

BIOCOMPATIBILITÉ DES MÉTAUX, ALLIAGES ET CÉRAMIQUES DENTAIRES

Jean-Marie CHEYLAN¹
MCU-PH
Claude ARCHIEN²
MCU-PH

¹Université Paris 5

²Université Henri Poincaré Nancy



MOTS CLES

Matériaux prothétiques

Métaux

Alliages

Céramique

Biocompatibilité

KEY WORDS

Prosthetics materials

Metal

Alloys

Porcelain

Biocompatibility

Les biomatériaux prothétiques sont des substances hétérogènes, à la fois dans leur structure et dans leur composition. La pièce prothétique finie est presque toujours le résultat d'une association de plusieurs macrostructures (métal et céramique, métal et résine...) dont chacune d'elles provient d'une succession de traitements de mise en forme au laboratoire à partir d'un matériau brut dont on en modifie les propriétés d'usage. Le comportement des biomatériaux prothétiques dans le milieu buccal et les interactions qu'ils développent avec l'environnement biologique relèvent de processus complexes dont la

nature chimique, la structure et l'état de surface du substrat, la composition et l'acidité du milieu biologique en sont les principaux paramètres. Les manifestations biologiques provoquées par la présence de prothèses dentaires, fixes ou amovibles, sont polymorphes et apparaissent à plusieurs stades. Les effets immédiats se traduisent par des symptômes inflammatoires et des phénomènes d'hypersensibilisation. La toxicité à moyen terme met en cause les processus de corrosion électrochimique et les manifestations de galvanisme buccal. Les effets à long terme pourraient faire intervenir le potentiel



1

Fig. 1 - Restaurations en alliage d'or en bouche depuis 47 ans (réalisation Raymond Devin †). Notez la qualité de l'état de surface.

mutagène ou carcinogène de certains produits de corrosion, ainsi que la dégradation ou la destruction des éléments prothétiques sous l'effet de la corrosion.

Nous évoquerons successivement les manifestations biologiques induites par deux grandes familles de matériaux prothétiques : les alliages métalliques, dont la réactivité est principalement liée à leur activité électrochimique, et les céramiques dentaires, présentant une relative inertie chimique et biologique.

Nous n'aborderons pas dans cet article les problèmes posés par les matériaux prothétiques au laboratoire de prothèse où la problématique est différente. En effet, dans ce cadre, la nocivité est généralement liée aux étapes d'élaboration ou de mise en forme des matériaux dont les conséquences les plus fréquentes sont les réactions immunoallergiques et irritatives des voies aériennes supérieures et de la peau (10).

BIOMATÉRIAUX MÉTALLIQUES

Classification

Les biomatériaux métalliques employés en prothèse dentaire sont tous, à l'exception du titane "commercialement pur", constitués d'un mélange de plusieurs métaux purs qui forment un alliage. Il est d'usage de distinguer les alliages "nobles", à base d'or ou de palladium, présentant une stabilité thermodynamique élevée, des alliages "non nobles", à base de nickel ou de cobalt, chimiquement plus réactifs (43).

L'American Dental Association distingue le degré de noblesse des alliages en fonction de leur pourcentage en poids d'or ou de métaux du groupe du platine (platine, osmium, iridium, ruthénium, rhodium, palladium) : "high noble" au-delà de 60 %, "noble" entre 25 et 60 %, "base metal" en deçà de 25 %.

Une place à part est réservée au titane et à ses alliages, relativement récents dans le domaine de la prothèse dentaire, dont le développement grandissant est dû à leurs propriétés biologiques remarquables.

La composition chimique générale des principaux alliages utilisés en prothèse dentaire est synthétisée dans les tableaux 1 à 4 (37). Aux métaux principaux qui les constituent (éléments majeurs) sont ajoutés en faible quantité des éléments mineurs qui modifient favorablement les protocoles d'élaboration au laboratoire ou les propriétés d'usage des pièces prothétiques.

- Les alliages d'or sont les plus anciens matériaux métalliques utilisés pour la réalisation de prothèses fixes et de châssis destinés à la prothèse amovible (fig. 1). L'or présente une excellente résistance à la corrosion, associée à une bonne coulabilité et

ductilité. L'argent réduit sa densité et diminue la coloration rouge apportée par le cuivre dont la présence augmente notamment les qualités mécaniques de l'alliage. Le platine augmente la résistance à la corrosion et la dureté. Le zinc contribue à améliorer la coulabilité et la dureté de l'alliage. Le fer diminue le phénomène de fluage et favorise, avec l'étain et l'indium, la liaison céramo-métallique. Comme le platine, le palladium augmente la rigidité et la résistance au fluage des armatures métalliques. D'abord ajouté comme élément mineur aux alliages d'or, il est devenu le constituant majoritaire des alliages dits "palladiés", moins chers que les précédents à l'époque de leur développement.

- Les alliages non nobles à base de cobalt-chrome et de nickel-chrome ont été développés au début des années 1970 et proposés en alternative aux métaux précieux, essentiellement en raison de leur faible coût (34). Ils sont utilisés en prothèse fixée pour la réalisation d'inlays, de couronnes et de bridges. Leur composition peut être adaptée à la technique métallo-céramique. Les propriétés de rigidité et de résistance à la fatigue des alliages cobalt-chrome les rend particulièrement adaptés à la confection des châssis pour la prothèse amovible. Le cobalt procure résistance, rigidité et dureté, le chrome garantit une résistance contre la corrosion grâce à sa passivité. Le nickel diminue la température de coulée et la dureté. Le molybdène joue un rôle important dans la résistance à la corrosion, améliore la ductilité et la finesse des grains de l'alliage. Manganèse et silicium améliorent la coulabilité. Le carbone et le bore forment des phases durcissantes avec le chrome et le molybdène (carbures et borures). Le béryllium améliore la résistance de la liaison

TABLEAU I - ALLIAGES NOBLES À BASE D'OR. COMPOSITION CHIMIQUE GÉNÉRALE

	Eléments majeurs (> 10 %)	Eléments mineurs (< 10 %)
Couronnes, inlays	or, argent, cuivre	palladium, platine, zinc, indium, iridium, rhénium, germanium
Armatures céramisées	or, platine, palladium	rhodium, argent, indium, étain, fer, iridium, rhénium, cuivre

TABLEAU II - ALLIAGES NOBLES À BASE DE PALLADIUM. COMPOSITION CHIMIQUE GÉNÉRALE

	Eléments majeurs (> 10 %)	Eléments mineurs (< 10 %)
Couronnes, inlays	Palladium, argent, cuivre, or	zinc, indium, iridium
Armatures céramisées	palladium, argent, or, cuivre, cobalt	or, platine, indium, étain, gallium, ruthénium, rhénium

TABLEAU III - ALLIAGES À BASE DE COBALT. COMPOSITION CHIMIQUE GÉNÉRALE

	Eléments majeurs (> 10 %)	Eléments mineurs (< 10 %)
Couronnes, inlays	cobalt, chrome	molybdène, nickel, fer
Armatures céramisées	cobalt, chrome, tungstène, molybdène	cuivre, silicium, gallium, aluminium, nickel, tantale, ruthénium
Châssis pour prothèse amovible	cobalt, chrome, nickel	molybdène, tantale, manganèse, gallium, silicium, carbone, tungstène

TABLEAU IV - ALLIAGES À BASE DE NICKEL. COMPOSITION CHIMIQUE GÉNÉRALE

	Eléments majeurs (> 10 %)	Eléments mineurs (< 10 %)
Couronnes, inlays	nickel, chrome	fer, molybdène, silicium, manganèse, bore, cuivre
Armatures céramisées	nickel, chrome	molybdène, fer, silicium, manganèse, béryllium, bore, aluminium, yttrium, étain

métallo-céramique, contribue à abaisser sensiblement l'intervalle de fusion, facilitant ainsi les opérations de fonderie et limitant le retrait.

• Le titane et ses alliages, plus récemment introduits dans le domaine de la prothèse odontologique, bénéficient actuellement d'un engouement lié à leurs propriétés biologiques remarquables (5). Le titane "commerciallement pur", composé de plus de 99,5 % de métal est réservé aux techniques de coulée de précision à cire perdue et aux procédés de conception et fabrication par ordinateur (CFAO). Une forme alliée notable, par l'adjonction d'aluminium et de vanadium (Ti-6Al-4V), qui améliore ses propriétés mécaniques, est réservée à l'usinage d'implants endo-osseux (56).

L'utilisation courante du titane en prothèse dentaire reste encore modeste, essentiellement en raison de contraintes de mise en œuvre au laboratoire de prothèse, notamment parce que son intervalle de fusion élevé et sa forte réactivité à haute température impliquent des techniques de coulée spécifiques.

• Le laiton, alliage de cuivre et de zinc, se rencontre encore sous forme de "screw-post" doré, et ne devrait plus être utilisé en bouche compte tenu de sa corrodabilité intense.

Comportement des alliages dans le milieu buccal

De par leur nature chimique même, les biomatériaux métalliques sont particulièrement réactifs vis-à-vis de l'environnement extérieur. En atmosphère humide, les métaux se comportent comme des éléments galvaniques susceptibles de créer des microcourants électriques. Ceux-ci sont rendus possibles lorsque deux métaux, de potentiel électrochimique différent, sont mis en relation par un électrolyte (salive, fluides extra-cellulaires...). Il s'ensuit alors un échange électronique depuis le métal ayant le potentiel le plus bas (anode) vers l'autre (cathode), avec pour conséquence la dissolution progressive de

l'anode par relargage dans l'environnement extérieur d'ions métalliques. Ce phénomène est semblable à celui qui apparaît dans une pile élémentaire (fig. 2). En réalité, le bimétallisme est loin d'être le seul vecteur de corrosion. En effet, au sein d'un même alliage, des piles locales se forment entre les différentes phases constituant la microstructure, ou par aération différentielle (surface rugueuse moins aérée qu'une surface polie, espaces confinés...) et entraînent également des processus de dégradation. De plus, la salive, qui constitue l'électrolyte principal, contient également des composés organiques, des bactéries, des gaz dissous et un certain nombre d'ions (chlorures, fluorures et sulfures) qui vont accentuer les processus de dégradation. L'ensemble de ces phénomènes, qualifiés d'électro galvanisme buccal, s'accompagne de la libération de particules ionisées qui sont transportées dans les tissus voisins et susceptibles de provoquer, localement ou à distance, des manifestations de type toxique ou allergique.

Manifestations de l'électro galvanisme

Les manifestations buccales de l'électro galvanisme peuvent être liées d'une part à la présence de microcourants, d'autre part à l'action des particules libérées par l'effet de la corrosion.

Phénomènes électriques (19)

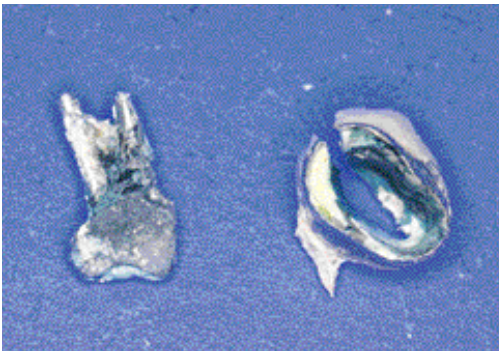
Il existe une grande disparité pathologique décrite à propos des phénomènes électriques. Le polymorphisme des symptômes rend souvent le diagnostic d'électro galvanisme buccal difficile et aujourd'hui encore peut parfois faire douter de son étiologie réelle. Les effets subjectifs se traduisent par des dysgueusies (goût métallique ou salé), des sensations de picotement ou de brûlure (45). Les



2a



b



c



d

effets objectifs peuvent se manifester de plusieurs manières.

- Douleurs pulpaires, sous forme de choc électrique, lorsqu'une obturation fraîchement réalisée entre en contact avec une autre restauration ou avec un objet porté en bouche (cuillère, papier d'aluminium...). L'intensité des chocs électriques va progressivement décroître jusqu'à totalement disparaître après quelques jours (passivation).

- Déminéralisation des tissus calcifiés au niveau de la zone anodique, plus acide, qui potentialise la nocivité de la plaque cariogène.

- Hypersialorrhée provoquée par la modification du pH intrabuccal qui entraîne par voie réflexe l'excitation des glandes salivaires. L'excès de salive peut être responsable de l'apparition de perlèches commissurales.

Fig. 2

a) Dépose d'une couronne métallo-céramique en alliage d'or sur une reconstitution coulée en nickel chrome.

b) La reconstitution coronoradiculaire apparaît corrodée et la dentine infiltrée d'ions métalliques.

c) Vue des deux éléments déposés. Le ciment de scellement qui est conducteur agit comme un électrolyte et participe au phénomène électrochimique. L'analyse chimique de la reconstitution coulée a montré une teneur insuffisante en chrome pour induire une bonne passivation de l'alliage.

d) La racine est fracturée au niveau de la zone infiltrée.

(Document Michel Degrange)

- Brûlure chimique, due à l'alcalinisation de la cathode par libération d'ions OH⁻ (9).
- Gingivites et glossites, essentiellement localisées au collet des dents intéressées et sur les bords de la langue en contact avec les obturations métalliques. Le diagnostic de glossite électrochimique est parfois facilité par la topographie des lésions qui semblent dessiner le trajet des microcourants.
- Kératoses qui prennent la forme de leucoplasies réactionnelles, dessinées, là aussi, selon l'orientation des microcourants.
- Algues diffuses des maxillaires, irradiant vers la tempe, mettant en cause un processus réflexe trigéminal.
- Manifestations générales. Difficiles à diagnostiquer, elles seront confirmées ou infirmées, en dernier recours, par la suppression des prothèses et des obturations métalliques.

Rôle des éléments dissous

L'activité électrochimique conduit à la libération par les alliages de produits de corrosion, essentiellement des cations, qui sont alors éliminés ou, au contraire, restent dans les tissus environnants. La cytotoxicité induite dépend principalement de la nature des produits de corrosion plutôt que de la quantité relarguée. A titre

d'exemple, un alliage libérant peu de produits de corrosion peut générer une forte cytotoxicité ou un fort effet sensibilisant, alors qu'un alliage peu résistant à la corrosion, ayant une forte tendance à la dissolution, peut être parfaitement toléré grâce au caractère peu toxique des éléments rejetés même en grand nombre. L'évaluation de la biocompatibilité des alliages fait donc appel d'une part à la quantification des éléments dissous et d'autre part à l'identification des éléments susceptibles de provoquer une réaction.

Quantification

La plupart des études *in vitro* font appel à des échantillons d'alliages plongés pendant des durées variables dans des solutions salines ou des milieux de culture cellulaires (39, 48, 58, 59). L'International Standard Organisation (ISO) propose deux séries de tests correspondant à l'évaluation biologique des dispositifs médicaux (ISO 100993-12 et ISO 1562) dans lesquels les solutions d'extraction sont respectivement une solution saline (NaCl à 0,1M) de pH 4,8 et une solution associant NaCl à 0,1M et acide lactique à 0,1 M de pH 2,3. Le dosage des métaux est le plus souvent réalisé par des techniques d'absorption spectrophotométrique.

Nature de l'alliage

Il existe une multitude d'alliages destinés aux techniques de coulée de précision dont les compositions sont généralement étudiées pour répondre favorablement aux exigences de biocompatibilité. De manière générale, les alliages nobles affichent les plus faibles taux de dissolution. Toutefois, la libération de cuivre et de zinc est souvent mise en évidence, essentiellement pour les alliages ternaire Au-Ag-Cu (47). De plus, la dissolution d'argent ou de cuivre apparaît augmentée lorsque leur proportion dans l'alliage est supérieure ou égale à

TABLEAU V - QUANTIFICATION DES ÉLÉMENTS DISSOUS (QUANTITÉ D'IONS EXTRAITS PAR UNITÉ DE SURFACE)

	Norme ISO 10993-12 pH 4,8 pendant 5 jours	Norme ISO 1562 pH 2,3 pendant 7 jours
Alliages nobles base or et palladium	Zn, Cu > Ga, Sn > Ag > Pt, Pd, Ir 0,3µg/cm ² > relargage > 0,03µg/cm ²	idem mais < 100 µg/cm ²
Alliages nickel-chrome	Ni, Be, Cr, Mo (3,3µg/cm ²)	idem mais 1000 µg/cm ²
Nickel	3,4 µg/cm ²	1460 µg/cm ²
Palladium	0,1 µg/cm ²	2,7 µg/cm ²
Zinc	1850 µg/cm ²	3740 µg/cm ²

celle de l'or ou du platine (59). Dans une moindre mesure, du gallium et de l'étain sont relargués par les alliages à base de palladium. On trouve aussi parfois en faible quantité du platine, du palladium et de l'iridium. Il faut noter que ce sont essentiellement les éléments d'addition des alliages à haute teneur en métaux nobles qui subissent une dissolution partielle, et plus particulièrement les alliages destinés à la céramisation. Il peut parfois être mis en évidence la présence de silicium, impureté vraisemblablement incorporée à l'alliage par le cylindre en matériau réfractaire au moment de la coulée. Les alliages cobalt-chrome sont susceptibles de libérer des dérivés de cobalt et de chrome, mis en évidence notamment chez des porteurs de prothèses amovibles (12, 50). Les alliages nickel-chrome entraînent la libération de nickel, de béryllium, de molybdène et de chrome. Une expérimentation de Vuillème (55), réalisée selon les normes ISO précitées, a permis de quantifier les éléments relargués par plusieurs familles d'alliages et trois métaux purs. Des échantillons sous forme de plaquettes ont été immergés dans les solutions d'extraction qui ont été secondairement analysées par spectrophotométrie (tableau V).

Dans les conditions du test ISO 10993-12, la concentration des éléments extraits des alliages nobles est de l'ordre de 0,3 à 0,03 $\mu\text{g}/\text{cm}^2$, soit de l'ordre de 10 à 100 fois moins que celle des éléments extraits des alliages nickel-chrome. Pour ces derniers, c'est le nickel qui est l'élément majoritairement extrait.

Dans les conditions du test ISO 1562, on note une augmentation sensible des valeurs de concentration pour tous les matériaux testés, et plus particulièrement pour les alliages nickel-chrome et le nickel sous forme métal. Il apparaît nettement que le pH des

bains d'extraction constitue un paramètre d'influence majeur. Ceci est à prendre en considération puisqu'il est vraisemblable que les conditions buccales permettent d'atteindre localement un degré d'acidité élevé, dans des zones confinées, peu aérées et recouvertes de plaque bactérienne.

Facteurs d'influence

Un certain nombre de paramètres influencent le comportement électrochimique des matériaux placés dans la cavité buccale .

- Le pH : la diminution du pH favorise les processus de corrosion électrochimique, notamment en potentialisant l'action des chlorures présents dans la salive. L'abondance de plaque bactérienne, la salive stagnante, la présence de prothèses amovibles à recouvrement muqueux maximum sont des facteurs favorisant l'acidité buccale.

- Le temps : de façon générale, la réactivité chimique des alliages décroît avec le temps. La formation d'oxydes, de sulfures plus ou moins adhérents à la surface des matériaux réduit les possibilités d'échanges électroniques. C'est le phénomène de "passivation". Cela est particulièrement vrai pour les alliages nickel-chrome et cobalt-chrome dont la surface se couvre d'une couche d'oxyde de chrome (essentiellement Cr_2O_3) peu réactive.

- L'état de surface : une surface rugueuse favorise les processus de corrosion. D'une part, parce que la surface développée susceptible de réagir est plus étendue, d'autre part en raison de l'aération différentielle qui entraîne des variations de pH très localisées. Vuillème (55) a montré qu'il pouvait y avoir jusqu'à 25 fois plus d'ions relargués à partir d'une surface non polie par rapport à une surface polie. De plus, à l'échelle de la microstructure, les porosités et les défauts structuraux constituent des

zones d'amorce privilégiées de processus corrosifs. Ceci souligne l'importance de la préparation de l'alliage lors des étapes de fonderie, du polissage et de la finition de la pièce prothétique. Enfin, une surface rugueuse est plus favorablement colonisée par la plaque bactérienne qu'une surface polie.

- La quantité de matière enlevée lors du polissage : la surface de la pièce prothétique après coulée est recouverte d'une peau d'oxydes et de porosités dont l'élimination totale garantit une meilleure homogénéité de surface. Ceci est particulièrement vrai pour les alliages nobles destinés à la technique métallo-céramique dont la surface est enrichie en métaux non nobles qui se dissolvent de manière privilégiée après oxydation. Plus l'épaisseur de la couche polie est importante, moins il y a d'ions extraits.

Conséquences biologiques

La libération de produits de corrosion vers les tissus calcifiés ou les muqueuses, le passage de certains composés dans les liquides extracellulaires peuvent entraîner d'une part des réactions cytotoxiques, d'autre part des sensibilisations allergiques.

Il faut noter toutefois que si certains éléments, tels que le nickel et le cadmium, approchent parfois un taux de libération proche des doses d'ingestion journalières naturelles théoriques (8), d'autres éléments, tels que l'or, le palladium, l'argent, le cuivre et le zinc sont libérés à des doses bien inférieures à celles apportées par les sources naturelles (59).

De fait, les réactions biologiques induites par les éléments libérés dépendent essentiellement de leur forme électrochimique et de leur potentiel à réagir avec l'environnement. A titre d'exemple, le chrome sous forme métal est inoffensif. Seuls, ses dérivés trivalents et hexavalents

(Cr³⁺, Cr⁶⁺) sont susceptibles de former des complexes du type haptèneprotéine qui sont des initiateurs de sensibilisation cutanée (17).

Phénomènes allergiques

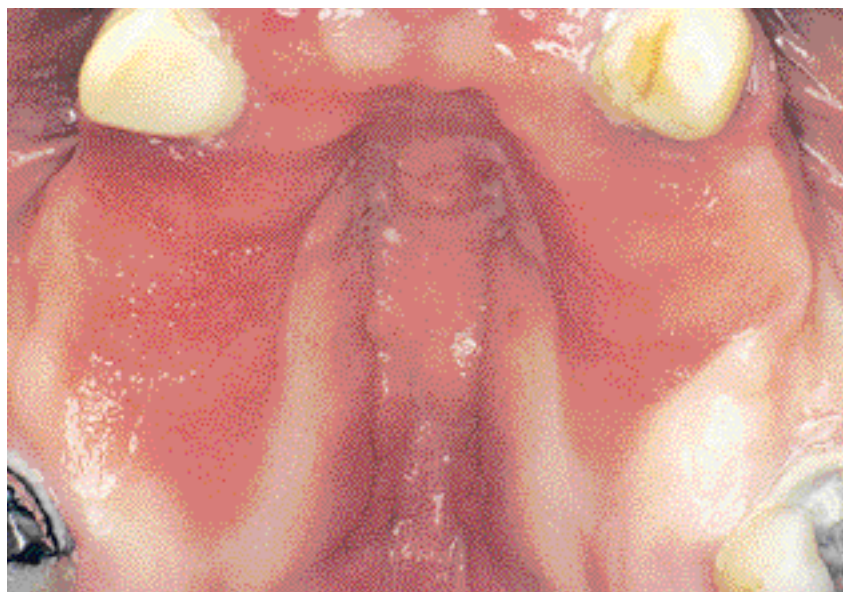
L'allergie correspond à une reconnaissance spécifique par le système immunitaire de l'allergène présent. Ce dernier est constitué par l'association d'un élément exogène, appelé haptène, à des protéines endogènes qui lui confèrent ainsi un fort pouvoir antigénique. La reconnaissance se fait par le biais des lymphocytes T, qui ont été préalablement sensibilisés par l'intermédiaire des macrophages et des cellules de Langerhans lors d'une première exposition. En fait, les ions métalliques se comportent comme des haptènes, qui, au contact de cellules réceptrices, sont susceptibles de former des substances antigéniques. Il existe deux types d'allergies prédominantes.

- L'hypersensibilité immédiate, ou anaphylaxie, qui s'installe dans les minutes qui suivent le contact avec l'allergène chez l'individu sensibilisé. Cette hypersensibilité est dite de type I (11). Il y a production d'anticorps spécifiques.

- L'hypersensibilité retardée, qui se traduit, chez un individu sensibilisé, par une réaction érythémateuse inflammatoire apparaissant 18 à 24 heures après le contact. Les symptômes cliniques sont ceux d'un eczéma associant érythème et prurit. Les manifestations muqueuses revêtent des formes variées : stomatites érythémateuse, vésiculeuse, bulleuse, aphtoïde ou ulcéreuse (22). C'est une hypersensibilité de type III ou IV. Il n'y a pas d'anticorps.

Les sensibilisations les plus fréquentes sont celles dues au nickel, au chrome et au cobalt (25, 36) (fig. 3). Celles provoquées par les métaux nobles sont plus rares. Shepard et al. (47) rapportent un cas d'allergie pro-

voqué par un châssis de prothèse amovible en alliage d'or, confirmé par un test épicutané (ou "patch-test"), ainsi qu'une demi-douzaine de cas d'allergie à des alliages d'or recensés dans la littérature dermatologique. Hensten-Petersen (21) signale une dizaine de publications relatives à des cas d'allergie à des restaurations en alliage d'or, mais dont la pertinence semble influencée par des facteurs tels que l'hygiène buccale et la prise de médicaments par les patients concernés (36). Des réactions provoquées par des alliages palladiés ont également été rapportées (14, 20, 54), notamment chez des patients présentant des sensibilités au nickel (51). Toutefois, la majorité des cas de manifestations allergiques provoquées par les alliages prothétiques mettent en cause les aciers nickel-chrome et cobalt-chrome, puisque le nickel, le chrome et, à un moindre degré, le cobalt, font partie des éléments reconnus comme les plus sensibilisants. Ainsi, dans les pays occidentaux, entre 8 et 10 % de la population présentent une allergie au nickel, près de 2 % au chrome et 1 % au cobalt (38). Néanmoins, la sensibilisation provoquée par les restaurations dentaires est bien plus rare, compte tenu de la meilleure résistance à la dégradation des alliages dentaires, comparés à la plupart des alliages utilisés dans la vie courante (34). Ainsi, Spiechowicz et al. (49) ont suivi des patients pendant 15 ans après la pose de couronnes et de bridges métallo-céramiques réalisés avec un alliage composé à 66 % de nickel. Bien que tous les patients aient présenté, avant la réalisation des prothèses, des antécédents d'hypersensibilités cutanées au nickel, aucune manifestation buccale ou générale n'a été mise en évidence. D'autres études font état de réactions d'hypersensibilités cutanées à la présence de pro-



3

thèses fixées réalisées en alliages à base de nickel-chrome (16, 41). Hildebrand et al. (24) ont répertorié 139 publications faisant état de réactions locales et à distance provoquées par la présence de prothèses amovibles partielles réalisées en alliages cobalt-chrome. Sur les 139 patients, 99 présentaient des symptômes locaux du type gingivite et stomatite, 33 développaient des eczémas de la peau à distance (extrémités ou généralisé), et 10 patients ne présentaient que des manifestations à distance. Des cas de prurit, d'urticaire et d'œdème ont été mis en évidence. 115 des patients ont vu leurs symptômes disparaître après le retrait des prothèses. Lorsque des tests de contact épicutanés au nickel, au cobalt et au chrome sont réalisés chez des patients *a priori* sensibilisés par un châssis métallique de prothèse amovible, il est fréquent de constater une réaction à 2 voire 3 de ces métaux (25). Bezzon (6) rapporte, pour sa part, un cas s'intolérance sévère au

Fig. 3 - Allergie de contact sous un châssis maxillaire en alliage cobalt-chrome. Le dessin du châssis est très nettement visible (Document : Philippe Lesclous).



4

Fig. 4 - Tatouage gingival provoqué par des ions métalliques provenant de la couronne sur 36.

molybdène, croisé à plusieurs autres métaux tels que le chrome, l'aluminium, le nickel et le cobalt.

Depuis quelques années, le titane pur est proposé en alternative aux alliages conventionnels compte tenu de son très faible pouvoir allergogène (23, 26, 27). Néanmoins, quelques publications font état de réactions immunologiques (28, 42), et l'allergie au titane, bien que rare, a été démontrée chez quelques individus au moyen de tests épicutanés (22).

Toxicité

On connaît déjà les effets toxiques de nombreux métaux couramment utilisés en art dentaire, tels le chrome, le nickel ou le béryllium, par les effets rapportés au laboratoire de prothèse (10). En revanche, la toxicité des alliages dans le milieu buccal est plus difficile à caractériser, d'une part, en raison de la faible quantité de matériau présent, d'autre part, parce que la réactivité d'un alliage dépend d'un grand nombre de paramètres (compo-

sition, mise en œuvre au laboratoire, état de surface, capacité de passivation, contraintes mécaniques, etc...). Parmi les tests biologiques, il est fréquent d'évaluer le potentiel cytotoxique des matériaux prothétiques par des tests *in vitro*, en mettant en contact des extraits d'alliage ou des produits de corrosion avec des cultures cellulaires (fibroblastes de souris) dont on en mesure les effets sur la croissance et l'activité enzymatique (2, 39). Ces tests constituent généralement une première étape avant des essais *in vivo* sur des animaux, en préalable à d'éventuels essais randomisés chez l'homme.

Plusieurs études ont montré la meilleure tolérance des alliages nobles à haute teneur en or, en platine et palladium, comparée aux alliages nobles contenant des proportions élevées d'argent et surtout de cuivre (1, 58). Ce dernier élément est le plus souvent mis en cause dans les effets cytotoxiques compte tenu des importantes quantités relarguées mesurées. Le zinc et l'argent, libérés en plus faibles quantités, n'atteignent pas des concentrations suffisantes pour altérer l'activité cellulaire *in vitro*. Les alliages cobalt-chrome et nickel-chrome-molybdène affichent une tolérance comparable aux alliages les plus nobles après plusieurs jours de mise en culture (passivation). Plusieurs auteurs ont montré que le conditionnement des alliages avant de réaliser les tests permet d'améliorer significativement la cytocompatibilité. Ainsi, le fait d'immerger les échantillons métalliques dans l'eau distillée pendant 5 jours permet d'augmenter les valeurs de mesure du métabolisme cellulaire (1). Wataha et al. (60) ont également mis en évidence une augmentation de l'activité cellulaire au contact d'échantillons ayant subi un conditionnement de 10 mois dans un sérum physiologique,

notamment pour des alliages or palladiés et or platinés.

Manifestations cliniques

La libération de produit de corrosion conduit parfois à des tatouages gingivaux (fig. 4), et semble être impliquée dans plusieurs cas rapportés d'inflammation gingivale adjacente à des prothèses chez des patients présentant une excellente hygiène buccale (46, 52). Les manifestations plus sévères sont généralement associées à des phénomènes intenses de corrosion électrochimique en rapport avec des reconstructions prothétiques hétérogènes à plusieurs étages (fig. 5).

Mutagenicité

Un produit mutagène provoque l'apparition ou la perte d'un caractère qui devient héréditairement transmissible. Ce phénomène, appelé mutation, correspond à une lésion primaire de l'ADN. La lésion est le plus souvent réparée par des enzymes spécifiques, sauf si le système enzymatique est déficient. Dans ce cas la lésion persiste et, lors de la mitose cellulaire, elle se transmet aux cellules filles. Ces mutations peuvent concerner un seul gène (mutation génique) ou l'intégrité des chromosomes de la cellule (mutation chromosomique). Tous les mutagènes ne

sont pas cancérogènes mais il existe une forte corrélation entre les deux. Il n'existe à ce jour aucune démonstration des propriétés cancérogènes des alliages dentaires en bouche. Les rares études *in vitro* concernant des alliages utilisés en art dentaire ont toutes confirmé l'absence de potentiel mutagène des matériaux utilisés. Ainsi, divers matériels orthodontiques (bagues, brackets...) usinés dans différents métaux non nobles, parmi lesquels du titane pur, ont subi une série de plusieurs tests référencés et n'ont pas montré d'effets génotoxiques (4, 61, 53). Des résultats similaires ont été observés avec plusieurs autres alliages de titane et un alliage nickel-chrome en utilisant le test d'Ames (57). Il convient de bien distinguer le potentiel mutagène ou cancérogène des matériaux utilisés en bouche (alliages) de celui des métaux ou de leurs dérivés pris isolément, dans un autre environnement, à des doses différentes. Ainsi, un certain nombre de métaux, classés comme carcinogènes par le Centre International de Recherche sur le Cancer (CIRC), concernent généralement des individus fortement exposés, notamment dans le domaine industriel. Il s'agit du chrome sous forme hexavalente, des dérivés du nickel, des cadmium et béryllium et de leurs dérivés. D'autre

Fig. 5

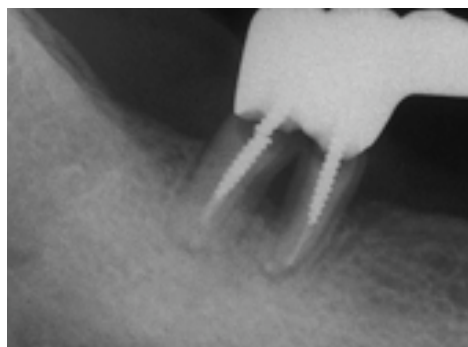
a) Vue clinique d'un bridge construit sur alliage nickel-chrome. On note une inflammation parodontale sur le pilier postérieur.

b) Le cliché rétro-alvéolaire montre la présence de deux «screw-posts» en laiton dont l'un est fracturé avec une importante déminéralisation de la dentine d'origine chimique.

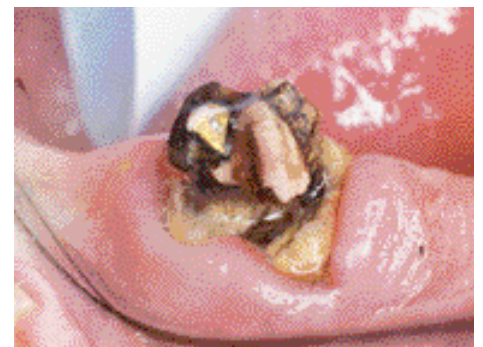
c) Vue du pilier postérieur après dépose du bridge. Le substrat dentinaire apparaît totalement déminéralisé (Document Michel Degrange)



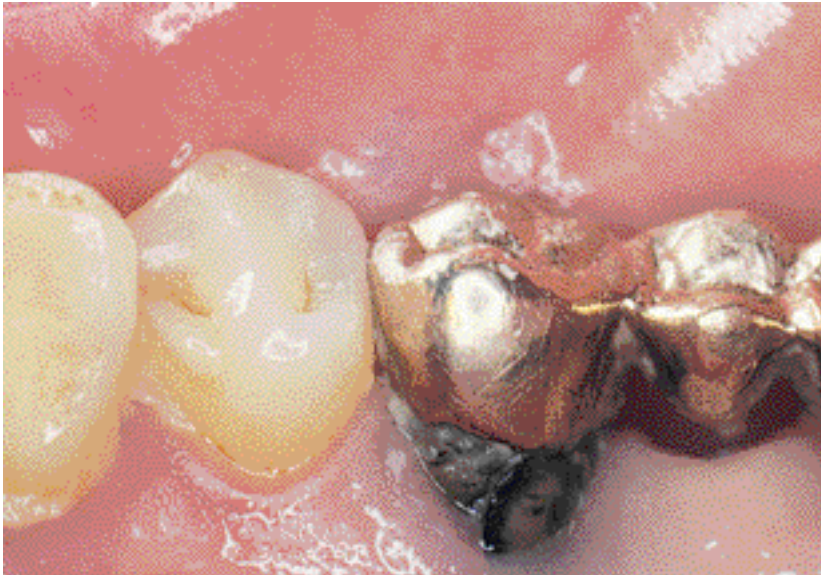
5a



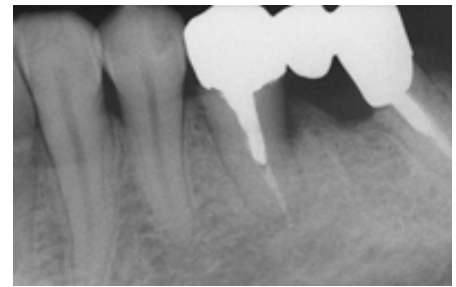
b



c



6a



b



c

Fig. 6

- a) Bridge en alliage noble construit sur une reconstitution en alliage nickel-chrome.
 b) Cliché rétro-alvéolaire réalisé 5 ans avant le cliché c...
 c) ...qui montre une réelle dissolution du tenon radiculaire de la prémolaire !
 (Document : Michel Degrange).

part, de nombreux test de mutagenèse *in vitro* montrent un effet mutagène de certains sels de platine, de chrome et de gallium, des cadmium, nickel et cobalt divalents, du nickel sous forme métal (18). En revanche, certains métaux montrent des propriétés mutagènes *in vitro*, mais ne sont pas classés cancérogènes en raison des mécanismes de régulation métabolique qui annihilent, *in vivo*, leur potentiel toxique. C'est le cas de l'étain, du cuivre et du fer divalents (33). Le CIRC classe également plusieurs composés comme non cancérogènes mais dont les données de mutagenèse sont limitées ou inexistantes : il s'agit du cuivre monovalent, de l'étain tétravalent, de l'or, de l'argent, du palladium, de l'indium, du gallium et du titane.

Il apparaît évident que les métaux classés cancérogènes ou possibles ne devraient pas entrer dans la composition des alliages dentaires. Toutefois, à ce jour, les données de la litté-

rature sont inexistantes concernant les effets mutagènes ou carcinogènes des alliages prothétiques dans le milieu buccal.

Conséquences pratiques

Le choix d'un alliage prothétique relève de plusieurs considérations.

- Il apparaît que les manifestations d'hypersensibilité représentent les effets indésirables les plus fréquents rapportés par la littérature. Celles-ci sont essentiellement provoquées par les alliages nickel-chrome et cobalt-chrome. La prescription du matériau prothétique doit en conséquence toujours être précédée d'un questionnaire attentif auprès du patient afin de détecter une incompatibilité éventuelle.
- Le potentiel carcinogène du béryllium et la toxicité du nickel, du chrome et du cobalt au laboratoire de prothèse plaident en faveur de l'utilisation d'alliages nobles.
- La présence d'autres métaux dans la cavité buccale doit orienter la prescription de manière à harmoniser les

familles d'alliage pour éviter les phénomènes de corrosion galvanique (fig. 6).

- Le choix d'un alliage noble doit privilégier les compositions à haute teneur en or, platine et palladium, au détriment des alliages de moindre noblesse à forte proportion de cuivre ou d'argent.

- Le titane apparaît de plus en plus comme une alternative aux autres métaux, particulièrement pour la réalisation de châssis de prothèses amovibles en cas d'allergie au cobalt-chrome. Sa biocompatibilité, dans le domaine dentaire, apparaît supérieure à celle de tous les autres alliages (56). La mise en forme de l'alliage doit répondre à un cahier des charges rigoureux.

- Le respect des protocoles d'élaboration au laboratoire garantit une pièce coulée de bonne qualité. Il est à noter que contrairement aux alliages non nobles, la coulée des alliages nobles se fait, selon l'usage et pour des raisons de coût, à partir d'un mélange d'alliage neuf et d'alliage ayant déjà subi des étapes de fonderie (récupération de la masselotte et des tiges de coulée). Ceci augmente en conséquence le risque d'inclusion d'impuretés et la formation de défauts structuraux néfastes sur les plans électrochimique et mécanique.

- Le polissage de la surface des pièces après les étapes de fonderie permet d'éliminer la peau d'oxydes, riche en porosités et éléments d'inclusion, réduisant ainsi les phénomènes de corrosion et les microrugosités.

BIOMATÉRIAUX CÉRAMIQUES

Les porcelaines dentaires regroupent aujourd'hui plusieurs familles de matériaux de compositions et de propriétés diverses. Aux silicates complexes des céramiques feldspathiques traditionnelles sont de plus en

plus souvent associés des oxydes d'aluminium, ou, plus récemment, l'oxyde de zirconium, pour l'élaboration d'infrastructures de couronnes et de bridges présentant une grande ténacité. Généralement considérée comme inerte, la céramique dentaire présente une excellente tolérance dans le milieu buccal. Toutefois, certaines céramiques récentes ont montré un effet cytotoxique *in vitro* (33).

La céramique est sensible à l'attaque chimique des fluorures acides et est susceptible de libérer des produits de dégradation. Ceux-ci peuvent être la conséquence de phénomènes physico-chimiques ou de mécanismes d'usure.

Dissolution

Il est généralement admis qu'en milieu aqueux, pour un pH inférieur à neuf, un mécanisme de solubilisation des ions alcalins existe, contrôlé par la diffusion d'ions H⁺ à partir de la solution. Cette solubilisation touche principalement le sodium et le potassium et semble plus rapide pour les ions des phases vitreuses que pour ceux de phases cristallines (35, 40). Ce processus est extrêmement lent. DeRijk et al. (13) ont mesuré la solubilité d'une céramique feldspathique dans une solution d'acide acétique à 4 %, à 80°C, pendant une semaine, équivalent à une immersion dans une salive artificielle pendant 22 ans à 22°C. Le taux de solubilisation était de 0,57x10⁻²mg/cm²/jour. A titre de comparaison, un verre de jus de tomate contient 13 fois plus de sodium et 6600 fois plus de potassium que ce qui peut être théoriquement libéré journalièrement par 32 couronnes en céramique plongées dans l'acide acétique à 80°C.

Attaque acide

L'acide fluorhydrique est connu pour sa capacité à dissoudre partiellement la porcelaine dentaire feldspathique.

A l'exception des solutions de mordantage destinées à réparer les fractures de céramique, il n'est pas utilisé en bouche. Certains acides organiques, tels que l'EDTA utilisé en endodontie, ou l'acide citrique que l'on trouve dans certaines solutions de mordantage, ont une action corrosive sur la céramique (40).

Usure mécanique

La céramique est un matériau d'une très grande dureté, dont le potentiel d'abrasion vis-à-vis des structures antagoniste est élevé. L'effet sera plus marqué si la surface de la céramique est rugueuse. Les travaux de Mahalick (31) ont montré un taux d'usure de la céramique sur la céramique comparable à celui mesuré entre deux surfaces d'émail. En revanche, Ekfeld et Oilo (15) mesurent *in vivo* une abrasion entre deux couronnes antagonistes en céramique 5 à 10 fois supérieure à celle mesurée entre deux couronnes antagonistes en or. Les conséquences de l'abrasion peuvent être l'ingestion de microparticules de céramique, particulièrement chez les patients présentant des habitudes de bruxisme. Là encore, les quantités ingérées sont négligeables compte tenu des apports alimentaires.

Toxicité des éléments libérés (3, 30)

Si l'on excepte quelques effets cytotoxiques passagers constatés lors d'une évaluation *in vitro* d'une céramique récente (33), peu de données probantes soulignent la toxicité des matériaux céramiques. Ainsi, plusieurs cas de *granulomas* ont été rapportés sur des sites ayant reçu l'implantation de matériaux contenant de la silice. Les lésions sont apparues après une période de latence de 15 ans ou plus. Des études *in vivo* ont montré la possibilité de développer des *granulomas* après implantation

dans les tissus de matériaux siliciques (7), dont la céramique dentaire. Il ne semble toutefois pas exister à ce jour de cas rapporté en rapport avec les prothèses dentaires. Il a également été évoqué le risque d'irradiation provoqué par les agents de fluorescence radioactifs utilisés dans la céramique (29).

Anusavice (3) résume ci-après les principaux effets toxiques potentiels des composants usuels des céramiques dentaires :

- aluminium : quelques cas de toxicité ont été rapportés chez l'homme ;
- lithium : depuis une dizaine d'années, le lithium entre dans la composition de plusieurs céramiques, essentiellement sous forme de di-silicate. Son passage en solution par échange ionique ne semble pas présenter de risque par rapport aux doses sérologiques thérapeutiques recommandées en médecine pour les traitements psychiatriques ;
- le calcium, sous forme d'oxyde et de poussière, semble présenter un potentiel irritatif sur le poumon ;
- sont considérés comme pas ou peu toxiques les éléments suivants : cérium, césium, magnésium, potassium, sodium, étain, titane, zinc et zirconium.

CONCLUSION

Les principaux effets toxiques des biomatériaux prothétiques sont essentiellement dus aux alliages métalliques. Les phénomènes d'hypersensibilisation, la toxicité des produits de corrosion générés par l'activité électrochimique, le potentiel carcinogène de certains métaux doivent être pris en considération lors de la prescription d'une prothèse. Le titane, récemment diffusé en prothèse dentaire (exception faite des implants endo-osseux), ne bénéficie pas encore d'un recul important malgré toutes les qualités de biocompatibilité qui lui

sont connus. Toutefois, l'essor des céramiques à haute ténacité dont les indications semblent s'étendre progressivement aux domaines jusqu'alors réservés aux alliages métalliques constitue probablement une alternative à l'emploi des métaux.

Bien que les qualités biologiques des matériaux céramiques soient excellentes, des évaluations à court, moyen et long terme sont actuellement en cours pour confirmer la pertinence de l'utilisation de ces nouveaux biomatériaux.

BIBLIOGRAPHIE

1. AL-HIYASAT AS., BASHABSHEH OM. et DARMANI H. - An investigation of the cytotoxic effects of dental casting alloys. *Int J Prosthodont.* 2003a, 16 : 597-601.
2. AL-HIYASAT AS., DARMANI H. et BASHABSHEH O. - Cytotoxicity of dental casting alloys after conditioning in distilled water. *Int J Prosthodont.* 2003b, 16 : 8-12.
3. ANUSAVICE KJ. - Degradability of dental ceramics. *Adv Dent Res.* 1992 ; 6 : 82-89.
4. ASSAD M., YAHIA LH., RIVARD CH. et LEMIEUX N. - *In vitro* biocompatibility assessment of nickel-titanium alloy using electron microscopy *in situ*. *J Biomed Mater Res.* 1998, 41 : 154-161.
5. ATTAL JP., MOULIN P. et DEGRANGE M. - *Le titane et ses alliages : une alternative aux alliages précieux et non précieux actuels ?* Ent Bichat. *Odont Stomat* 1992 : 77-84.
6. BEZZON OL. - Allergic sensitivity to several base metals : a clinical report. *J Prosthet Dent.* 1993 ; 69 : 243-244.
7. BROWETT PJ., SIMPSON LO. et BLENNE-RHASSETT JB. - Experimental granulomatous inflammation: the ultrastructure of the reaction of guinea pigs to bentonite injection. *J Pathol.* 1980 ; 130 : 57
8. BRUNE D. - Metal release from dental biomaterials. *Biomaterials.* 1986 ; 7 : 163.
9. BURDAIRON G. - *Abrégé de biomatériaux dentaires*, 2e éd. Masson, Paris, 1990.
10. CHOEL L., DESCOTES J., GROSGOGEAT B. et NICOLAS B. - Toxicologie des matériaux rencontrés au laboratoire de prothèse dentaire. *Encycl Méd Chir* (Elsevier, Paris), *Odontologie* 1998, 23-390-A10, 4p.
11. COOMBS RR. et GELL PGH. - Classification of allergic reactions responsible for clinical hypersensitivity and disease. In : *Clinical Aspect of Immunology*. Gell PGH, Coombs RR, Lachman PJ. ed Blackwell Scientific Publications, 1975, Oxford, p 761
12. DE MELO JF., GJERDET NR. et ERICHSEN ES. - Metal release from cobalt-chromium partial dentures in the mouth. *Acta Odontol Scand.* 1983 ; 41 : 71-74.
13. DERIJK WG., JENNINGS KA. et MENIS DL. - A comparison of chemical durability test solutions for dental porcelains. In : *Biomedical engineering-recent developments*. Sauer BW, editor. Proceedings, Southern Biomedical Engineering Conference. New York (NY): Pergamon, 152-155.
14. DOWNEY D. - Contact mucositis due to palladium. *Contact Dermatitis.* 1989 ; 21 : 54.
15. EKFEELDT A. et OILO G. - Wear of prosthodontic materials - an *in vivo* study. *J Oral Rehabil.* 1990 ; 17 : 117-129.

16. FERNANDEZ JP., VERON C., HILDEBRAND HF. et MARTI P. - Nickel allergy to dental prosthesis. *Contact Dermatitis*. 1986 ; 14 : 312.
17. GAMMELGAARD B., FULLERTON A., AVNSTORP C. et MENNE T. - Permeation of chromium salts through human skin *in vitro*. *Contact Dermatitis*. 1992 ; 27 : 302-310.
18. GEURTSSEN W. - Biocompatibility of dental casting alloys. *Crit Rev Oral Biol Med*. 2002 ; 13 : 71-84.
19. GUYONNET JJ., GREGOIRE G., JONIOT-CHAMPION S. et SADEGHI J. - Electro-galvanisme buccal et sa pathologie. Editions techniques. *Encycl Méd Chir Paris*. Stomatologie et Odontologie 1993, 23-063-D10, 6p.
20. HANSEN PA. et WEST LA. - Allergic reaction following insertion of Pd-Cu-Au fixed partial denture : a clinical report. *J Prosthodont*. 1997 ; 6 : 144-148.
21. HENSTEN-PETTERSEN A. - Casting alloys : side-effects. *Adv Dent Res*. 1992 ; 6 : 38-43.
22. HERAUD JE et SIGNORET R. - De l'allergie au titane en odontologie. *Inf Dent* 1997 ; 16 : 1083-1085.
23. HILDEBRAND HF., VERON C. et MARTIN P. - Les alliages dentaires en métaux non précieux et l'allergie. *J Biol Buccale*. 1989 ; 17 : 227-243.
24. HILDEBRAND HF., VERON C., HERLANT-PEERS MC., FERNANDEZ JP. et KERKAERT JP. - Conséquences biologiques de la présence d'ions métalliques dans la cavité buccale. *Rev Odonto Stomatol*. 1984 ; 13 : 41-56.
25. KAABER S., THULIN H. et NIELSEN E. - Skin sensitivity to denture base materials in the burning mouth syndrome. *Contact Dermatitis*. 1979 ; 5 : 90-96.
26. KÖNÖNEN M., RINTANEN J., WALTIMO ANTII. et KEMPAINEN P. - Titanium framework removable partial denture used for patient allergic to other metals : a clinical report and literature review. *J Prosthet Dent*. 1995 ; 73 : 4-7.
27. KURDYK B. et JONQUARD V. - A propos d'un cas d'allergie au chrome-cobalt. Apport du biomatériau titane. *Rev Odonto-Stomatol*. 2002 ; 31 : 213-222.
28. LYELS A. - Metal allergy and metallic prosthesis. *Int J Dermatol*. 1979 ; 18 (10) : 805-807.
29. MACK PJ. - Uneasy lies the head that wears the crown? The recent history of radioactive fluorescers in dental porcelain. *Aust Dent J*. 1988 ; 33 : 404-406.
30. MACKERT JR Jr, - Side-effects of dental ceramics. *Adv Dent Res*. 1992 ; 6 : 90-93.
31. MAHALICK JA., KNAP FJ. et WEITER EJ. - Occlusal wear in prosthodontics. *J Am Dent Assoc*. 1971 ; 82 : 154-159.
32. MARZIN D. - Mutagenèse et cancérogenèse des métaux entrant dans la composition des alliages dentaires. In : *Biocompatibilité, allergies et résistance à la corrosion* : Bilan de 8 années de recherche. Metalor, Neuchâtel, World Gold Council ed., Londres, 1996 : 39-47.
33. MESSER RLW., LOCKWOOD PE., WATAHA JC., LEWIS JB., NORRIS S., et BOUILLAGUET S. - *In vitro* cytotoxicity of traditional versus contemporary dental ceramics. *J Prosthet Dent*. 2003 ; 90 (5) : 452-8.
34. MEYER JM. et DEGRANGE M. - Alliages nickel-chrome et cobalt-chrome pour la prothèse dentaire. Editions techniques. *Encycl Méd Chir Paris*. Stomatologie et Odontologie 1992, 23-065-T10, 12p.
35. MILLEDING P., HARALDSSON C. et KARLSSON S. - Ion leaching from dental ceramics during static *in vitro* corrosion testing. *J Biomed Mater Res*. 2002 ; 61 : 541-550.
36. MJÖR IA. et CHRISTENSEN GJ. - Assessment of local side effects of casting alloys. *Quintessence Int*. 1993 ; 24 : 343-351.
37. MORRIS HF., MANZ M., STOFFER W. et WEIR D. - Casting alloys : the materials and "the clinical effects". *Adv Dent Res*. 1992 ; 6 : 28-31.
38. MUNKSGAARD EC. - Toxicology versus allergy in restorative dentistry. *Adv Dent Res*. 1992 ; 6 : 17-21.
39. NELSON SK., WATAHA JC. et LOCKWOOD PE. - Accelerated toxicity testing of casting alloys and reduction of intraoral release of elements. *J Prosthet Dent*. 1999 ; 81 : 715-720.
40. NEWTON RG. - The durability of glass - a review. *Glass Technol*. 1985 ; 26 : 21-38.
41. OVRUTSKY GD. et ULYANOV AD. - Allergy to chromium in using steel dental prosthesis. *Stomatologia (Moscow)* 1976 ; 50 : 60-62.
42. PETERS MS., SCHROEDER AL., Van HALE HM. et BROADMEN JC. - Pacemaker contact sensitivity. *Contact Dermatitis*. 1984 ; 11 : 214-218.
43. PHILLIPS RW. - *Skinner's science of dental materials*. 9th ed. Philadelphia : Saunders, 1991.
44. SCHMALZ G., LANGER H. et SCHWEIKL H. - Cytotoxicity of dental alloy extracts and corresponding metal salt solutions. *J Dent Res*. 1998 ; 77 : 1772-1778.

45. SCHMALZ G., HILLER KA., GARHAMMER P. et REITINGER T. - Patients with (claimed) local adverse effects to dental alloys. *Transactions of the Academy of Dental Materials* 1999 ; 13 : 138. Abstr N°22.
46. SCHMALZ G. et GARHAMMER P. - Biological interactions of dental cast alloys with oral tissues. *Dent Mater*. 2002 ; 18 : 396-406.
47. SHEPARD FE., MOON PC., GRANT GC. et FRETWELL LD. - Allergic contact stomatitis from a gold alloy-fixed partial denture. *J Am Dent Assoc*. 1983 ; 106 : 198-199.
48. SJÖGREN G., SLETTEN G. et DAHL JE. - Cytotoxicity of dental alloys, metals, and ceramics assessed by Millipore filter, agar overlay, and MTT tests. *J Prosthet Dent*. 2000 ; 84 : 229-236.
49. SPIECHOWICZ E., GLANTZ PO., AXELL T. et GROCHOWSKI P. - A long-term follow-up of allergy to nickel among fixed prostheses wearers. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 1999 ; 7 : 41-44.
50. STENBERG T. - Release of cobalt from cobalt-chromium alloy constructions in the oral cavity of man. *Scand J Dent Res*. 1982 ; 90 : 472-479.
51. STENMAN E. et BERGMAN M. - Hypersensitivity reactions to dental materials in a referred group of patients. *Scand J Dent Res*. 1990 ; 97 : 76-83.
52. TAYLOR DT. et MORTON Jr TH. - Ulcerative lesions of the palate associated with removable partial denture castings. *J Prosthet Dent*. 1991 ; 66 : 213-221.
53. TOMAKIDI P., KOKE U., KERN R., ERDINGER L., KRÜGER H., KOHL A. et al. - Assessment of acute cyto- and genotoxicity of corrosion eluates obtained from orthodontic materials using monolayer cultures of immortalized human gingival keratinocytes. *J Orofac Orthoped*. 2000 ; 61 : 2-19.
54. Van LOON LAJ., Van ELSAS PW., Van JOOST T. et DAVIDSON TI. - Contact stomatitis and dermatitis to nickel and palladium. *Contact Dermatitis*. 1984 ; 11 : 294-297.
55. VUILLEME MN. - Relargage d'ions métalliques: une clé d'interprétation des tests de biocompatibilité. In : *Biocompatibilité, allergies et résistance à la corrosion* : Bilan de 8 années de recherche. Metalor, Neuchâtel, World Gold Council ed., Londres, 1996 : 9-16.
56. WANG RR. et FENTON A. - Titanium for prosthodontic applications : a review of the literature. *Quintessencet Int*. 1996 ; 27 : 401-408.
57. WANG RR. et LI Y. *In vitro* evaluation of biocompatibility of experimental titanium alloys for dental restorations. *J Prosthet Dent*. 1998 ; 80 : 495-500.
58. WATAHA JC., MALCOM CT. et HANKS CT. - Correlation between cytotoxicity and the elements released by dental casting alloys. *Int J Prosthodont*. 1995 ; 8 : 9-14.
59. WATAHA JC. et MALCOM CT. - Effect of alloy surface composition on release of elements from dental casting alloys. *J Oral Rehabil*. 1996 ; 23 : 583-589.
60. WATAHA JC., LOCKWOOD PE., NELSON SK. et BOUILLAGUET S. - Long-term cytotoxicity of dental casting alloys. *Int J Prosthodont*. 1999 ; 12 : 242-248.
61. WEVER DJ., VELDHUIZEN AG., SANDERS MM., SCHAKENRAAD JM. et VanHORN JR. - Cytotoxic, allergic and genotoxic activity of a nickel-titanium alloy. *Biomaterials*. 1997 ; 18 : 1115-1120.

Correspondance :
Jean-Marie Cheylan
Faculté d'Odontologie de Paris 5
1, rue Maurice Arnoux
92120 Montrouge
cheylan@free.fr

RÉSUMÉ

BIOCOMPATIBILITE DES MÉTAUX, DES ALLIAGES ET DES CÉRAMIQUES

Les céramiques dentaires bénéficient d'une excellente tolérance biologique et font preuve d'une relative inertie chimique en bouche. En revanche, les biomatériaux métalliques employés en prothèse dentaire subissent tous, à des degrés divers, des phénomènes de corrosion électrochimique. Ceux-ci se traduisent par la libération de particules ionisées susceptibles de réagir avec l'environnement biologique. Les manifestations buccales les plus fréquentes sont des réactions d'hypersensibilité de type allergique et des sensations d'inconfort (picotements, dysgueusies...) à mettre en rapport avec l'existence de microcourants électriques. Les effets toxiques sont rares et il n'existe à ce jour aucune démonstration de propriétés cancérogènes des alliages dentaires en bouche. Toutefois, la toxicité de certains métaux, consécutive à l'usinage des pièces prothétiques peut se révéler au laboratoire et constitue nécessairement une limite à la prescription de certains matériaux.

ABSTRACT

BIOCOMPATIBILITY: METALS, ALLOYS, AND PORCELAINS

Dental porcelains show excellent biological tolerance and prove to be relatively chemically inert in the mouth. On the other hand, the metallic biomaterials used in dental prostheses all, to varying degrees, show the phenomenon of electrochemical corrosion.

This results in the liberation of ionized particles able to react with the biologic environment. The most frequent oral manifestations are allergic hypersensitivity reactions and sensations of discomfort, such as prickling and mild shock, which are related to the presence of electrical microcurrents. Toxic effects are rare and, up to now, there has been no evidence of cancerogenic properties of dental alloys in the mouth. However, the toxicity of some metals, following the machining of prosthetic elements, may be shown in the laboratory, and constitute a necessary limit to the use of certain materials.

RESUMEN

BIOCOMPATIBILIDAD DE LOS METALES, DE LAS ALEACIONES Y DE LAS CERÁMICAS

Las cerámicas dentales benefician de una excelente tolerancia biológica y demuestran una relativa inercia química en la boca. Por el contrario, todos los biomateriales metálicos empleados en prótesis dental se ven afectados, a diversos grados, por fenómenos de corrosión electroquímica. Estos se manifiestan por la liberación de partículas ionizadas que pueden tener una reacción en el entorno biológico. Las manifestaciones bucales más frecuentes son las reacciones de hipersensibilidad de tipo alérgico y las sensaciones de malestar (picazones, disgeusia, etc.), relacionadas con la existencia de micro corrientes eléctricas. Los efectos tóxicos son raros y hasta ahora no hay nada que demuestre la existencia de propiedades cancerígenas de las aleaciones dentales en la boca. Sin embargo, como consecuencia del mecanizado de las piezas protésicas, la toxicidad de ciertos metales se puede revelar en el laboratorio y, obviamente, constituye un límite a la prescripción de ciertos materiales.