

Propriétés physiques des matériaux dentaires

Société Francophone de Biomatériaux Dentaires

P. MILLET, P. WEISS

Date de création du document 2009-2010

Table des matières

I	Densité, ρ	3
II	Propriétés thermiques	4
	II.1 Expansion thermique, α	4
	II.2 Conductivité thermique, K	6
	II.3 Diffusivité thermique, Δ	7
III	Propriétés rhéologiques	8
	III.1 La viscosité.....	8
	III.2 Comportement rhéologique des matériaux	10
	III.3 La viscoélasticité	12
IV	Propriétés optiques	16
	IV.1 Les quatre niveaux intervenant dans la détermination de la couleur	16
	IV.2 Les trois caractéristiques de la couleur	17
	IV.2.1 La luminosité	17
	IV.2.2 La teinte	17
	IV.2.3 La saturation	18
V	Propriétés de surface	19
	V.1 Mouillabilité et adhésion.....	19
	V.2 Solubilité et sorption.....	21
VI	Annexes	22

OBJECTIFS

- Découvrir les différentes propriétés physiques.
- Comprendre l'importance de ces propriétés dans le choix, le comportement, la mise en oeuvre et la pérennité des biomatériaux.

INTRODUCTION

Les propriétés physiques des matériaux dépendent essentiellement de la nature des atomes dont sont constitués ces matériaux. Parmi ces propriétés, nous distinguerons la densité, les propriétés thermiques, rhéologiques, optiques, les propriétés de surface et la solubilité et sorption. Les propriétés électriques et électrochimiques, comme les propriétés mécaniques (ces dernières sont, en fonction des auteurs, comprises parmi ou exclues des propriétés physiques) traitées dans d'autres chapitres de cet ouvrage.

I DENSITÉ, P

La densité d'un matériau est une de ses propriétés fondamentales. Selon les publications, l'unité indiquée pour un matériau sera sa masse volumique ou la densité. La masse volumique est un rapport établi entre la masse d'un matériau et son volume et les unités seront exprimées en g.cm^{-3} , kg.dm^{-3} ou en t.m^{-3} . La densité permet de s'affranchir de l'unité puisqu'on rapporte la masse volumique d'un matériau à celle de l'eau qui par définition possède une densité de 1. Cette propriété est rarement prise en compte dans la sélection d'un matériau en clinique. Il existe une exception notable pour l'importance de la densité lors du choix d'un alliage pour les prothèses de grande étendue, tout particulièrement en ce qui concerne une prothèse amovible complète maxillaire à infrastructure métallique. Un poids final trop élevé de la pièce prothétique pourra jouer dans ce dernier cas un rôle néfaste dans la recherche de la stabilité prothétique. Le **tableau 1** est une simplification des densités de quelques matériaux destiné à faciliter la mémorisation de l'ordre de grandeur des différents composants habituels des prothèses amovibles et des alliages utilisés en prothèse fixée :

Tableau 1 : Ordre de grandeur de densité des composants d'une prothèse amovible

<i>Densité ρ</i>	<i>Matériau</i>
1	<i>Résine de base ou dents artificielles en résine</i>
2	<i>Dents artificielles en porcelaine</i>
4	<i>Titane et alliage de titane</i>

8	<i>Alliages non précieux (CrCo et NiCr)</i>
12	<i>Alliages précieux base palladium</i>
16	<i>Alliages précieux base or</i>

Ainsi, le poids final d'une prothèse complète maxillaire avec une infrastructure titane est sensiblement identique, voire inférieur à celui d'une prothèse à base résine. La densité plus faible de la résine est contrebalancée par la nécessité d'épaissir le palais pour assurer la résistance dans le temps de la prothèse. La plaque titane pèse environ une dizaine de grammes contre vingt grammes pour une plaque en chrome-cobalt et plus de quarante grammes pour un palais en alliage précieux (épaisseur majorée dans ce dernier cas pour améliorer les qualités mécaniques).

La densité joue également un rôle dans la sélection de la technique de coulée des alliages. Les alliages à faible densité nécessitent des systèmes d'injection plus complexes, soit à très haute vitesse de haute centrifugation soit à très haute pression. Ce point sera abordé dans le chapitre sur les métaux et alliages dentaires.

Il faut enfin noter une densité particulière : celle du mercure, un métal liquide, dont la densité est de 13,6, soit 1,36 kilogramme pour un décilitre. Un flacon de ce matériau, qui ne devrait plus aujourd'hui se trouver dans un cabinet dentaire, doit être manipulé avec précaution.

II PROPRIÉTÉS THERMIQUES

Les propriétés thermiques du matériau interviennent à deux niveaux. D'une part, sur le comportement du biomatériau en bouche, même si les variations de température buccales semblent relativement limitées, et d'autre part, lors de l'élaboration d'une prothèse où les conditions thermiques seront plus élevées.

II.1 EXPANSION THERMIQUE, A

A proximité du 0 absolu, les atomes sont immobiles. Lorsque la température s'élève, cet apport d'énergie est transmis aux atomes sous forme d'énergie cinétique. L'agitation atomique qui en résulte entraîne un éloignement des atomes les uns par rapport aux autres. Ceci se traduit macroscopiquement par une dilatation du corps.

Cette dilatation, lorsque la température d'élève, ou contraction lorsque celle-ci s'abaisse est mesurable expérimentalement. Elle est exprimée par le coefficient d'expansion thermique (CET) lié à la nature du corps étudié.

Pour un matériau isotrope, c'est à dire possédant un comportement identique dans toutes

les directions de l'espace, nous pouvons exprimer ce coefficient par la formule suivante ;

Coefficient d'Expansion Thermique linéaire :

$$a = \frac{L_{\text{finale}} - L_{\text{originale}}}{L_{\text{originale}} \times \Delta^{\circ}\text{C}} = \frac{\Delta L}{L_0 \times \Delta^{\circ}\text{C}}$$

La conséquence immédiate de l'existence de coefficients d'expansion thermique différents entre matériaux est le risque présenté par l'association en bouche ou au laboratoire de ces matériaux.

Les obturations en bouche doivent idéalement suivre le CET de la dent ou leur liaison aux structures dentaires doit être suffisante pour compenser une éventuelle différence de coefficient.

Dans le **tableau 2**, les coefficients de différents matériaux d'obturation sont rapprochés de ceux des structures dentaires.

Tableau 2 : Coefficient d'expansion thermiques des matériaux d'obturation et de la dent

Matériau	CET (10 ⁻⁶ .C-1)
<i>Amalgame d'argent</i>	20,0 à 30,0
<i>Composite</i>	30,0 à 40,0
<i>Résine acrylique</i>	90,0
<i>Porcelaine feldspathique</i>	6,0 à 8,0
<i>Ciment ionomère de verre</i>	10,0
<i>Sealant</i>	70,0 à 100,0
<i>Email</i>	11,4
<i>Dentine</i>	8,0

Le comportement de ces matériaux peut être, au cours de l'alimentation (avec de faibles variations de température mais répétées dans le temps), à l'origine d'un phénomène de percolation au niveau du joint obturation/dent.

Dans la technique céramo-métallique, il convient d'harmoniser les coefficients d'expansion thermique de la céramique avec celui du substrat métallique. Ceci s'effectue en augmentant le coefficient de la céramique feldspathique de 6 à 8 10⁻⁶.C-1 jusqu'à une valeur comprise

entre 13 et 15 10⁻⁶.C-1 pour les harmoniser aux coefficients des alliages à céramiser (alliages NiCr, CrCo, précieux base Or ou base Pd). Le développement en odontologie du titane dont le coefficient de dilatation (9,0 10⁻⁶.C-1) est inférieur à celui des autres alliages dentaires a conduit les fabricants à créer de nouvelles poudres céramiques. Cette harmonisation entre substrat et revêtement permet d'éviter le décollement ou la fissuration de la céramique lors du refroidissement en fin de cycle de cuisson (de 600 à 900°C selon les céramiques jusqu'à retour à température ambiante).

II.2 CONDUCTIVITÉ THERMIQUE, K

C' est la quantité de chaleur évaluée en calorie par seconde passant à travers un corps d'un centimètre d'épaisseur de section de 1 cm² lorsque la différence de température entre la face chaude et la face froide est de 1°C. L'unité retrouvée dans toute la littérature odontologique est bien la calorie par centimètre, par seconde et par degré (cal. cm-1.s-1.°C-1). L'unité du système internationale (W. m-1. K-1) n'est que très rarement utilisée.

L'organe pulpaire ne supporte pas d'élévation de température excessive. Celle-ci se traduit dans un premier temps par une douleur, puis par des lésions irréversibles de cet organe. Heureusement, les structures dentaires, par leur faible conductivité thermique, permettent d'amortir ces variations de température. Cependant, lorsqu'une obturation métallique comme un amalgame d'argent ou un inlay en or a été réalisé, la quantité de chaleur transférée peut devenir rapidement douloureuse et destructrice. Le **tableau 3** présente quelques valeurs pour des matériaux d'odontologie restauratrice.

Tableau 3 : Conductivité thermique des matériaux d'obturation et de la dent

Matériau	Conductivité thermique K (cal. cm-1.s-1.°C-1)
<i>Email</i>	2,2
<i>Dentine</i>	1,4
<i>Amalgame</i>	54,0
<i>Alliage Au-Ag-Pd</i>	300,0
<i>Hydroxyde de calcium</i>	1,4
<i>Ciment ionomère de verre</i>	1,5
<i>Composite</i>	2,6

Lorsqu'une obturation sur une dent pulpée est réalisée avec un matériau métallique, il convient d'évaluer la hauteur du plafond de dentine séparant l'obturation de la chambre pulpaire. Quand cette épaisseur apparaîtra réduite, soit inférieure à deux millimètres, il conviendra de procéder à la mise en place d'un matériau de base servant d'isolant thermique, comme un ciment ionomère de verre.

II.3 DIFFUSIVITÉ THERMIQUE, DELTA

La diffusivité thermique Δ exprime l'aptitude d'un corps à transmettre la chaleur. Plus la chaleur met un temps élevé à traverser un corps et plus sa diffusivité est faible.

Elle est en fait le rapport entre la conductivité thermique d'un corps et sa chaleur spécifique (C_p , quantité de chaleur nécessaire pour élever une masse donnée d'un matériau de 1 degré).

$$\Delta = K / C_p \rho$$

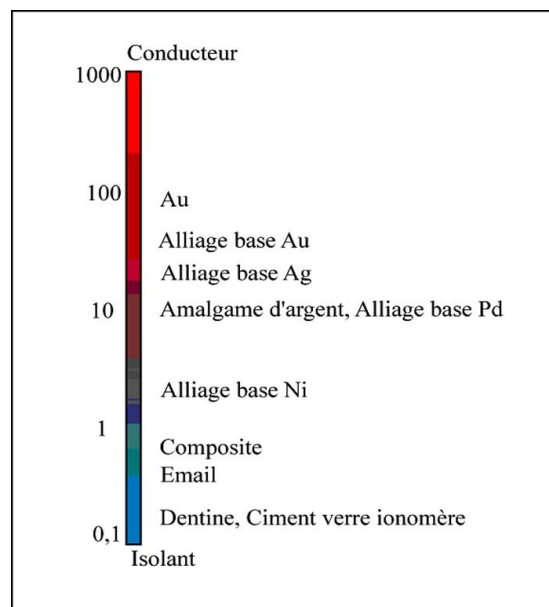
K = conductivité thermique

C_p = chaleur spécifique

ρ = densité

Cette propriété nous permet de comprendre la vitesse à laquelle la température en profondeur d'une obturation ou d'un élément prothétique rejoindra la température de surface.

Figure 1 : Diffusivité thermique de différents matériaux dentaires (\square , mm^2/S)



Ainsi, grâce à la connaissance de cette propriété, nous pouvons prévoir et comprendre les sensations de chaud et/ou de froid et évaluer les risques de choc thermique avec certains matériaux d'obturation. Un fond de cavité en ciment verre ionomère permet de limiter ce risque sous une obturation métallique.

III PROPRIÉTÉS RHÉOLOGIQUES

La rhéologie est une branche de la physique qui étudie l'écoulement ou la déformation des corps sous l'effet des contraintes qui leur sont appliquées, compte tenu de la vitesse d'application de ces contraintes ou plus généralement de leur variation au cours du temps.

III.1 LA VISCOSITÉ

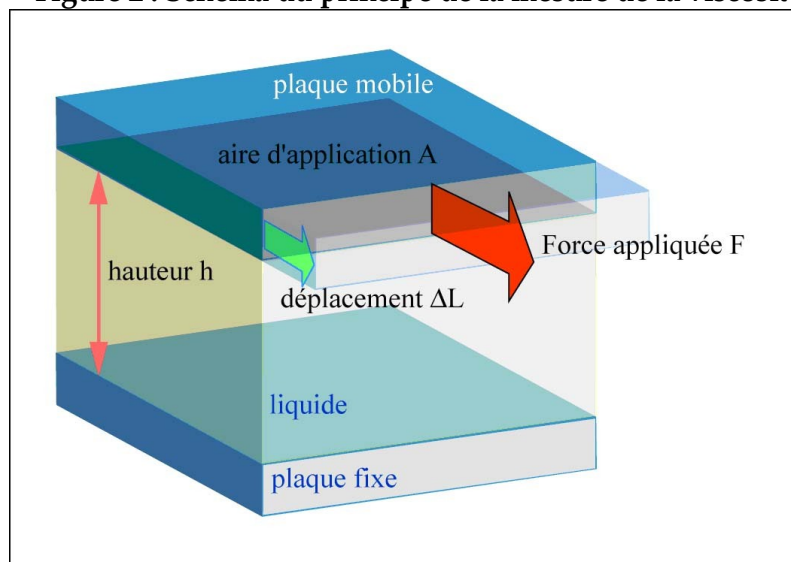
La viscosité est définie comme la résistance à l'écoulement d'un liquide. Beaucoup de matériaux utilisés par les dentistes passent de l'état liquide à l'état solide dans la bouche du patient. Leurs propriétés à l'état liquide sont importantes à connaître afin d'ajuster leur comportement à leur application. Sous l'influence de forces faibles, comme celle de la gravité, certains matériaux vont pouvoir s'écouler : ce sont les liquides. La gravité a permis de rompre les forces liant les molécules. Ces mêmes forces se rétablissent ensuite lorsque le système sera à nouveau en équilibre.

Parfois l'écoulement est très facile car les forces sont extrêmement faibles (l'eau, le mercure, l'alcool...). Si ces forces sont plus importantes et plus nombreuses, alors l'écoulement devient plus lent et la viscosité du liquide est plus élevée.

D'après la théorie des écoulements laminaires, les liquides sont considérés comme un empilement de couches de liquides. Chaque couche est animée d'un mouvement relatif par rapport à la couche voisine. Des forces de frottement F tangentiels apparaissent et sont appelées forces de cisaillement.

Par définition, la viscosité dynamique ou apparente est le rapport entre la contrainte de cisaillement sur le taux de cisaillement. Le système le plus courant fait appel à la rotation d'un cylindre (principe de Searle) dans le liquide dont on souhaite évaluer la viscosité. Il est possible de réguler soit le taux de cisaillement, soit d'imposer la contrainte de cisaillement.

Figure 2 : Schéma du principe de la mesure de la viscosité



Dans le figure 2, une plaque se déplace tangentiellement à la surface d'un liquide de hauteur h selon une force appliquée F . Son déplacement, conséquence de l'application de F , est de ΔL . La surface d'application de la force correspond à l'aire de la plaque A .

La contrainte de cisaillement τ est donnée par la formule :

$$\tau = F/A$$

F étant la force appliquée tangentiellement à la surface du matériau (en Newton)

A étant la surface d'application (en m²)

τ est alors exprimé en Pa

Nous pouvons calculer la déformation :

$$\gamma = \Delta L / h$$

ΔL est le déplacement (en m)

h est la hauteur du liquide (en m)

γ est la déformation (sans unité)

Le taux de cisaillement est la déformation rapportée au temps :

$$\dot{\gamma} = \Delta \dot{\gamma} / \Delta t$$

La viscosité dynamique est donc établie par la formule :

$$\mu = \tau / \dot{\gamma} = \text{contrainte de cisaillement} / \text{taux de cisaillement}$$

L'unité internationale est le Pascal-seconde, Pa.s.

Quelques exemples de viscosités sont donnés dans le **tableau 4**.

Tableau 4 : Exemples de viscosité

Substance	Viscosité limite à 20°C en milliPascal seconde (mPas)
Eau	1
Lait	5-10
Huile d'olive	100
Huile de machine	1000
Miel	10 000
Bitume	100 000 000

Comme le montre ces exemples, la variation de la viscosité varie par puissance de 10.

III.2 COMPORTEMENT RHÉOLOGIQUE DES MATÉRIAUX

Un corps Newtonien (Figure 1) est un liquide qui présente une viscosité constante (quelque soit vitesse de cisaillement ou la contrainte appliquée). L'eau est un corps newtonien.

Un corps non Newtonien est un liquide dont la viscosité mesurée est apparente car elle dépend de la vitesse de cisaillement ou de la contrainte appliquée.

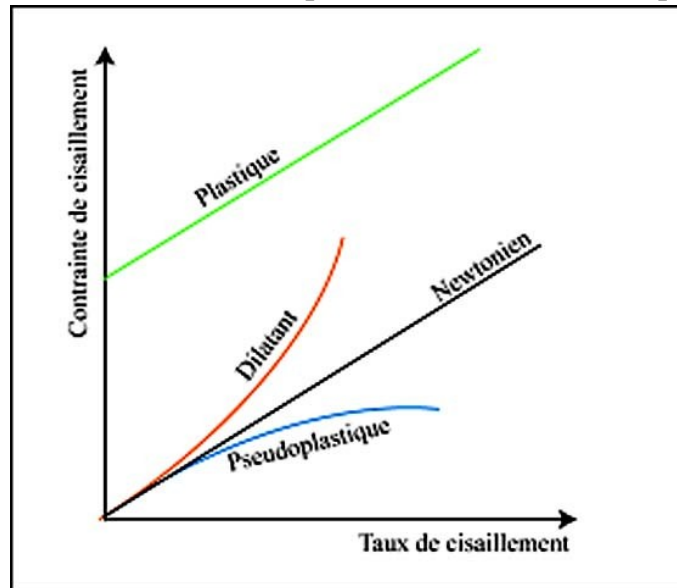
Une autre expression des caractéristiques rhéologiques d'un liquide est obtenue par la formule :

$$\text{Contrainte de cisaillement} = K(\text{taux de cisaillement})^n$$

où K et n sont des constantes (à température et pression fixes)

Si n est égal à 1, alors la contrainte de cisaillement est directement proportionnelle au taux de cisaillement. Dans ce cas, la viscosité est constante. Le liquide possède alors un comportement Newtonien.

Figure 3 : Courbes de comportement de différents liquides



Les fluides rhéofluidifiants ou pseudoplastiques ont une viscosité qui diminue si la contrainte ou si la vitesse de cisaillement augmente. Les suspensions de particules asymétriques ont souvent ce comportement : plus on cisaille vite, plus ces particules s'orientent dans le sens de l'écoulement et leurs interactions de frottement diminuent. C'est le cas du sang, des polymères liquides à longue chaîne (**figure 3**).

A l'inverse, les liquides rhéoépaississants ou dilatants présentent une viscosité qui augmente si la vitesse ou la contrainte de cisaillement augmente. Certains amidons dans l'eau présentent ce comportement.

Les liquides plastiques ne s'écoulent qu'à partir d'une certaine contrainte appelée seuil d'écoulement. Ils sont caractérisés par une contrainte de cisaillement seuil τ_c en dessous de laquelle l'écoulement n'est pas possible. Autrement dit, lorsqu'ils sont soumis à une contrainte très faible, leur viscosité est tellement forte qu'ils ne peuvent pas s'écouler spontanément à une échelle de temps acceptable pour l'observateur.

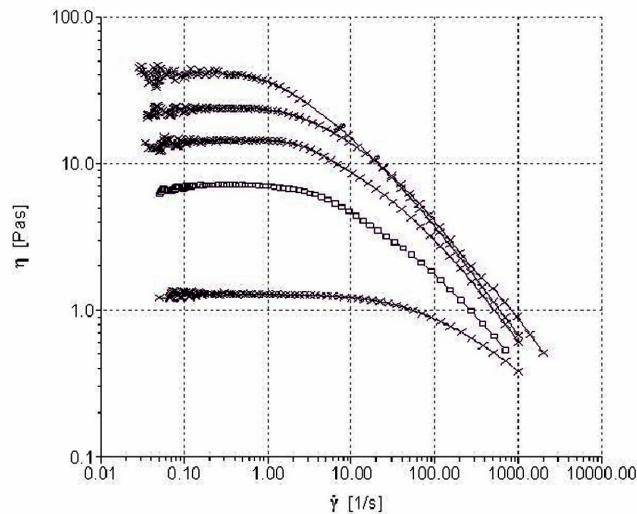
Une pâte dentifrice présente ce type de comportement car il ne s'écoule pas spontanément. C'est la contrainte de brossage qui lui permet de s'écouler.

Un fluide est thixotrope si sa viscosité, à vitesse de cisaillement constante, diminue au cours du temps à condition que ce phénomène soit réversible. Si le phénomène n'est pas réversible, c'est une modification de structure qui est la cause de la baisse de la viscosité en fonction du temps. Parmi les matériaux à application dentaire, nous pouvons citer les ciments eugénate de zinc et les élastomères polyéthers.

Afin de comparer ces corps entre eux on mesure la viscosité limite vers une vitesse de

cisaillement nulle. En effet la plupart des liquides présentent un comportement newtonien aux faibles vitesses de cisaillement (**Figure 4**).

Figure 4 : Mesures de la viscosité de polysaccharides de différentes masses moléculaires en solution aqueuse à 3 % en masse.



Mesures de la viscosité en fonction de la vitesse de cisaillement, réalisées à l'aide d'un Rhéomètre Haake RS 300.

III.3 LA VISCOÉLASTICITÉ

De nombreux matériaux ont un comportement intermédiaire entre solide et liquide. Pour la plupart des solides, la relation entre contrainte et déformation est indépendante du temps. La déformation est quasi instantanée à l'application de la force. Quelque soit le temps d'application de celle-ci, à l'instant où elle cesse d'agir, le retour est immédiat et complet. Ceci est un comportement élastique.

Un corps visqueux présente le comportement d'un liquide car il présente une déformation permanente sous contrainte. L'énergie du système est dissipée. On le caractérise à l'aide d'un rhéomètre.

Un corps élastique est un solide, il se déforme proportionnellement à la contrainte qui lui est appliquée. La déformation élastique est instantanée et récupérable. L'énergie du système est conservée. On le caractérise par ses propriétés mécaniques en traction, compression....

Un certain nombre de corps sont viscoélastiques car ils présentent des propriétés visqueuses et élastiques. On les représente par des associations en série ou en parallèle de ressort (propriétés élastiques, **figure 5**) ou d'amortisseurs (propriétés visqueuses, **figure 6**).

Figure 5 : Comportement élastique

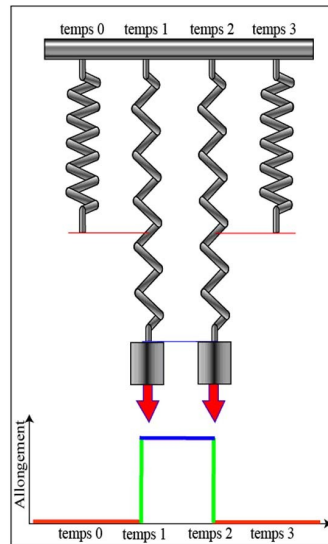
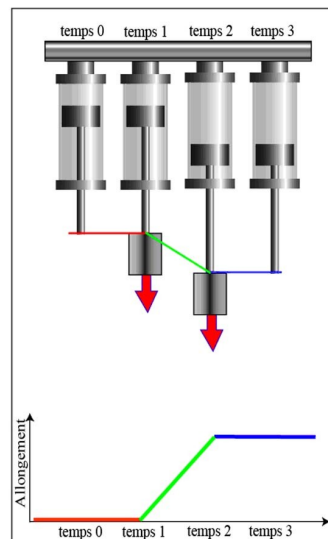


Figure 6 : Comportement plastique



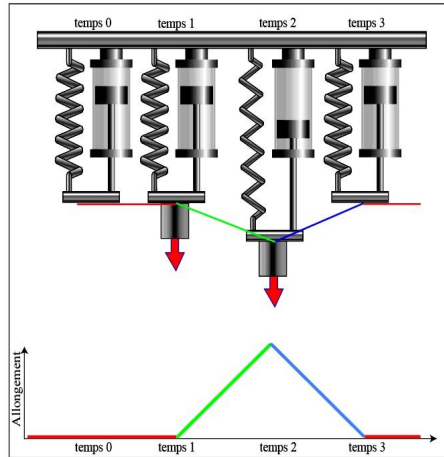
Si, avec un matériau au comportement purement élastique, la déformation est instantanée et immédiate, comme la récupération, en revanche avec un matériau plastique, la déformation est progressive et lente après la mise en charge. Avec l'arrêt de la mise en charge, on observe une conservation de la déformation. L'exemple le plus parlant est celui de la pâte à modeler qui conserve l'empreinte d'un doigt.

La viscoélasticité est une combinaison des deux phénomènes et peut être expliquée simplement par deux modèles :

Le modèle de Maxwell, ressort et amortisseur en série, représente le comportement d'un matériau viscoélastique liquide. Il possède un comportement totalement élastique sous un effort brutal (un choc par exemple) et présente une déformation résiduelle permanente après arrêt de la contrainte.

Le modèle de Kelvin-Voigt, ressort et amortisseur en parallèle (**Figure 7**), représente le comportement d'un matériau viscoélastique solide ne possédant aucune élasticité instantanée. Sous une déformation brutale, les contraintes deviennent infinies. Après arrêt de la contrainte le matériau retrouve sa dimension initiale.

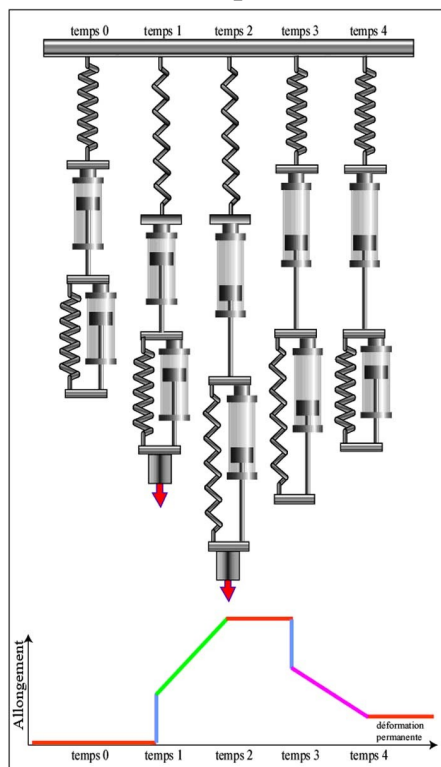
Figure 7 : comportement viscoélastique avec mise en parallèle d'un ressort et d'un amortisseur



Ce sont les élastomères après polymérisation qui, dans le domaine de l'odontologie, sont les plus représentatifs du comportement viscoélastique. Les macromolécules, freinées par leur encombrement et les liaisons secondaires qu'elles ont établies entre elles ralentissent la déformation lors de la mise en charge (lors du franchissement d'une contre-dépouille, par exemple). Elles retourneront à leur état d'origine après la fin de la sollicitation mécanique.

Le modèle de la figure 7 est cependant trop simple. En réalité, le mécanisme est plus complexe et il est mieux décrit dans la **figure 8**.

Figure 8 : Modèle viscoélastique avec déformation permanente



Le modèle de la figure 8 permet de comprendre les déformations que vont subir les matériaux à empreintes élastiques types silicones, polysulfures ou polyéthers lors de leur désinsertion après prise, en présence de contre-dépouille. Lorsque l'on franchit cette contre-dépouille, le matériau se déforme immédiatement, avec un comportement apparemment élastique (temps 1). Comme le franchissement de la contre-dépouille est parfois difficile et prend un temps certain, le comportement viscoélastique se manifeste, avec un déplacement des deux amortisseurs du schéma, correspondant à la réorientation des macromolécules du polymère : elles s'orientent progressivement parallèlement les unes par rapport aux autres (temps 2). Dès l'instant où la contre-dépouille est franchie, nous observons une récupération immédiate mais partielle. L'empreinte semble avoir globalement repris sa forme correcte, mais il demeure toujours une déformation des macromolécules qui mettront plus de temps à récupérer un état thermodynamique plus stable en se repliant sur elles-mêmes. La récupération n'est pas totale car certaines des macromolécules ne retrouvent pas leur forme originelle. Cette déformation est définitive : c'est la déformation permanente.

De l'étude de ce modèle, il convient de retenir essentiellement deux éléments pour améliorer la précision dimensionnelle du modèle issu d'une empreinte réalisée avec un élastomère : Il est nécessaire d'attendre quelques minutes pour obtenir la récupération différée, entre le temps deux et trois. Couler trop rapidement cette empreinte après désinsertion conduit à enregistrer la distorsion des macromolécules avant que la récupération ne puisse se produire. Le temps de franchissement de la contre-dépouille, donc le temps total de désinsertion de l'empreinte doit être le plus bref possible afin de limiter au maximum les déformations viscoélastiques visqueux qui majorent la déformation permanente.

On peut également mesurer le comportement viscoélastiques de corps par des mesures mécaniques en fonction du temps :

- La relaxation : On peut étudier la réponse d'un corps élastique, visqueux ou viscoélastique. On détermine alors une relation entre la déformation imposée et la contrainte qui en résulte en fonction du temps. Cette relation est dite fonction de relaxation et est notée $G(t)$ pour une déformation de cisaillement.
- Le fluage consiste à étudier la réponse en déformation en fonction du temps de fluides viscoélastiques ou de solides viscoélastiques à l'application d'une contrainte. La réponse est dite fonction de fluage $J(t)$.

Il est possible de distinguer deux comportements viscoélastiques différents :

- Un solide viscoélastique montre une contrainte qui relaxe partiellement dans les premiers instants puis se stabilise. Cette stabilisation est caractéristique du solide.

- Un liquide viscoélastique montre une relaxation totale de la contrainte. Le caractère liquide s'affiche dans le fait que la relaxation est totale. Le liquide viscoélastique présente un écoulement (il n'y a pas de stabilisation de la déformation sous charge, ce qui caractérise un liquide). On parle de fluage visqueux. On ne retrouve pas la dimension originale de l'objet. Il y a une déformation permanente résiduelle caractéristique des liquides.

Un grand nombre de corps comme les polymères ont un comportement mixte, solide et liquide qui est souvent lié à l'état physique ou chimique de la matière. Un monomère qui polymérise puis réticule passe de l'état liquide visqueux à liquide viscoélastique puis solide viscoélastique avant d'être parfaitement élastique. Ces comportements dépendent également de la température. Ces différentes propriétés ne sont pas cliniquement visibles lors de la prise des matériaux. Il faut bien en connaître le fonctionnement physico-chimique afin d'évaluer leur comportement clinique et d'éviter les erreurs.

IV PROPRIÉTÉS OPTIQUES

Le choix de la couleur a une importance majeure dans la réussite d'un traitement en odontologie, particulièrement lorsqu'il implique à la fois le chirurgien-dentiste lui-même et son prothésiste qui doit indirectement interpréter sa description. Pendant toute la durée de notre exercice, nous essayons de réaliser des restaurations qui ne devront pas se distinguer de la dent naturelle. Pour aider le praticien à établir son choix, les fabricants proposent des teintiers dont l'utilisation est plus ou moins simple, en fonction de leur agencement et de leur progressivité. Aujourd'hui, nous commençons à disposer de quelques appareils électroniques basés sur la colorimétrie pour aider à déterminer une couleur.

IV.1 LES QUATRE NIVEAUX INTERVENANT DANS LA DÉTERMINATION DE LA COULEUR

La nature de la source lumineuse est le premier de ces niveaux. Il faut une source lumineuse adaptée, en intensité et en nature. Dans la pénombre, nous pouvons distinguer la forme d'un objet, mais nous ne pouvons en déterminer la teinte exacte. Un éclairage bleu ou un éclairage rouge modifie complètement la détermination de cette teinte. Cela nous paraîtrait ridicule de choisir une teinte avec un tel éclairage. Pourtant, il en est de même avec un éclairage par lampe à incandescence ou un tube au néon, leur nature est très différente et modifie insidieusement notre choix de couleur par rapport à un choix effectué en lumière du jour.

Le second niveau est l'objet observé. Il peut être extrêmement complexe associant plusieurs

couleurs, sa transparence et son état de surface qui perturberont le choix. La lumière réfléchié ou transmise par l'objet vers le capteur, l'œil, dépend de la nature de la source.

L'œil est le troisième niveau. Il capte par ses cellules sensorielles, les bâtonnets et les cônes, une partie limitée des photons. C'est le spectre visible. Il transmet les informations vers le centre de la vision, au niveau du cortex occipital.

Le quatrième et dernier niveau correspond à ce cortex occipital où les informations transmises vont être recueillies et analysées.

Des anomalies peuvent exister et si elles sont systématiquement recherchées dans certaines professions, comme les spécialistes en audiovisuel, elles ne le sont pas chez le dentiste. Les dyschromatopsies partielles (le daltonisme) est une perturbation de la vision des couleurs. La plus courante étant la confusion des teintes vertes et rouges, moins fréquente, la confusion du bleu et du jaune. Enfin, certains sujets ne distinguent aucune couleur, juste des niveaux de gris : il s'agit de l'achromatopsie.

Mais en dehors de ces affections, il faut savoir que la vision a été éduquée depuis l'enfance et que le cerveau complète et interprète les images en leur donnant un sens. Chacun aura donc une vision subjective et son interprétation personnelle. Il est donc nécessaire de s'entraîner à identifier les teintes.

IV.2 LES TROIS CARACTÉRISTIQUES DE LA COULEUR

IV.2.1 La luminosité

(*syn.* : brillance, luminance ou valeur, terme anglais « *value* »)

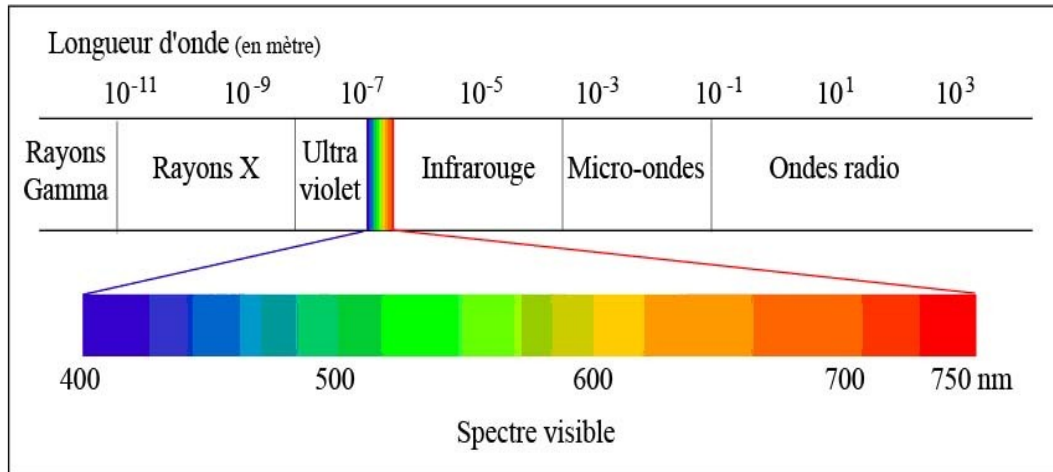
La luminosité correspond à la quantité de lumière réfléchié. Si tout le spectre de la lumière du jour est réfléchi, l'objet observé est blanc. Si rien n'est réfléchi, l'objet est noir. Dans cet intervalle, en fonction de la quantité de lumière l'objet apparaît plus ou moins gris. La difficulté dans le choix de la luminosité est de faire abstraction de la teinte et de la saturation en teinte. Les cellules spécialisées dans la luminosité sont les bâtonnets.

IV.2.2 La teinte

(*syn.* : tonalité chromatique, chromaticité, ton, terme anglais « *hue* »)

Cette teinte est exclusivement liée à la longueur d'onde dominante de la lumière réfléchié. Elle fait partie du spectre visible (**figure 9**).

Figure 9 : Rayonnement électromagnétique et spectre visible



La limite du spectre visible varie d'un individu à l'autre, les extrêmes pourraient être de 380 nanomètres à 800 nanomètres. L'ultraviolet et l'infrarouge ne sont pas visibles. Les 6 ou 7 couleurs habituellement répertoriées sont : violet (et indigo)[380-450nm], bleu [450-490nm], vert [490-560nm], jaune [560-590nm], orange [590-630nm], rouge [630-800nm]. La limite bleu-vert-indigo est difficilement discernable. En réalité, la variation de teinte est continue et cette distinction est totalement arbitraire. L'œil (cônes) est plus sensible dans l'intervalle vert-jaune et moins sensible à partir du rouge et du bleu.

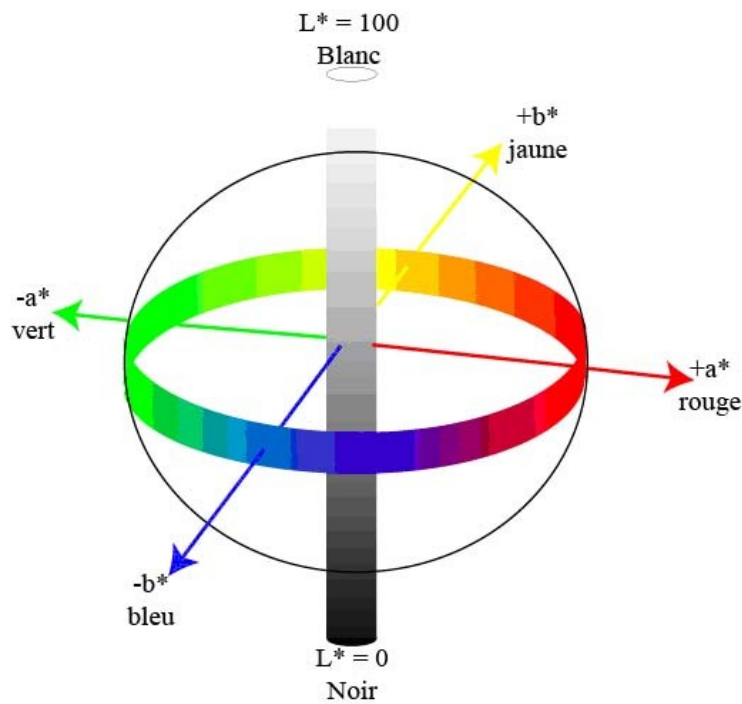
IV.2.3 La saturation

(*syn.* : intensité, densité de couleur, en anglais « *chroma* »)

C'est la quantité de la teinte dans le matériau. Pour diluer une teinte, il suffit d'y ajouter du blanc.

La couleur est donc l'association de ces trois caractéristiques : la luminosité, la teinte et la saturation. Il convient donc de distinguer couleur et teinte, employées habituellement l'une pour l'autre dans le langage courant. Deux systèmes sont utilisés pour classer ces couleurs. Le plus ancien est le système de Munsell. Aujourd'hui, on utilise le système L*a*b* (**figure 10**).

Figure 10 : Système $L^*a^*b^*$



V PROPRIÉTÉS DE SURFACE

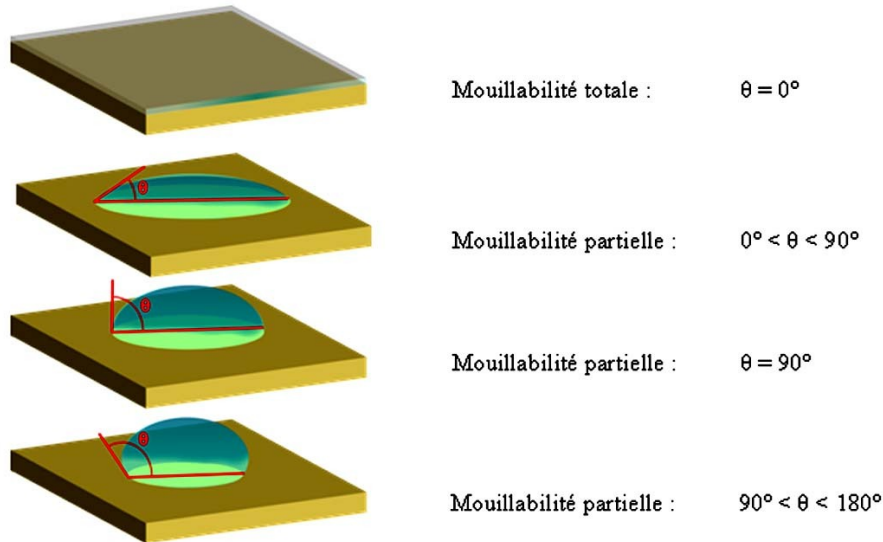
V.1 MOUILLABILITÉ ET ADHÉSION

Dans un liquide, chacun des atomes ou chacune des molécules subit des forces d'attraction de la part des atomes voisins. Au cœur de ce matériau, les forces agissant dans toutes les directions finissent par s'équilibrer et la résultante des forces est nulle. En surface, ces atomes ou ces molécules sont attirés tangentiellement à la surface ou vers l'intérieur du matériau. Ces molécules ne pouvant toutes pénétrer à l'intérieur du matériau, à l'équilibre, le liquide va réduire au maximum sa surface de contact avec l'extérieur. Cette propriété appelée énergie de surface, tension superficielle ou énergie d'interface est la tension qui existe à la surface de séparation de deux milieux. La forme de la surface du liquide à l'équilibre dépend de la pesanteur, des forces d'attraction dans le liquide et de la pression qu'exerce le gaz sur ce liquide.

Dans le milieu buccal, nous nous trouvons le plus souvent en présence d'une interface beaucoup plus complexe. Il s'agit d'une interface triple du type solide/liquide/gaz, par exemple, lors de la mise en place d'un adhésif sur une surface dentinaire ou lors de l'injection en bouche de silicone de basse viscosité sur une préparation.

Au niveau de la jonction solide/liquide/gaz, au point triple, la forme de l'interface va être déterminée par les forces d'attraction au sein du liquide, l'attraction ou la répulsion de la part du solide (selon la nature de la surface), la pression de l'air et la gravité.

Figure 11 : Représentation schématique de différents comportements d'un liquide sur une surface solide.

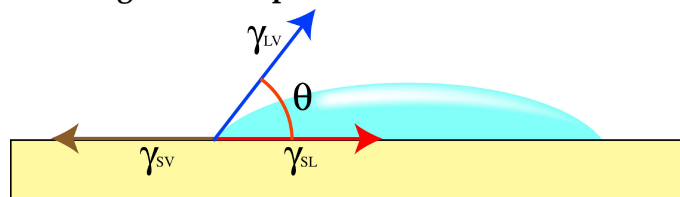


Quand il y a mouillabilité partielle, l'équilibre entre les trois énergies interfaciales est décrit par l'équation de YOUNG :

$$\gamma_{SV} = \gamma_{SL} + \gamma_{LV} \cdot \cos\theta$$

où γ_{SV} représente l'énergie libre de l'interface solide-vapeur
où γ_{SL} représente l'énergie libre de l'interface liquide-vapeur
où γ_{LV} représente l'énergie libre de l'interface solide-liquide
où θ représente l'angle de contact entre le liquide et le solide

Figure 12 : Représentation de YOUNG



Un angle de contact faible, le plus proche de la mouillabilité totale (0°), indique que la mouillabilité est bonne. Cette bonne mouillabilité permet la pénétration capillaire. L'adhésif pénétrera dans les reliefs créés par le mordantage amélaire et dans les tubulis ouverts lors du mordantage total en se plaquant contre les parois. Cette bonne mouillabilité permet au film salivaire de se former entre la muqueuse palatine et la prothèse complète, lui permettant d'adhérer. À l'opposé, une faible mouillabilité, avec un angle supérieur à 90° , limite l'adhésion. Ceci peut être recherché pour limiter l'adhésion bactérienne.

Pour améliorer l'énergie de surface d'un matériau vis-à-vis d'un adhésif ou d'un liquide (pâte crue d'une céramique avant cuisson), divers traitements de surface peuvent être envisagés sur les structures prothétiques ou dentaires. L'oxydation d'un métal permet d'augmenter cette énergie de surface. Augmenter la rugosité est un autre moyen qui consiste à augmenter la surface réelle développée du matériau.

Pour améliorer l'étalement des adhésifs qui sont habituellement de nature plutôt hydrophobes, les fabricants proposent l'utilisation de *primers*, composés à la fois hydrophiles et hydrophobes. Ces *primers* vont permettre à l'adhésif de pénétrer dans la surface des structures dentaires préparées.

V.2 SOLUBILITÉ ET SORPTION

Tous les matériaux dentaires sont solubles dans la cavité buccale. Les plus solubles sont les monomères n'ayant pas réticulés ou certains ciments ionomères de verre. Les matériaux les moins solubles sont les céramiques. Dans des conditions normales, cette solubilité ne peut provoquer de maladie systémique. Cette libération peut cependant provoquer des réactions d'irritation locale, des discolorations ou, plus grave, des réactions de type allergique.

Il est possible d'utiliser cette capacité de façon positive dans le cas des ciments ionomères de verre car ceux-ci sont capables de libérer du fluor, participant à la protection des structures dentaires.

L'absorption est la propriété présentée par des solides et des liquides de fixer certains gaz ou liquides dans la totalité de leur volume. L'adsorption est un phénomène de surface dans lequel les molécules de gaz ou de liquides se fixent sur les surfaces solides. La désorption est le phénomène de libération de ces molécules fixées par absorption ou adsorption.

Par absorption, l'eau issue de la salive pénètre dans les matériaux composites et entraîne une augmentation de volume qui contrebalance approximativement la rétraction de prise de ce matériau. Les propriétés mécaniques sont abaissées par cette absorption et les résultats seront très différents selon que les essais mécaniques seront conduits immédiatement après polymérisation ou après un séjour prolongé dans de l'eau ou de la salive artificielle.

L'absorption va dégrader également les ciments de scellement oxyphosphates de zinc. La dissolution progressive du ciment favorise alors la perte de l'élément prothétique scellé ou une dégradation des structures dentaires par pénétration bactérienne dans l'espace libéré.

VI ANNEXES

BIBLIOGRAPHIE

- BAILON JP., DORLOT JM. : Des matériaux , 3ème éd. Montréal, Presses Internationales Polytechnique, 2000.
- COUARRAZE G., GROSSIORD JL. : Initiation à la rhéologie, Lavoisier - tec & doc 1991, Paris, France.
- COUSSOT P., GROSSIORD J.-L. : Comprendre la rhéologie, EDP sciences 2001, Les Ulis, France.