

Cahier des charges des matériaux de restauration utilisés en technique directe

Société Francophone de Biomatériaux Dentaires

P. COLON, M. BOLLA ET E. LEFORESTIER

Date de création du document 2009-2010

Table des matières

I	Introduction.....	4
II	Propriétés mécaniques et physiques.....	5
II.1	Propriétés mécaniques.....	5
II.1.1	Dureté.....	5
II.1.2	Résistance à la traction	6
II.1.3	Résistance à la compression.....	6
II.1.4	Résistance à la flexion.....	6
II.1.5	Résistance au cisaillement.....	7
II.1.6	Résistance au fluage.....	7
II.1.7	Fatigue.....	7
II.1.8	Résistance à l'abrasion.....	8
II.2	Propriétés physiques	8
II.2.1	Coefficient de conductibilité thermique.....	8
II.2.2	Coefficient de conductivité électrique.....	8
II.2.3	Coefficient de dilatation thermique.....	9
III	Étanchéité.....	10
III.1	L'adaptation marginale.....	10
III.2	La stabilité dimensionnelle.....	10
III.3	Les propriétés visco-élastiques.....	10
III.4	L'adhérence.....	11
IV	Longévité.....	11
V	Comportement biologique.....	12
VI	Esthétique.....	13
VII	Facilité d'emploi et de mise en Oeuvre.....	13
VIII	Compatibilité avec les autres matériaux.....	15

IX Coût.....15

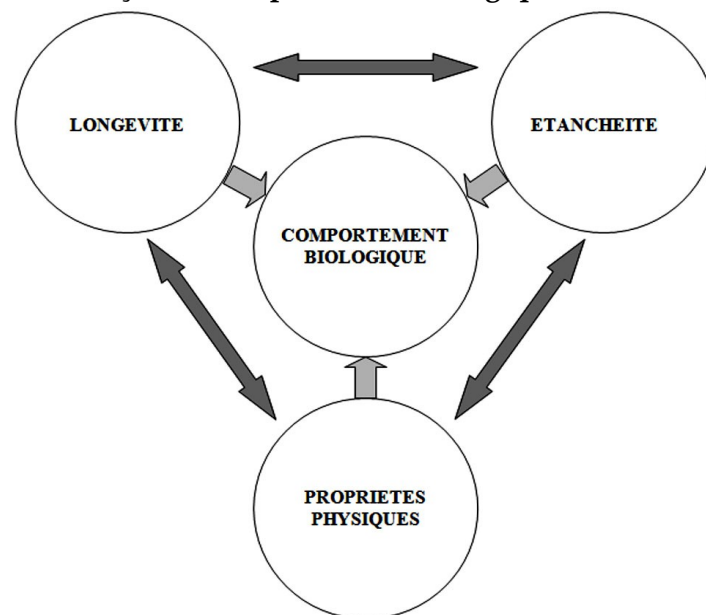
I INTRODUCTION

Un matériau de restauration coronaire doit permettre la réalisation d'une restauration fonctionnelle, comblant la perte de substance, limitant les risques de lésion carieuse secondaire, sans aggraver le tissu pulpaire ni les tissus de la sphère buccale environnante. Il peut s'agir d'une restauration permanente dont la longévité dépendra des qualités intrinsèques du matériau mais aussi des indications et des conditions de mise en œuvre clinique. Il peut s'agir d'un matériau de restauration temporaire mis en place pour une durée allant de quelques jours à plusieurs mois.

Les matériaux de restauration coronaire peuvent appartenir à la famille des :

- alliages métalliques, tels que : amalgames, alliages de métaux précieux ou non précieux.
- matériaux minéraux comme les céramiques.
- matériaux organo-minéraux, tels que les composites, les compomères, les ciments verres ionomères (CVI), ou les ciments verres ionomères modifiés par adjonction de résine (CVIMAR).

Figure 1 : Facteurs influençant le comportement biologique des matériaux de restauration



Un matériau de restauration coronaire doit bien entendu être dépourvu d'effets biologiques néfastes sur l'organisme. On peut regrouper ces éléments du cahier des charges sous l'appellation « comportement biologique du matériau ». Le schéma de la figure 1 représente les trois propriétés qui vont influencer ce comportement biologique et leurs interrelations. Pour des raisons didactiques, nous choisirons d'aborder successivement : *les propriétés mécaniques et physiques, l'étanchéité, et enfin la longévité*. Enfin nous aborderons les autres exigences auxquelles doivent répondre les matériaux de restauration coronaires : *mise en œuvre, coût, esthétique, possibilité de réfection, facilité de dépose, compatibilité avec les autres matériaux*.

II PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES ET PHYSIQUES

II.1 PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES

Les propriétés mécaniques sont directement en relation avec la résistance des matériaux et donc sur leur longévité mais également avec leur capacité à transmettre des contraintes aux tissus dentaires calcifiés de la dent traitée mais aussi des dents proximales ou antagonistes. Les valeurs de contrainte durant la fonction s'élèvent à environ 220 N pour les incisives, 450N pour les prémolaires et 665N pour les molaires (Craig 1996).

Ces propriétés mécaniques vont également influencer les paramètres de la mise en œuvre (possibilité de brunissage d'un inlay métallique, aptitude au polissage).

Les différents essais mécaniques sont expliqués dans le chapitre sur les propriétés mécaniques)

II.1.1 Dureté

C'est la capacité de la surface d'un matériau à résister à une déformation plastique.

Les tests de dureté les plus utilisés en odontologie sont les mesures de microdureté Vickers ou Knoop. Le principe de ces tests consiste à mesurer l'empreinte réalisée par un pénétrateur en diamant à base carrée (Vickers) ou losange (Knoop) sur la surface d'un matériau sous une charge définie.

La dureté va influencer la résistance à l'abrasion, la transmission des contraintes occlusales au sein du matériau et à la dent traitée de même qu'aux dents antagonistes, et l'aptitude au polissage.

Tableau 1 : Dureté Knoop des tissus durs dentaires

	Dureté Knoop (kg/mm ²)
Email	340
Dentine	60

Même si la dureté est une propriété de surface, sa mesure peut parfois donner des renseignements sur la structure globale du matériau : ainsi, le degré de conversion d'une résine composite après polymérisation peut être approché par des mesures de dureté.

II.1.2 Résistance à la traction

Le test de traction permet de caractériser plusieurs aspects du comportement mécanique d'un matériau qui vont influencer directement son aptitude à restaurer une perte de substance dentaire.

La rigidité du matériau définit par son module d'élasticité longitudinal (ou module d'Young) l'existence ou non d'un domaine de déformation plastique ; la valeur de la contrainte à la rupture définit la résistance à la rupture du matériau.

Tableau 2 : Module d'élasticité et résistance à la rupture des tissus durs dentaires

	Module d'élasticité (module d'Young) (GPa)	Résistance à la rupture (MPa)
Email	84	10,3
Dentine	18	98,7

La réalisation d'un essai de traction nécessite la réalisation d'une éprouvette dont la géométrie et la calibration doit être rigoureuse. Pour certains matériaux, il est difficile voire impossible de réaliser ces éprouvettes. Dans ce cas, un test de tension diamétrale est réalisé à partir d'un échantillon cylindrique. Ce test ne permet d'enregistrer que la valeur à la rupture du matériau testé. C'est un test couramment réalisé sur les matériaux plastiques utilisés en restauration coronaire.

II.1.3 Résistance à la compression

Il s'agit de la valeur de résistance maximale enregistrée lors de la rupture d'un échantillon cylindrique soumis à une contrainte uni-axiale en compression.

Tableau 3 : Résistance à la compression des tissus durs dentaires

	Résistance à la compression (MPa)
Email	384
Dentine	297

Les contraintes en compression s'exercent essentiellement lors de la mastication sur les faces occlusales des molaires et des prémolaires.

II.1.4 Résistance à la flexion

Les contraintes en flexion s'exercent essentiellement lors de la mastication sur le groupe incisivo-canin.

II.1.5 Résistance au cisaillement

Les contraintes en cisaillement s'exercent essentiellement à l'interface tissu dentaire/matériau de restauration des reconstitutions collées. C'est la raison pour laquelle ce test est fréquemment utilisé pour évaluer les valeurs d'adhésion des différents matériaux même si ce n'est pas la seule approche possible.

Tableau 4 : Résistance au cisaillement des tissus durs dentaires

	Résistance au cisaillement (MPa)
Email	90
Dentine	138

II.1.6 Résistance au fluage

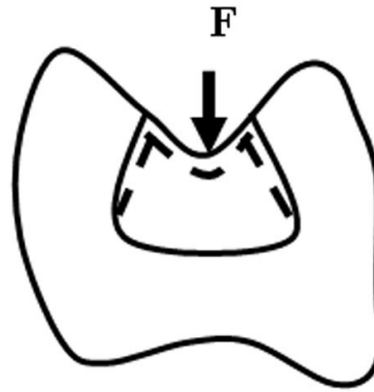
Le fluage correspond à une déformation d'ensemble du matériau sous l'action de contraintes constantes ou variables qui se produit dans le temps. Il s'agit d'une déformation plastique qui aura pour conséquence une décohésion des bords de la restauration et donc une dégradation de l'adaptation marginale. Le fluage est dépendant de la température, de la contrainte appliquée et de la durée d'application de cette contrainte. Cette valeur de fluage est particulièrement importante pour caractériser le comportement des amalgames dentaires.

II.1.7 Fatigue

Les contraintes exercées sur les restaurations dentaires ne sont pas constantes, mais varient en fonction du temps. Il s'agit en fait de cycles de contraintes qui vont induire la propagation de fissures au sein du matériau. C'est la raison pour laquelle on peut observer des phénomènes de rupture en relation avec des contraintes relativement limitées, simplement parce que le matériau aura au préalable été fragilisé par la progression de fissures en son sein.

Ces contraintes peuvent s'exercer en compression, flexion, cisaillement ou associer plusieurs types de contraintes. C'est une des raisons qui rend difficile la modélisation de ce type de dégradation *in vitro*.

Figure 2 : Fatigue de l'obturation sous une sollicitation occlusale



II.1.8 Résistance à l'abrasion

Lors de la fonction masticatrices (ou lors de parafunctions telles que le bruxisme), les surfaces dentaires vont être soumises à des forces de frottement générant une perte de matériau à partir de la surface, une dégradation de l'état de surface du matériau, et une altération de la forme de la restauration. Dans le cas où la résistance à l'abrasion du matériau est plus faible que celle des tissus dentaires, une « marche » au niveau marginal de l'obturation peut être créée.

II.2 PROPRIÉTÉS PHYSIQUES

II.2.1 Coefficient de conductibilité thermique

Le matériau de restauration qui présente un coefficient élevé va permettre une transmission rapide des variations thermiques au tissu dentinaire et générer des sensibilités. D'une façon générale, les valeurs de ce coefficient pour les biomatériaux devraient approcher celles des tissus dentaires calcifiés.

Tableau 5 : Conductibilité thermique des tissus durs dentaires

Conductibilité thermique	Cal. cm-1. sec-1. °C-1
Email	2,2. 10-3
Dentine	1,5. 10-3

II.2.2 Coefficient de conductivité électrique

La conductivité électrique est la grandeur caractérisant l'aptitude pour un matériau de permettre le passage du courant électrique, c'est-à-dire de permettre aux charges électriques de se déplacer librement en son sein. Ce déplacement de charges électriques au sein du

matériau peut générer des phénomènes de sensibilité. C'est l'exemple du papier métallique d'emballage d'un chocolat placé au contact d'un amalgame d'argent.

La conductivité électrique est l'inverse de la résistivité. Elle correspond à la conductance d'une portion de matériau de 1 mètre de longueur et de 1 m² de section. Les meilleurs conducteurs sont les métaux pour lesquels les porteurs de charge sont les électrons libres, et les solutions d'électrolytes.

La conductivité électrique représente le rapport de la densité de courant par l'intensité du champ électrique. C'est l'inverse du champ électrique. C'est l'inverse de celle de la résistivité.

II.2.3 Coefficient de dilatation thermique

La température buccale est susceptible de varier dans une fourchette comprise entre 5 et 55°C en fonction de l'alimentation. Cette variation de température entraîne des phénomènes de dilatation ou de rétraction des matériaux de restauration et des tissus dentaires. Si le matériau présente un coefficient élevé par rapport à celui des tissus dentaires, les joints dent/restauration seront fortement sollicités en traction et/ou en compression lors des variations de température. Bien entendu, cette sollicitation sera d'autant plus forte que le volume du matériau sera important.

Tableau 6 : Coefficient linéaire de dilatation thermique linéaire des tissus durs dentaires

Coefficient linéaire de dilatation thermique linéaire	x 10 ⁻⁶ /°C
Email	11,4
Dentine	8,6

III ÉTANCHÉITÉ

L'étanchéité d'une restauration, c'est-à-dire l'herméticité du joint tissu dentaire/matériau de restauration a pour objectif principal d'éviter une contamination bactérienne en direction pulpaire au travers des canalicules dentinaires. La pénétration bactérienne peut être source de douleurs chroniques ou de lésion carieuse récurrente (secondaire) se développant au niveau des bords de la restauration. Le deuxième objectif est d'éviter le passage de fluides au niveau de ce joint afin d'éviter une coloration inesthétique de ce joint.

L'étanchéité d'une restauration dépend de plusieurs facteurs :

III.1 L'ADAPTATION MARGINALE

Lors de la mise en place d'une restauration, elle est maximale en cas de restauration adhésive (absence totale de hiatus) ou laisse apparaître un hiatus d'environ 10 microns avec un amalgame. Par contre, elle peut atteindre 100 microns en cas de détérioration marginale d'une restauration.

III.2 LA STABILITÉ DIMENSIONNELLE

Les variations dimensionnelles du matériau peuvent être en relation avec la mise en place du matériau lors de la réalisation de la restauration ou peuvent survenir durant la fonction de façon intermittente ou permanente.

Pendant la phase de prise (retrait, expansion), la phase de durcissement d'un matériau plastique peut revêtir des formes différentes : cristallisation d'un amalgame, polymérisation d'une résine composite, réaction acide base d'un ciment verre-ionomère. Dans tous les cas, des variations dimensionnelles vont intervenir durant cette phase, la contraction du matériau étant toujours un facteur négatif sur l'étanchéité lors de l'obturation d'une cavité. Après la prise (coefficient de dilatation thermique, absorption hydrique secondaire), le matériau va être soumis à des variations de températures qui vont engendrer des phénomènes de contraction et de dilatation susceptibles de solliciter les joints. La perte d'étanchéité peut survenir au niveau marginal sur une portion ou la totalité de la ligne de contour. Certains matériaux sont sujets à des phénomènes d'imbibition hydrique secondaire (ciments verres ionomères, compomères) qui vont entraîner une augmentation permanente du volume du matériau.

III.3 LES PROPRIÉTÉS VISCO-ÉLASTIQUES

Certains matériaux, et en particulier les polymères adhésifs, présentent la capacité de se déformer légèrement lorsqu'ils sont soumis à une contrainte mécanique. Cette capacité de

déformation peut permettre de préserver l'intégrité du joint périphérique en présence de variations dimensionnelles du matériau.

III.4 L'ADHÉRENCE

Certains matériaux adhèrent directement aux tissus dentaires calcifiés tandis que d'autres nécessitent la mise en place d'un ou plusieurs matériaux intermédiaires. La nature des liaisons mises en jeu peut être d'ordre mécanique (microclavetage), physicochimique (liaisons faibles de type liaisons hydrogène ou liaisons de Van der Waals) ou chimique (ionique ou covalente).

IV LONGÉVITÉ

La longévité d'une restauration est liée aux respects de certains critères énoncés par Anusavice et par Ryge et Cvar en 1971 : les critères de l'U.S.P.H.S.c Ces critères, présentés en annexe, sont au nombre de 9 et sont évalués selon des notes allant de Alpha pour la meilleure à Delta pour la plus mauvaise.

En pratique, la résistance à la dégradation dans le milieu buccal sera liée au comportement du matériau en terme de résistance mécanique, résistance en milieu hydrique, résistance à la corrosion, résistance aux variations de température et résistance à la combinaison de toutes ces contraintes. Pour la résistance mécanique, il s'agira essentiellement de résistance à l'usure, de résistance au fluage, de résistance en fatigue. La résistance en milieu hydrique concernera la résistance à l'hydrolyse et la solubilité. La résistance à la corrosion concerne les matériaux métalliques et donc plus spécifiquement les amalgames. Ces matériaux sont soumis à des phénomènes de corrosion sélective, de corrosion sous l'action de piles galvaniques puisque ces amalgames seront toujours des anodes dans le milieu buccal par rapport aux autres alliages métalliques utilisés, phénomènes de corrosion sous l'action de piles de concentration entre zones aérées et zones non aérées (point de contact interproximal) qui se corrodera préférentiellement. Les variations de température vont sous l'action d'un cycle de contraction et dilatation successives solliciter les joints en traction et en compression.

Enfin, l'association de ces différentes sollicitations (fatigue-corrosion, hydrothermocyclage) va toujours dans le sens d'une accélération de la cinétique de dégradation du biomatériau.

V COMPORTEMENT BIOLOGIQUE

Le comportement biologique d'un matériau découle logiquement des propriétés évoquées précédemment. La longévité d'un matériau permet de limiter le nombre de réinterventions, toujours dommageables pour l'organe pulpaire. La résistance mécanique des matériaux limite les phénomènes de dégradation et participe à la longévité tout en permettant d'assurer la fonction. L'étanchéité d'une restauration, en évitant la contamination bactérienne, permet de diminuer le risque d'apparition d'une lésion carieuse secondaire et limite les phénomènes inflammatoires chroniques. Bien entendu, le comportement biologique spécifique du matériau doit être pris en compte dans ses différentes expressions. Pour être biocompatible, le matériau doit s'intégrer dans son environnement et ne pas causer de nuisances.

La biocompatibilité peut être définie comme la propriété du matériau à agir avec une réponse appropriée de l'hôte dans une situation spécifique, en fonction du site ou de l'usage auquel il est destiné. Un matériau biocompatible est donc capable de remplir sa fonction sans effets adverses sur l'environnement dans lequel il est appelé à fonctionner. Les risques associés peuvent être de nature infectieuse, toxique, allergique ou mutagène.

Le lieu de l'interaction entre un biomatériau et son environnement de travail étant représenté par l'interface tissu/matériau, la composition superficielle et les propriétés et état de surface d'un biomatériau sont des paramètres importants de sa biocompatibilité.

La toxicité du matériau est en rapport direct avec la présence d'éléments libres pouvant migrer dans les structures sous-jacentes perméables. Les produits de dégradation peuvent provenir de phénomènes d'usures auquel cas on retrouvera dans les produits de dégradation la composition du matériau d'origine. Ils peuvent également provenir de phénomènes de dégradation électrochimique comme la corrosion et donner naissance à des composés spécifiques.

Un matériau peut également être irritant pour le parodonte marginal en raison d'un simple état de surface irrégulier ou en raison de l'existence de porosités qui permettront de retenir des bactéries de la plaque dentaire. Il peut également être irritant en rapport avec l'existence de monomères résiduels consécutive à une polymérisation insuffisante.

Certains matériaux peuvent exercer une activité antibactérienne. C'est le cas des produits de corrosion des amalgames, de matériaux qui libèrent du fluor, et plus récemment de certains systèmes adhésifs.

VI ESTHÉTIQUE

Les qualités esthétiques d'un matériau sont aujourd'hui une qualité importante qui répond à la demande des patients. Cependant, l'esthétique ne doit en aucun cas être un facteur prioritaire par rapport aux critères évoqués précédemment.

Tableau 7 : Approche en fonction du secteur concerné et du degré d'exigence des patients

	Demande modérée	Demande habituelle	Demande très élevée
Secteur antérieur	Choix de teintes, reconstitution monotinte	Stratification esthétique avec plusieurs opacités	Stratification esthétique avec plusieurs opacités et caractérisation
Secteur prémolaire	Teinte universelle	Choix de teinte, reconstitution monotinte	Stratification esthétique avec plusieurs opacités avec ou sans caractérisation
Secteur molaire	Matériau de couleur clair Ou matériau métallique	Teinte universelle ou choix de teinte, reconstitution monotinte	Stratification esthétique avec plusieurs opacités avec ou sans caractérisation

Le tableau 7 illustre schématiquement l'approche esthétique du choix des matériaux et des protocoles cliniques en fonction du secteur concerné et du degré d'exigence des patients.

VII FACILITÉ D'EMPLOI ET DE MISE EN OEUVRE

Le cahier des charges d'un biomatériau de reconstitution directe s'exprime également en termes de facilités d'emploi et de mise en œuvre. Ces caractéristiques sont représentées par le stockage, des aptitudes au modelage ou au polissage, un temps de prise adapté à la situation clinique, des facilités de réfection ou de dépose, et par la traçabilité.

- *Stockage*

Le matériau doit être facilement stockable (durée de conservation, conditions de température et/ou d'humidité, conditionnement.)

- *Tolérance de mise en œuvre*

Il peut s'agir d'un contrôle strict des proportions d'un mélange à réaliser, de l'homogénéité d'une spatulation, de la tolérance face à une éventuelle contamination hydrique (salivaire), d'un solvant s'évaporant plus ou moins rapidement, d'une réaction de prise s'initiant plus ou moins progressivement. Certains matériaux verront leurs qualités intrinsèques diminuer rapidement en cas d'écart, même minime, aux paramètres de mise en œuvre, d'autres seront plus tolérants. Il faut noter que certains matériaux sensibles à la technique de mise en œuvre, peuvent être proposés par les fabricants dans des conditionnements adaptés (capsules prédosées, unidose...) Sur le plan clinique, cette tolérance de mise en œuvre peut devenir un critère de choix prépondérant lorsqu'il s'agit d'intervenir dans des situations spécifiques (faible accessibilité) ou chez des patients plus difficiles à traiter (certains enfants ou certaines personnes âgées, patients nauséeux ou très anxieux)

- *Aptitude au modelage*

Un matériau de restauration coronaire doit être facilement modelable pour rétablir l'anatomie dentaire. Il ne doit pas coller aux instruments, sa viscosité doit être adaptée pour éviter la présence de porosités ou de défauts aux interfaces.

- *Temps de prise*

Le temps de prise doit être compatible avec l'utilisation clinique : rapide pour un ciment de scellement tout en permettant le retrait des excès, plus lent pour un matériau de restauration pour permettre le modelage, mais suffisamment rapide pour autoriser une dépose rapide de la matrice.

- *Aptitude au polissage*

L'état de surface après polissage conditionne le résultat esthétique, le risque de récurrence carieuse, la résistance à la corrosion des amalgames, le confort du patient. Il est important que cet état de surface soit obtenu rapidement, en utilisant une séquence instrumentale limitée, sans échauffement source d'inflammation pulpaire et qu'il soit durable.

- *Possibilité de réfection*

Le cumul des agressions à l'égard de la pulpe dentaire diminue progressivement la capacité de cette dernière à faire face à de nouvelles agressions. Cette agression est particulièrement importante lorsque l'on expose la dentine profonde lors d'un retraitement (bactéries, dessiccation, agression thermique, vibrations...). Il est par ailleurs établi que la dépose complète d'une restauration s'accompagne inévitablement d'une perte de tissu dentaire sain. Permettre une réfection partielle de la restauration est donc devenu une exigence pour les matériaux modernes, lorsque bien sûr la partie profonde est indemne. Les marges de la restauration sont plus souvent concernées et cette possibilité s'adresse plus spécifiquement aux restaurations adhésives.

- *Facilité de dépose*

Il importe qu'un matériau de restauration temporaire puisse être déposé rapidement, éventuellement sans avoir recours aux instruments rotatifs s'il s'agit de matériaux temporaires placés en inter séance pour la réalisation d'une restauration indirecte. Dans le cas d'un matériau de restauration permanente, sa dépose ne doit pas générer de perte de tissu dentaire sain ce qui n'est pas toujours facile à obtenir lors de la dépose de restaurations esthétiques.

- *Traçabilité*

Il convient de pouvoir indiquer facilement le type de matériau et son numéro de lot sur la fiche du patient. L'outil informatique s'avère indispensable pour réaliser cette traçabilité. Ce sera à l'avenir le seul moyen de renseigner correctement une fiche de pharmacovigilance auprès de l'Afssaps (agence française de sécurité sanitaire des produits de santé).

VIII COMPATIBILITÉ AVEC LES AUTRES MATÉRIAUX

Une restauration par matériau plastique peut ne faire intervenir qu'un seul matériau (amalgame). Cependant, afin de bénéficier des avantages respectifs de différents matériaux de restauration, le praticien est de plus en plus souvent amené à conjuguer l'emploi de plusieurs matériaux pour une même restauration. Par ailleurs, au sein d'une même cavité buccale peuvent siéger plusieurs types de matériaux de restauration, qu'ils soient issus de techniques directes ou indirectes. Il convient alors de s'assurer de la compatibilité chimique et électrochimique de ces différents matériaux avant d'en poser l'indication.

IX COÛT

Le coût d'un matériau ne se limite pas au prix de vente du produit. Il faut tenir compte plus précisément du coût de la restauration, ce dernier paramètre faisant intervenir le temps passé au fauteuil, le coût de l'instrumentation annexe nécessaire à la mise en œuvre du produit, sa durée de conservation, le volume de matériau qui sera souvent détruit (teintes peu usitées arrivées à leur date de péremption).

Le coût de l'utilisation d'un biomatériau doit être, en terme de santé publique rapporté au bénéfice obtenu (rapport coût-bénéfice) pour le patient : pérennité, esthétique, qualité de la restauration sur le plan fonctionnel, possibilité de réparation...

Il faut également faire intervenir à ce niveau le « coût tissulaire » comme, par exemple, la nécessité ou non d'une mise en forme cavitaire mutilante (rétention, recouvrements...).

ANNEXE

Tableau 8 : critères de l'U.S.P.H.S.

Critère	Note	Restauration
Forme anatomique	Alpha	La restauration est en continuité avec les formes anatomiques existantes.
	Bravo	La restauration est en discontinuité avec les formes anatomiques existantes, mais le manque de matériau est insuffisant pour exposer la dentine ou la base.
	Charlie	Perte suffisante de matériau pour exposer la dentine ou la base.
Adaptation marginale	Alpha	Cliniquement, la restauration semble présenter une bonne adaptation marginale, la sonde n'accroche pas, il n'y a pas de hiatus visible
	Bravo	
	Charlie	La sonde accroche ; présence d'un hiatus ; pas d'exposition dentinaire
	Delta	La sonde pénètre dans un hiatus, il y a une exposition dentinaire. La restauration est fracturée, elle est mobile ou il y a un manque de matériau
Coloration marginale - ligne de contour	Alpha	Pas de coloration du joint dent restauration
	Bravo	Coloration marginale superficielle
	Charlie	Coloration marginale profonde
	Alpha	La surface de la restauration est lisse
- état de surface		
- teinte		

Etat de surface		
Teinte		
Forme de Contour axial		
Contact interproximal		
Carie secondaire		
Sensibilité		

CONCLUSION

Le cahier des charges d'un matériau de restauration est de plus en plus lourd en terme d'esthétique et de compatibilité biologique. La diversité des matériaux proposés doit conduire le praticien à une analyse de l'ensemble des critères de choix avant de poser l'indication d'un matériau de restauration.

Les études cliniques permettent de valider des critères de mise en œuvre d'une restauration et son comportement dans le milieu buccal. La traçabilité, aujourd'hui peu répandue, va devenir un élément prépondérant dans les prochaines années car c'est le seul moyen d'identifier un matériau qui ne répondrait pas à l'usage aux critères évoqués précédemment.

Même si beaucoup de propriétés (propriétés physiques, chimiques, étanchéité, ...) peuvent être évaluées en laboratoire, seules les études épidémiologiques longitudinales permettent de valider la pérennité d'un matériau ou d'une restauration. Ces études ne sont cependant jamais disponibles lors de la commercialisation des nouveaux matériaux.