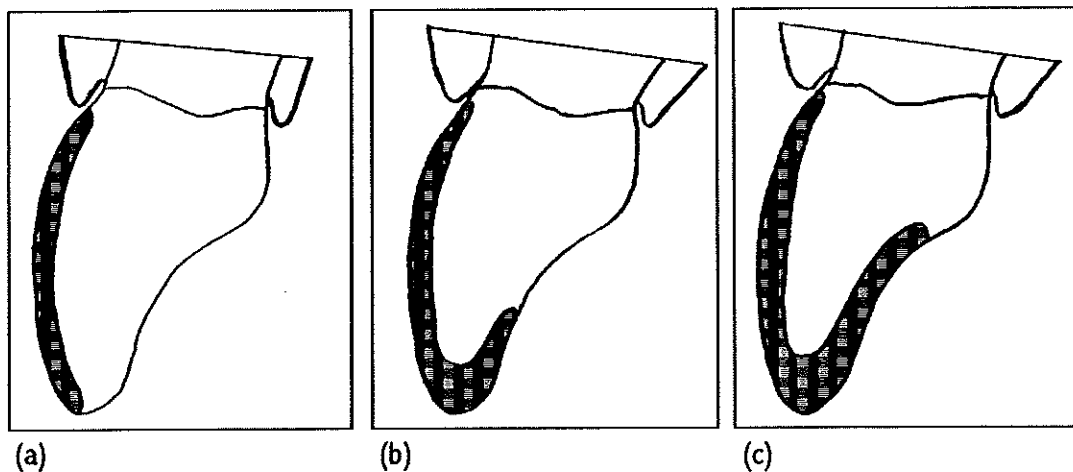


Figure 1: Différents types de préparations pour facettes. (a) préparation sans recouvrement du bord incisif (type lentille de contact). (b) préparation avec recouvrement du bord incisif (type de préparation classique). (c) Préparation avec recouvrement important du bord incisif (type trois-quarts). (D'après TOUATI B., MIARA P., NATHANSON D.)(101)

Les préparations de type I sont communément appelées “facettes fenêtres” (sans réduction de la face palatine).

Les facettes de type II présentent un recouvrement du bord incisif jusqu'au premier tiers de la face palatine.

Les préparations de types III vont jusqu'à la moitié de la face palatine, voire jusqu'au 2/3 (au moins au-delà du point de contact), elles sont souvent appelées "jacket 3/4".

5-3 Principes généraux de préparation

La préparation des facettes est régie par des principes de base: stabilisation, sustentation, rétention, adhésion. Ces règles aboutissent à une intégration parfaite, fonctionnelle, biologique et esthétique des facettes. Si on recherche l'adhésion sans tenir compte des autres facteurs, cela aboutit, en général, à un échec immédiat ou différé.

Ces quatre principes simples font appel à la technique de la pénétration contrôlée nécessitant une instrumentation spécifique concernant les quatre faces de la dent.

5-4 Instrumentation (3, 101)

La forme des instruments détermine le profil des préparations. De nombreux auteurs ont étudié la rationalisation des instruments utilisés en prothèse fixée, comme Garber (1991) et Lustig (1976).

Serge Armand utilise quant à lui deux types de fraises: une fraise boule diamantée (type 801010 de Komet) pour contrôler la profondeur de coupe; une fraise diamanté cylindrique à congé ¼ de rond pour la réduction de la face concernée.

TOUATI B. & Col ont développé le coffret TPS de Komet en 1985. Ce coffret contient huit fraises permettant de réaliser les préparations en tout sécurité:

- deux instruments jauge qui permettent de contrôler la profondeur de pénétration sur la face vestibulaire;
- deux instruments pour la réduction de l'émail et des bords;
- deux instruments pour la réduction de la face occlusale;
- deux instruments à finir.

En codifiant clairement la préparation et en offrant un nombre limité d'instruments, ce kit simplifie et rationalise le protocole de réalisation.

5-5 Face vestibulaire (3, 101)

Cette préparation doit aboutir à une réduction uniforme de l'émail de l'ordre de 0.5 mm. Une épaisseur inférieure à 0.3 mm n'est pas recommandée. Néanmoins, il faut conserver au moins 50% d'émail. Pour cela, Crispin propose, en 1993, une carte indiquant les épaisseurs d'émail sur chaque face pour chaque type de dent.

Une réduction de 0.7-0.8 mm dans le tiers incisif et de 0.6-0.7 mm dans le tiers moyen permet en général de conserver une épaisseur d'émail adéquate. Dans le tiers cervical, des réductions de 0.3 mm d'épaisseur peuvent souvent exposer des plages de dentine, surtout sur les incisives inférieures.

La préparation débute toujours par le tracé de rainures horizontales, véritables guides d'enfoncement. Ces rainures doivent rester à distance des limites de préparation, sur la face vestibulaire. On ne trace que très rarement les trois rainures simultanément à cause de la courbure vestibulaire (si on utilise le kit de fraise de B. TOUATI). C'est pourquoi il est recommandé de commencer par des rainures d'enfoncement cervicales, suivit de celles dans le tiers moyen, pour finir par celles du tiers occlusales après avoir modifié l'angulation. Les rainures étant réalisées, avec un instrument diamanté conique à extrémité arrondie de granularité importante, on élimine les plages d'émail intact. Cette réduction de la face vestibulaire doit être systématiquement envisagée en deux étapes: pour conserver la convergence de la face vestibulaire, l'instrument doit être incliné différemment suivant les zones.

5-6 Limites cervicales (3, 101)

La limite cervicale adoptera le profil d'un congé quart de rond, mini-congé de 0.3 mm de profondeur en moyenne. En règle générale, la limite cervicale est supra ou juxta gingivale.

Dans les cas de colorations très marquées, on peut faire une préparation très légèrement intra-sulculaire (0.5 mm au plus).

Une préparation intra-sulculaire entraîne un certain nombre d'inconvénients parmi lesquels:

- une réalisation clinique plus délicate;
- enregistrement intra-sulculaire des préparations nécessitant une rétraction gingivale préalable;
- réalisation au laboratoire plus délicate;
- nécessité d'une deuxième rétraction lors de la phase de collage;
- difficulté accrue du polissage du joint de collage;
- risque d'irritation marginale entraînant une récession gingivale ultérieure.

Si la restauration doit être collée, il est toujours préférable que les limites de la préparation soient supra ou juxta-gingivales, pour les raisons suivantes:

- la surface de l'émail est plus épaisse;
- le contrôle de l'humidité est simplifié;
- les bords sont accessibles à la finition et au polissage, ce qui avec l'amélioration des composites de collage disponible dans une large gamme de teintes assure un aspect spéculaire identique à celui de la céramique glacée et supprime tout risque d'irritation du parodonte marginale;
- les bords sont accessibles à la maintenance et à l'hygiène buccale.

Une ligne de finition en forme de congé de 0.3 mm permet:

- d'éviter le surcontour cervical;
- de tracer une ligne de finition précise, facile à enregistrer, à lire, à reproduire sans ambiguïté au laboratoire de prothèse;
- des bords très résistants à la fracture;
- une insertion facile de la facette lors de l'essai et du collage.

5-7 Faces proximales (3, 101)

La préparation des zones proximales est délicate. Deux rainures verticales sont réalisées pour prolonger la limite cervicale. Deux principes fondamentaux doivent être observés lors de cette étape de préparation:

- préserver les contacts proximaux;
- placer les limites au-delà de la zone de visibilité.

Ces rainures ont un double objectif:

- limiter la préparation;
- servir de guide lors de la mise en place de la facette.

Il est nécessaire de respecter des épaisseurs minimales de tissus dentaires afin de renforcer la facette. Des épaisseurs de 0.8 à 1 mm sont très souvent possibles car il existe des épaisseurs d'émail très importantes au niveau du tiers occlusal.

Lorsque la dent ne possède pas de restaurations proximales ou de caries, c'est l'esthétique qui doit toujours guider pour situer la limite proximale. Pour cela, il faut dépasser la zone de visibilité définissable en vue frontale et latérale.

Dans les cas où il existe des caries proximales ou d'anciennes obturations, la conduite à tenir dépend de l'examen clinique:

- si les cavités sont trop importantes, les facettes sont alors contre-indiquées et on préférera des reconstitutions classiques telles que couronnes céramiques ou céramo-métalliques;
- si les cavités sont peu étendues, il faut réaliser les obturations en matériau composite puis faire les préparations dentaires
- lorsqu'il existe d'anciennes obturations, il faut les déposer et les refaire systématiquement pour s'assurer de la non récurrence de carie et de l'étanchéité des restaurations.

Néanmoins, il est toujours préférable de préserver le point de contact, si le contexte clinique le permet, car:

Cet élément anatomique est très difficile à reproduire;

Il n'oblige pas à faire une facette provisoire parce qu'il empêche le déplacement de la dent entre la préparation et la séance de pose;

L'essai clinique est simplifié;

Il évite l'ajustage des points de contact, qui est très compliqué avec des épaisseurs de céramique aussi fines;

Le collage et la finition sont simplifiés;

On a un meilleur accès aux techniques de brossage.

5-8 Faces linguales (3, 101)

De nombreux auteurs se sont interrogés sur le respect ou non du bord libre. De nombreuses études ont été faites, notamment TOUATI en 1987, qui décrivait une finition bord à bord. Quelques années plus tard, il a constaté un plus grand nombre de fractures que dans le cas où il avait franchi ce bord. Depuis cette constatation, il a adopté dans la quasi-totalité des cas un recouvrement total du bord incisif, qui présente de nombreux avantages:

- moins de fractures d'angles;
- meilleures qualités esthétiques des facettes;
- modification de la forme de la dent plus facile;
- changement de la position de la dent facilité;
- ajustage des rapports occlusaux plus facile
- manipulation et mise en place de la facette plus simples lors de l'essais clinique et surtout du collage;
- bords de la facette en dehors des surfaces de contact occlusal.

La préparation du bord incisif doit permettre une épaisseur de céramique d'au moins 1 mm.

La réduction de la face linguale dépend du contexte clinique, mais le bord lingual de la facette doit être, dans la mesure du possible, situé à distance des impacts occlusaux.

Pour Serge ARMAND (3), une préparation strictement vestibulaire présente de nombreux intérêts dont:

- aucune modification du guide antérieur du patient;
- délabrement moins important de la dent support;

- suppression du risque de fracture du porte-à-faux incisif de céramique quand celle-ci n'est pas soutenue par la dent support dans cette zone (cf. plus loin).

Mais, pour cet auteur, deux situations cliniques nécessitent une préparation du bord libre et une limite située sur la face linguale ou palatine:

- le bloc incisivo-canin mandibulaire pour des raisons évidentes d'esthétique;
- en cas de fracture du bord libre de la dent support, la limite de la préparation est réalisée au-delà du trait de fracture.

VI CONCLUSION

Dans une société fortement préoccupée par l'esthétique, la demande des patients nous oriente plus fréquemment vers des restaurations invisibles à leurs yeux. Les fabricants ne sont pas restés insensibles à cette demande en proposant toute une variété de nouveaux matériaux qui évoluent dans cette optique.

Depuis 1984, avec l'emploi des céramiques feldspathiques, les céramiques dentaires n'ont cessé d'évoluer, atteignant des propriétés de longévité et esthétiques de très haut niveau. Mais l'évolution constante de la chimie des polymères a produit de nouveaux matériaux: les composites. Ces derniers sont intéressants sur le plan esthétique et mécanique, avec des propriétés élastiques et de déformation que n'ont pas les céramiques, nécessitant une mise en oeuvre moins compliquée que les céramiques, autorisant des réparations en bouche et un coût raisonnable. Cependant, ces matériaux semblent difficiles à polir, retiennent la plaque et les colorations. De plus, ils ont une durée de vie plus courte que les céramiques.

Nous pensons que le choix entre les différents matériaux doit se faire en fonction de leurs propriétés respectives et du cas clinique. Si ce dernier rentre dans le cadre des indications pour facettes céramiques, il est préférable d'utiliser la céramique. Mais si l'indication du praticien ne correspond pas à celles mentionnées ci-dessus, notamment s'il y a présence de parafunctions occlusales, alors il nous semble préférable d'utiliser du composite avec ses propriétés élastiques et de déformations.

Dans l'avenir, nous pensons que l'idéal serait de pouvoir trouver un matériau alliant les propriétés de longévité et esthétiques de la céramique avec les propriétés mécaniques des composites.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

1. ARCHIEN C et JEAN F.
Le collage : données actuelles.
Cah Prothèse 1994a;85:70-79.

2. ARCHIEN C et JEAN F.
Le collage : applications prothétiques.
Cah Prothèse 1994b;86:6-14.

3. ARMAND S.
A propos des préparations pour facettes pelliculaires en céramiques.
Clinic 1991;12:421-426.

4. BALANKO M, SUSUKI M et JORDAN RE.
Universal bonding-resin class V restoration.
J Esthet Dent 1991;3:121-125.

5. BAUDIN C.
Nouveautés : Colombus*.
Chir Dent Fr 1998;871:59.

6. BERTOLOTTI RL.
Total etch: the rational dentin bonding protocol.
J Esthet Dent 1991;3:1-6.

7. BERGER M et SERHAN I.
Cendre et Métaux lance "Colombus*"
Art Tech Dent 1995;6:22-25.

8. BISCHOFF H.
Construction d'un bridge ceromer sans métal.
Prothèse Dent 1997;**128**:23-30.

9. BLOMLOF JPS, BLOMLOF LB, CEDERLUND AL et coll.
Le mordançage en dentisterie restauratrice: un nouveau concept?
Rev Int Parodont Dent Rest 1999;**19**:31-35.

10. BOURRELY G.
Comprendre les composites de laboratoire.
Prothèse Dent 1996;**121**:29-31.

11. BOURRELY G, LAYET G et CLAVEL B.
Polycarbonate micro-chargé, applications en implantologie.
Prothèse Dent 1997;**130**:19-21.

12. BRÄNNSTRÖM M et NORDENVALL K.J.
Bactérial penetration pulpal reaction and the inner surface of concise enamel bond.
Composite fillings in etched and unetched cavities.
J Dent Res 1978;**57**:3-10.

13. BRAUNWARTH J et GANGNUS B.
Sinfony* : efficace aussi par son esthétique et sa mise en oeuvre classique.
Dent Spectrum 1997;**2**:503-509.

14. BUONOCORE M.G.
A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces.
J. Dent. Res. 1955;**34**:849-853.

15. BURDAIRON G.
Abrégé de biomatériaux dentaires. 2e ed.
Paris : Masson, 1989.

16. CADIOU D.
Réalisation d'un bridge IPS Empress 2 : selon la technique de stratification.
Prothèse Dent 1998;146:25-29.

17. CADIOU D et GRUNDLER T.
Le concept Targis-Vectris, 1ère partie.
Prothèse Dent 1997;123:25-31.

18. CENDRES ET METAUX (Laboratoire).
Colombus* : le premier matériau cosmétique.
La Varenne Saint Hilaire : Cendres et métaux France, 1995.

19. CENDRES ET METAUX (Laboratoire).
Aux utilisateurs d'aujourd'hui et de demain.
La Varenne Saint Hilaire : Cendres et métaux France, 1997.

20. CHICHE G et PINAULT A.
Esthétique et restauration des dents antérieures.
Paris : CdP, 1995.

21. CLINICAL RESEARCH ASSOCIATES.
Polyglass crown : 6 month status report.
Clin Res Assoc Newsl 1996;20:1.

22. COX CF.
Pulp capping of the dental pulp mechanically exposed to oral microflora: a 1-2 years
observation of wound healing in the monkey.
J Oral Pathology 1985;14:156-159.

23. DEGORCE T et PENNARD J.
Couronne Empress sur dents dépulpées antérieures.
Cah Prothèse 1999;106:31-46.

24. DEGRANGE M et TIRLET G.
Scellement et collage.
Cah Prothèse 1995;92:26-43.
25. DEGRANGE M.et LASFARGUES JJ.
Restaurations esthétiques indirectes: inlays, onlays, facettes, composite et céramique.
Inf Dent 1996;78:2489-2490.
26. De ROUFFIGNAC M et de COOMAN J.
Apport du collage dans la gestion de cas jugés difficiles.
Cah Prothèse 1999;108:37-47.
27. DUCERA (Laboratoire).
Les céramiques dentaires hydrothermales.
Rosbach : Ducera, 1993.
- 28.DUCERA (Laboratoire).
LFC* Low Fusing Ceramic : working instruction.
Rosbach : Ducera, 1997a.
29. DUCERA (Laboratoire).
Duceram Plus* : tradition et innovation.
Rosbach : Ducera, 1997b.
30. DYER SR et SORENSEN JA.
Flexural strength and fracture toughness of fixed prosthodontic resin composite.
J Dent Res 1998;77(Spec Issue):160.
31. ESPE (Laboratoire).
Product dossier : Sinfony*.
Pantin : Espe, 1997a.

32. ESPE (Laboratoire).
Rotatec* junior Keeps professionals on the right track.
Pantin : Espe, 1997b.

33. ESPE (Laboratoire).
Dental laboratory supplies.
Pantin : Espe, 1997c.

34. ESPE (Laboratoire).
Sinfony* : composite compositions.
Pantin : Espe, 1997d.

35. FERRARI JL et SADOON M.
Etude comparative de la ténacité des quatre céramiques dentaires de nouvelle génération.
J Biomater Dent 1993;8:149-157.

36. FERRARI JL et SADOON M.
Classification des céramiques dentaires.
Cah Prothèse 1995;89:17-26.

37. FERRARI JL et SADOON M.
Les céramiques dentaires.
Encycl Méd Chir (Paris), Stomatologie-Odontologie, 2306516 G10, 1995a,9.

38. FERRARI JL et SADOON M.
Vita in-ceram*.
Alpha Oméga News 1995;12:1-4.

39. FOUQUIER R.
Une nouvelle génération de résine.
Prothèse Dent 1995a;100:13-15.

40. FOUQUIER R.
Une autre manière de façonner le verre.
Prothèse Dent 1995b;108:5-7.
41. FOUQUIER R et NERMOND JM.
Le concept Artglass* et ses applications.
Prothèse Dent 1995;110:21-27.
42. FOURNET A.
Colombus* , un matériau pour la réalisation de prothèses fixées définitives.
Prothèse Dent 1995;106:21-27.
43. FOURNET A.
Implant et cosmétique : le Colombus*.
Prothèse Dent 1997;130:22-25.
44. FOURNET A, LENORMAND F et POUSSIN D.
Colombus.
Synergie Prothétique. 2000;2:97-101.
45. FRYDMAN N.
Les facettes céramiques: à propos d'un cas clinique.
Chir Dent Fr 2000;996:44-50.
46. GIEZENDANNER P.
Artglass* aussi pour la restauration unitaire sans support métallique.
Dent Spectrum 1997;2:1-7.
47. GORACCI G et MORI G.
Les bases adhésives de la dentisterie conservatrice esthétique.
Real Clin 1998;19:31-35.

48. GUINOT D.

Conquest sculpture (Symphyse).

Synergie Prothétique 2000;2:115-119.

49. HAUDIN JM et MONTHEILLET F.

Notions fondamentales sur les matériaux.

Paris : SNPMD, 1989.

50. HERAEUS KULZER (Laboratoire).

Artglass* : un matériau pour restaurations exemptes de métal.

Courtaboeuf : Heraeus Külzer, 1997a.

51. HERAEUS KULZER (Laboratoire).

Tout simplement fiable!

Courtaboeuf : Heraeus Külzer, 1997b.

52. HERAEUS KULZER (Laboratoire).

Données complémentaires sur Artglass*.

Courtaboeuf : Heraeus Külzer, 1997c.

53. HERAEUS KULZER (Laboratoire).

HP-Paste*.

Courtaboeuf : Heraeus Külzer, 1997d.

54. HERAEUS KULZER (Laboratoire).

Artglass* et 2bond2* : le système pour couronnes en Polyglass*.

Courtaboeuf : Heraeus Külzer, 1997e.

55. HORNBROK DS et CULP L.

Propriétés cliniques d'un nouveau système tout céramique.

Signature Int 1999;4:11-17.

56. I.D.R. (Laboratoire).

Protocole d'exécution du colombus.

Paris ; IDR Edit.,1997.

57. I.D.R. (Laboratoire).

Colombus* : un nouveau matériau pour prothèse fixée.

La Varenne Saint Hilaire : Cendres et métaux France, 1995.

58. IVOCLAR (Laboratoire).

IPS Empress* : mode d'emploi.

Saint Jorioz : Ivoclar, 1995.

59. IVOCLAR (Laboratoire).

Ivoclar présente un nouveau concept de matériau en prothèse conjointe.

Prothèse Dent 1996;128:23-30.

60. IVOCLAR (Laboratoire).

Ce système révolutionnaire transforme le monde!

Saint Jorioz : Ivoclar, 1997a.

61. IVOCLAR (Laboratoire).

Pour vos succès, nous vous fournissons le système!

Saint Jorioz : Ivoclar, 1997b.

62. IVOCLAR (Laboratoire).

IPS Empress2* : Dossier pour le chirurgien dentiste.

Saint Jorioz : Ivoclar, 1998a.

63. IVOCLAR (Laboratoire).

IPS Empress2* : Dossier pour le prothésiste dentaire.

Saint Jorioz : Ivoclar, 1998b.

64. IVOCLAR (Laboratoire).
IPS Empress2* : scientific documentation.
Saint Jorioz : Ivoclar, 1998c.
65. KERR (Laboratoire).
Un pas de plus vers la perfection!
Paris : Kerr, 1997a.
66. KERR (Laboratoire).
Belle Glass HP* : Video (French version).
Paris : Kerr, 1997b.
67. KERSTEN S et GOUGOULAKIS A.
La restauration en céramique des angles incisifs après fracture traumatique.
Schweiz Monatsschr Zahnmed 2000;**110**:373-376.
68. KNOBLOCH L, KERBY R, SEGHI R et VAN PUTTEN M.
Wear resistance of indirect laboratory processed composite resins.
J Dent Res 1998;**77**(Spec Issue):159.
69. LECARDONNEL A.
Les réalisations sur implant avec Targis*/Vectris.
Prothèse Dent 1997;**130**:25-28.
70. LEVY H.
Influence des techniques de laboratoire sur les qualités mécaniques de la céramique dentaire.
Inf Dent 1987;**69**:1039-1045.
71. LEVY H et DANIEL X.
Apport des céramiques structurales en céramique dentaire: le système IN-CERAM*.
Prothèse Dent 1990;**44**:35-45.

72. MAC LEAN JW.
Infrastructure des couronnes et des bridges tout céramique.
Cah Prothèse 1993;83:13-19.
73. MAGNEVILLE B, LABORDE G, DEJOU J.
Evolutions des restaurations en céramique collée
Real Clin 1994;5:481-490.
74. MAIER HS.
Procera: a new concept in crown and bridge.
J Can Dent Assoc 1992;58:985-988.
75. MAURO F.
Les facettes en Empress*: suivi sur six ans.
Rev Inter Parodont Dent Rest 1998;18:217-225.
76. MEERBEEK BV, LAMBRECHTS P et VANHERLE G.
Facteurs cliniques influençant la réussite de l'adhésion à l'émail et la dentine.
Real Clin 1999;10:175-195.
77. NAKABAYASHI N. et TAKARADA K.
Effect of HEMA bonding to dentin.
Dent Mater 1992;8:125-130.
78. NASH RW et LEINFELDER KF.
A new reinforced poly-ceram material for replacement of missing teeth.
Contemp Esthet Rest Pract 1997:24-28.
79. NOBEL BIOCARE (Laboratoire).
Procera ALLceram -Procera clinique.
Göteborg : Nobel Biocare, 1999.

80. NORTON MR.
L'application d'Artglass* dans la restauration des prothèses implanto-portées.
Courtaboeuf : Heraeus Külzer,1997.
81. OEHRI P.
Documentation scientifique Targis*/Vectris*.
Saint Joriot : Ivoclar France, 1997.
82. OGOLNIK R et PICARD B.
Les céramiques dentaires.
Encycl Méd Chir (Paris), Stomatologie-Odontologie II, 23065610 G10, 1982,59.
83. OGOLNIK R, PICARD B et DENRY I.
Cahiers de biomatériaux dentaires 1 : matériaux et minéraux.
Paris : Masson, 1992:68-92.
84. OGOLNIK R, PICARD B et DENRY I.
Cahiers de biomatériaux dentaire. Tome 2.
Paris : Masson, 1992.
85. OTTL P, PIWOWARCZYK A, LAUER HC et coll.
The procera all ceram system.
Int J Periodontics Restorative Dent 2000;20:151-161.
86. PASHLEY DH.
Dentin permeability: Effects of cavity vnishes and bases.
J. Prosthet. Dent. 1985;53:511-516.
87. PERELMULTER S.
Le concept in-ceram.
Paris : CdP,1993.

88. PEUMANS M, VAN MEERBEEK B, LAMBRECHTS P et VANHERLE G.
Efficacité à moyen terme de deux types de restaurations esthétiques antérieures, directe et indirecte.
Real Clin 1999;**10**:317-327.
89. PEUMANS M, VAN MEERBEEK B, LAMBRECHTS P et VANHERLE G.
Porcelain veneers: a review of the literature.
J Dent 2000;**28**:163-177.
90. PIERRISNARD L, DELLOYE C, FRANCOIS G et AUGEREAU D.
Les facettes en céramiques collées: conséquences mécaniques de différents types de préparation coronaire.
Cah Prothèse 1998;**102**:23-32.
91. ROTH F.
Les composites.
Paris : Masson, 1992.
92. SERRUYA G et CHELMOUNI G.
Critères de choix d'un système céramo-céramique.
Chir Dent Fr 2000;**997**:42-45.
93. SOCIETE FRANCAISE DE DENTISTERIE ESTHETIQUE.
Nouveau produit : Belle Glass HP*.
Inf Dent 1997;**79**:560.
94. SORENSEN JA, DYER SR, CONDON JR et FERRACANE JL.
In vitro wear measurements of fixed prosthodontic composite systems materials.
J Dent Res 1998;**77**(Spec Issue):159.
95. STAFIN-ZERBIB A, ARMAND S, CARCUAC O et Coll.
Colonisation bactérienne et matériau céramique.
Synergie Prothétique 2000;**2**:215-223.

96. SUSUKI S, SUSUKI SH et COX CF.
Evaluating the antagonist wear of restorative materials when placed against human enamel.
J Am Dent Assoc 1996;127:74-80.
97. SYMPYSE (Laboratoire).
Dossier scientifique : Conquest C/B et Sculpture*.
Marseille : Symphyse S.A., 1997a.
98. SYMPYSE (Laboratoire).
Fiche technique Conquest Sculpture*.
Marseille : Symphyse S.A., 1997b.
99. THIRIA C.
Esthétique et prothèse.
Inf Dent 1997;79:2281.
100. TOUATI B et AIDAN N.
Les composites de laboratoire de seconde génération.
Inf Dent 1996;78:175-182.
101. TOUATI B, MIARA P et NATHANSON D.
Dentisterie esthétique et restauration céramique.
Paris : CdP, 1999.
102. TRINKNER T.
Réalisation des restaurations fonctionnelles grâce au nouveau système ceromer.
Signature Int 1997;2:2-7.
103. VERMEESCH AG et VREVEN J.
Le composite.
Paris : CdP, 1989.

104. VITA (Laboratoire).

VITA In-Ceram Spinell*.

Bad Sackingen : Vita, 1993.

105. WOUTERS V, COTO-HUNZICKER V et PERRIARD J.

Scellement.

Cah Prothèse 1996;96:76-82.

106. ZITMANN NU, MARINELLO CP et LUTHI H.

Le système entièrement céramique procera allceram.

Schweiz Monatsschr Zahnmed 1999;109:830-834.

MAITRE (Christian).-Restauration par facette : critères de choix du matériau esthétique.-
15 f., ill., tabl., 30 cm.- (Thèse : Chir. Dent. ; Nantes ; 2003) N° 43 16 03.

RESUME

Les facettes sont des restaurations vestibulaires à vocation esthétique dont la préparation est maintenant bien codifiée et les indications et contre-indications parfaitement connues. Depuis le début des années 90, les matériaux esthétiques dentaires ont beaucoup évolué. Les céramiques sont devenues plus performantes et ont atteint un niveau de résistance mécanique tel que l'utilisation d'une infrastructure métallique n'est plus indispensable en particulier pour les restaurations unitaires. Les céramiques sont donc devenues le matériau de choix pour les facettes esthétiques.

Mais parallèlement, les résines composites de laboratoire ont évolué et atteignent des propriétés esthétiques proches de celles des céramiques dentaires. Certaines de leurs propriétés mécaniques, comme le module d'élasticité qui permet d'amortir les chocs, font défaut aux céramiques.

Les indications des facettes initialement recommandées uniquement avec les céramiques s'étendent maintenant aux matériaux composites et le choix de matériau se fera en fonction du cas clinique.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT : ODONTOLOGIE RESTAURATRICE

MOTS CLES : ETHETIQUE
MATERIAUX DENTAIRES
RESINES COMPOSITES
CERAMIQUES

MeSH : ESTHETICS
DENTAL MATERIALS
COMPOSITE RESINS
CERAMICS

JURY

Président : Monsieur le Professeur A. DANIEL

Assesseurs : Monsieur le Professeur B. GIUMELLI
Monsieur le Docteur F. BODIC

Directeur : Monsieur le docteur D. MARION

ADRESSE DE L'AUTEUR

Christian MAITRE Bellenoue 85320 Château Guibert