



Les biomatériaux alternatifs à l'amalgame: critères de choix

Geoffroy Colombat

► To cite this version:

Geoffroy Colombat. Les biomatériaux alternatifs à l'amalgame: critères de choix. Sciences du Vivant [q-bio]. 2002. hal-01732683

HAL Id: hal-01732683

<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01732683>

Submitted on 14 Mar 2018

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

ACADEMIE DE NANCY-METZ

UNIVERSITE DE NANCY I
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2002

Double
N°: 1373 **39** 02

THESE

pour le

DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

par

Geoffroy COLOMBAT

Né le 03 janvier 1976 à Beaumont (63)



LES BIOMATERIAUX ALTERNATIFS A L'AMALGAME : CRITERES DE CHOIX

Présentée et soutenue publiquement le lundi 24 juin 2002.

Examineurs de la thèse :

M. M. PANIGHI
M. J.P. LOUIS
M. B. JACQUOT
M. P. BRAVETTI

Professeur des Universités
Professeur des Universités
Maître de Conférences des Universités
Maître de Conférences des Universités

Président
Juge
Juge
Juge

BU PHARMA-ODONTOL



D

104 060067 5

ACADEMIE DE NANCY-METZ

UNIVERSITE DE NANCY I
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2002

N°: 1373

THESE

pour le

DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

N° 26405

par

Geoffroy COLOMBAT

Né le 03 janvier 1976 à Beaumont (63)



LES BIOMATERIAUX ALTERNATIFS A L'AMALGAME : CRITERES DE CHOIX

Présentée et soutenue publiquement le lundi 24 juin 2002.

Examineurs de la thèse :

M. M. PANIGHI	Professeur des Universités	Président
M. J.P. LOUIS	Professeur des Universités	Juge
<u>M. B. JACQUOT</u>	Maître de Conférences des Universités	Juge
M. P. BRAVETTI	Maître de Conférences des Universités	Juge

Assesseur(s) : Docteur C. ARCHIEN - Docteur J.J. BONNIN
Professeurs Honoraires : MM. F. ABT - S. DURIVAUX - G. JACQUART - D. ROZENCWEIG - M. VIVIER
Doyen Honoraire : J. VADOT

Sous-section 56-01 Odontologie Pédiatrique	Mme M Mlle Mme Mlle	<i>D. DESPREZ-DROZ</i> J. PREVOST S. CREUSOT M.J. LABORIE-SCHIELE A. SARRAND	Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant Assistant
Sous-section 56-02 Orthopédie Dento-Faciale	Mme Mlle Mme Mme Mlle	<i>M.P. FILLEUL</i> A. MARCHAL M. MAROT-NADEAU D. MOUROT A. WEINACHER	Professeur des Universités* Maître de Conférences Assistant Assistant Assistant
Sous-section 56-03 Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie légale	M.	<i>M. WEISSENBACH</i>	Maître de Conférences*
Sous-section 57-01 Parodontologie	M. M. M. Mlle M.	<i>N. MILLER</i> P. AMBROSINI J. PENAUD A. GRANDEMENG M. REICHERT	Maître de Conférences Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant
Sous-section 57-02 Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique, Anesthésiologie Et Réanimation	M. M. M. M. M. Mme	<i>P. BRAVETTI</i> J.P. ARTIS D. VIENNET C. WANG P. GANGLOFF S. KELCHE-GUIRTEN	Maître de Conférences Professeur 2 ^{ème} grade Maître de Conférences Maître de Conférences* Assistant Assistant
Sous-section 57-03 Sciences Biologiques (Biochimie, Immunologie, Histologie, Embryologie, Génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie)	M. M. Mme	<i>A. WESTPHAL</i> J.M. MARTRETTE L. DELASSAUX-FAVOT	Maître de Conférences * Maître de Conférences Assistant
Sous-section 58-01 Odontologie Conservatrice, Endodontie	M. M. M. M. M. Mme M	<i>C. AMORY</i> A. FONTAINE M. PANIGHI J.J. BONNIN P. BAUDOT L. CUNIN J. ELIAS	Maître de Conférences Professeur 1 ^{er} grade * Professeur des Universités * Maître de Conférences Assistant Assistant Assistant
Sous-section 58-02 Prothèses (Prothèse conjointe, Prothèse adjointe partielle, Prothèse complète, Prothèse maxillo-faciale)	M. M. M. Mlle M. M. M.	<i>J.P. LOUIS</i> C. ARCHIEN J. SCHOUVER M. BEAUCHAT D. DE MARCH L.M. FAVOT A. GOENGRICH	Professeur des Universités* Maître de Conférences * Maître de Conférences Assistant Assistant Assistant Assistant
Sous-section 58-03 Sciences Anatomiques et Physiologiques Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie	Mlle M. Mme	<i>C. STRAZIELLE</i> B. JACQUOT V. SCHMIDT MASCHINO	Professeur des Universités* Maître de Conférences Assistant

*Par délibération en date du 11 décembre 1972,
la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que
les opinions émises dans les dissertations
qui lui seront présentées
doivent être considérées comme propres à
leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner
aucune approbation ni improbation.*

REMERCIEMENTS

A notre président,

M. M. PANIGHI

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université Henri Poincaré, Nancy-I

Habilité à diriger des recherches par l'Université Henri Poincaré, Nancy-I

Professeur des Universités

Sous-section : Odontologie conservatrice - Endodontie

Nous vous sommes très reconnaissant d'avoir accepté la présidence de cette thèse. Nous tenons par ailleurs à vous remercier pour votre gentillesse et votre disponibilité. Cela sans oublier votre enseignement, empreint de rigueur et d'une bonne humeur toute latine.

Veillez trouver ici le témoignage de notre gratitude et de notre sincère sympathie.

A notre juge,

M. J.P. LOUIS

Chevalier des Palmes Académiques
Doyen de la Faculté de Chirurgie Dentaire de l'Université Henri Poincaré, Nancy-I
Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur en Sciences Odontologiques
Docteur d'Etat en Odontologie
Professeur des Universités
Responsable de la sous-section : Prothèses

Nous vous sommes reconnaissant de l'honneur que vous nous faites en acceptant de juger ce travail. Vos qualités de pédagogue et de clinicien nous ont guidé tout au long de notre apprentissage en prothèse. Nous sommes fier d'avoir profité de votre enseignement. Veuillez trouver ici le témoignage de notre sincère gratitude.

A notre juge et directeur de thèse,

M. B. JACQUOT

Docteur en Chirurgie Dentaire
Maître de Conférences des Universités
Sous-section : Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques,
Biomatériaux, Biophysique, Radiologie

Vous avez accepté de diriger notre travail malgré les difficultés engendrées par la distance. Nous tenons à vous remercier de votre confiance et des conseils que vous nous avez prodigués. Nous gardons un très bon souvenir des vacances effectuées avec vous à Bonsecours, de votre disponibilité et de votre rigueur en toutes choses. Vous nous avez appris à nous remettre en question et à progresser. Veuillez trouver ici le témoignage de notre sincère gratitude, de notre respect et de notre sympathie.

A notre juge,

M. P. BRAVETTI

Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur de l'Université Henri Descartes de Paris V
Maître de Conférences des Universités
Responsable de la sous-section : Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique,
Anesthésiologie et Réanimation

Vous avez eu la gentillesse de bien vouloir siéger parmi les membres de notre jury. Nous vous sommes reconnaissant de l'honneur que vous nous faites et de votre grande disponibilité.

Veillez trouver ici le témoignage de notre sincère gratitude.

Aux enseignants qui m'ont guidé tout au long de mon parcours scolaire puis universitaire.

A mes parents, à Eckhard et Frédérique pour leur amour et leur soutien sans faille.

A Flo et Adèle qui sont trop loin, et à Béa qui se rapproche.

A tous les membres de ma famille.

Aux viocs :

A Seb et Sylvie, qui contrairement aux apparences ne sont jamais très loin. Je vous souhaite tout le bonheur du monde !

A Seuseu et Céline, Max et Val, Franck et Sandrine. Pour vous, chouchen et galettes à volonté, toujours, au bout du monde.

A Roméo et Nadia, Patou et les siens, Xav et Carole, Arnaud et Audrey, Marc et Caro, Chris et Nat, Salah et Camille, Diane et Seb, pour tous ces bons moments.

A Clairette et C.C. qui m'ont appris le boulot et ont joué les grandes sœurs.

A tous ceux de Bonsecours.

A tous les copains de fac et de prépa.

A ceux qui m'entourent ici, au bout du monde :

A Eric, le plus dispo, le plus sympa, le plus flegmatique... Eric, quoi...

A Max et Anne-Laure, Céline et Frédo, Richard, Cathy et Romain, Manue et Jean-Louis, et tous les ceusses des zamis de Gégé.

A Clotilde et Erell qui ont facilité mon intégration à la faune brestoise.

A tous les jeunes et moins jeunes du CDS qui partagent mon quotidien.

Aux potes qui, comme moi, sont internés à l'hosto.

A Bilou et à ses idiots de fenêtres qui grincent de partout et ne sont pas jointives. Vive Linux !

A tous les petits : Grouik, Gnocchi, Bèèè, Didou, Roméo et Chalumeau. Restez jeunes !

Enfin, et surtout, à ma petite Anne... Pour son amour et pour tout ce qu'elle est... Vouï, pour tout...

SOMMAIRE

Introduction	09
I. LES PROPRIETES DES DIFFERENTS BIOMATERIAUX	10
1. LES AMALGAMES	10
1.1. Définition	10
1.2. La composition des amalgames d'argent	10
1.2.1. Les proportions des différents constituants	10
1.2.2. Propriétés des constituants de la poudre	10
1.2.2.1. L'argent	10
1.2.2.2. L'étain	10
1.2.2.3. Le cuivre	11
1.2.2.4. Le zinc	11
1.2.2.5. Les constituants mineurs	11
1.2.3. Les catégories de poudres d'alliage	11
1.2.3.1. La composition des différentes formes de poudre	11
1.2.3.2. La poudre d'alliage sous forme de limaille	11
1.2.3.3. La poudre d'alliage de forme sphérique	11
1.2.3.4. La poudre d'alliage de forme sphéroïde	12
1.3. Classification des amalgames, selon STOIAN et MEYER (1980)	12
1.4. La réaction de prise des amalgames	13
1.4.1. Généralités	13
1.4.2. L'imprégnation	13
1.4.3. L'amalgamation	13
1.4.4. La cristallisation	13
1.5. Les phases obtenues en fonction du type d'amalgame	13
1.5.1. Les amalgames conventionnels (classes I et II)	14
1.5.2. Les amalgames à phases dispersées (classe III)	14
1.5.3. Les amalgames HCSC (classe IV)	15
1.6. Les propriétés mécaniques des amalgames (POWERS et BURGESS, 1996)	15
1.6.1. L'influence des différentes phases	15
1.6.2. La résistance à la compression	16
1.6.3. La résistance à la traction	16
1.6.4. La résistance à la flexion	17
1.6.5. Le module de Young	17
1.6.6. Le fluage	17
1.6.7. Conclusion	18
1.7. Les propriétés physico-chimiques des amalgames	18
1.7.1. L'adhésion	18
1.7.1.1. Les amalgames collés	18
1.7.2. Les variations dimensionnelles	19
1.7.2.1. L'interface entre la dent et le matériau	19
1.7.2.2. Les variations liées à la prise	20
1.7.2.3. Les variations thermiques	20
1.7.3. Les propriétés thermiques de l'amalgame	20
1.7.4. La corrosion des amalgames	21
1.7.4.1. La corrosion électrochimique	21
1.7.4.2. La corrosion galvanique	22
1.7.4.3. Les facteurs influençant la corrosion	22
1.7.4.4. Les conséquences cliniques de la corrosion	22
1.7.5. La radio-opacité de l'amalgame	22
1.8. Les propriétés optiques et esthétiques de l'amalgame	23
1.9. Les propriétés biologiques et la biocompatibilité de l'amalgame	23

1.9.1. Définition de la biocompatibilité	23
1.9.2. La toxicité systémique	23
1.9.2.1. L'évaluation des risques liés au mercure	23
1.9.2.2. La cinétique du mercure dans l'organisme	24
1.9.2.3. Les formes cliniques d'intoxication au mercure	24
1.9.3. La toxicité de contact (HENSTEN-PETTERSEN, 1998)	24
1.9.4. La cytotoxicité de l'amalgame	25
1.9.5. Conclusion	25
1.10. Aspects environnementaux de l'utilisation de l'amalgame	26
1.10.1. La classification des déchets	26
1.10.2. Le mercure dans l'environnement	26
1.10.3. Les problèmes liés au mercure d'origine dentaire	26
1.11. Les aspects cliniques de l'utilisation de l'amalgame	28
1.11.1. Les indications	28
1.11.2. Les principes de taille des cavités	28
1.11.3. Les principes généraux d'utilisation clinique	29
1.11.4. Le rapport coût/efficacité	30
1.12. Conclusion	30
2. LES ALLIAGES METALLIQUES AUTRES QUE L'AMALGAME	31
2.1. Alliages à base d'argent sans mercure	31
2.1.1. Composition	31
2.1.2. Caractéristiques physico-chimiques et longévité	31
2.1.3. Biocompatibilité	32
2.1.4. Indications et utilisation clinique	32
2.2. Alliages à base de gallium	32
2.2.1. Composition et produits	32
2.2.2. Propriétés mécaniques et physiques	32
2.2.3. Propriétés physico-chimiques	32
2.2.4. Biocompatibilité	32
2.2.5. Indications et utilisation clinique	33
2.3. Conclusion	33
3. LES COMPOSITES	34
3.1. Définition des composites	34
3.2. Historique	34
3.3. Classification des composites	34
3.4. Composition des composites	35
3.4.1. Les charges	35
3.4.2. La matrice	36
3.4.2.1. Les monomères (PEUTZFELD, 1997)	36
3.4.2.2. Les activateurs	37
3.4.2.3. Les inhibiteurs de prise	38
3.4.2.4. Les pigments	38
3.4.2.5. Autres additifs	38
3.5. La réaction de prise des composites	38
3.5.1. L'amorçage	39
3.5.2. La propagation	39
3.5.3. La terminaison	39
3.5.4. Le degré de conversion (WATTS, 1996)	40
3.6. Les propriétés mécaniques (POWERS et BURGESS, 1996)	40
3.6.1. La résistance à la compression	40
3.6.2. La résistance à la traction	40
3.6.3. La résistance à la flexion	41

3.6.4. La résistance à l'usure	41
3.6.5. La dureté	41
3.6.6. Le module de Young	41
3.7. Les propriétés physico-chimiques	42
3.7.1. L'adhésion	42
3.7.2. Les variations dimensionnelles	42
3.7.2.1. Le retrait de polymérisation	42
3.7.2.2. L'absorption hydrique	43
3.7.2.3. Le comportement thermique	43
3.7.3. La radio-opacité	43
3.8. Les propriétés optiques et esthétiques	43
3.8.1. Teinte et translucidité (BLACKWELL et KASE, 1996)	43
3.8.2. Stabilité de la teinte	44
3.9. Les propriétés biologiques et la biocompatibilité des composites	44
3.9.1. Les substances libérées	44
3.9.2. Mécanismes et facteurs de libération	45
3.9.3. La toxicité systémique (SCHMALZ, 1998)	46
3.9.4. La toxicité locale (HENSTEN-PETTERSEN, 1998)	46
3.9.5. Cytotoxicité, toxicité pulpaire et mutagénicité	47
3.9.6. Conclusion	48
3.10. Aspects environnementaux de l'utilisation des composites	48
3.11. Aspects cliniques de l'utilisation des composites	49
3.11.1. Indications	49
3.11.2. Mise en œuvre	49
3.11.2.1. Principes de préparation	49
3.11.2.2. Protocole (LEINFELDER et coll., 1999)	49
3.11.2.3. Conclusion	50
3.11.3. Variantes de l'utilisation des composites : les obturations sandwich	51
3.11.3.1. Définition	51
3.11.3.2. Utilisation des verres ionomères modifiés	51
3.11.3.3. Utilisation des composites fluides	52
3.11.3.4. Choix du fond de cavité	52
3.11.3.5. Conclusion	53
3.11.4. Longévité et rapport coût/efficacité	53
3.12. Conclusion	53
4. LES COMPOSITES COMPACTABLES	54
4.1. Introduction	54
4.2. La composition (LEINFELDER et coll., 1999)	54
4.3. Les propriétés mécaniques	55
4.3.1. La résistance à la compression (LEINFELDER et coll., 1999)	55
4.3.2. La résistance à la traction	56
4.3.3. La résistance à la flexion	56
4.3.4. La résistance à la fracture (CHOI et coll., 2000)	56
4.3.5. La résistance à l'usure et l'état de surface	57
4.3.6. La dureté	57
4.3.7. Le module de Young	58
4.3.8. Conclusion (LEINFELDER et coll., 1999)	58
4.4. Les propriétés physiques	58
4.4.1. La résistance à la condensation (BRACKETT et COVEY, 2000)	58
4.4.2. Le retrait de prise, l'adhésion et les variations dimensionnelles	59
4.4.3. La radio-opacité (CHOI et coll., 2000)	59
4.4.4. La profondeur de polymérisation (MANHART et coll., 2000)	59

4.5. Les propriétés esthétiques et la stabilité de la teinte	60
4.6. Biocompatibilité et aspects environnementaux	60
4.7. Aspects cliniques	60
4.8. Conclusion (COBB et coll., 2000)	60
5. LES COMPOSITES FLUIDES	61
5.1. Composition	61
5.2. Propriétés mécaniques (BAYNE et coll., 1998)	62
5.2.1. La résistance à la compression	62
5.2.2. La résistance à la traction	62
5.2.3. La résistance à la flexion	62
5.2.4. La résistance à la fracture	63
5.2.5. La résistance à l'usure	63
5.2.6. La dureté	64
5.2.7. Le module de Young	64
5.2.8. Le fluage	64
5.2.9. Conclusion	65
5.3. Les propriétés physiques (BAYNE et coll., 1998)	65
5.3.1. Variations dimensionnelles, adhésion, qualité du joint avec la dent	65
5.3.2. La radio-opacité (BOUSCHLICHER et coll., 1999)	66
5.3.3. La profondeur de polymérisation	66
5.3.4. Les propriétés esthétiques et la stabilité de la teinte	67
5.4. Biocompatibilité et environnement	67
5.5. Aspects cliniques et indications (BAYNE et coll., 1998)	67
5.6. Conclusion	67
5.7. Conclusion sur les composites en tant qu'alternative aux amalgames	67
6. LES VERRES IONOMERES TRADITIONNELS	69
6.1. Définition et historique	69
6.2. Composition	69
6.2.1. La poudre (NAASAN et WATSON, 1998)	69
6.2.2. Le liquide	70
6.3. La réaction de prise (NAASAN et WATSON, 1998)	70
6.3.1. La réaction acide-base (WATTS, 1996)	70
6.3.2. La gélification	70
6.3.3. La maturation	70
6.4. La structure du verre ionomère pris	71
6.5. Les propriétés mécaniques des verres ionomères	71
6.6. Les propriétés physico-chimiques	72
6.6.1. L'adhésion	72
6.6.2. Les variations dimensionnelles	72
6.6.2.1. Le retrait de prise (BLACKWELL et KASE, 1996)	72
6.6.2.2. L'absorption hydrique	73
6.6.2.3. Le comportement thermique (HICKEL et coll., 1998)	73
6.6.3. La radio-opacité (SKARTVEIT et HALSE, 1996)	73
6.7. Les propriétés optiques et esthétiques (BLACKWELL et KASE, 1996)	73
6.8. Les propriétés biologiques et la biocompatibilité	73
6.8.1. La libération de fluorures	74
6.8.1.1. Le mécanisme (NAASAN et WATSON, 1998)	74
6.8.1.2. L'effet cariostatique	74
6.8.2. Autres substances libérées par les verres ionomères	75
6.8.3. La toxicité systémique (SCHMALZ, 1998)	75
6.8.4. La toxicité locale	75
6.8.5. Cytotoxicité et toxicité pulpaire	75

6.8.6. Conclusion	76
6.9. Aspects environnementaux	76
6.10. Aspects cliniques	76
6.10.1. Indications des verres ionomères traditionnels	76
6.10.2. Mise en œuvre (NAASAN et WATSON, 1998)	76
6.10.3. Longévité	76
6.11. Conclusion	77
7. VERRES IONOMERES MODIFIES ET COMPOMERES : GENERALITES	78
7.1. Définition	78
7.2. Composition	78
7.3. Réaction de prise	78
7.3.1. Les verres ionomères modifiés (HICKEL et coll., 1998)	78
7.3.2. Les compomères (HICKEL et coll., 1998)	79
8. LES PROPRIETES DES VERRES IONOMERES MODIFIES	80
8.1. Les propriétés mécaniques	80
8.1.1. La résistance à la compression	80
8.1.2. La résistance à la traction	80
8.1.3. La résistance à la flexion	80
8.1.4. La résistance à la fracture (GLADYS et coll., 1997)	81
8.1.5. La résistance à la fatigue (GLADYS et coll., 1997)	81
8.1.6. La résistance à l'usure (GLADYS et coll., 1997)	81
8.1.7. La dureté	82
8.1.8. Le module de Young (GLADYS et coll., 1997)	82
8.1.9. Conclusion (GLADYS et coll., 1997)	82
8.2. Les propriétés physico-chimiques	83
8.2.1. L'adhésion et le joint avec la dent	83
8.2.2. Les variations dimensionnelles	83
8.2.2.1. Le retrait de prise	83
8.2.2.2. L'absorption hydrique	83
8.2.2.3. Le comportement thermique (HICKEL et coll., 1998)	84
8.2.3. La radio-opacité	84
8.3. Propriétés optiques et esthétiques (BLACKWELL et KASE, 1996)	84
8.4. Les propriétés biologiques et la biocompatibilité	85
8.4.1. Les produits libérés	85
8.4.2. La toxicité des substances libérées	86
8.4.3. Conclusion	86
8.5. Les aspects environnementaux	87
8.6. Les aspects cliniques	87
8.6.1. Les indications des verres ionomères modifiés	87
8.6.2. La mise en œuvre	87
8.6.3. La longévité	87
8.7. Conclusion	87
9. LES PROPRIETES DES COMPOMERES	89
9.1. Les propriétés mécaniques	89
9.1.1. La résistance à la compression	89
9.1.2. La résistance à la traction	89
9.1.3. La résistance à la flexion	89
9.1.4. La résistance à la fracture	90
9.1.5. La résistance à la fatigue	90
9.1.6. La résistance à l'usure (GLADYS et coll., 1997)	90
9.1.7. La dureté	90
9.1.8. Le module de Young (GLADYS et coll., 1997)	91

9.1.9. Conclusion	91
9.2. Les propriétés physico-chimiques	91
9.2.1. L'adhésion et le joint avec la dent	91
9.2.2. Les variations dimensionnelles	92
9.2.2.1. Le retrait de prise	92
9.2.2.2. L'absorption hydrique	92
9.2.2.3. Le comportement thermique	92
9.2.3. La radio-opacité	92
9.3. Les propriétés optiques et esthétiques	93
9.4. Les propriétés biologiques et la biocompatibilité	93
9.4.1. Les substances libérées	93
9.4.2. La toxicité des substances libérées	94
9.4.3. Conclusion	94
9.5. Les aspects environnementaux	95
9.6. Les aspects cliniques	95
9.6.1. Les indications des compomères	95
9.6.2. La mise en oeuvre	95
9.6.3. La longévité	95
9.7. Conclusion	95
10. L'ARISTON pHc	97
10.1. Définition	97
10.2. Composition	97
10.3. La réaction de prise	97
10.4. La structure du produit fini	98
10.5. Les propriétés mécaniques	98
10.5.1. La résistance à la compression	98
10.5.2. La résistance à la traction	98
10.5.3. La résistance à la flexion	98
10.5.4. La résistance à la fracture	98
10.5.5. La résistance à l'usure (MANHART et coll., 2000)	98
10.5.6. La dureté Vickers	99
10.5.7. Le module de Young (MANHART et coll., 2000)	99
10.5.8. Conclusion	99
10.6. Les propriétés physico-chimiques	99
10.6.1. La profondeur de polymérisation	99
10.6.2. La radio-opacité	99
10.7. Les propriétés optiques et esthétiques	99
10.8. Les propriétés biologiques et la biocompatibilité	100
10.8.1. La libération d'ions	100
10.8.2. L'effet cariostatique lié à la libération d'ions	100
10.8.3. Libération d'autres substances, toxicité et cytotoxicité	101
10.9. Aspects environnementaux	101
10.10. Aspects cliniques	101
10.10.1. Indications	101
10.10.2. Mise en oeuvre	101
10.10.3. Longévité et rapport coût/efficacité	102
10.11. Conclusion	102
11. LES ORMOCERS	103
11.1. Définition	103
11.2. Classification	103
11.3. Composition	104
11.3.1. Les charges	104

11.3.2. La matrice	104
11.3.2.1. Le polymère « ormocer » et ses monomères précurseurs	104
11.3.2.2. Les monomères annexes (MOSZNER et SALZ , 2001)	105
11.4. La réaction de prise	106
11.4.1. La formation du réseau inorganique	106
11.4.2. La formation du réseau organique	106
11.5. Les propriétés mécaniques (MANHART et coll., 2000 et 2001)	107
11.5.1. La résistance à la compression	107
11.5.2. La résistance à la flexion	107
11.5.3. La résistance à la fracture	107
11.5.4. la résistance à l'usure	107
11.5.5. La dureté Vickers	108
11.5.6. Le module de Young	108
11.5.7. Conclusion	108
11.6. Les propriétés physico-chimiques	108
11.6.1. L'adhésion	108
11.6.2. Les variations dimensionnelles	109
11.6.3. La radio-opacité	109
11.6.4. La profondeur de polymérisation	109
11.7. Les propriétés optiques	109
11.8. Les propriétés biologiques et la biocompatibilité	109
11.9. Aspects environnementaux	110
11.10. Aspects cliniques	110
11.10.1. Indications des ormocers	110
11.11. Conclusion	110
12. SYNTHESE DES PROPRIETES DES DIFFERENTS BIOMATERIAUX	111
12.1. Les propriétés mécaniques	111
12.2. La qualité du joint avec la dent	112
12.3. La conservation des tissus sains	114
12.4. La bioactivité	115
12.5. Santé et environnement	115
12.6. Propriétés esthétiques	116
12.7. Longévité	116
12.8. Comparaison des matériaux avec les amalgames HCSC	117
12.9. Conclusion	123
II. LES CRITERES DE CHOIX DES BIOMATERIAUX	124
1. CRITERES LIES AU PRATICIEN	124
1.1. Méthode, dextérité, instrumentation	124
1.2. Rapport coût/efficacité	124
1.3. Conclusion	124
2. CRITERES LIES AU PATIENT	124
2.1. le motif de la consultation	124
2.2. Les pathologies	125
2.3. L'âge	125
2.4. L'indice carieux	126
3. CRITERES LIES A LA LOCALISATION DES ATTEINTES CARIEUSES	126
3.1. la classification SiSta	126
3.1.1. Introduction	126
3.1.2. Le concept SiSta	126
3.1.3. Conclusion	129

3.2. Classification tenant compte des propriétés mécaniques des matériaux	129
3.2.1. Introduction	129
3.2.2. La répartition des forces occlusales	130
3.2.3. Cavités prophylactiques	131
3.2.4. Cavités de classe I	131
3.2.4.1. Facteurs en faveur des amalgames HCSC	131
3.2.4.2. Facteurs en faveur des composites hybrides	131
3.2.4.3. Discussion	131
3.2.4.4. Conclusion	132
3.2.5. Cavités de classe II	132
3.2.5.1. exigences mécaniques	132
3.2.5.2. Matériaux correspondant	132
3.2.5.3. Expériences et essais cliniques	133
3.2.5.4. Conclusion	134
3.2.6. Cavités de classe V	135
3.2.6.1. Exigences mécaniques	135
3.2.6.2. Matériaux correspondant	135
3.2.7. Conclusion	136
4. CONCLUSION GENERALE	136
BIBLIOGRAPHIE	137

D'après le Conseil National De l'Ordre Des Chirurgiens Dentistes, seulement 340 cas d'allergie au mercure ont été recensés entre 1930 et 1996, pour des dizaines de millions d'obturations réalisées à l'amalgame. Cela correspond à un risque de 0.04% à 0.00001% suivant les régions. Néanmoins, depuis quelques années, nous assistons à une remise en question de l'innocuité de l'amalgame par différents médias. Parallèlement, les exigences de nos patients évoluent et s'orientent vers la réalisation de soins esthétiques. Ces deux facteurs nous poussent à utiliser des matériaux alternatifs aux amalgames, choisis souvent pour leurs propriétés optiques, sans égards pour leur toxicité potentielle ou leurs propriétés mécaniques et physiques.

Le but de cet ouvrage est de faire le point sur l'ensemble de ces produits. Des critères permettant au praticien de choisir le (ou les) matériau(x) adéquat(s) en fonction de la situation clinique seront ensuite définis. Dans cette optique, seuls les matériaux correspondant aux indications des amalgames et permettant de réaliser des obturations en technique directe seront étudiés. Il s'agit donc des alliages métalliques sans mercure, des composites, des verres ionomères traditionnels et modifiés, des compomères, de l'Ariston pHc et des ormocers.

Le lecteur trouvera donc deux chapitres distincts. Le premier présente chronologiquement les différents matériaux, dont les amalgames, au moyen d'une revue récente de la littérature. Leur composition, leurs propriétés mécaniques, physico-chimiques et optiques, ainsi que leur biocompatibilité et quelques aspects de leur utilisation clinique (protocole, rapport coût-efficacité), sont étudiés systématiquement. Ce chapitre se conclut par une synthèse des propriétés de l'ensemble des matériaux analysés.

Le deuxième chapitre définit les critères de choix des matériaux d'obturation coronaire. La démarche adoptée consiste à considérer les problèmes dans l'ordre où ils se présentent au praticien. Ainsi, nous traitons d'abord les critères de choix inhérents au praticien, au patient, puis à la localisation et à l'évolution de la lésion carieuse. Les critères ainsi déterminés sont mis en relation avec les propriétés des différents matériaux, et l'ensemble aboutit alors à un schéma décisionnel pratique, permettant de guider le praticien dans le choix du matériau de restauration.

I . LES PROPRIETES DES DIFFERENTS BIOMATERIAUX

1. LES AMALGAMES

Sauf mention différente, les données sont tirées des travaux de TOUMELIN-CHEMLA et coll., publiés en 1998 par le Conseil Supérieur d'Hygiène Publique de France.

1.1. Définition

Un amalgame est un alliage métallique dans lequel un des composants est le mercure. Ce mercure sera mélangé à une poudre contenant principalement de l'argent, de l'étain et du cuivre, avec parfois des éléments mineurs tels que le zinc, le palladium ou l'indium (JOHNSON et coll., 1992 et POWELL et coll., 1989).

1.2. La composition des amalgames d'argent

1.2.1. Les proportions des différents constituants

Ces amalgames sont le résultat du mélange de mercure avec une poudre d'alliage métallique. Cet alliage peut être ternaire et contient alors trois composants principaux (argent, cuivre et étain), ou quaternaire si on y rajoute du zinc. La poudre d'alliage peut également contenir une faible proportion de mercure (moins de 3%), pour faciliter l'amalgamation. On parle alors de poudre d'alliage pré-amalgamée.

La composition de la poudre d'alliage a été définie en 1986 par les normes ISO et AFNOR comme suit :

- argent, 40 à 70% de la composition,
- étain, 22 à 32% de la composition,
- cuivre, 2 à 40% de la composition,
- zinc, 2% de la composition au maximum,
- certain métaux peuvent également être présents à l'état de trace, parmi lesquels le cadmium, l'indium (0,4%), le palladium (0,5 %), l'or, le nickel (BERRY et coll., 1998).

La quantité de mercure nécessaire à la formation du produit fini oscille entre 43 et 50,5% (BERRY et coll., 1998).

1.2.2. Propriétés des constituants de la poudre

1.2.2.1. L'argent

En se combinant avec le mercure, il forme la matrice de l'amalgame. Il permet un durcissement rapide, allié à des qualités mécaniques acceptables. Il procure également une bonne résistance au ternissement ainsi qu'une légère augmentation dimensionnelle à la prise.

1.2.2.2. L'étain

Il facilite l'amalgamation en conférant une plus grande plasticité à l'alliage. Il diminue le temps de prise ainsi que l'expansion de prise, mais présente des effets néfastes sur les plans mécanique et électrochimique, car il est très sensible à la corrosion.

1.2.2.3. Le cuivre

Il présente une bonne dureté ainsi que de bonnes qualités mécaniques. En concentration suffisante, il se combine à l'étain, l'empêchant de réagir avec le mercure. Cela améliore les propriétés électrochimiques de l'amalgame. Il procure une légère augmentation de prise.

1.2.2.4. Le zinc

Il facilite la fonte de l'alliage en jouant le rôle d'agent désoxydant. Il augmente également la plasticité du matériau lors de la trituration. Il est cependant sujet à la corrosion et procure une expansion de prise retardée si l'obturation est contaminée par la salive au moment de sa réalisation (YAMADA et coll. et OSBORNE et coll., 1993). D'après LETZEL et coll. (1997), OSBORNE et coll. et BERRY et coll. (1998), le zinc augmente les performances cliniques des amalgames.

1.2.2.5. Les constituants mineurs

L'indium procure une résistance mécanique plus précoce mais diminue la résistance à la corrosion.

Le mercure, présent dans les poudres d'alliage des amalgames pré-amalgamés, facilite l'amalgamation.

1.2.3. Les catégories de poudres d'alliage

1.2.3.1. La composition des différentes formes de poudre

La poudre d'alliage peut être constituée de particules sphériques, ou de limaille. Exceptionnellement, il peut y avoir de la poudre sphéroïde.

Voici la composition moyenne des différents types d'alliages commercialisés :

Alliages	Forme des particules	Eléments en poids (%)					
		Ag	Sn	Cu	Zn	In	Pd
Faible teneur en Cu		63-70	26-28	2-5	0-2	0	0
Haute teneur en Cu							
Mixtes	Limaille	40-70	26-30	2-30	0-2	0	0
	Sphérique	40-65	0-30	20-40	0	0	0-1
Composition unique	sphérique	40-60	22-30	13-30	0	0	0-1

(CRAIG, 1993)

1.2.3.2. La poudre d'alliage sous forme de limaille

La poudre obtenue correspond à des bâtonnets de 60 à 320 μm de long sur 10 à 30 μm d'épaisseur et 10 à 70 μm de largeur. La poudre peut être tamisée pour obtenir une limaille plus fine, avec des bâtonnets faisant 35 à 100 μm de longueur.

1.2.3.3. La poudre d'alliage de forme sphérique

La granulométrie varie entre 10 et 50 μm . La forme des particules d'alliage peut être sphérique ou à type de gouttelettes.

La poudre sphérique nécessite moins de mercure lors de l'amalgamation car le rapport volume sur surface est meilleur que pour les particules de limaille. (A volume égal, la surface d'alliage susceptible de réagir avec le mercure est supérieure dans le cas de particules sphériques).

Par ailleurs, la résistance à la friction des différentes phases est moins importante dans le cas d'un amalgame sphérique, qui nécessitera donc une force de condensation moindre et sera plus facilement modelable lors de son utilisation (BERRY et coll., 1998). Ces auteurs affirment également que ce type de poudre induit un plus grand retrait de prise, diminuant ainsi la qualité du joint périphérique. Une condensation latérale permettrait cependant de limiter ce problème.

Le temps de prise des amalgames à poudre sphérique est plus court, ce qui permet une obtention plus précoce de propriétés mécaniques satisfaisantes, mais diminue le temps de travail.

Certains amalgames utilisent un mélange de poudre sphérique et de limaille afin de tirer profit des avantages de l'une et de l'autre. On parle alors de poudre mixte.

1.2.3.4. La poudre d'alliage de forme sphéroïde

La pulvérisation de l'alliage dans l'eau à la place du gaz inerte permet la formation de particules oblongues. Cela pose cependant des problèmes de corrosion, et l'utilisation de ce type de poudre est très rare (ORALLOY).

1.3. Classification des amalgames, selon STOIAN et MEYER (1980)

Cette classification est structurelle et chronologique. Chaque type d'amalgame apporte une amélioration au précédent.

Amalgames de type I

Cela correspond aux amalgames dits « conventionnels ».

Ce sont des amalgames quaternaires, contenant donc de l'argent, de l'étain, du cuivre et du zinc.

La quantité de cuivre est inférieure à 6%, celle d'argent est de 65%, celle d'étain de 29%, et celle de zinc est inférieure à 2%.

La poudre d'alliage est généralement sous forme de limaille.

Exemples de produits correspondants : CAVEX, NEW TRUE DENTALLOY, STANDALLOY.

Amalgames de type II

Cela correspond aux amalgames dits « conventionnels modifiés ».

Afin de limiter la corrosion et l'augmentation de volume consécutive à une éventuelle contamination aqueuse pendant la prise, le zinc a été retiré.

Ce sont donc des amalgames ternaires, contenant de l'argent, de l'étain, et du cuivre.

La quantité de cuivre est de 4%, celle d'argent est de 70%, et celle d'étain de 26%.

La poudre d'alliage est sous forme de limaille fine avec un faible pourcentage de sphérules d'eutectique AgCu.

Exemples de produits correspondants : CAVEX SF, SHOFU.

Amalgames de type III

Cela correspond aux amalgames à phases dispersées, dits « non γ_2 ». Ce type d'amalgame a été développé par INNES et YOUDELIS en 1963. L'objectif était de réduire la propagation des dislocations au sein du matériau. Pour cela, ils ont incorporé

à la poudre d'alliage des particules d'eutectique AgCu, car c'est la seule forme pour laquelle la structure et la composition de l'alliage sont définies. La réaction de prise de ces amalgames aboutit à un produit comportant peu de phase γ_2 , d'où leur dénomination et l'amélioration de leurs propriétés, cette phase étant la plus sensible à la corrosion et la plus faible mécaniquement.

Ce sont donc des amalgames ternaires.

La quantité de cuivre est de 10 à 13%.

La poudre d'alliage est constituée de 2/3 de limaille d'Ag₃Sn (correspondant à la phase γ), associée à 1/3 de sphérules d'eutectique AgCu. Au sein de ces sphérules, il y a 72% d'argent et 28% de cuivre.

Exemples de produits correspondants : DISPERSALLOY, AMALCAP NON γ_2 , LUXALLOY.

Amalgames de type IV

Cela correspond aux amalgames non γ_2 à haute teneur en cuivre, dits amalgames HCSC (pour High Copper Single Composition). Ils ont été développés par Asgar en 1974, afin d'obtenir un produit moins sensible à la corrosion. Chaque particule d'alliage a donc la même composition ternaire (argent, cuivre et étain).

La quantité de cuivre est de 13 à 30%.

La poudre d'alliage peut prendre toutes les formes évoquées précédemment.

Exemples de produits correspondants : TYTIN, ANA 2000, ARISTALLOY.

1.4. La réaction de prise des amalgames

1.4.1. Généralités

La prise des amalgames s'effectue en trois étapes :

1.4.2. L'imprégnation

Elle correspond à la diffusion des atomes de mercure dans l'alliage, associée, dans une moindre mesure, à la diffusion des atomes d'étain et d'argent dans le mercure. C'est une diffusion à l'état solide, qui se fait par l'intermédiaire de lacunes.

L'imprégnation est facilitée par la trituration, qui débarrasse les grains de la poudre d'alliage des oxydes de la couche superficielle.

1.4.3. L'amalgamation

Elle correspond au début de la réaction chimique entre les différents constituants. Elle aboutit à la formation d'une structure cristalline composée de différentes phases.

1.4.4. La cristallisation

Elle correspond à l'arrangement cristallin proprement dit. Cette phase aboutit au durcissement de l'amalgame.

1.5. Les phases obtenues en fonction du type d'amalgame

Au cours des trois étapes de la prise des amalgames, il y a apparition de phases cristallines variées. Ces phases dépendent de la proportion de chacun des constituants initiaux de la poudre d'alliage, ainsi que de la structure des grains de cette poudre. Les phases obtenues, qui

diffèrent de par leurs propriétés mécaniques et physiques, varient donc entre les amalgames conventionnels et ceux à forte teneur en cuivre. Parmi ces derniers, la structure cristalline sera différente entre les amalgames HCSC et les amalgames non γ_2 « classiques ».

1.5.1. Les amalgames conventionnels (classes I et II)

Les composés intermétalliques présents au début sont :

- la phase γ : Ag_3Sn ,
- la phase ξ : Cu_3Sn , en faible quantité car il y a peu de cuivre.

Par réaction avec le mercure, on va obtenir la formation des phases suivantes (CRAIG, 1993; VRIJHOEF et coll., 1974) :

- la phase γ_1 : Ag_2Hg_3 ,
- la phase γ_2 : Sn_{7-8}Hg .

Il reste de plus dans le produit fini :

- la phase γ : Ag_3Sn , correspondant à des grains résiduels n'ayant pas réagi avec le mercure, et constituant 20% de la structure définitive.

Voici les pourcentages en masse des différentes phases présentes dans le produit fini, en fonction du rapport poudre/mercure :

Hg (%)	γ	γ_1	γ_2
38	37,8	53,2	9
50	18,6	70	11,4
62	0,4	85	14,6

(JENSEN, 1983)

Ainsi, le rapport γ_2/γ_1 est constant, et de l'ordre de 1/6. Pour un taux de mercure de 60%, la phase γ disparaît, ce qui peut avoir des conséquences sur les performances du matériau, puisque cette phase est la plus résistante mécaniquement (MALHOTRA et ASGAR, 1977).

Le mercure présente une plus grande affinité pour l'argent que pour l'étain ; la formation de la phase γ_1 est donc plus précoce. Cette phase a une structure cubique face-centrée. Elle constitue la matrice du matériau et assure la cohésion de l'ensemble.

Parmi les atomes d'étain libérés par la réaction du mercure sur la phase γ , seule une faible quantité se lie aux atomes de cuivre, du fait de la faible proportion de la phase ξ . L'essentiel des atomes d'étain résiduels réagit donc avec le mercure pour former la phase γ_2 .

1.5.2. Les amalgames à phases dispersées (classe III)

Les composés intermétalliques présents au début sont :

- la phase γ : Ag_3Sn ,
- les particules d'eutectique AgCu .

Par réaction avec le mercure, on va d'abord obtenir la formation des phases suivantes :

- la phase γ_1 : Ag_2Hg_3 ,
- la phase γ_2 : Sn_{7-8}Hg .

Il reste de plus :

- la phase γ : Ag_3Sn , correspondant à des grains résiduels n'ayant pas réagi avec le mercure,
- les particules d'eutectique AgCu , qui n'ont pas réagi.

Puis dans un deuxième temps, la phase γ_2 réagit avec les particules d'eutectique pour former la phase η' .

La composition métallurgique des amalgames à phase dispersée en fin de prise est donc la suivante :

- la phase γ_1 , qui constitue la matrice du matériau,
- la phase γ , correspondant à des grains résiduels n'ayant pas réagi avec le mercure,
- la phase η' .

On constate donc que les particules d'eutectique jouent un rôle dans la prise de l'amalgame. Elles permettent en effet l'élimination quasi-totale de la phase γ_2 (MAHLER, 1977).

1.5.3. Les amalgames HCSC (classe IV)

La poudre d'alliage est idéalement composée d'un type de particules unique ternaire : AgSnCu. En fait, la structure d'une particule sphérique rapidement refroidie, et présentant la composition suivante (60% Ag, 27% Sn, 13% Cu), serait une fine dispersion de ξ (Cu_3Sn), γ (Ag_3Sn) et β (Ag_4Sn), les deux dernières phases contenant probablement une faible quantité de cuivre en solution solide (MAHLER, 1977).

Il y a d'abord formation de la phase γ_1 , qui constitue la matrice du matériau.

Puis la réaction avec le mercure permet la formation de la phase γ_2 à partir des atomes d'étain présents en surface des grains d'AgSnCu. Comme le cuivre est peu réactif avec le mercure, sa concentration relative au sein des particules de poudre augmente. Dès lors que ce cuivre est en excès, il réagit avec les atomes d'étain de la phase γ_2 pour former la phase η' . Les particules d'AgSnCu jouent donc également le rôle de particules d'eutectique. La formation de la phase γ_2 et sa disparition au profit de la phase η' sont quasi-concomitantes.

On obtient donc des grains d'AgSnCu, ayant en surface une structure cristalline correspondant à la phase η' , et noyés dans une matrice constituée de la phase γ_1 .

1.6. Les propriétés mécaniques des amalgames (POWERS et BURGESS, 1996)

1.6.1. L'influence des différentes phases

Les propriétés mécaniques des amalgames sont influencées par la répartition et la proportion de leurs différentes phases constitutives.

	Email	Dentine	γ résiduel	γ_1	γ_2	Amalgame après la prise
Microdureté Vickers	300-400	60	200	100	60	90-150

(FORSS et coll., 1991, WING, 1996)

L'observation de ce tableau montre que la phase γ_2 est la moins résistante. Par ailleurs, la microdureté est toujours plus élevée au centre qu'à la périphérie des restaurations, ce qui laisse supposer une répartition non homogène des phases. Ainsi, γ_2 , qui est le constituant le moins dur, serait en plus grande proportion sur les bords.

Les auteurs arrivent à ces conclusions :

- la phase γ_2 est d'autant plus importante que la condensation est énergique,
- les amalgames conventionnels ont une forte proportion de phase γ_2 , et sont donc moins résistants mécaniquement que les amalgames non γ_2 .

1.6.2. La résistance à la compression

La résistance à la compression des amalgames modernes varie entre 400 et 500 MPa environ. A titre d'exemple, la résistance à la compression du DISPERSALLOY est de 390 MPa, et celle du TYTIN de 520 MPa.

Voici un tableau récapitulatif de la résistance à la compression de différents types d'amalgames.

Produit	Résistance à la compression en MPa	
	1 heure	7 jours
Faible teneur en cuivre		
Limaille		
CAULK 20 th CENTURY MICRO CUT	45	227
Sphérique		
CAULK SPHERICAL	141	289
KERR SPHERALLOY	88	299
SHOFU SPHERICAL	132	305
Haute teneur en cuivre		
Mixte		
DISPERSALLOY	118	340-433
Composition unique (HCSC)		
SYBRALLOY	292	443
TYTIN	252	452

(IGLESIAS et coll., 1984, CATTANI-LORENTE et coll., 1993, CHUNG, 1992, CRAIG et coll., 1996, et WILLEMS et coll., 1992).

On constate une nette supériorité des amalgames HCSC, à la fois par l'obtention précoce et par la valeur de leur résistance à la compression.

1.6.3. La résistance à la traction

La résistance à la traction des amalgames modernes de type HCSC varie entre 40 et 60 MPa environ. Elle est de 75 à 175% supérieure à celle des amalgames conventionnels (PHILLIPS, 1991). A titre d'exemple, la résistance à la traction du DISPERSALLOY est de 43 MPa, alors que celle du TYTIN est de 56 MPa (POWERS et BURGESS, 1996).

Voici un tableau récapitulatif de la résistance à la traction de différents types d'amalgames :

Produit	Résistance à la traction en MPa	
	15 min	7 jours
Conventionnel		
NEW TRUE DENTALLOY		54,7
Faible teneur en cuivre		
Limaille		
CAULK 20 th CENTURY MICRO CUT	3,2	51
Sphérique		
CAULK SPHERICAL	4,7	55
KERR SPHERALLOY	3,2	55
SHOFU SPHERICAL	4,6	58
Haute teneur en cuivre		
Mixte		
DISPERSALLOY	3,0	47,9
Composition unique (HCSC)		
SYBRALLOY	8,5	49
TYTIN	8,1	56

(BAPNA et coll., 1993, CATTANI-LORENTE et coll., 1993, COVEY et coll., 1992, LEE et coll., 1994, MAHLER et coll., 1977, et SANO et coll., 1994).

On en déduit que contrairement à ce qu'affirme PHILLIPS (1991), la résistance à la traction des amalgames conventionnels et des amalgames à haute teneur en cuivre est relativement

similaire. Cependant, les amalgames HCSC ont une obtention plus précoce de leurs propriétés mécaniques.

Il est intéressant de noter que les amalgames HCSC sont bien plus performants que les amalgames à haute teneur en cuivre à composition mixte.

1.6.4. La résistance à la flexion

La résistance à la flexion des amalgames modernes varie entre 120 et 200 MPa environ.

A titre d'exemple, la résistance à la flexion du DISPERSALLOY est de 150 MPa, et celle du TYTIN de 210 MPa.

1.6.5. Le module de Young

Le module de Young est le module d'élasticité du matériau. Il est déterminé en mesurant le rapport de la contrainte à la déformation, généralement lors d'un test de traction.

Amalgames à haute teneur en cuivre	Module de Young en GPa
Amalgame mixte	
DISPERSALLOY	52,4
VALIANT PHD	55,5
Amalgame sphérique HCSC	
INDILOY	52,1
SYBRALLOY	60,1
TYTIN	52,7
VALIANT	58,9

BRYANT et coll., 1986, CRAIG et coll., 1996, LEE et coll., 1994, POWERS et coll., 1975, SANO et coll., 1994, et WILLEMS et coll., 1992).

Le module de Young des amalgames à haute teneur en cuivre est donc globalement compris entre 50 et 60 GPa, ce qui est environ 5 fois plus important que les valeurs obtenues pour les tissus dentaires. Sous la contrainte, la dent et l'amalgame ne se déformeront donc pas de façon similaire.

1.6.6. Le fluage

Le fluage est une déformation permanente, progressive et irréversible qu'un corps subit dans le temps, sous charge constante. La température buccale (37°C) a une grande influence sur le fluage de l'amalgame, lequel est une cause essentielle de fracture marginale des obturations (CRAIG, 1993, et MAHLER et coll., 1975).

La composition et la structure sont importantes pour la résistance au fluage : les grandes particules de la phase γ diminuent le fluage à volume constant par rapport à de petites particules (ESPEVIK, 1977). Le rôle du cuivre est primordial, car les phases ξ et η' sont intimement liées à γ_1 . Il y a formation de η' au niveau des joints de grain formant un verrouillage, qui s'oppose au glissement. Au contraire, γ_2 possède une grande aptitude à la déformation plastique (OKABE et coll., 1985). De ce fait, γ_2 favorise les glissements de γ_1 . Voici un tableau récapitulatif du fluage des différents types d'amalgames (cf. page suivante):

Produits	Fluage (%)
Amalgames à faible teneur en cuivre	
Limaille	
CAULK 20 th CENTURY MICRO CUT	8,37
ARISTALLOY	3,77
NEW TRUE DENTALLOY	1,53
Sphérique	
CAULK SPHERICAL	1,5
KERR SPHERALLOY	1,3
SHOFU SPHERICAL	0,50
Amalgames à haute teneur en cuivre	
Mixte	
DISPERSALLOY	0,32-0,46
OPTALLOY	1,08
Sphérique HCSC	
SYBRALLOY	0,05
TYTIN	0,08
INDILLOY	0,15
VALIANT	0,06

(CHUNG et coll., 1992, MAHLER et coll., 1991, COVEY et coll., 1992, OTANI et coll., 1993, et SARKAR et coll., 1975).

Ici aussi, les amalgames HCSC sont supérieurs aux autres. Les amalgames les moins performants sont les amalgames à faible teneur en cuivre, et en particulier ceux dont la poudre est sous forme de limaille.

1.6.7. Conclusion

Ainsi, les amalgames HCSC sont plus performants et présentent une obtention plus précoce de leurs propriétés mécaniques, par rapport aux amalgames conventionnels et aux amalgames à phases dispersées.

1.7. Les propriétés physico-chimiques des amalgames

1.7.1. L'adhésion

L'amalgame ne présente aucune adhésion physico-chimique à l'émail ou à la dentine. Il n'y a en effet aucune liaison de type ionique ou covalente entre cet alliage métallique et les composés organo-minéraux constituant la dent. Cela s'explique par la faible mouillabilité de l'amalgame, liée à la forte tension superficielle du mercure.

Ainsi, seule une architecture cavitaire présentant une forme rétentrice permet de maintenir en place une obturation à l'amalgame. Ce sont alors les forces de frottement à l'interface entre la dent et le matériau, alliées aux zones de contre-dépouille, qui procurent la rétention.

Les concepts modernes de restauration privilégient cependant la conservation des tissus sains, limitant la réalisation d'artifices de rétention. Dans ce contexte, le collage des amalgames devient indispensable.

1.7.1.1. Les amalgames collés

SETCOS et coll. (2000) rapportent les résultats de diverses études concernant le collage des amalgames. Suivant les auteurs, la rétention obtenue par collage oscille entre 2 et 20 MPa, avec de meilleurs résultats pour les adhésifs chargés, et une diminution nette du hiatus marginal, comparé à l'utilisation de vernis. La prévalence de caries secondaires serait diminuée par cette pratique. In vitro, le surplus de rétention obtenu par collage serait

équivalent ou supérieur à celui obtenu par des artifices de rétention mécanique (contre-dépouilles, rainures, etc.). Enfin, plusieurs études démontrent une augmentation de la résistance à la fracture et à la flexion des cuspidés reconstituées pour partie par un amalgame collé.

Les cas d'échec rapportés par les auteurs sont liés généralement à une dissociation entre la résine de collage et l'amalgame. De plus, la pénétration de résine dans l'amalgame au niveau de l'interface diminuerait localement la résistance mécanique de l'alliage.

Les études cliniques sur les amalgames collés portent sur de trop courtes durées, et ne permettent pas de mettre cliniquement en évidence des avantages ou des inconvénients liés au collage des amalgames. Le seul bénéfice prouvé des amalgames collés concerne les petites cavités peu rétentes (SETCOS et coll.).

Les auteurs concluent que les résultats in vitro sont positifs (amélioration de la rétention et du joint périphérique, augmentation de la résistance de la dent et diminution des caries secondaires), mais que les bénéfices cliniques ne sont pas évidents. L'utilisation du collage devrait cependant permettre de s'orienter vers des cavités plus conservatrices (moins rétentes), en accord avec les principes actuels. Les travaux de SETCOS et coll. sont corroborés par HELVATJOGLOU-ANTONIADES et coll. (2000), ainsi que par AL-JAZAIRY et LOUKA (1999).

D'autres auteurs ont comparé le gain de rétention en fonction du matériau de collage utilisé (WINKLER et coll., 2000). Il ressort de leurs études que tous les adhésifs procurent une meilleure rétention que les vernis. Parmi les adhésifs, les photopolymérisables simples et dual donnent les mêmes résultats, et sont largement supérieurs aux adhésifs chimopolymérisables. Ces résultats sont corroborés par AL-JAZAIRY et LOUKA, qui ont comparé COPALITE (vernis), à différents adhésifs tels qu'AMALGAMBOND PLUS ou ALL-BOND 2.

NEME et coll. ont montré une augmentation significative de la rétention et de la qualité du joint périphérique, liées au collage des amalgames. Le gain lié au collage est cependant moins significatif que dans le cas des obturations au composite.

PILO et coll. (1998) ont déterminé que des cavités ayant comme largeur 1/3 de la distance intercuspidienne diminuaient la résistance à la fracture de la dent de 39 à 52%. Une reconstitution par amalgame simple permet de récupérer 5% de la résistance à la fracture, alors qu'une reconstitution par amalgame collé permet de récupérer 39 à 61% de la résistance à la fracture. Le collage des amalgames permettrait donc de renforcer le complexe dent-restauration.

Enfin, TYLER et THURMEIER (2001) ont déterminé les endroits où la résine de collage s'accumulait lors du fouflage de l'amalgame. Ils retrouvent des amas de résine au niveau des parois cervicales, des zones rétentes, des angles internes de la cavité, en proximal et au niveau de la face occlusale. D'après ces auteurs, l'accumulation de résine au niveau des parois cervicales pourrait constituer un artefact gênant lors du dépistage d'éventuelles reprises de caries.

En conclusion, il apparaît donc que les tests in vitro concernant le collage des amalgames sont positifs. Il reste à attendre les résultats cliniques à longue échéance.

1.7.2. Les variations dimensionnelles

1.7.2.1. L'interface entre la dent et le matériau

Une obturation à l'amalgame est sujette en bouche à des variations dimensionnelles. Celles-ci sont liées à la prise du matériau dans un premier temps, puis aux variations thermiques qui entraînent sa dilatation ou sa contraction. Comme l'amalgame ne présente aucune adhésion aux parois dentaires, il s'en suit alternativement une aspiration et une libération de fluides buccaux et de bactéries à l'interface entre la dent et le matériau. Ce phénomène de percolation

au niveau du hiatus entre la dent et l'amalgame peut être à l'origine d'une éventuelle carie secondaire (BERRY et coll., 1998), d'autant plus que ce hiatus a une taille importante (de 10 à 100 μm selon les auteurs).

La spécification n°1 de l'ANSI-ADA stipule que les variations dimensionnelles ne doivent pas excéder 20 $\mu\text{m}/\text{cm}$ (CRAIG, 1993).

1.7.2.2. Les variations liées à la prise

- La composition de l'amalgame.

La proportion des différents éléments constitutifs de l'amalgame influence la variation dimensionnelle du matériau lors de la prise. Ainsi, une plus forte proportion de cuivre ou d'argent augmente l'expansion de prise, alors qu'une plus forte proportion d'étain ou de zinc la diminue (BERRY et coll., 1998).

Par ailleurs, plus la taille des particules de poudre est faible, plus l'imprégnation est rapide, ce qui diminue les porosités consécutives à l'amalgamation, et donc l'expansion de prise.

- La manipulation.

Les techniques de préparation et de mise en place de l'amalgame ont une influence importante sur les variations dimensionnelles du matériau.

Quand le praticien choisit lui-même le rapport poudre/mercure, celui-ci risque de n'être pas optimal. Or un rapport poudre/mercure augmenté sera à l'origine d'une expansion de prise plus importante.

D'où la nécessité d'utiliser de l'amalgame en capsules prédosées.

Enfin, la mise en place et la condensation de l'amalgame doivent se faire à l'abri de toute contamination par la salive, le sang ou la sueur, car celles-ci entraînent l'inclusion d'eau dans l'amalgame et modifient sa cristallisation. C'est vrai essentiellement pour les amalgames contenant du zinc. En effet, il y a alors une réaction chimique entre le zinc et les molécules d'eau contenues dans les fluides contaminateurs, aboutissant à la libération d'hydrogène. Cet hydrogène crée des porosités dans le matériau et entraîne une expansion de prise secondaire, qui se manifeste quelques jours après la mise en place de l'amalgame et peut se poursuivre pendant plusieurs mois.

Le travail sous digue semble donc nécessaire si l'on veut obtenir une plus grande stabilité dimensionnelle de l'amalgame.

1.7.2.3. Les variations thermiques

Il est souhaitable, afin d'éviter le phénomène de percolation énoncé précédemment, que les coefficients de dilatation thermique de l'amalgame, de la dentine et de l'émail soient similaires. Malheureusement, le coefficient de dilatation thermique de l'amalgame varie entre 22.10^{-6} et $28.10^{-6} / ^\circ\text{C}$ (AKAGI et coll., 1992, CRAIG et coll., 1993, POWERS et coll., 1979). Or ces valeurs sont le double, voire même le triple de celles de la dentine ($8.10^{-6} / ^\circ\text{C}$) et de l'émail ($11.10^{-6} / ^\circ\text{C}$).

Il est donc évident que toute variation thermique de l'environnement buccal posera des problèmes d'interface entre la dent et l'amalgame.

1.7.3. Les propriétés thermiques de l'amalgame

L'amalgame est un très bon conducteur thermique, il transmet les variations de chaleur du milieu buccal à la dent.

	Conductivité thermique en $\text{W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$
Amalgame	23,03
Résine composite	1,09
Email	0,92
Dentine	0,63

(BROWN et coll., 1970 ; CIVJAN et coll., 1972).

La conductivité thermique de l'amalgame est donc 37 fois supérieure à celle de la dentine et 20 fois supérieure à celle d'une résine composite. Cette forte conductivité thermique implique l'utilisation d'un fond de cavité isolant lors de l'obturation à l'amalgame d'une cavité juxta-pulpaire.

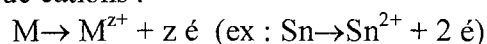
1.7.4. La corrosion des amalgames

1.7.4.1. La corrosion électrochimique

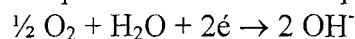
Les amalgames présents en bouche sont sujets à la corrosion, d'autant plus que la salive est un milieu électrolytique oxygéné et chloruré (BURDAIRON, 1990). En effet, elle permet ainsi le transfert d'électrons menant à l'oxydation de l'alliage en fonction de son potentiel de surface. Simultanément, il y a réduction des substances oxydantes du milieu environnant, dont principalement l'oxygène.

La surface de l'amalgame, placée dans l'électrolyte salivaire, devient la siège de deux réactions réversibles et concomitantes (COHEN, 1988) :

- A la surface de l'amalgame, il y a oxydation des composés électronégatifs, avec libération de cations :



- Parallèlement, il y a réduction des substances oxydantes et donc consommation des électrons émis précédemment. C'est principalement l'oxygène qui est en cause :



Dans une seconde étape, les ions M^{z+} et OH^- forment des oxydes métalliques.

La corrosion électrochimique est le principal facteur de dégradation des amalgames, avec le fluage. Comme elle débute à la surface du matériau (LANDOLT, 1993), l'état de surface a un rôle important. Ainsi, une surface bien polie sera moins sensible à la corrosion.

Enfin, l'amalgame n'a pas une structure homogène, puisqu'il est constitué de plusieurs phases. Or, ce sont les composés présentant le potentiel électronégatif le plus élevé qui sont le plus sujets à la corrosion. Au sein de l'amalgame, la phase γ_1 , qui est la plus noble, est donc peu altérée par la corrosion. Les phases η' et γ sont légèrement attaquées. La phase γ_2 est la plus sensible à la corrosion. Les amalgames de classe III et IV, présentant une structure exempte de phase γ_2 , sont donc moins sujets à la corrosion que les amalgames de classe I et II.

A titre d'exemple, pour un amalgame à faible teneur en cuivre (le NEW TRUE DENTALLOY), il y a un courant d'oxydation important, qui diminue légèrement dans le temps et a une intensité globale de $0,7 \text{ mA/cm}^2$. Pour un amalgame HCSC (le TYTIN), l'intensité du courant de corrosion est 35 fois plus faible (PUJOL et coll., 1997).

1.7.4.2. La corrosion galvanique

En dehors de la corrosion électrochimique au sein d'un composé hétérogène, on peut avoir une corrosion électrochimique par polymétallisme entre différents matériaux.

De la même façon, le matériau présentant le potentiel d'électronégativité le plus fort sera le siège de la corrosion. Ainsi, un amalgame conventionnel pourra être sujet à la corrosion s'il est placé près d'un amalgame HCSC ou d'une couronne en or, qui ont des potentiels d'oxydoréduction supérieurs (COHEN, 1988).

Par ailleurs, plus la surface des matériaux « nobles » est importante par rapport à celle des autres matériaux, plus la corrosion de ces derniers est importante. Ainsi, une petite obturation réalisée avec un amalgame de classe I, située à côté d'une couronne en or, subira une corrosion électrochimique importante et très rapide.

1.7.4.3. Les facteurs influençant la corrosion

Voici les facteurs qui influencent la corrosion des amalgames :

- Nous avons vu précédemment que la phase γ_2 est la plus sensible à la corrosion. L'utilisation d'amalgames non γ_2 permet donc de diminuer la corrosion de l'alliage.
- La corrosion débute en surface du matériau. Un polissage soigneux réduit donc nettement la corrosion électrochimique.
- Enfin, toute inclusion dans l'alliage de composés pouvant générer des porosités (comme le zinc si l'amalgame est contaminé par une solution aqueuse à la pose), favorise la corrosion.

Cependant, pour certains auteurs, la corrosion des amalgames conventionnels et des amalgames à haute teneur en cuivre est diminuée par la présence de zinc (JENSEN, 1982, JOHNSON et coll., 1980, SARKAR et coll., 1982 et LETZEL, 1993).

L'effet du zinc est donc très dépendant des conditions cliniques, c'est à dire de la contamination ou non de l'obturation par une solution aqueuse.

1.7.4.4. Les conséquences cliniques de la corrosion

La corrosion peut se traduire par une altération marginale de l'obturation à l'amalgame. Les produits de dégradation de celui-ci peuvent alors réaliser un comblement relatif de l'interface entre la dent et l'obturation (MAHLER et coll., 1970). Ce phénomène s'observe surtout pour les amalgames à faible teneur en cuivre (BERRY et coll., 1998).

On peut par ailleurs obtenir des tatouages gingivaux et dentinaires par flux de cations métalliques.

1.7.5. La radio-opacité de l'amalgame

Dans le cadre du diagnostic des reprises de carie sous une obturation existante, il est important que le matériau en place ait une radio-opacité supérieure à celle des structures de la dent. Cela facilite effectivement la distinction d'une éventuelle zone radioclaire limitrophe, correspondant à une plage de tissus dentaires déminéralisés.

On détermine la radio-opacité relative des matériaux en « équivalent aluminium ». Ainsi, la dentine a une radio-opacité correspondant à 1,99 mm en équivalent aluminium. Quant à l'émail, qui est la structure la plus radioopaque de l'organe dentaire, il correspond à 3,29 mm d'aluminium (BOUSCHLICHER et coll., 1999).

L'ensemble des matériaux d'obturation coronaire utilisés doivent présenter une radio-opacité supérieure à la 2 mm en équivalent aluminium (norme ISO 4049). D'après

BOUSCHLICHER et coll., c'est le cas pour l'ensemble des matériaux composites -à l'exception des résines non chargées- et donc à plus forte raison pour les amalgames.

1.8. Les propriétés optiques et esthétiques de l'amalgame

Un amalgame a un aspect métallique, plus ou moins réfléchissant selon son état de surface. En tout état de cause, ce matériau ne présente aucune faculté de mimétisme avec la dent et ne saurait être considéré comme un matériau esthétique. Son aspect le désigne donc pour l'obturation de cavités peu visibles.

1.9. Les propriétés biologiques et la biocompatibilité de l'amalgame

1.9.1. Définition de la biocompatibilité

Le concept de la biocompatibilité dans le cadre de l'utilisation de matériaux regroupe différents points :

- L'ensemble des effets toxiques des matériaux, qu'il s'agisse de réactions systémiques liées à la diffusion d'une substance dans la circulation générale, ou de réactions de contact.
- L'innocuité dudit matériau vis-à-vis des tissus dentaires et parodontaux. Ce volet de la biocompatibilité correspond essentiellement à l'ensemble des tests de cytotoxicité réalisés en laboratoire.
- En rapport avec ce dernier point, il faut ajouter le concept d'étanchéité de l'obturation. Bergenholtz a en effet montré que la plupart des altérations pulpaires des dents présentant des obturations coronaires, provenaient de la présence de bactéries à l'interface entre la dent et le matériau utilisé.

L'étanchéité des obturations à l'amalgame a été abordée dans le chapitre traitant des variations dimensionnelles et ne sera pas développée ici.

1.9.2. La toxicité systémique

Le seul élément mis en cause dans le cadre des analyses toxicologiques concernant l'amalgame est le mercure. A l'état naturel, celui-ci se retrouve sous la forme de trois composés : les vapeurs de mercure élémentaire, les sels de mercure métallique et les composés organiques. Ces derniers sont les plus dangereux pour l'homme, alors que seuls les deux premiers sont présents dans l'amalgame.

1.9.2.1. L'évaluation des risques liés au mercure

Les données de ce chapitre sont issues des travaux de la COMMISSION D'ENQUETE SUR L'AMALGAME, parus en 2001.

L'évaluation des risques liés au mercure des amalgames est difficile car les taux sanguins sont peu informatifs. Par ailleurs, même si les concentrations urinaire, rénale, cérébrale et tissulaire de mercure sont plus élevées chez les porteurs d'amalgames, celles-ci restent largement inférieures à celles admises en milieu professionnel ou rencontrées lors d'intoxications chroniques.

On constate par ailleurs que les taux de mercure sanguin et urinaire sont plus élevés chez les dentistes que chez les patients porteurs d'amalgames, tout en restant inférieurs aux normes biologiques acceptées en milieu professionnel (soit 30 µg/l de sang). D'ailleurs, les taux de

morbidité et de mortalité des dentistes ne sont pas différents de ceux de la population générale (OSBORNE, 1992).

En ce qui concerne la libération de mercure en milieu buccal, celui-ci peut être mesuré dans l'air expiré ou au niveau intra-oral. Les valeurs enregistrées se rapprochent de celles de l'air ambiant ou encore de celles apportées par l'alimentation (les poissons carnassiers, par exemple, sont « riches » en mercure).

Cette libération est majorée lors de la pose ou de la dépose d'amalgames, lors de la mastication de chewing-gum, en cas de bruxisme, et à un degré moindre, lors du brossage des dents.

1.9.2.2. La cinétique du mercure dans l'organisme

Le mercure peut être à l'origine d'intoxications aiguës ou chroniques. Il est peu absorbé au niveau digestif (il s'accumule alors au niveau des reins), traverse bien le placenta sous sa forme ionisée, et peut également atteindre le cortex cérébral s'il est inhalé sous forme de vapeur. L'élimination du mercure se fait par les urines.

1.9.2.3. Les formes cliniques d'intoxication au mercure

Pour une dose de mercure supérieure à 0,05 µg/L, on peut avoir :

- une atteinte neurologique (altération de la mémoire et de la concentration, asthénie, céphalées, troubles de l'humeur), puis une atteinte cérébelleuse,
- une atteinte tubulaire rénale,
- des troubles de la reproduction,
- une stomatite.

Certains effets ne sont pas dose-dépendants :

- acrodynies,
- atteintes rénales glomérulaires,
- dermatoses buccales .

1.9.3. La toxicité de contact (HENSTEN-PETTERSEN, 1998)

- Les réactions de type allergique.

Il existe deux types de réactions allergiques connues liées aux amalgames. Dans les deux cas, le mécanisme correspond à l'émission par l'amalgame de molécules de faible poids moléculaire, qui se lient à des protéines corporelles et forment un antigène. Il s'agit toujours de dermatoses buccales localisées, et en aucun cas de manifestations allergiques de type choc anaphylactique.

- Les réactions lichénoïdes.

On les distingue en fonction du degré d'atteinte de la muqueuse buccale, en lichen plan disséminé ou lésions lichénoïdes. Dans 95% des cas, il y a une régression des lésions après la dépose des amalgames. De plus, une guérison plus complète est observée si le remplacement ultérieur de l'obturation se fait par des couronnes en or ou céramo-métalliques.

- La dermatite allergique de contact.

Les manifestations cliniques sont similaires à celles des lésions de type lichénoïde. Les symptômes se développent au niveau de la surface de contact avec l'amalgame, puis peuvent s'étendre.

1.9.4. La cytotoxicité de l'amalgame

La cytotoxicité des matériaux dépend en partie de leur degré de prise. Ainsi, un matériau qui vient juste d'être préparé est plus cytotoxique qu'un matériau qui a déjà vieilli. En effet, la libération des substances labiles potentiellement cytotoxiques (ions métalliques, particules de monomères résineux, etc.) a lieu essentiellement pendant la prise du matériau et se prolonge dans le temps en s'atténuant peu à peu. Ainsi, bien que l'amalgame soit cytotoxique lors de la pose, sa cytotoxicité est quasiment nulle au bout de 7 jours (SCHEDLE et coll., 1998).

Par ailleurs, aucun des constituants de l'amalgame ne présente de capacité mutagène (SCHMALZ, 1998).

Evidemment, les tests réalisés en laboratoire ne sont pas directement transposables à la clinique où il y a intervention de beaucoup de facteurs difficilement maîtrisables (présence de plusieurs matériaux en bouche, type de flore bactérienne, variabilité biologique individuelle, etc.).

- La cytotoxicité pulpaire.

Certains critères ont été retenus a priori comme étant générateurs d'altération pulpaire. Parmi eux, la diffusion de substances depuis le matériau, la température à la prise, ou la présence de bactéries à l'interface avec la dent. Différents tests histologiques ont été réalisés afin de valider ou d'infirmer ces hypothèses. En ce qui concerne l'amalgame, on sait que la prise n'est pas exothermique. Par ailleurs, il n'a été démontré aucune réaction d'inflammation pulpaire en présence d'amalgame si l'interface était exempte de bactéries (SCHMALZ, 1998).

- La cytotoxicité parodontale.

Si l'amalgame peut entraîner des tatouages gingivaux par migration de certains de ses ions métalliques, il n'est à l'origine d'aucune altération des tissus parodontaux (contrairement aux ions issus des alliages à base d'or ou de nickel, qui peuvent être responsables de gingivites marginales). Par ailleurs, la libération d'ions métalliques antiseptiques, associé à celui de fluorures dans le cas de certains amalgames particuliers, favorisent la santé parodontale par leur effet bactéricide (SCHMALZ, 1998).

1.9.5. Conclusion

En fait, aucune corrélation n'est établie à ce jour entre la présence d'amalgames en bouche et l'existence de maladies liées au mercure, à une exception près : le lichen plan, qui régresse après la dépose des amalgames. Il est à noter cependant que l'effet de la libération de mercure sur le fœtus, lors de la pose ou de la dépose des amalgames chez la femme enceinte, n'est pas encore documenté. De plus, on ne connaît pas les effets d'une libération mercurielle à dose homéopathique. La nécessité d'études épidémiologiques multicentriques de longue durée apparaît donc clairement.

1.10. Aspects environnementaux de l'utilisation de l'amalgame

Sauf mention différente, les données de ce chapitre sont issues des travaux de la COMMISSION D'ENQUETE SUR L'AMALGAME, parus en 2001.

1.10.1. La classification des déchets

Les déchets issus du fonctionnement des cabinets dentaires peuvent être classés en trois catégories différentes, correspondant à autant de modalités de collecte et de traitement. On distingue ainsi les déchets contondants des déchets infectieux et des déchets chimiques. L'amalgame appartient à cette dernière catégorie. On distingue les détritres contaminés par l'amalgame ou le mercure (déchets chimiques solides) de l'eau usée contaminée par l'amalgame ou le mercure (déchets chimiques liquides).

Le principal problème potentiel environnemental lié à l'utilisation des amalgames est la libération de mercure. Il est donc nécessaire de quantifier la quantité de mercure présente dans l'environnement et la fraction de ce mercure imputable à notre profession.

1.10.2. Le mercure dans l'environnement

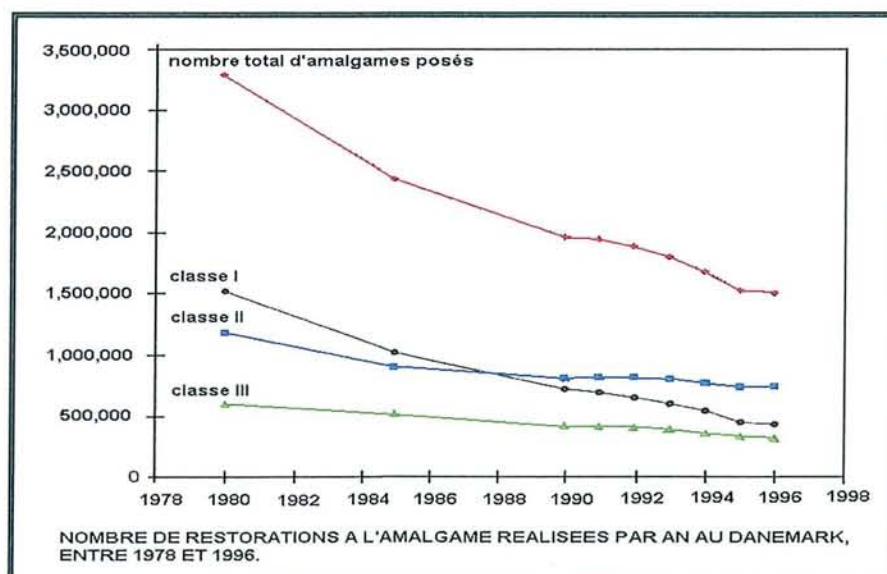
La principale source de mercure dans l'environnement (de l'ordre de 25 à 125 000 tonnes par an), est le gaz issu de la croûte terrestre (OMS, Genève, 1989). En comparaison, le mercure issu de l'activité minière correspondait à 10 000 tonnes par an en 1973. Seul 3 à 4% du mercure ainsi extrait est utilisé en dentisterie.

Une partie du mercure de l'environnement passe dans les chaînes alimentaires. Le milieu aquatique est particulièrement concerné.

1.10.3. Les problèmes liés au mercure d'origine dentaire

- Etude de l'évolution de la quantité d'amalgames posés.

D'après une étude réalisée au Danemark entre 1978 et 1996, il apparaît que la quantité d'amalgames réalisés diminue considérablement dans ce pays, excepté pour les gros amalgames (classes II et III). La pollution mercurielle d'origine dentaire serait donc en voie de diminution si l'on considère que ces statistiques sont généralisables à l'ensemble des pays industrialisés.



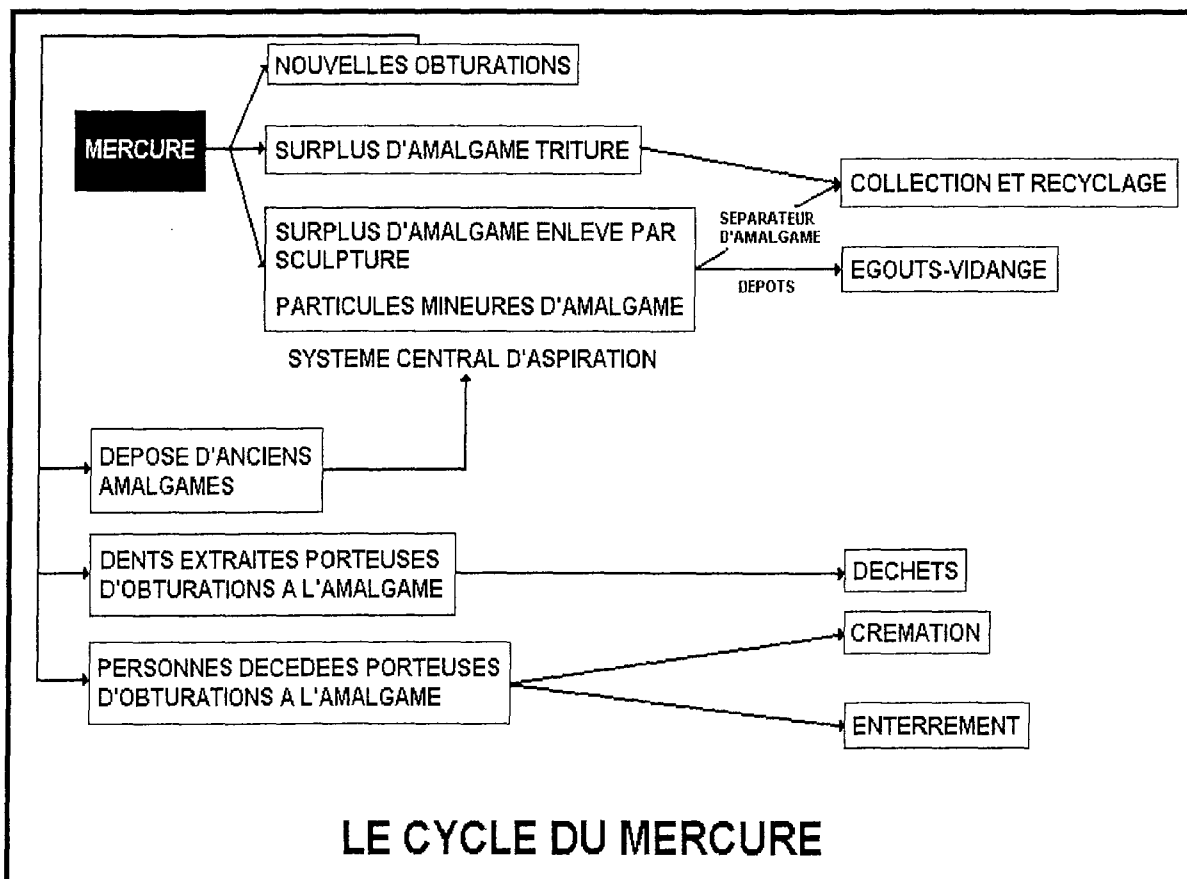
- Le traitement du mercure d'origine dentaire.

La pose d'un amalgame s'accompagne toujours d'un excédent de matériau, directement stocké à part en vue du recyclage ou éliminé par l'aspiration en cours de travail. Les particules d'amalgame présentes dans l'aspiration peuvent également provenir de la dépose d'une ancienne obturation. Dans tous les cas, l'élimination du mercure présent dans les eaux usées nécessite l'utilisation d'un séparateur. L'utilisation de tuyaux d'aspiration en accordéon est à proscrire, car les particules d'amalgame peuvent sédimenter au niveau des spires. Il en résulte alors une libération régulière de mercure dans l'eau du système d'évacuation. Le mercure au cabinet dentaire finit donc dans le container de recyclage ou dans le séparateur, dont l'utilisation est en plein développement.

En ce qui concerne le mercure présent dans les amalgames des patients, il peut se retrouver dans l'environnement suite à l'extraction des dents reconstituées ou au décès desdits patients. Si l'enterrement des corps ne semble pas augmenter la teneur en mercure du sol, la crémation entraîne la vaporisation du mercure dans l'air. Celle-ci doit donc se faire avec un filtre d'émission, comme c'est le cas en Suède.

Il est à noter que seul 27% du mercure utilisé en dentisterie est recyclé. L'amalgame correspondant, temporairement stocké, doit être recouvert d'eau afin d'éviter l'évaporation du mercure. L'élimination du mercure dissous dans cette eau peut se faire par le séparateur présent au niveau du système d'aspiration (90% du mercure est ainsi retenu par le filtre). Sinon, le mercure présent dans l'eau est de toute façon filtré au niveau des centrales d'épuration. Par ailleurs, les particules d'amalgame étant quasiment insolubles dans l'eau ne présentent qu'un danger mineur pour l'environnement.

Le schéma ci-dessous illustre le devenir du mercure utilisé dans les amalgames dentaires.



(ARENHOLT-BINSLEV, 1998).

La responsabilité des amalgames dentaires dans la pollution mercurielle globale est faible. De plus, la diminution du nombre d'amalgames posés et l'utilisation de protocoles de recyclage appropriés, limitent la libération de mercure dans l'environnement. Il est à noter enfin que l'utilisation de séparateurs est obligatoire en Europe depuis 2001.

1.11. Les aspects cliniques de l'utilisation de l'amalgame

1.11.1. Les indications

Celles-ci sont définies par rapport à la classification des caries établie par BLACK :

Classe I : cavité uniface concernant les sillons occlusaux ainsi que les sillons des 2/3 occlusaux des faces vestibulaires et linguales des molaires et prémolaires, ou encore les puits cingulaires des incisives et des canines.

Classe II : cavité biface occluso-proximale des prémolaires et des molaires.

Classe III : cavité biface ou triface du bloc incisivo-canin, n'intéressant pas le bord incisif.

Classe IV : cavité biface ou triface du bloc incisivo-canin, touchant le bord incisif.

Classe V : cavité intéressant le tiers cervical des dents.

Les indications de l'amalgame correspondent aux classes I, II et V de cette classification. En ce qui concerne les classes V, il est évident que pour des raisons d'ordre esthétique, il est préférable de se cantonner aux cavités cervicales des molaires et des prémolaires.

1.11.2. Les principes de taille des cavités

La conception des cavités dépend du type de matériau utilisé et des structures résiduelles de la dent à reconstituer. En ce qui concerne l'amalgame, la taille des cavités est régie par un ensemble de principes mécaniques hérités de BLACK. Ces principes, présentés par ordre chronologique, déterminent la marche à suivre pour réaliser une cavité :

- la forme de contour (position finale des bords de la cavité sur la paroi externe de la dent),
- la forme de résistance (elle doit permettre au matériau et à la dent de résister au mieux aux contraintes liées à la mastication),
- la forme de rétention (la cavité doit assurer la rétention de l'amalgame),
- la forme de convenance,
- l'élimination de la dentine cariée (FUSAYAMA recommande l'utilisation du CARIES-DETECTOR[®], qui permet de mettre en évidence la dentine déminéralisée),
- la finition des parois et des bords,
- la toilette de la cavité (élimination de la boue dentinaire).

Cependant, le concept actuel de taille des cavités intègre un autre facteur : la conservation du maximum de tissus sains. Ce facteur est prédominant sur les principes de BLACK, et permet une meilleure pérennité du complexe dent-restauration (OSBORNE et SUMMIT, 1993).

L'élément déterminant serait le diamètre vestibulo-buccal des cavités, surtout au niveau des prémolaires maxillaires. Ainsi, deux ans après la pose, les amalgames de petite taille vestibulo-buccale présentent moins de fractures que les autres (OSBORNE et SUMMIT, 1993). Ces résultats sont corroborés par BERRY et coll. (1998), sur une période de 13 ans. Ces auteurs arrivent à la conclusion que la meilleure pérennité du complexe dent-obturation est obtenue pour une largeur vestibulo-buccale inférieure ou égale à 1 mm.

Ainsi, les contours de la cavité doivent être déterminés essentiellement par la forme de la carie (OSBORNE et SUMMIT, 1993). Il est donc recommandé de réaliser des cavités aussi

petites que possible, sans extensions prophylactiques, et même sans cavités secondaires pour les obturations de classe II. Les zones cariées sur une même dent ne seront pas réunies, et les sillons potentiellement cariés seront ouverts puis scellés par un sealant. En ce qui concerne les grosses cavités ne présentant que peu de rétention, il est recommandé de réaliser des puits dans lesquels l'amalgame sera condensé. En effet, les tenons dentinaires peuvent entraîner des fêlures dans les tissus dentaires lors de la condensation de l'amalgame (BERRY et coll., 1998).

1.11.3. Les principes généraux d'utilisation clinique

- Le choix du type d'amalgame et de son conditionnement.

Au vu de l'ensemble des propriétés mécaniques et physico-chimiques, il est évident que les amalgames de type IV (HCSC) sont plus indiqués que les autres. Ils offrent une meilleure résistance mécanique, alliée à une plus faible sensibilité à la corrosion du fait de leur plus grande homogénéité de structure.

L'utilisation de capsules prédosées, devenue obligatoire en 2001, permet d'avoir un rapport poudre/mercure optimal et donc de meilleures propriétés mécaniques. Ce type de conditionnement implique une trituration mécanique et non pas manuelle, ce qui garantit une meilleure réaction de prise de l'amalgame.

- Le champ opératoire.

L'utilisation d'une digue est une nécessité incontournable dans la réalisation d'un amalgame.

L'utilité de celle-ci est triple :

- Elle permet un grand confort de travail en éliminant les problèmes liés au contrôle de la salivation du patient et des tissus mous environnants.
- Elle évite la contamination des parois cavitaires par des bactéries issues de la cavité buccale du patient.
- Elle évite enfin toute contamination de l'amalgame par des liquides tels que le sang ou la salive, qui sont préjudiciables au matériau. (Expansion de prise secondaire importante en cas de contamination liquidienne d'un amalgame contenant du zinc, et augmentation de sa sensibilité à la corrosion).

- La condensation de l'amalgame dans la cavité.

Il ne faut pas dépasser un délai de plus de trois minutes entre la trituration et la condensation, car dès que la cristallisation de l'amalgame a débuté, la condensation entraîne une destruction des cristaux et peut mener ainsi à des fractures prématurées de l'obturation (PHILLIPS, 1991).

La condensation peut être mécanique ou manuelle. Une condensation ultrasonore, bien que plus efficace, entraîne la vaporisation de vapeurs toxiques de mercure.

La condensation est axiale et oblique en direction des parois cavitaires, afin d'obtenir une bonne adaptation entre le matériau et la cavité (BERRY et coll., 1998). La force moyenne exercée par les praticiens oscille entre 1,4 et 1,8 kg (PHILLIPS, 1991). Le diamètre du fouloir ne devrait pas alors excéder 2 mm, pour que la pression de condensation soit suffisante. Cet auteur reconnaît néanmoins que l'utilisation d'amalgames à poudre sphérique diminue la résistance à la condensation et permet ainsi de réduire la pression exercée.

Il est à noter que toute contamination de l'amalgame par un liquide au moment de la condensation pourra être à l'origine de fractures précoces de l'obturation.

- La sculpture de l'amalgame.

Le temps de travail varie en fonction du type d'amalgame utilisé, les amalgames à particules sphériques offrant un temps de travail plus court (mais une obtention plus rapide de propriétés mécaniques satisfaisantes). La sculpture ne doit pas être trop profonde, afin d'éviter la

fragilisation de l'amalgame. Il est recommandé de la débiter lorsque l'amalgame commence sa cristallisation et émet un bruit « parcheminé » caractéristique. En effet, une intervention trop précoce peut entraîner une décohésion entre les parois cavitaires et le matériau trop plastique (PHILLIPS, 1991).

Il n'y a pas de données concernant l'effet du brunissage sur la dureté et l'adaptation marginale. Le brunissage ne devrait donc s'effectuer que sur les amalgames à prise rapide, afin d'éviter une détérioration du matériau (PHILLIPS, 1991).

- Le polissage de l'amalgame.

L'amalgame est à polir dans une séance ultérieure, 24 heures de la pose au minimum, afin que la prise du matériau soit terminée (PHILLIPS, 1991). Le polissage doit se faire sous spray, à vitesse lente, avec des cupules en caoutchouc ou des brosettes. En effet, il faut éviter un échauffement trop important de l'amalgame, celui-ci laissant échapper du mercure à partir de 79°C (TOUMELIN-CHEMLA et coll., 1998).

1.11.4. Le rapport coût/efficacité

ROULET a étudié le coût de revient de l'ensemble des matériaux de reconstitution coronaire. Ses travaux, publiés en 1996, intègrent le temps de travail nécessaire à la reconstitution, le coût du matériau et du matériel nécessaire à son utilisation, ainsi que la longévité des obturations réalisées.

Il apparaît que les amalgames non γ_2 présentent une longévité de 12 à 15 ans en moyenne, avec un très faible écart-type, surtout en comparaison avec les matériaux de reconstitution directe adhésifs. La relative homogénéité des résultats quant à la longévité des amalgames est liée au fait que ce matériau est très peu dépendant de la technique de l'opérateur.

Le taux d'échec des amalgames est ainsi de 0,3 à 1,7% par an en moyenne, ce qui les place au niveau des inlays en or (longévité similaire, pour un taux d'échec annuel de 0,9%).

Si la longévité des obturations à l'amalgame est très dépendante de la qualité de l'hygiène bucco-dentaire du patient, il en va de même quelque soit le type de matériau utilisé, ce critère n'entre donc pas en ligne de compte.

A une excellente longévité (2 à 3 fois celle d'un composite), se superpose un coût et un temps de travail au fauteuil faibles, surtout en comparaison avec les techniques de reconstitution indirectes.

Les amalgames modernes présentent donc le meilleur rapport coût/efficacité, comparé à l'ensemble des autres matériaux de reconstitution (OSBORNE et SUMMIT, 1993).

1.12. Conclusion

Les propriétés mécaniques des amalgames sont excellentes, ce qui explique leur faible taux d'échec.

Les points faibles de ces matériaux sont en fait la qualité médiocre de leur interface avec la dent, leur sensibilité à la corrosion, leur absence de qualités esthétiques, et les problèmes environnementaux liés au mercure. De plus, l'architecture cavitaire imposée par ces matériaux n'est pas économe de tissus dentaires sains.

Nous verrons dans les chapitres suivants les solutions proposées à ces problèmes par les autres matériaux.

2. LES ALLIAGES METALLIQUES AUTRES QUE L'AMALGAME

Ils ont été développés afin de pallier aux problèmes environnementaux posés par le mercure contenu dans les amalgames. Ils n'apportent aucune solution aux autres problèmes liés à l'utilisation de restaurations métalliques (corrosion, absence de qualités esthétiques, qualité médiocre de l'interface avec la dent, et élimination de tissus dentaires sains). Leur utilisation s'apparente à la technique de la feuille d'or (modelage à froid).

Les travaux de HICKEL et coll., publiés en 1998, contiennent une synthèse des connaissances en ce domaine. Il y a malheureusement peu de données sur ce sujet.

2.1. Alliages à base d'argent sans mercure

2.1.1. Composition

Il existe deux types d'alliages métalliques à base d'argent utilisables comme matériaux de restauration directe.

- Alliages à base de poudre d'argent.

Ces alliages se présentent sous forme de poudre et forment un composé très plastique qui devient solide à température buccale. La capacité de modelage à froid (« cold welding ») des particules de poudre d'argent dépend de différents paramètres :

- l'énergie de surface des particules,
- la ductilité des particules,
- la présence ou l'absence d'une couche contaminatrice.

Aussi, pour augmenter cette capacité de modelage à froid, est-il nécessaire de faire subir à la poudre d'alliage un traitement électrochimique. De plus, lors de la consolidation de l'alliage, l'adhésion des surfaces argentiques est augmentée par une immersion dans un bain d'acide fluoroborique (HBF_4) à 10%. Cette immersion élimine les oxydes de surface et améliore la plasticité du matériau. Enfin, la technique de condensation à utiliser sera proche des techniques d'obturation à la feuille d'or, ce qui sous-entend une force de condensation importante et donc un temps de travail long.

- Alliages de deux composés intermétalliques.

Il s'agit de réaliser un mélange entre deux complexes intermétalliques à base d'argent tels que les phases β (Ag_4Sn) et γ (Ag_3Sn). On peut également utiliser d'autres particules d'alliage, pourvu qu'elles soient recouvertes d'argent ou qu'elles subissent une activation de surface dans une solution appropriée. Ces particules permettent la création de composés intermétalliques argent-étain de liaison à leur interface.

Ces alliages sont compactables à température buccale car la diffusion de l'argent et du cuivre dans l'étain est rapide. De plus, les métaux nobles ont une faible température de fusion.

2.1.2. Caractéristiques physico-chimiques et longévité

Trois mois après la mise en place, on constate une altération et une dyschromie de surface, liées à la faible résistance à la corrosion de ces alliages.

Par ailleurs, les taux de fracture des restaurations et des dents concernées sont plus élevés qu'avec l'amalgame.

2.1.3. Biocompatibilité

Actuellement, il n'y a pas de données disponibles sur ce sujet.

2.1.4. Indications et utilisation clinique

Ces alliages sont peu documentés. Censés faire concurrence à l'amalgame, leurs indications se veulent identiques. Cependant, leur faible durée de vie semble les réserver à l'odontologie pédiatrique. Ils permettent en effet de réduire l'exposition au mercure, tout en ayant un temps de travail plus court que les résines.

Toutefois, il est bon de rappeler que l'immersion des plaques d'alliage dans l'acide fluoroborique avant utilisation pour augmenter la plasticité à froid, ainsi que les techniques de condensation à utiliser, en font des matériaux d'obturation peu pratiques.

2.2. Alliages à base de gallium

2.2.1. Composition et produits

Le gallium pur a une faible densité (6-9 g/ml) ainsi qu'un faible point de fusion (29,8 °C). Il y a à ce jour deux spécialités qui ont été commercialisées contenant du gallium, et qui sont représentatives de l'ensemble des produits disponibles :

- GALLIUM ALLOY GF (Tokuriki Honten Co., Tokyo),
- GALLOY (Southern Dental Industries, Bayswater, Victoria, Australia).

Le premier est un alliage eutectique avec un point de fusion à 10°C, alors que le deuxième est un alliage liquide de gallium associé à un alliage de cuivre en poudre.

2.2.2. Propriétés mécaniques et physiques

Chacun des deux matériaux a une résistance à la compression supérieure à la norme ISO 1559 concernant les alliages d'obturation dentaires, qui est de 50 MPa.

La rétraction de prise du GALLOY est de 0,02%, alors que le GALLIUM ALLOY GF présente une expansion de prise variant entre 0,39% et 0,67% suivant les études.

Les valeurs d'expansion du GALLIUM ALLOY GF sont donc supérieures à la norme ISO 1559, qui prévoit une variation dimensionnelle maximale de 0,20% pendant la prise.

Les études concernant l'interface dent-obturation au gallium sont contradictoires, mais il en ressort que le joint entre la dent et le GALLIUM ALLOY GF est de qualité similaire à celui existant entre la dent et l'amalgame. En conséquence, ce joint est donc relativement médiocre, d'autant plus qu'il n'y a évidemment aucune adhésion de ces alliages aux structures dentaires.

2.2.3. Propriétés physico-chimiques

Tout comme les alliages à base d'argent sans mercure, ils présentent une faible résistance à la corrosion.

2.2.4. Biocompatibilité

Il n'y a pas de données relatives à la biocompatibilité de ces matériaux disponibles actuellement.

2.2.5. Indications et utilisation clinique

De même que pour les alliages à base d'argent sans mercure, la faible longévité de ces matériaux les destine plutôt à l'odontologie pédiatrique, avec dans ce cadre, des indications identiques à l'amalgame.

L'utilisation clinique reste peu évidente, car ces alliages sont très adhérents aux instruments métalliques, et nécessitent de ce fait l'utilisation d'instruments en téflon. Cependant, la force nécessaire à la condensation des matériaux à base de gallium reste inférieure à celle utilisée pour les alliages à base d'argent sans mercure.

2.3. Conclusion

Les alliages métalliques autres que l'amalgame présentent peu d'intérêt, puisqu'ils sont plus éphémères, ont des qualités physico-chimiques et mécaniques médiocres, et sont difficiles à manipuler.

Leur unique intérêt réside dans l'absence de mercure dans leur composition, ce qui élimine tout risque toxique ou environnemental lié à ce composant.

3. LES COMPOSITES

Les composites sont des matériaux esthétiques à base de résine, solidarisés à la dent par collage. Ils apportent donc des solutions aux problèmes inhérents aux amalgames, à savoir la libération de mercure dans l'environnement, la qualité médiocre de l'interface avec la dent, la sensibilité à la corrosion, l'absence de qualités esthétiques, et l'élimination de tissus dentaires sains.

3.1. Définition des composites

Ce sont des matériaux composés de deux phases distinctes liées entre-elles, dans lesquels une phase dispersée (les charges) complète les propriétés d'une phase continue (la matrice). La matrice est constituée par une résine organique polymérisable à température ambiante ordinaire. Les charges sont des particules minérales de forme et de granulométrie variables. La liaison entre les deux phases est réalisée par un traitement de surface des particules minérales (CRAIG et coll., 1996).

3.2. Historique

La découverte des résines époxydes remonte à 1937 avec Castan. Il faut ensuite attendre 1953 où Bowen développe les résines composites et étudie leur intérêt en tant que matériaux de restauration dentaire directe. Ses travaux sont publiés vers 1963, en concurrence avec Lee. L'utilisation clinique des composites débute en 1968. Depuis, les deux phases constitutives des composites ont fait l'objet de diverses améliorations, aboutissant à la création des composites hybrides. Ces améliorations seront développées dans la partie traitant de la composition des composites.

3.3. Classification des composites

Il y a différentes classifications, dont celle de Lutz, qui divise les composites en composites conventionnels, hybrides ou microchargés. Cette classification date de 1983 et a été reprise ultérieurement (HICKEL et coll., 1998).

Cependant, l'évolution des composites a rendu cette classification caduque, et le seul critère de différenciation retenu actuellement est la granulométrie et le type des charges. Cela permet de plus de rendre compte de la chronologie d'évolution des composites.

- Composites traditionnels macrochargés.

Ce sont les premiers à avoir été créés.

Ils possèdent des charges vitreuses anguleuses d'un seul type.

La granulométrie varie de 8 à 40 μm .

Le pourcentage de charges en poids est de 60 à 80%.

Ils sont peu esthétiques, peu résistants à l'usure et très abrasifs.

- Composites microchargés.

Apportent un avantage au niveau esthétique.

Ils possèdent des charges de silice colloïdale seules ou incorporées à des particules de composite prépolymérisées.

La granulométrie varie de 0,04 à 0,4 μm .

Le pourcentage de charges en poids est de 45 à 79%.

Leurs faibles qualités mécaniques ne permettent pas de les utiliser dans les secteurs postérieurs.

Tous les autres types de composites ont été développés pour améliorer les qualités mécaniques et permettre une utilisation dans les secteurs postérieurs.

- Composites à petites particules (Z100).

Ils possèdent un seul type de charges sphériques.

La granulométrie varie de 0,01 à 3,5 μm , pour une moyenne de 0,6 μm .

Le pourcentage de charges en poids est de 85%.

Ils sont un compromis entre l'esthétique et les propriétés mécaniques.

- Composites hybrides (OCCLUSIN, PEKAFIL).

Leurs charges sont de composition et de taille variables. Il y a des particules de silice colloïdale et des particules de verre micrométriques contenant des métaux lourds (silicate de baryum et de strontium ou dioxyde de zirconium).

La granulométrie est de 0,04 μm pour les charges de silice, et de 2 à 8 μm pour les autres.

Le pourcentage de charges en poids est de 70 à 80%.

Leurs propriétés mécaniques sont excellentes, mais leur état de surface est insuffisant, entraînant des problèmes de résistance à l'usure et d'abrasion, ainsi que des qualités esthétiques limitées (polissage).

- Composites hybrides microchargés (HERCULITE, TPH).

Ce sont des composites « antéro-postérieurs ».

Leurs charges sont de composition et de taille variables. Il y a des particules de silice colloïdale et des particules de verre micrométriques contenant des métaux lourds (silicate de baryum et de strontium ou dioxyde de zirconium).

La granulométrie est de 0,04 μm pour les charges de silice, et de 0,5 à 1 μm pour les autres.

Le pourcentage de charges en poids est de 70 à 80%.

Ces composites représentent le meilleur compromis actuel entre les propriétés mécaniques et les qualités optiques.

3.4. Composition des composites

3.4.1. Les charges

- Les charges minérales.

Les différents types de charges présents dans les composites ont été explicités précédemment. Pour améliorer la radio-opacité, les charges à base de silice sont parfois remplacées par des particules de silicates de verre radio-opaques contenant du baryum, du strontium, ou du zinc (WATTS, 1996).

Toutes les charges utilisées sont silanisées avec du 3-méthacryloyloxypropyl triméthoxysilane. Cela permet :

- d'incorporer plus de charges à la matrice,
- d'augmenter l'adhésion entre les charges et la matrice ,
- de rendre les charges minérales hydrophobes.

- Les charges organiques et organo-minérales.

Celles-ci correspondent aux polymères de diméthacrylate présents dans le matériau, éventuellement renforcés par des particules de dioxyde de silice pyrogénique silanisées. Ces charges sont l'apanage de certains composites microchargés, et mesurent entre 2 et 100 μm . Elles sont obtenues par broyage de polymères de diméthacrylate.

3.4.2. La matrice

3.4.2.1. Les monomères (PEUTZFELD, 1997)

- La résine de Bowen (le BISGMA).

Ce monomère a été créé par Bowen en 1953 à partir des résines époxydes. La structure est similaire, mais les groupes époxydes sont remplacés par des groupes méthacryles. La réaction menant à la synthèse du bisglycidylméthacrylate, ou BISGMA fait intervenir :

- soit du bisphénol A et du glycidyl méthacrylate,
- soit du diglycidyl éther de bisphénol A et du méthacrylate.

La formule du monomère obtenu ainsi est la suivante :

2,2 bis[4-(2-hydroxy-3-méthacryloyloxypropoxy)phényl]propane.

La polymérisation de ce monomère se fait par l'établissement de liaisons covalentes. On passe alors de liaisons intermoléculaires de type Van der Waals ou hydrogènes de 0,3 nm, à des liaisons de 0,15 nm, ce qui engendre un retrait de polymérisation. A ce propos, le retrait de polymérisation d'un polymère est d'autant plus important que ses monomères constitutifs ont un faible poids moléculaire et un haut degré de conversion. Donc toute dilution du BISGMA augmente son retrait de polymérisation.

Or, sa forte viscosité limite l'incorporation de charges dans la matrice. Aussi réalise-t-on généralement une adjonction de diméthacrylate au BISGMA, sous la forme de triéthylèneglycol diméthacrylate (TEGDMA) ou encore d'éthylèneglycol diméthacrylate (EGDMA). Cela permet l'incorporation d'un plus grand nombre de charges à la matrice résineuse mais augmente le retrait de polymérisation par dilution relative du BISGMA. Le TEGDMA, plus réactif que l'EGDMA en raison du plus grand éloignement entre ses groupes méthacryles, est plus fréquemment utilisé que ce dernier.

- L'uréthane diméthacrylate (UDMA).

Il peut être utilisé seul, mais est généralement associé à du TEGDMA ou à du BISGMA.

Ce monomère est sensible au jaunissement, mais il présente des qualités indéniables :

- une faible viscosité,
- une dureté importante,
- des propriétés mécaniques supérieures à celles d'une résine à base de BISGMA,
- un degré de conversion supérieur à celui d'une résine à base de BISGMA, ce qui implique une meilleure biocompatibilité, et une absence de formation de bisphénol-A.

- Les autres monomères (axes de recherche).

D'autres systèmes de monomères sont en cours de développement afin de pallier aux défauts des résines à base de BISGMA ou d'UDMA.

- Les monomères eutectiques.

Ils ne sont pas commercialisés, mais présentent des capacités similaires au BISGMA, avec en sus une bonne stabilité de teinte et une viscosité acceptable sans dilution.

- Les monomères hydrophobes.

Toutes les résines absorbent l'eau. Ces monomères doivent éviter la décohésion entre les charges et la matrice par hydrolyse. Bien que les essais soient concluants, ces monomères ne sont pas commercialisés.

- Les monomères non rétractables.

Il s'agit de limiter le retrait de polymérisation par l'usage de monomères comprenant des cycles s'ouvrant à l'établissement des liaisons covalentes, et permettant ainsi de diminuer le rapprochement moléculaire. Des recherches ont été effectuées dans ce sens avec les spiro orthocarbonates. Ces molécules, éventuellement couplées à du BISGMA et à du TEGDMA, présentent une bonne stabilité dimensionnelle à la prise, mais un degré de conversion beaucoup trop faible. Des essais sur les molécules d'oxybisméthacrylate sont en cours actuellement.

- Les monomères adhésifs.

Le BISGMA n'étant pas assez hydrophile pour pénétrer le réseau collagénique dentinaire et obtenir ainsi une adhésion, la recherche va dans le sens de l'utilisation d'un monomère possédant à la fois un pôle hydrophile et un pôle hydrophobe. Le premier permettrait l'adhésion à la dentine, le deuxième la liaison aux autres monomères, et donc la polymérisation.

- Les monomères anticariogènes.

Trois voies ont été explorées pour rendre les monomères anticariogènes.

- L'introduction de dérivés de la chlorhexidine dans la résine. Malheureusement, ces dérivés perdent leur efficacité dans le temps, et entraînent de surcroît une diminution des propriétés mécaniques du matériau.
- La synthèse de monomères antibactériens comme le MDPB. Ces monomères participent à la polymérisation et ne l'affectent donc pas en mal, mais ils ont une activité bactériostatique faible.
- L'utilisation de fluor dans les charges sous forme de NaF ou lié à la résine. Les deux modalités semblent fonctionner et permettre une libération de fluorures sans entraîner de diminution des propriétés mécaniques et physiques des composites.

- Les monomères à haut degré de conversion.

L'augmentation du degré de conversion des monomères rend le matériau plus dur et donc plus cassant. Un compromis a été trouvé par l'utilisation d'un monomère de dilution plus réactif que le TEGDMA : le MBL (α -méthylène- γ -butyrolactone). Ce monomère permet l'amélioration du degré de conversion et la conservation ou l'amélioration des propriétés mécaniques du matériau.

- Autres axes de recherche.

L'amélioration du comportement des systèmes monomériques peut se faire également par adjonction de molécules particulières à la résine.

L'incorporation d'anhydrides carboxyliques permet par exemple d'augmenter la dureté et la résistance de 20%, mais nécessite une forte température, restreignant l'usage du composite à une méthode indirecte.

L'adjonction de diacétyle et de propénal augmente le degré de conversion de 15% et les propriétés mécaniques de 25%. C'est une voie d'investigation d'autant plus prometteuse que le matériau obtenu reste biocompatible.

3.4.2.2. Les activateurs

Dans les composites pâte-pâte, on utilise comme activateurs des amines tertiaires aromatiques (incorporées à la base), couplées à du dibenzoyleperoxide (incorporé au catalyseur).

Dans les composites photopolymérisables, on utilise de la camphoroquinone, qui absorbe des photons appartenant au spectre visible (466,5 nm). Généralement, la camphoroquinone est

associée à une amine tertiaire, le diméthylaminoéthyl diméthacrylate (DMAEMA), qui est l'activateur proprement dit.

Certains auteurs comme PARK et coll. (1999) ont testé une combinaison associant la camphoroquinone au 1-phényl-1,2-propanedione (PPD). Le PPD a même été testé isolément comme activateur. Isolément, le PPD induit un degré de conversion identique à celui de la camphoroquinone. En association, on obtient un degré de conversion plus important, lié entre autres à un spectre d'absorption plus large. D'après les auteurs, le PPD aurait donc un effet synergique avec la camphoroquinone. De plus, cet activateur serait moins sensible à la dégradation et limiterait ainsi le jaunissement des composites.

La recherche s'effectue en ce moment dans le sens de l'utilisation de dérivés d'oxydes de phosphine.

Enfin, il faut noter qu'à chaque type d'activateur correspond un mode d'activation déterminé. HOFMANN et coll. (2000) ont étudié les propriétés mécaniques de différents composites photopolymérisés avec soit des lampes classiques, soit des lampes à plasma. Les résultats sont les suivants :

- pour des composites ne contenant que de la camphoroquinone, les propriétés mécaniques sont identiques, après 40 secondes de photopolymérisation « normale », ou deux cycles de 3 secondes de photopolymérisation avec une lampe à plasma,
- un seul cycle de trois secondes de photopolymérisation avec une lampe à plasma diminue les propriétés mécaniques,
- pour des composites contenant à la fois de la camphoroquinone et d'autres activateurs absorbant dans des longueurs d'onde plus courtes (370 à 450 nm), l'utilisation de la lampe à plasma diminue nettement les propriétés mécaniques.

A chaque type d'activateur correspond donc un mode d'activation qu'il faut respecter.

3.4.2.3. Les inhibiteurs de prise

Ceux-ci permettent d'augmenter la durée de vie du matériau avant la prise, en empêchant la polymérisation spontanée des monomères diméthacryliques. Ils augmentent de plus la résistance à la décoloration du matériau pris.

Les principaux inhibiteurs de prise sont l'oxygène et les dérivés du phénol.

3.4.2.4. Les pigments

Ils permettent de donner différentes teintes aux composites. Ils doivent tous être stables et d'une parfaite innocuité. On utilise principalement des dérivés ferriques, et des oxydes de titane et d'aluminium.

3.4.2.5. Autres additifs

Certains produits sont présents à l'état de trace dans la composition des composites. Par exemple, l'incorporation de cire au matériau influence le polissage et les capacités de résistance mécanique.

3.5. La réaction de prise des composites

Il s'agit d'un processus de polymérisation par addition radicalaire. En effet, à partir d'un radical libre, il va y avoir une réaction d'addition en chaîne créant une macromolécule. Il y a trois étapes successives : l'amorçage de la réaction, sa propagation et sa terminaison.

3.5.1. L'amorçage

Un apport d'énergie va libérer des radicaux libres par décomposition de l'amorceur. Les radicaux libres initient ensuite l'ouverture des doubles liaisons et l'élongation du polymère. Il existe deux modalités d'amorçage.

- La chémozpolymérisation.

Dans ce cas de figure, l'énergie nécessaire à l'amorçage est fournie par la réaction chimique entre un activateur (amine tertiaire, tri n butyle borane) inclus dans le catalyseur, et un amorceur (peroxyde de benzoyle) inclus dans la base. Ainsi, la réaction de prise débute dès le malaxage des deux pâtes.

Ce type de polymérisation présente des inconvénients :

- le malaxage induit l'incorporation de bulles dans le produit,
- le temps de prise est trop long (1,5 à 6 minutes),
- le matériau obtenu est très sensible à la décoloration à long terme.

- La photopolymérisation.

Les activateurs sont des photons, qui vont entraîner l'émission de radicaux libres par la dégradation d'un amorceur. L'amorceur n'absorbant pas de photons compris dans le spectre visible, on l'associe à un photo-sensibilisateur. C'est ce photo-sensibilisateur, activé par les photons, qui va se combiner avec l'amorceur et entraîner sa dégradation.

Le photo-sensibilisateur le plus utilisé est la camphoroquinone, qui a un pic d'absorption dans le bleu (466,5 nm). L'amorceur le plus couramment associé à la camphoroquinone est une amine tertiaire, le diméthylaminoéthylméthacrylate (DMAEMA).

L'intensité de la photopolymérisation diminue avec l'épaisseur de matériau. Aussi faut-il se contenter de photopolymériser des couches fines de composite, de 2 à 3 mm d'épaisseur. Il est à noter que l'oxygène inhibe également la prise des composites, qui présenteront donc toujours un degré de conversion moindre en surface. Cette couche superficielle est d'une épaisseur de 1 μm au maximum (FINGER et LEE, 1996). Elle est riche en doubles liaisons n'ayant pas réagi, et permet l'application en couche par couche du composite. Cela explique également la nécessité de réaliser une soustraction de surface du composite après sa pose, ce qui s'effectue en général au moment du polissage.

On retiendra donc que dans le cas des composites photopolymérisables, le mode d'amorçage de la réaction de prise implique l'existence de différents degrés de conversion au sein du matériau, en fonction de la profondeur.

3.5.2. La propagation

Il s'agit tout simplement de la continuation du phénomène de polymérisation initié dans la phase d'amorçage. Les polymères activés lors de l'amorçage se combinent entre-eux ou avec des monomères isolés.

3.5.3. La terminaison

Deux situations mènent à l'arrêt de la propagation :

- l'adjonction de monomères possédant un site réactif unique,
- l'inter-liaison de deux polymères.

En réalité, au fur et à mesure de la propagation, les chaînes macromoléculaires se retrouvent prisonnières dans une structure de plus en plus rigide, et la réaction ralentit.

Suivant que les chaînes macromoléculaires ainsi formées sont longues ou courtes, on obtient une résine de grand ou de faible poids moléculaire. Les radicaux libres résiduels au niveau de ces macromolécules influencent la biocompatibilité des composites.

Le processus d'emprisonnement des polymères en cours de formation explique aussi le fait que le degré de conversion des composites ne soit jamais total.

3.5.4. Le degré de conversion (WATTS, 1996)

Le degré de conversion des résines composites est seulement de 55 à 75% . Il a été étudié par WATTS, en utilisant le fait que les doubles liaisons non polymérisées ont une absorption dans l'infrarouge à 1638 cm^{-1} . L'auteur a ainsi prouvé que les composites contenant beaucoup de verres de quartz et de baryum avaient un degré de conversion moindre.

Les groupes méthacryles non polymérisés sont soit seuls (10%), soit constitutifs de chaînes latérales des polymères. Ces groupes rendent le composite plus plastique, donc moins solide, et également plus susceptible à la dégradation (teinte instable, diminution de la résistance à l'abrasion, formation et/ou libération de formaldéhydes et de groupes méthacryles).

Pour obtenir des composites plus solides, il faudrait donc augmenter le degré de conversion de ceux-ci. Malheureusement, l'augmentation du degré de conversion augmente le retrait de polymérisation.

Le degré de conversion est influencé par :

- l'intensité lumineuse atteignant la surface du composite,
- le temps d'exposition,
- l'énergie thermique du système (température ambiante),
- la quantité de BISGMA (plus sa concentration est grande, plus le degré de conversion diminue).

3.6. Les propriétés mécaniques (POWERS ET BURGESS, 1996)

3.6.1. La résistance à la compression

La résistance à la compression d'un composite hybride récent, le Z100, est de 280 MPa. A titre de comparaison, la résistance à la compression de la dentine et de l'émail sont respectivement de 300 et 380 MPa. Les valeurs des amalgames modernes sont comprises, elles, entre 400 et 500 MPa.

Une étude récente donne des chiffres plus optimistes : la résistance à la compression des composites macrochargés serait comprise entre 240 et 350 MPa, celle des microchargés, entre 300 et 400 MPa, et celle des hybrides entre 350 et 450 MPa.

Pour les plus performants des composites, à savoir les hybrides, on obtiendrait donc des valeurs proches des amalgames.

3.6.2. La résistance à la traction

La résistance à la traction est le point faible des composites, avec des valeurs sises aux alentours de 60 MPa au maximum (55 MPa pour le Z100), ce qui est comparable aux valeurs obtenues pour les amalgames (40 à 60 MPa), mais reste inférieur à celles de la dentine (90 MPa environ).

La résistance à la traction est très sensible aux éventuels défauts de structure du matériau, qui peuvent être à l'origine de lignes de fractures et diminuer leurs performances.

3.6.3. La résistance à la flexion

La résistance à la flexion des composites varie de 120 à 160 MPa. A titre d'exemple, la résistance à la flexion du Z100 est de 130 MPa.

3.6.4. La résistance à l'usure

La matrice est moins résistante à l'usure que les charges minérales qu'elle contient, et qui sont responsables en grande partie de l'amélioration des qualités mécaniques des composites. Dans les zones de contact proximales, l'usure email contre email est de l'ordre de 20 μm pour une période de deux ans. On passe à des valeurs de l'ordre de 200 μm dans le cadre d'un contact proximal email-composite, pour une durée identique (ZIEMIECKI et LEINFELDER, 1996). Cette différence significative de dureté est soumise à caution par le fait qu'en proximal, la polymérisation des composites est souvent de mauvaise qualité, pour des raisons évidentes d'accessibilité.

L'usure est fonction de la densité des charges et donc de l'espace compris entre celles-ci (BAYNE et coll., 1998). Plus cet espace est grand, plus l'usure est importante. Plus les charges sont de petite taille, plus cet espace diminue, et l'usure avec. Cela explique la bonne résistance à l'usure des composites antérieurs, qui compensent un faible pourcentage volumétrique de charges par une faible granulométrie de celles-ci. Ces résultats sont corroborés par les travaux de WATTS (1996), qui estime que l'on aurait une meilleure résistance à l'abrasion avec un espace inter-charges de 0,1 μm .

Enfin, il est à noter que l'usure diminue rapidement dans le temps (MAIR, 1998). En effet, l'usure initiale entraîne l'apparition de surfaces de contact plus importantes, ce qui diminue proportionnellement la pression locale, et donc les forces d'abrasion. (A force égale, lorsque la surface augmente, la pression diminue).

3.6.5. La dureté

La dureté d'un composite sera influencée par la nature de ses composants, charges et matrice. A titre d'exemple, la dureté Vickers du Blend-a-lux est de 97,8 (BLACKWELL et KASE, 1996).

La résistance et la dureté de la matrice ne dépendent pas du degré de conversion, mais de la rigidité et de la flexibilité des monomères utilisés (PEUTZFELD, 1997). La molécule de BISGMA est beaucoup plus rigide que celles de TEGDMA ou d'EGDMA. Ainsi, dans les copolymères alliant BISGMA et TEGDMA, le degré de conversion diminue avec l'augmentation de BISGMA, mais la dureté de la matrice reste constante grâce à la rigidité de cette molécule.

La résistance et la dureté des composites restent faibles par rapport à celles des tissus dentaires, mais elle sont néanmoins comparables à celles de l'amalgame.

3.6.6. Le module de Young

Le module de Young du Z100 est d'environ 13 GPa. A titre de comparaison, le module de Young de la dentine est de 18,5 GPa, et celui de l'email de 82 GPa.

Le module de Young indique le comportement du matériau par rapport aux sollicitations occlusales. Plus il est faible, plus l'élasticité du matériau est importante, mais à terme, un faible module de Young peut être à l'origine de la décohésion des charges et de la déformation de l'obturation.

Les amalgames, avec un module de Young proche de celui de la dentine, soit 21 GPa, semblent avoir un meilleur comportement en flexion que les composites. Ceux-ci présentent

tout de même des valeurs limites de fatigue par flexion supérieures de 50 à 100% à celles de certains verres ionomères et compomères.

3.7. Les propriétés physico-chimiques

3.7.1. L'adhésion

L'adhésion des matériaux d'obturation dépend de facteurs autres que l'adhésion propre du matériau au support, tels que les variations dimensionnelles et la présence d'un hiatus à l'interface, lié au retrait de polymérisation. Ce hiatus, mesuré lors de la pose du matériau, est estimé à 9,7 μm , et à 1,8 μm après une heure d'immersion dans l'eau (BLACKWELL et KASE, 1996). La différence entre les deux valeurs serait due à l'augmentation de volume par imbibition.

Voici les valeurs d'adhésion de différents composites utilisés avec leur système de collage :

	ADHERENCE EN MPa	
	EMAIL	DENTINE
PRISMA TPH/PRIME & BOND	21	25
REVOLUTION/REVOLUTION BOND	23	21
Z100/SCOTCHBOND MP	20	18

(POWERS et BURGESS, 1996).

A l'exception du PRISMA TPH, l'adhésion des composites est toujours supérieure au niveau de l'émail qu'au niveau de la dentine. Les valeurs d'adhésion des composites à l'émail sont de l'ordre de 20 MPa. L'adhésion au niveau dentinaire montre une grande variabilité, et les chiffres sont à prendre ici avec plus de circonspection. Les auteurs se contentent de conclure en disant que les composites, tout comme certains compomères et verres ionomères modifiés, permettent la réalisation d'obturations adhésives, dans des cavités non rétentives et donc conservatrices.

3.7.2. Les variations dimensionnelles

3.7.2.1. Le retrait de polymérisation

Les composites sont sujets à un retrait de polymérisation, et qui peut être à l'origine d'un hiatus ou d'une déformation de la structure dentaire résiduelle. Le retrait de polymérisation a lieu essentiellement pendant les 24 heures suivant la réalisation du composite, et il est de l'ordre de 2,5 à 5% en volume (WATTS, 1996). Ces résultats sont concordants avec ceux des travaux d' ABOUSH et coll., repris par BLACKWELL en 1996.

65 à 75% de ce retrait de polymérisation a lieu pendant les dix premières minutes succédant à la prise du composite, quelque soit le type de composite concerné (WATTS, 1996).

Globalement, le retrait de polymérisation dépend du monomère, de son degré de conversion et de la quantité de charges en volume.

Plus le monomère utilisé est réactif, plus son taux de conversion sera important, plus il y aura formation de liaisons covalentes lors de la prise. Or, ces liaisons sont responsables du retrait de polymérisation, car elles sont plus courtes que les liaisons faibles qu'elles remplacent. Donc, le degré de conversion et le retrait de polymérisation évoluent dans le même sens.

Par ailleurs, plus le taux de charges en volume sera important, moins il y aura de matrice résineuse, moins il y aura de retrait de polymérisation.

On peut donc augmenter le taux de charges pour diminuer le retrait de polymérisation, mais cela implique l'utilisation de monomères acides diluants, plus petits que le BISGMA, et

subissant un retrait de polymérisation plus important que ce dernier (WATTS, 1996). Il s'agit donc de trouver le bon compromis entre le taux de charges et le type de monomère utilisé.

Différents axes de recherche visant à diminuer le retrait de polymérisation sont envisagés (WATTS, 1996).

Il y a tout d'abord l'utilisation de nouveaux monomères comme les spiro-orthocarbonates, additionnables sur des molécules de DMA, et qui s'ouvrent en double cercle (noyau aromatique) à la polymérisation, entraînant une expansion qui pourrait compenser le retrait de polymérisation. D'autres monomères tels que le méthylène-butyrolactone (analogue cyclique du MMA), pourraient également être utilisés.

Enfin, l'emploi de charges poreuses, ou de techniques de photopolymérisation particulières, permettraient de diminuer les contraintes liées à la prise du matériau.

3.7.2.2. L'absorption hydrique

Les composites sont sujets à une absorption hydrique retardée après leur prise, et qui entraîne une expansion légère (BLACKWELL et KASE, 1996). Les auteurs enregistrent des valeurs d'expansion en volume de 0,48% à 1,1% selon le type de composite testé, après une longue période de saturation par l'eau. Dans le cas des composites, l'absorption hydrique ne peut donc en aucun cas compenser le retrait de polymérisation.

3.7.2.3. Le comportement thermique

CAMPANELLA et MEIERS (1999) ont déterminé le coefficient d'expansion thermique de différents composites. Ainsi, on a une valeur de $36.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ pour l'HELIOMOLAR RO (composite microchargé), et de $27,5.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ pour le TETRIC CERAM (composite hybride). Quelque soit le type de composite considéré, le coefficient d'expansion thermique est donc 3 à 4 fois supérieur à celui des structures dentaires ($8.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ pour la dentine, et $11.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ pour l'émail). Il en résulte l'apparition de contraintes à l'interface entre la dent et le matériau, avec éventuellement une majoration du hiatus existant, ou une fracture des structures dentaires résiduelles.

3.7.3. La radio-opacité

La radio-opacité relative en équivalent-aluminium de l'émail, de la dentine, et d'une vingtaine de composites a été déterminée au moyen d'un photodensitomètre à transmission (BOUSCHLICHER et coll., 1999). Tous les matériaux testés sont au moins aussi radio-opaques que 2mm d'aluminium, ce qui correspond à la norme ISO 4049. La seule exception est une résine non chargée.

En ce qui concerne plus spécifiquement les composites hybrides, ils présentent tous une radio-opacité supérieure à celle de l'émail.

Au niveau de la radio-opacité, tous les composites « classiques » ont donc des performances suffisantes.

3.8. Les propriétés optiques et esthétiques

3.8.1. Teinte et translucidité (BLACKWELL ET KASE, 1996)

Les qualités esthétiques d'un matériau dépendent de ses propriétés optiques, telles que sa teinte et sa translucidité.

La teinte doit être proche de celle des tissus dentaires à remplacer. Il existe pour cela une vaste gamme de teintes de matériaux composites. Le choix s'effectue grâce à un teintier, sous lumière naturelle, après éviction du tissu carié et des anciennes obturations, et avant la pose de la digue, afin de limiter les erreurs d'appréciation.

La translucidité détermine le mimétisme du matériau. Un matériau idéalement translucide prend la couleur de son environnement. Un matériau trop translucide apparaît noir, et un matériau trop opaque ne présente aucun mimétisme.

L'opacité de différents matériaux de teinte claire (A2) a été mesurée par photométrie. Les résultats sont exprimés en pourcentage de réfraction des rayons lumineux par les échantillons. Les trois composites testés, SPECTRUM TPH, Z100 et CHARISMA, présentent des valeurs idéales, autour de 40% d'opacité. Certains verres ionomères modifiés ou non (VITREMER, PHOTAC-FIL, KETAC-FIL), présentent par contre des taux d'opacité de l'ordre de 65%, et n'ont ainsi aucune faculté de mimétisme.

Tant au niveau de la variété de teintes disponibles qu'au niveau de la translucidité, les composites font donc preuve de qualités esthétiques indéniables. Encore faut-il que ces qualités subsistent dans le temps.

3.8.2. Stabilité de la teinte

La stabilité de la teinte de différents matériaux a été déterminée en leur faisant subir un vieillissement accéléré (oxydation), ou encore une immersion dans du café, du vin ou du cola (POWERS et BURGESS, 1996).

Les deux composites testés, PRODIGY et REVOLUTION, présentent une excellente résistance à la dégradation de leur teinte par oxydation, bien supérieure à celle des compomères et des verres ionomères testés par ailleurs. Pour les auteurs, la stabilité de la teinte des composites est liée à leur nature hydrophobe.

Ces résultats sont corroborés et élargis à l'ensemble des composites hybrides par INOKOSHI et coll. (1996).

Enfin, si la résistance à la coloration des composites hybrides modernes est bonne, elle est néanmoins tributaire de leur composition et de leur manipulation (DIETSCHI et coll., 1994). En effet, l'hydrophobie, l'augmentation de la quantité de charges, la diminution de la granulométrie de ces charges, la qualité des interactions charges-résine, et le poli de surface, déterminent la stabilité de la couleur des composites.

Les qualités optiques des composites et la pérennité de ces qualités sont donc indéniables, surtout en ce qui concerne les composites hybrides modernes.

3.9. Les propriétés biologiques et la biocompatibilité des composites

L'aspect de la biocompatibilité concernant l'étanchéité des obturations a été traité dans l'étude des variations dimensionnelles des composites. Nous allons donc principalement nous intéresser aux effets des substances libérées par les composites.

3.9.1. Les substances libérées

- Les fluorures.

La libération de fluorures dans le milieu buccal par les matériaux de restauration dépend de la forme et de la nature de l'échantillon, ainsi que des caractéristiques du milieu (pH, composition...). Par ailleurs, tous les composites ne libèrent pas de fluorures.

Les fluorures libérés par les composites concernés sont incorporés dans les berges de la restauration (POWERS et BURGESS, 1996). Cette libération est maximale pendant le

premier jour succédant à la pose du matériau, pour diminuer ensuite de façon asymptotique jusqu'à une valeur seuil très faible (CARVALHO et CURI, 1999).

Les composites chargés en fluorures (TETRIC, par exemple) en libèrent moins que les verres ionomères, les compomères ou les verres ionomères modifiés (BLACKWELL et KASE, 1996, et CARVALHO et CURI, 1999).

Par ailleurs, la recharge en fluorures des composites par apport topique ne concerne que la surface du matériau et reste infime (EICHMILLER et MARJENHOFF, 1998).

La quantité suffisante de fluorures pour obtenir un effet cariostatique est inconnue. Cependant, la quantité de fluorures libérée par les composites est suffisante pour inhiber la déminéralisation de l'émail in vitro, l'effet sur la dentine restant par ailleurs controversé (EICHMILLER et MARJENHOFF, 1998).

Enfin, les mauvais résultats cliniques des composites fluorés, en matière d'absence de caries secondaires, seraient dus à la déficience du joint dent-composite, et au fait que le collage empêche la libération de fluorures le long des parois cavitaires (HSU et coll., 1998).

S'il est donc reconnu que les composites fluorés libèrent des fluorures en faible quantité, l'effet réel de cette libération sur les tissus dentaires et les bactéries reste controversé.

- Les autres substances (SCHEDLE et coll., 1998).

La principale source de cytotoxicité des composites est la libération de monomère (enlever la fraction soluble du composite diminue sa cytotoxicité de 90%). Le BISGMA est donc l'agent toxique principal, libéré essentiellement lors de la prise du composite, ou lors de sa dégradation (détection de TEGDMA dans la salive). Le monomère est instable dans la salive et donne des molécules de formaldéhyde, méthacrylate et bisphénol A.

Les substances suivantes peuvent également être extraites des composites: camphoroquinone, drometrizole, EGDMA, et acide 4-diméthylaminobenzoïque (DMABEE). Les substances hydrophiles sont libérées plus précocement que les substances lipophiles (LYGRE et coll., 1999).

D'autres éléments sont également libérés par les composites (GEURTSSEN, 1998) :

- les charges (le quartz et la silice sont moins solubles que les charges radio-opaques contenant du zinc, du baryum ou du strontium),
- les activateurs et les inhibiteurs de prise,
- les produits de dégradation (formaldéhyde, MMA et dérivés).

3.9.2. Mécanismes et facteurs de libération

Tous les matériaux à base de résine sont cytotoxiques. Cette cytotoxicité diminue avec le temps et devient insignifiante au bout de 6 semaines. Elle est supérieure lorsque le composite est associé à son système de collage (primer et adhésif), et semble indépendante de la marque du produit considéré (SCHEDLE et coll., 1998).

La libération de substances par les composites est due à la pénétration de solvants dans le corps du matériau, ce qui crée des micro-porosités par lesquelles les produits de dégradation peuvent sortir. Trois types de facteurs influencent la libération de substances par les composites (GEURTSSEN, 1998) :

- le taux de conversion (lorsque le taux de conversion augmente, la fraction de monomère libre susceptible d'être libérée diminue),
- le type de solvant,
- la nature des charges et de la matrice (les charges possédant des impuretés hydrosolubles jouent un rôle important dans l'absorption d'eau. Les composites à base d'UDMA sont moins solubles que ceux à base de BISGMA. Quant à l'EGDMA, il augmente l'absorption d'eau, et donc la solubilité du matériau).

3.9.3. La toxicité systémique (SCHMALZ, 1998)

La toxicité systémique des composites a été étudiée sur des animaux au moyen d'implants sous-cutanés, intra-musculaires et intra-osseux. Les conclusions de ces travaux sont les suivantes :

- la toxicité est moindre si la prise du composite est complète,
- en sous-cutané, l'inflammation est plus importante avec un composite qu'avec un amalgame,
- la toxicité systémique des composites semble néanmoins très faible,
- les résultats obtenus sont insuffisants pour tirer de réelles conclusions quant à la toxicité systémique des composites chez l'homme.

Les sealants et les composites à base de BISGMA libèrent du bisphénol-A. Ce composé se lie aux récepteurs de l'œstrogène pour des concentrations inférieures aux concentrations toxiques. L'auteur a observé in vitro une prolifération de cellules liée à l'activité oestro-libératrice des composites.

Cependant, la libération de bisphénol-A par un sealant correspond à 1,5% du taux journalier d'ingestion de bisphénol-A par voie alimentaire. L'auteur en déduit qu'il n'y a pas d'effet oestrogénique des composites à l'échelle de l'individu.

On dispose donc de trop peu de données pour déterminer s'il existe ou non une toxicité systémique des composites. Il semblerait cependant que la faible concentration des substances libérées par ces matériaux les rende inoffensifs à l'échelle de l'individu.

3.9.4. La toxicité locale (HENSTEN-PETTERSEN, 1998)

- Réactions lichénoïdes orales.

C'est le même type de lésions que celles observées chez certains porteurs d'amalgames. Ici aussi, le lichen plan ou les lésions lichénoïdes disparaissent dans 95% des cas après la dépose des obturations et leur remplacement par des matériaux différents.

- Gingivite.

L'accumulation de plaque dentaire est favorisée par les résines composites (SCHMALZ, 1998). Or la plaque est le principal agent responsable de la gingivite.

De plus, certaines expériences ont prouvé qu'il y a plus de gingivite à proximité directe d'un composite que de l'émail nu, d'une restauration à l'amalgame ou au verre ionomère.

Ces résultats sont à prendre avec circonspection, l'action rétentrice de plaque des matériaux dépendant étroitement de leur état de surface et donc de la technique opératoire.

- Dermite de contact liée à un agent irritant.

Ce type de dermite chronique peut s'observer dans le cas d'un contact répété avec des résines. Elle serait due à un effet neurotoxique direct du monomère. On distingue deux types de signes :

- une peau sèche et fissurée (liée au MMA),
- le « syndrome des trois doigts », correspondant à une paresthésie du pouce, de l'index et du majeur, liée au contact avec la résine.

Il est à noter que les monomères traversent les gants sans problème, et que les manifestations rencontrées sont liées à une destruction progressive des barrières naturelles, non objectivée par les tests allergologiques cutanés.

- Dermite allergique de contact.

Le mécanisme a été décrit précédemment. Les signes sont les mêmes que pour les dermatites irritatives, mais en sus de l'altération locale des tissus, on peut avoir des manifestations d'ordre systémique.

- Choc anaphylactique.

Généralement rencontré dans le cadre d'une allergie au latex des gants ou des feuilles de digue, un choc anaphylactique peut également être lié à la pose de sealants.

- Réaction de photosensibilisation .

On distingue la photo-toxicité, dose-dépendante, de la photo-allergie, existant pour de faibles concentrations avec mise en place d'une réaction immunitaire.

La photo-toxicité s'apparente à une brûlure. Elle est généralement liée aux sulfonamides (trouvés dans certains liners), et aux phénothiazines. Il faut une exposition conjointe au produit et à une source lumineuse d'une longueur d'onde particulière.

La photo-allergie est polymorphe. Elle est liée aux mêmes produits que la photo-toxicité, ainsi qu'à l'eugénol, la chlorhexidine et les acides para-amino-benzoïques.

D'après l'auteur, ces deux types de photosensibilisation pourraient exister avec des produits photopolymérisables tels que les composites.

- Urticaire de contact.

Cet urticaire peut être localisé ou disséminé, lié ou non au système immunitaire (si non, il reste localisé).

Seul l'urticaire localisé peut être lié aux produits de dégradation du benzoylperoxyde des composites et des résines.

- Hyperactivité et réaction d'intolérance.

L'hyperactivité est liée à l'eugénol et aux monomères volatiles. Elle se caractérise par une réaction vasomotrice au niveau des voies aéro-digestives supérieures et des yeux.

L'intolérance est liée à un taux enzymatique trop bas et ressemble à une réaction allergique, mais sans intervention des IgE. Elle pourrait être due aux résines, mais son étiologie reste inconnue.

En conclusion, le MMA en particulier peut poser des problèmes toxicologiques en cas d'exposition importante. Cependant, vu les doses utilisées, aucun effet toxique local ou systémique n'est à craindre lors de l'utilisation des composites.

3.9.5. Cytotoxicité, toxicité pulpaire et mutagénicité (SCHEDLE et coll., 1998)

- La cytotoxicité.

La cytotoxicité des composites diminue et devient insignifiante au-delà de six semaines. Elle est due essentiellement à la libération de molécules de monomère non liées (enlever la fraction soluble du composite diminue sa cytotoxicité de 90%).

Le BISGMA est donc le principal agent cytotoxique. Il est surtout libéré au moment de la prise du matériau, ainsi que lors de sa dégradation.

Les agents de liaison utilisés avec les composites sont également cytotoxiques, uniquement pendant une courte période.

Voici les autres conclusions de SCHEDLE et coll. sur la cytotoxicité des composites :

- les composites chimopolymérisables sont plus cytotoxiques que les composites photopolymérisables,

- la cytotoxicité augmente lorsque l'on adjoint l'adhésif au composite,
- la cytotoxicité est moindre lorsque l'on a l'adhésif et le primer en plus du composite, comparé au duo adhésif-composite,
- le composite est plus cytotoxique avant la polymérisation.

Par ailleurs, la cytotoxicité dépend du degré de prise du matériau (SCHMALZ, 1998). Plus le degré de conversion est important, plus la toxicité est faible. Or la surface d'un composite, exposée à l'oxygène de l'air ambiant, est généralement le siège d'une polymérisation incomplète. Cette surface présente donc une cytotoxicité importante, proche de celle du composite non pris.

SCHMALZ recommande donc l'emploi d'un film celluloïd recouvrant le composite pendant la photopolymérisation et l'élimination de la couche superficielle du matériau par polissage.

- La toxicité pulpaire.

Malgré la cytotoxicité avérée des composites, il n'y a pas de toxicité pulpaire (PEUTZFELDT, 1997). Cela serait dû au fait que 95% du monomère résiduel est évacué en 48 heures, évitant une agression pulpaire chronique.

- La mutagénicité.

La mutagénicité existe pour des doses inférieures aux doses cytotoxiques (SCHMALZ, 1998).

- les adhésifs dentinaires sont mutagènes sur certaines bactéries in vitro,
- le BISGMA et l'UDMA ne sont pas mutagènes in vitro,
- le DMA et le GMA sont un peu mutagènes in vitro,
- le triphénylstibane qui contamine certains BISGMA est mutagène,
- les résines acryliques et le MMA ne sont pas carcinogènes chez l'animal.

Il est à noter que la toxicité des agents de collage dentinaires in vitro est obtenue pour des concentrations bien supérieures à celles utilisées chez l'homme lors de la réalisation de reconstitutions au composite.

3.9.6. Conclusion

Les composites ne semblent présenter aucune toxicité systémique. Cependant, leur toxicité cutanée et gingivale potentielle, ainsi que leurs relatives cytotoxicité et mutagénicité indiquent qu'il est nécessaire de prendre certaines précautions. Il est recommandé aux praticiens, qui représentent une population à risque, d'utiliser une technique évitant tout contact avec ces matériaux (« no-touch technique »), certaines substances pouvant traverser les gants (SCHMALZ, 1998).

3.10. Aspects environnementaux de l'utilisation des composites (ARENHOLT-BINDSLEV, 1998)

Les composites contiennent et peuvent libérer du BISGMA, du BISDMA, ou encore du bisphénol-A. Le bisphénol-A appartient aux oestrogènes et aurait des effets sur le développement, la santé, la reproduction. Cependant, il n'existe aucun impact environnemental prouvé de ces substances.

3.11. Aspects cliniques de l'utilisation des composites

3.11.1. Indications

Les indications des composites en tant qu'alternative aux amalgames sont les suivantes (WILSON et coll., 1997, LEINFELDER et coll., 1999):

- petites cavités de classe I sur prémolaires,
- petites cavités de classe II sur prémolaires.

Les auteurs émettent cependant des restrictions. Il serait nécessaire de prendre en compte l'âge du patient, la localisation et le type de dent et de lésion, la qualité des tissus restants, ainsi que la fonction occlusale. Il ne faudrait pas de force occlusale directe sur le composite, ou tout au plus une force limitée. Les composites seraient donc plus appropriés pour les classes I, et en particulier chez les enfants, présentant des forces de mastication plus faibles que les adultes. Les auteurs concluent en affirmant que la longueur du protocole d'utilisation des composites est telle, que ces matériaux sont délaissés en odontologie pédiatrique au profit des compomères ou des verres ionomères modifiés. Cela réduit donc considérablement le champ d'application des composites en tant qu'alternative aux amalgames.

Enfin, les cavités de classe II obturées au composite présentent un risque important de hiatus marginal au niveau cervical (ROULET, 1997). Les cavités de classe II obturées au composite doivent donc être particulièrement petites pour limiter le retrait de polymérisation. De plus, il est important de respecter le protocole de mise en œuvre.

3.11.2. Mise en œuvre

3.11.2.1. Principes de préparation

Les principes de préparation sont les suivants (WILSON et coll., 1997, et LEINFELDER et coll., 1999):

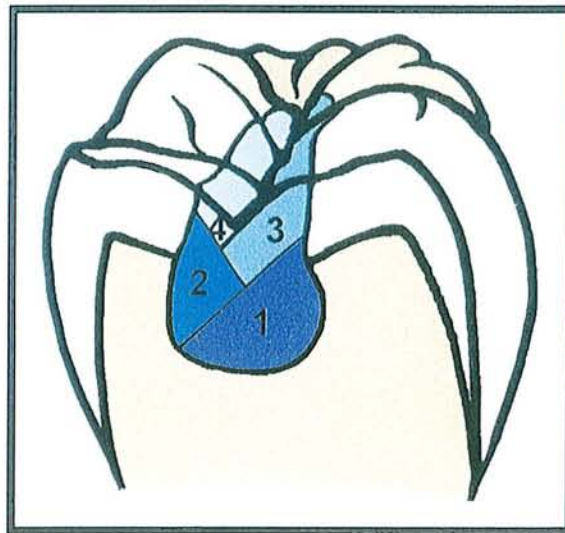
- conservation maximale des tissus sains,
- accès suffisant pour l'éviction carieuse et la manipulation du matériau,
- élimination totale de la carie,
- forme cavitaire sans artifices de rétention ni extensions prophylactiques,
- forme de contour sinueuse, dans l'émail, si possible en dehors de tout contact occlusal,
- architecture globale arrondie.

3.11.2.2. Protocole (LEINFELDER et coll., 1999)

Il est impératif de respecter ce protocole, les composites étant des matériaux très sensibles à la technique de manipulation (ROULET, 1997 ; WILSON et coll., 1997). L'utilisation d'un champ opératoire (digue) est indispensable. C'est un facteur déterminant dans la longévité des obturations au composite (MAIR, 1998).

Protocole opératoire :

- mordantage de toute la cavité, puis rinçage (l'auteur ne donne pas de durée spécifique),
- séchage de l'émail et léger séchage de la dentine (« wet bonding »),
- mise en place du primer et de l'adhésif (souvent associés dans les composites de cinquième génération),
- polymérisation de l'adhésif,
- mise en place de la matrice et d'un coin de bois pour les cavités de classe II,
- mise en place du composite selon la technique du « plan par plan », proposée par Bergman en 1990, et qui réduit les contraintes pariétales liées au retrait de polymérisation. Chaque numéro correspond à une couche de composite. Chaque couche est polymérisée avant d'être recouverte par la suivante :



Le respect de cette méthode de remplissage est d'autant plus important que le facteur C (rapport entre la surface de collage et la surface libre du composite) est élevé. En effet, plus le facteur C augmente, plus les contraintes sont importantes. C'est le cas des cavités de classe I, et plus généralement des cavités étroites et profondes.

- polymérisation entre chaque apport de composite pendant 40 secondes,
- réglage de l'occlusion,
- polissage de la surface du composite, qui élimine la couche superficielle mal polymérisée (GEURTSSEN, 1998), et donne un rendu esthétique. En fait, l'usure de la surface du composite étant importante les deux premières semaines après la pose, il est recommandé de faire le polissage dans une séance ultérieure.

3.11.2.3. Conclusion

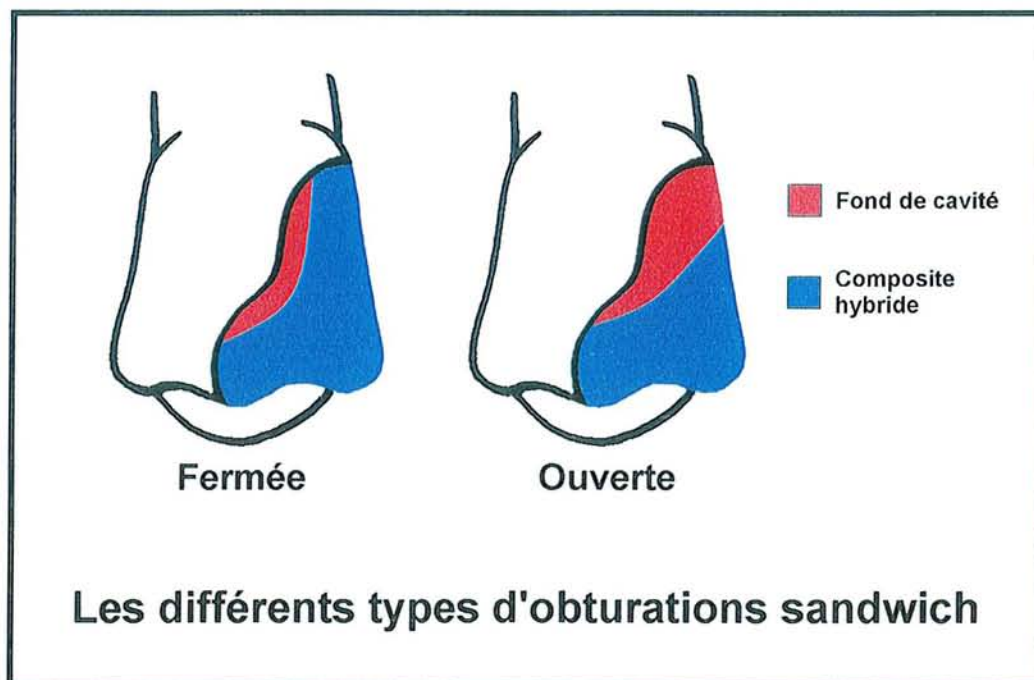
Outre le respect des indications, c'est la technique de « remplissage » de la cavité qui conditionne la longévité de l'obturation, le but étant de limiter la formation du hiatus marginal lié au retrait de polymérisation (WILSON et coll., 1997). Si les résultats sont satisfaisants pour les cavités de classe I, en respectant la technique de remplissage de Bergman, l'adaptation cervicale des cavités de classe II obturées au composite laisse à désirer (ROULET, 1997). Différentes variantes permettent de pallier à l'existence d'un hiatus cervical lors de l'utilisation des composites dans l'obturation des cavités de classe II. Il s'agit des techniques « sandwich ».

3.11.3. Variantes de l'utilisation des composites : les obturations sandwich

3.11.3.1. Définition

Il s'agit de mettre un matériau en fond de cavité. Ce matériau a pour but d'améliorer le joint avec la dent et d'absorber les contraintes liées à la polymérisation du composite sus-jacent. Deux types d'obturations sandwich existent, dans le cas d'une cavité de classe II : les obturations sandwich ouvertes et les obturations sandwich fermées. Dans le cas des obturations sandwich fermées, seul le composite sus-jacent apparaît à l'extérieur de la cavité ; il recouvre donc l'ensemble du fond de cavité. Dans les obturations sandwich ouvertes, le matériau servant de fond de cavité n'est pas recouvert dans la partie cervicale de la cavité principale.

Le composite sus-jacent doit être polymérisé couche par couche, même si ce type d'obturation diminue son épaisseur et donc son volume.



3.11.3.2. Utilisation des verres ionomères modifiés

Il s'agit de remplir la partie cervicale de la cavité avec un verre ionomère modifié, et de recouvrir l'ensemble par un composite hybride, limitant ainsi le volume de composite et donc son retrait de polymérisation. Il faut une épaisseur minimum de 2mm de verre ionomère modifié, tout en restant en dessous du point de contact, ceci afin de garantir la solidité du matériau et d'éviter son érosion proximale. On obtient un joint émail/verre ionomère de bonne qualité, et un joint dentine/verre ionomère de qualité supérieure à celui obtenu avec un composite hybride et son système de collage (ROULET, 1997).

Le verre ionomère sert de tampon entre le composite et la dent, absorbant les contraintes liées à la polymérisation (VAN DIJKEN et coll., 1999). Il permet également de réduire le nombre de reprises de caries (QVIST et coll., 1997).

Il faut réaliser un mordantage, car cela double l'adhésion des verres ionomères (SAÏTO et coll.). Cependant, l'acide polyacrylique diminue cette adhésion, alors que l'acide maléique l'augmente. Il faudrait donc utiliser l'acide maléique comme agent de mordantage.

Ce type d'obturations « sandwich » est sujet à un faible taux d'échecs, de l'ordre de 5% à trois ans. Ces échecs sont liés à la dissociation de l'interface des deux matériaux utilisés. Par ailleurs, les obturations en sandwich ouvert avec un verre ionomère modifié en fond de cavité limitent très nettement la sensibilité post-opératoire (VAN DIJKEN et coll., 1999).

3.11.3.3. Utilisation des composites fluides

Il s'agit toujours d'améliorer le joint cervical entre la dent et le composite hybride sus-jacent. Il est recommandé de mettre un composite fluide en fond de cavité, sur une épaisseur de 0,5 à 1 mm (LEINFELDER et coll., 1999).

Présentant une excellente mouillabilité et un faible module de Young lui permettant de se déformer de façon élastique, ce matériau permettrait l'absorption des contraintes inhérentes à la photopolymérisation du composite hybride qui le recouvre. La qualité du joint cervical serait ainsi préservée, sans risque de dissociation entre les deux matériaux, puisqu'ils sont de même nature.

3.11.3.4. Choix du fond de cavité

Le choix du matériau à utiliser en fond de cavité dans les obturations sandwich dépend de la facilité d'emploi et des conditions rencontrées en bouche.

- L'ergonomie.

Nous avons vu que les verres ionomères modifiés nécessitent un mordantage à l'acide maléique, ou tout du moins à l'acide polyacrylique. Le protocole s'en trouve donc légèrement compliqué, puisqu'il y a deux séquences de mordantage :

- mordantage à l'acide maléique,
- mise en place du verre ionomère modifié,
- mordantage à l'acide phosphorique,
- mise en place du composite.

L'utilisation d'un composite fluide est donc sensiblement plus simple.

- Les conditions buccales.

L'adhésion à la dentine des composites est inférieure à celle des verres ionomères modifiés (ROULET, 1997). Donc, si la paroi cervicale de la cavité principale a une faible épaisseur d'émail, on choisira une obturation en sandwich ouvert avec un verre ionomère modifié en fond de cavité. Dans le cas contraire, on utilisera un composite fluide.

Dans le cas d'une cavité profonde, présentant des risques de sensibilité post-opératoire, il est préférable d'utiliser un verre ionomère modifié en fond de cavité (VAN DIJKEN et coll., 1999).

Enfin, la perméabilité des obturations en sandwich ouvert a été testée dans différentes conditions :

Fond de cavité de l'obturation sandwich	Perméabilité (%)	
	Température : 21°C Hygrométrie : 45%	Température : 35°C Hygrométrie : 95%
Composite fluide	22,3	61,1
Verre ionomère modifié	10,5	13,4

(BESNAULT et ATTAL, 2002)

La perméabilité du joint dent-composite varie énormément en fonction du milieu. On préférera donc utiliser un verre ionomère modifié en fond de cavité dans les cas difficiles, ce matériau étant moins sensible à l'hygrométrie et à la manipulation.

3.11.3.5. Conclusion

L'utilisation des obturations sandwich permet de limiter les conséquences du retrait de polymérisation des composites. Il reste néanmoins un autre problème inhérent à l'utilisation de composites hybrides dans l'obturation de cavités de classe II : la réalisation de points de contacts interdentaires satisfaisants, rendue difficile par la viscosité de ces matériaux.

3.11.4. Longévité et rapport coût/efficacité

Les composites apparaissent comme une alternative valable aux amalgames en matière de longévité lorsque les berges cavitaires sont dans l'émail, et que la technique d'utilisation est respectée. Il y aurait 87% de « survie » à 4 ans pour des cavités de classes I et II obturées au composite dans des cabinets privés (GEURTSSEN et SCHOELER, 1997). Ces chiffres sont similaires à ceux obtenus pour les amalgames, et concernent uniquement les composites hybrides. Ces résultats concordent avec ceux de MJÖR et QVIST (1997).

De la même façon, le taux d'échec annuel des composites est compris entre 0,3 et 6,5%, et il est similaire à celui des amalgames, compris entre 0,6 et 7% (HICKEL et coll., 1998).

Des investigations ont été menées sur une plus longue période, pour des cavités de classe I et II (COLLINS et coll., 1998). En voici les conclusions :

- le taux d'échec des composites est en moyenne de 13,7% à 8 ans,
- le taux d'échec des composites microchargés est de 16,4% à 8 ans,
- celui des composites hybrides descend à 9,3%,
- le taux d'échec des composites est 2 à 3 fois supérieur à celui des amalgames,
- ¾ des échecs observés sont liés à des caries secondaires ou à des fractures cuspidiennes.

Par ailleurs, la longévité des obturations est augmentée par une bonne maintenance, soit un polissage régulier et la restauration des berges de l'obturation si nécessaire (WILSON et coll., 1997).

Enfin, en ce qui concerne le rapport coût/efficacité, il faut 2,5 fois plus de temps pour réaliser un composite qu'un amalgame, si l'on respecte à la lettre le protocole d'utilisation (MAIR, 1998).

3.12. Conclusion

Apparemment, le rapport coût/efficacité des composites reste bien inférieur à celui des amalgames. Cet inconvénient mis à part, les composites hybrides, qui présentent les meilleures propriétés, semblent être une alternative valable aux amalgames dans le cadre de l'obturation des cavités de classe I, mais ils présentent néanmoins des insuffisances dans les cas des classes II, avec comme principaux problèmes :

- l'adaptation cervicale,
- la réalisation des points de contact.

Les composites hybrides, utilisés individuellement, semblent donc insuffisants.

Afin de pallier à ces problèmes, d'autres types de composites ont été développés. Il s'agit des composites fluides, censés avoir une meilleure adaptation aux parois cavitaires et donc améliorer le joint cervical, et des composites compactables, devant permettre la réalisation des points de contact grâce à leur rhéologie particulière.

L'utilisation conjointe des trois types de composites (hybrides, fluides et compactables), devrait déboucher sur une meilleure alternative aux amalgames.

4. LES COMPOSITES COMPACTABLES

4.1. Introduction

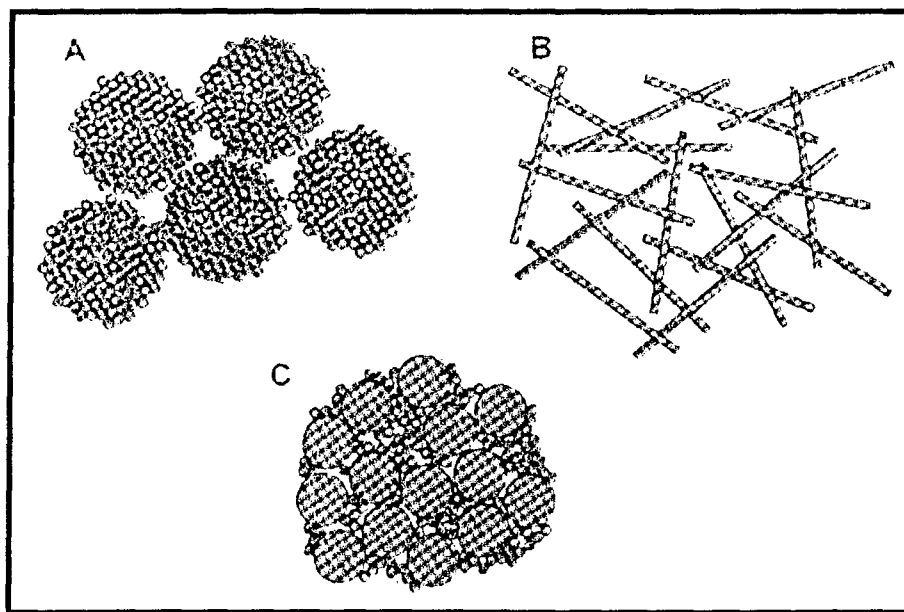
L'évolution vers les composites compactables correspond à la recherche de composites moins sensibles à la technique de manipulation, et qui se mettraient en place de façon similaire à un amalgame (LEINFELDER et coll., 1999).

En fait, les composites compactables ne permettent pas de condensation lors de la mise en place, ils sont juste moins adhérents aux instruments et plus visqueux que les composites classiques. Ces propriétés doivent faciliter la réalisation de points de contact interdentaires.

D'après les auteurs, différentes stratégies ont été utilisées pour modifier la rhéologie des composites :

- augmentation du diamètre des charges et de leur concentration (mais cela entraîne une augmentation de la porosité ainsi que des problèmes d'interface entre les charges et la matrice),
- puis de légères modifications des charges, associées à une diminution de la viscosité matricielle.

Les stratégies d'évolution vers les composites compactables sont résumées dans le schéma suivant:



(LEINFELDER et coll., 1999)

On a d'abord cherché à obtenir des agglomérats de petites particules fusionnées (A), puis ajouté des charges fibreuses (B), et enfin, amélioré l'intrication des charges en utilisant différentes granulométries (C).

4.2. La composition (LEINFELDER et coll., 1999)

La composition des composites compactables s'apparente à celle des composites « classiques », tant au niveau du type de charges que du type de monomères utilisés. Il y a cependant des variations pour chacune des marques, et il est donc impossible de s'en tenir à une composition globale.

Un tableau récapitulatif de la composition de quelques-unes des marques de composites compactables est donc présenté ci-après.

	SOLITAIRE	ALERT	SUREFIL	PRODIGY CONDENSA- BLE	FILTEK P60
Laboratoire	Heraeus Kulzer	Jeneric-Pentron	Dentsply / Caulk	Kerr	3M Dental
Date d'émission	1997	1998	1998	1999	1999
quantité de charges en poids (%)	76	80 à 84	77	80	?
quantité de charges en volume (%)	45 à 66	62 à 70	58 à 66	62	61
taille (µm) et type des charges	2-20	0,7 Silicates de baryum, bore et aluminium, SiO ₂ , micro-fibres de verre	0,8 silicates de baryum, bore et fluor, SiO ₂	Charges Prodigy	0,01-3,5
Type de résine	Polyglas ® monomers	BISGMA éthoxylé	UDMA	?	BISGMA UDMA BISEMA

Le SOLITAIRE présente des charges de verre alumino-silicatées surfacées avec de petites particules de la même composition à haute température. Les charges initiales sont donc de 2 µm, le surfacage entraînant la création de conglomerats de 10 à 20 µm. Le comportement « compactable » de ce composite est lié à la forte résistance à la friction des charges les unes par rapport aux autres.

L'ALERT présente des charges hybrides associées à des charges fibreuses de 6 à 20 µm, celles-ci étant constituées de verre de baryum et de silice colloïdale. Ici, ce sont les fibres qui permettent l'obtention d'un composite compactable.

Enfin, la dernière stratégie est illustrée par le SUREFIL, qui associe trois tailles de charges différentes et obtient ainsi une forte densité.

4.3. Les propriétés mécaniques

Les propriétés mécaniques des composites dépendent essentiellement du diamètre et du volume des charges. Ainsi, lorsque la quantité de charges en volume augmente, la solidité, la résistance à la fracture et la résistance à l'abrasion font de même (CHOI et coll., 2000).

Par ailleurs, le module de Young et le retrait de polymérisation seraient également directement liés à la quantité de charges.

4.3.1. La résistance à la compression (LEINFELDER et coll., 1999)

Les chiffres présentés ci-dessous correspondent essentiellement aux valeurs données par les laboratoires eux-mêmes. Ces valeurs sont donc à prendre avec circonspection.

RESISTANCE MOYENNE A LA COMPRESSION (MPa)	
SOLITAIRE	305*, 370 [#] , 290 [~]
ALERT	305*, 305 [#] , 315**287 [~]
SUREFIL	433*, 435 [#] , 331 [~]
PRODIGY	338*
FILTEK P60	390 [#]
PYRAMID	320-350 [°] , 276 [~]

* : Kerr; [#] : 3M; [~] : SUREFIL technical update; ** : Jeneric Pentron; [°] : Bisco

Le SUREFIL a une meilleure résistance à la compression que les autres produits. Le SOLITAIRE et l'ALERT restent les moins performants, avec des valeurs relativement similaires.

4.3.2. La résistance à la traction

RESISTANCE MOYENNE A LA TRACTION (MPa)	
SUREFIL	45,3 ± 6,8
SOLITAIRE	42,9 ± 18,3
PRODIGY	40,8 ± 4,0
Z-100	40,2 ± 5,3
ALERT	40,1 ± 2,2

(KELSEY et coll., 2000)

Ces résultats sont confirmés par COBB et coll. (2000).

LEINFELDER et coll. (1999) donnent des chiffres plus optimistes, avec des valeurs comprises entre 81 MPa (SUREFIL) et 62 MPa (SOLITAIRE). Entre les deux produits, on retrouve le FILTEK P60 (79 MPa) et l'ALERT (66 MPa).

4.3.3. La résistance à la flexion

Ici encore, le classement relatif des différents produits reste identique en fonction des auteurs, avec cependant quelques variations globales.

RESISTANCE MOYENNE A LA FLEXION (MPa)	
PRODIGY	109,5 ± 16,9
SUREFIL	95,3 ± 10,8
Z-100	94,6 ± 8,7
ALERT	69,9 ± 11,9
SOLITAIRE	53,6 ± 10,1

(KELSEY et coll., 2000)

Ces résultats sont confirmés par CHOI et coll. (2000).

MANHART et coll. (2001) trouvent des valeurs plus importantes pour l'ALERT et le SUREFIL (respectivement 124,7 MPa et 132,0 MPa). Quoiqu'il en soit, excepté pour le SOLITAIRE, les valeurs obtenues sont supérieures à la valeur seuil acceptable, qui est de 100 MPa (LEINFELDER et coll., 1999).

4.3.4. La résistance à la fracture (CHOI et coll. , 2000)

L'ALERT est le meilleur, avec une résistance à la fracture de $1,7 \text{ Mpa.m}^{1/2}$. Le moins performant est le SOLITAIRE, avec une résistance de $0,7 \text{ Mpa.m}^{1/2}$. Les autres produits ont des valeurs comprises entre 0,9 et $1,3 \text{ Mpa.m}^{1/2}$.

La résistance à la fracture est dépendante de la quantité de charges en volume. Les composites compactables et les composites hybrides classiques ayant des quantités de charges similaires, il est normal de trouver des valeurs proches en ce qui concerne la résistance à la fracture. Pour ces auteurs, les bons résultats de l'ALERT sont dus à ses charges de verre fibreuses, qui fournissent des sites de dissipation d'énergie pendant la propagation des fissures par délaminage.

Voici à titre indicatif les valeurs de résistance à la fracture trouvées par KELSEY et coll. (2000). Elles sont légèrement plus hautes que celles annoncées par CHOI et coll., mais la hiérarchie reste identique.

RESISTANCE MOYENNE A LA FRACTURE (MPa.m ^{1/2})	
ALERT	1,87 ± 0,11
SUREFIL	1,47 ± 0,09
PRODIGY	1,22 ± 0,08
Z-100	1,04 ± 0,07
SOLITAIRE	0,77 ± 0,03

4.3.5. La résistance à l'usure et l'état de surface

Voici une mesure comparative de l'usure de différents matériaux, obtenue à partir d'un « simulateur de fatigue ».

TAUX MOYEN D'USURE (µm ³ par cycle)	
SOLITAIRE	1591
SUREFIL	3028
TETRIC CERAM	5417
ALERT	8275

(MANHART et coll., 2001)

Les auteurs expliquent la bonne résistance à l'usure du SOLITAIRE par les interactions particulières existant entre ses charges poreuses et la matrice.

Il est important de noter que les composites compactables présentent une résistance à l'usure inférieure aux composites hybrides (COBB et coll., 2000).

La supériorité des composites hybrides dans ce domaine s'expliquerait par leur état de surface. Ceux-ci ont en effet des charges plus petites que les composites compactables, ce qui leur confère un bien meilleur état de surface et une meilleure aptitude au polissage.

4.3.6. La dureté

	POIDS DES CHARGES (%)	DURETE VICKERS
ALERT	84	75,2
SUREFIL	82	70,4
TETRIC CERAM	78	54,8
SOLITAIRE	66	41,7

(MANHART et coll., 2000)

La dureté est fonction du pourcentage de charges en poids. Ainsi, l'ALERT et le SUREFIL sont bien supérieurs au SOLITAIRE, puisque ce dernier est même surclassé par un composite hybride, le TETRIC CERAM.

LEINFELDER et coll. (1999) donnent des chiffres correspondant à la dureté Rockwell, mais constatent la même hiérarchie entre les produits, avec des résultats très bons pour l'ALERT (86), le SUREFIL (88) et le PRODIGY (83), les autres composites s'étalonnant ensuite jusqu'au SOLITAIRE, qui présente la dureté la plus faible, soit une valeur de 65 dans le système Rockwell.

La faiblesse du SOLITAIRE serait liée à la porosité de ses charges (MANHART et coll., 2000), ou à sa matrice résineuse (CHOI et coll., 2000). Celle-ci est en effet constituée d'un ester de méthacrylate multifonctionnel, et non pas de diméthacrylate comme les autres

composites compactables. Cette matrice aurait un taux de conversion moindre, ce qui diminuerait les propriétés mécaniques.

4.3.7. Le module de Young

Une fois de plus, les chiffres varient en fonction des marques et des auteurs. Cependant, on constate que le SOLITAIRE présente le module de Young le plus bas, compris entre 3 et 5 GPa selon les auteurs. L'ALERT et le Z100 partagent le haut du tableau avec des valeurs comprises entre 15 et 22 GPa. L'ensemble des autres produits présente des valeurs entre 6 et 12 GPa (CHOI et coll., 2000).

Les différences entre les marques de composites s'expliquent par la nature des charges et leur proportion en poids, les capacités mécaniques de la matrice étant de faible importance (MANHART et coll., 2000). Ainsi, les bons résultats de l'ALERT seraient liés à ses fibres de verre particulières et à sa forte proportion de charges en poids, alors que les mauvais résultats du SOLITAIRE seraient liés à la porosité importante de ses charges, ce qui se traduit par un pourcentage de charges en poids plus faible.

Si le module de Young est trop faible, les contraintes générées par la mastication sont susceptibles de déplacer momentanément le matériau (KELSEY et coll., 2000). Celui-ci reprend sa place et sa forme dès l'arrêt des contraintes, mais le phénomène induit une percolation, avec d'éventuelles caries secondaires à la clé (LEINFELDER et coll., 1999), ou une fracture du matériau.

La valeur minimale acceptable pour le module de Young est de 10 GPa environ (LEINFELDER et coll., 1999). Les matériaux présentant des modules de Young inférieurs à 10 GPa seraient donc à éviter.

4.3.8. Conclusion (LEINFELDER et coll., 1999)

Les propriétés mécaniques des composites compactables et des composites hybrides sont similaires. Les composites compactables présentent uniquement une plus grande résistance à la compression.

Enfin, il est à noter que la mauvaise résistance des composites compactables à l'usure, par rapport aux composites hybrides, semble les contre-indiquer dans les zones de contact occlusal.

4.4. Les propriétés physiques

4.4.1. La résistance à la condensation (BRACKETT et COVEY, 2000)

Afin de déterminer si les composites compactables avaient une rhéologie permettant la réalisation de points de contact, des mesures de résistance à la condensation ont été faites sur les matériaux non pris. Les conclusions sont les suivantes :

- les amalgames sont très supérieurs aux composites en matière de résistance à la condensation (deux fois supérieurs aux composites compactables, trois fois aux composites hybrides et quatre fois aux microchargés),
- parmi les composites, les plus résistants à la condensation sont de loin les composites compactables.
- La résistance à la condensation d'un composite compactable, même plus faible que celle d'un amalgame, reste cliniquement suffisante pour réaliser un point de contact.

4.4.2. Le retrait de polymérisation, l'adhésion et les variations dimensionnelles

RETRAIT DE POLYMERISATION (% en volume)	
SOLITAIRE	3,4 à 3,5
PYRAMID	2,4 à 3,1
SUREFIL	2,1 à 2,3
FILTEK P60	2,1
ALERT	1,4 à 2,3
PRODIGY	1,8

(LEINFELDER et coll., 1999)

CHOI et coll. (2000) trouvent des valeurs similaires, avec 3,5% de retrait en volume pour le SOLITAIRE et le PYRAMID-ENAMEL, l'ensemble des autres produits s'échelonnant entre 1,9 et 2,4 %.

Le retrait de polymérisation des composites compactables est globalement supérieur ou égal à celui des composites hybrides tels que le Z100.

L'adhésion des composites compactables aux tissus dentaires est identique à celle des composites hybrides, qu'il s'agisse de l'émail ou de la dentine, avec des valeurs supérieures ou égales à 20 MPa.

Enfin, il y a peu de travaux à ce jour portant spécifiquement sur les variations dimensionnelles des composites compactables. Cependant, vu la similitude de composition que ces matériaux présentent avec les composites « classiques », il est probable que leur comportement en soit très proche. A titre d'exemple, le coefficient d'expansion thermique du SUREFIL est de $30.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ (Dentsply/Caulk), ce qui est similaire aux valeurs des composites « classiques ».

4.4.3. La radio-opacité (CHOI et coll., 2000)

La radio-opacité des composites compactables est suffisante. En effet, ils présentent tous une radio-opacité équivalant à 2mm d'aluminium au moins. Il y a cependant une exception : le SOLITAIRE, dont la radio-opacité est inférieure à la norme ISO 4049. Cette anomalie est liée à la nature particulière de ses charges, qui sont poreuses et moins radio-opaques que les autres types de charges (LEINFELDER et coll., 1999).

4.4.4. La profondeur de polymérisation (MANHART et coll., 2000)

La profondeur de polymérisation dépend des facteurs suivants :

- composition des charges et de la résine,
- teinte,
- translucidité
- intensité lumineuse,
- durée d'exposition.

l'ALERT a une profondeur de polymérisation supérieure aux autres composites compactables, soit 3,5 mm contre 2 à 3 mm pour les autres produits (COBB et coll., 2000).

Cela serait lié à la taille de ses charges. En effet, les charges entraînent une dispersion lumineuse. Celle-ci augmente lorsque la taille des charges se rapproche de la longueur d'onde de la lumière de photopolymérisation. Or les charges de l'ALERT, mesurant 60 à 80 μm sur 6 à 10 μm seraient idéales de ce point de vue.

Après photopolymérisation, et à une profondeur de 2 mm, le SOLITAIRE et le PYRAMID-ENAMEL n'ont plus que 70% de leur dureté de surface. Tous les autres composites compactables testés dans ces mêmes conditions présentent cependant une dureté en profondeur correspondant à 80% au moins de leur dureté superficielle (CHOI et coll., 2000). Au vu de ces résultats, la photopolymérisation de masse n'est pas recommandable.

4.5. Les propriétés esthétiques et la stabilité de la teinte

Il n'y a pas de données sur les propriétés esthétiques des composites compactables. POWERS et BURGESS (1996) ont cependant déterminé la stabilité de la teinte de différents matériaux, dont le PRODIGY. Comme les autres composites, celui-ci présente une excellente résistance à la dégradation de sa teinte par oxydation.

4.6. Biocompatibilité et aspects environnementaux

Il n'existe pas de données spécifiques concernant les composites compactables dans ce domaine. Une fois encore, la composition de ces matériaux étant très proche de celle des composites « classiques », on peut estimer que leurs caractéristiques sont similaires. Le seul élément disponible concerne la libération de fluorures. En effet, le SOLITAIRE, le SUREFIL et le PRODIGY libèrent du fluor (LEINFELDER et coll., 1999). Les auteurs ne donnent malheureusement pas de valeurs.

4.7. Aspects cliniques

Le protocole d'utilisation clinique des composites compactables reste identique à celui des composites hybrides. Ici encore, certains auteurs recommandent l'utilisation d'un composite fluide en fond de cavité, la mouillabilité des composites compactables étant mauvaise du fait de leur forte viscosité (LEINFELDER et coll., 1999).

4.8. Conclusion (COBB et coll., 2000)

On constate que les qualités mécaniques des composites compactables sont similaires à celles des composites hybrides. Les composites compactables apportent donc essentiellement une plus grande facilité d'utilisation clinique (bien que non comparable à celle des amalgames), et une amélioration potentielle de la qualité des points de contact dans les cavités de classe II. A ce sujet cependant, le facteur le plus important est le type de matrice utilisé, et non pas la rhéologie du composite (PEUMANS et coll., 2001). Cet auteur recommande l'utilisation de matrices fines (30 µm) et galbées, dont les meilleures seraient les LUCIFIX.

Le principal problème de ces composites reste leur mauvais état de surface et leur grande sensibilité à l'abrasion.

Il est à noter enfin que de tous les composites compactables testés, le moins performant est sans conteste le SOLITAIRE.

5. LES COMPOSITES FLUIDES

Il y a très peu de données sur ces matériaux, tant du point de vue des propriétés mécaniques et physico-chimiques, que du point de vue des performances cliniques.

La majorité des informations de ce chapitre est tirée des travaux de BAYNE et coll., publiés en 1998.

5.1. Composition

Aucune donnée n'est disponible quant aux monomères employés dans ces composites. Les principales données concernent la nature, la granulométrie et la concentration des charges au sein de ces matériaux.

CARACTERISTIQUES DES CHARGES DE CERTAINS COMPOSITES FLUIDES					
Composite	Laboratoire	Nature des charges	Diamètre des charges	% de charges en poids	% de charges en volume
AELITEFLO	Bisco Inc.	Verre de baryum Silice colloïdale	0,7 µm	60	?
FLORESTORE	Den-Mat Corp.	Silice Verre de baryum Fluorosilicate de Baryum	0,7 µm	50	43
FLOW-IT	Jeneric/Pentron Inc.	Borosilicate de baryum	1,5 µm	70,5	?
REVOLUTION	Kerr Corp	Verre de baryum Silice synthétique	1 µm	62	46
ULTRASEAL XT PLUS	Ultradent Products Inc.	Type « verre ionomère »	1,0-1,5 µm	60	?
VERSAFLO	Centrix Inc.	Verre de baryum	?	?	72

(BAYNE et coll., 1998)

On constate une certaine homogénéité dans la nature des charges, ainsi que dans leur granulométrie, l'ensemble des composites présentant des charges comprises entre 0,7 et 1,5µm, ce qui les place dans la même fourchette que les composites hybrides (les charges du Z100 (3M), par exemple, ont une granulométrie de 0,6 µm).

La caractéristique la plus marquante est la proportion de charges. On constate que les composites fluides ont en moyenne 20 à 25% de charges en moins, en termes de poids, que les composites hybrides. Ainsi, le Z100 et le Prodigy présentent respectivement 85 et 79% de charges en poids, et 66 et 59 % de charges en volume. La moyenne des composites fluides est autour de 55% de charges en poids, et de 45% de charges en volume.

Deux produits semblent donc présenter des caractéristiques particulières par rapport aux autres composites fluides. Il s'agit du VERSAFLO, avec 72% de charges en volume, et du FLOW-IT, qui présente une quantité de charges plus importante que les autres produits en termes de poids (70,5%). On ne saurait cependant en tirer des conclusions quant aux propriétés mécaniques de ces produits, le pourcentage en volume des charges étant plus significatif de ce point de vue.

5.2. Propriétés mécaniques (BAYNE et coll., 1998)

Dans l'ensemble des tests concernant les propriétés mécaniques, un composite compactable (le PRODIGY), et un composite hybride (le Z100) servent de référence.

5.2.1. La résistance à la compression

On constate que les composites fluides sont inférieurs aux composites témoins en matière de résistance à la compression.

On note trois exceptions : le FLOW-IT, le TRUE-LOOK et le VERSAFLO, dont les valeurs sont proches du PRODIGY et du Z100.

RESISTANCE A LA COMPRESSION DE CERTAINS COMPOSITES FLUIDES	
MPa	
AELITEFLO	202,9 ± 44,7
CRYSTALESSENCE	177,1 ± 29,3
FLORESTORE	209,6 ± 65,3
FLOW-IT	247,7 ± 37,9
REVOLUTION	195,9 ± 63,9
TRUE-LOOK	259,3 ± 27,4
ULTRASEAL XT PLUS	161,7 ± 32,3
VERSAFLO	257,6 ± 43,4
PRODIGY	263,0 ± 68,9
Z100	324,2 ± 59,1

(BAYNE ET COLL., 1998)

5.2.2. La résistance à la traction

Ici encore, on constate que les composites fluides sont inférieurs aux composites témoins en ce qui concerne la résistance à la traction. Il y a cependant deux exceptions : le FLOW-IT et le TRUE-LOOK.

RESISTANCE A LA TRACTION DE CERTAINS COMPOSITES FLUIDES	
MPa	
AELITEFLO	33,9 ± 7,8
CRYSTALESSENCE	30,7 ± 4,5
FLORESTORE	34,9 ± 10,5
FLOW-IT	42,7 ± 5,2
REVOLUTION	33,2 ± 3,4
TRUE-LOOK	47,5 ± 5,3
ULTRASEAL XT PLUS	15,8 ± 3,2
VERSAFLO	33,2 ± 5,0
PRODIGY	40,8 ± 6,8
Z100	57,1 ± 12,9

(BAYNE ET COLL., 1998)

5.2.3. La résistance à la flexion

Bien qu'il existe une certaine variabilité au sein des composites fluides, avec des valeurs de résistance à la flexion allant de 100 à 160 MPa, l'ensemble de ces composites reste moins performant que les composites témoins.

RESISTANCE A LA FLEXION DE CERTAINS COMPOSITES FLUIDES	
MPa	
AELITEFLO	112,8 ± 12,6
CRYSTALESSANCE	101,6 ± 10,3
FLORESTORE	148,4 ± 16,2
FLOW-IT	?
REVOLUTION	111,2 ± 13,6
TRUE-LOOK	138,5 ± 15,4
ULTRASEAL XT PLUS	158,0 ± 15,9
VERSAFLO	?
PRODIGY	182,5 ± 15,3
Z100	181,4 ± 21,3

(BAYNE ET COLL., 1998)

5.2.4. La résistance à la fracture

Les auteurs ont essayé de corréler la résistance à la fracture aux autres valeurs mécaniques, afin de déterminer l'origine de la faiblesse des composites fluides par rapport aux composites témoins. La seule caractéristique mécanique corrélée à la résistance à la fracture semble être la résistance à la flexion. La faiblesse relative des composites fluides dans ce domaine expliquerait donc leur mauvais comportement face à la fracture.

RESISTANCE A LA FRACTURE DE CERTAINS COMPOSITES FLUIDES	
MPa.m ^{1/2}	
AELITEFLO	1,36 ± 0,10
CRYSTALESSANCE	1,24 ± 0,10
FLORESTORE	1,68 ± 0,16
FLOW-IT	?
REVOLUTION	1,21 ± 0,27
TRUE-LOOK	1,63 ± 0,14
ULTRASEAL XT PLUS	1,53 ± 0,18
VERSAFLO	?
PRODIGY	2,05 ± 0,14
Z100	1,90 ± 0,17

(BAYNE ET COLL., 1998)

5.2.5. La résistance à l'usure

Il y a différents types d'usure :

- l'usure liée aux contacts occlusaux (occlusion statique),
- l'usure liée aux mouvements fonctionnels occlusaux,
- l'usure « hors-contacts », liée au bol alimentaire,
- l'usure liée à l'utilisation de la brosse à dents et du dentifrice.

BAYNE et coll. ont choisi d'estimer la résistance à l'usure liée au passage de la brosse à dents. D'après eux, les 100 000 cycles d'usure réalisés par leur machine correspondent à 10 ans de brossage, avec une moyenne journalière estimée à 30 passages de brosse à dents sur chaque échantillon. Les résultats de leurs travaux sont présentés dans le tableau ci-après.

USURE DE CERTAINS COMPOSITES FLUIDES $\mu\text{m}/100\ 000\ \text{cycles}$	
AELITEFLO	28 ± 17
CRYSTALESSENCE	?
FLORESTORE	24 ± 9
FLOW-IT	28 ± 4
REVOLUTION	26 ± 8
TRUE-LOOK	?
ULTRASEAL XT PLUS	21 ± 3
VERSAFLO	?
PRODIGY	21 ± 3
Z100	22 ± 9

(BAYNE ET COLL., 1998)

On constate que malgré une usure légèrement supérieure de certains composites fluides, ceux-ci présentent une résistance proche de celle des composites témoins.

Les auteurs constatent de plus que l'usure de ces matériaux est globalement faible. Ils expliquent ces bons résultats par le fait que l'usure dépend de l'espace entre les charges. Or cet espace est réduit par une faible granulométrie des charges, même lorsque leur proportion est faible. Les composites fluides, microchargés, ont donc logiquement une bonne résistance à l'usure.

5.2.6. La dureté

Aucune donnée ne semble disponible à ce sujet sur les composites fluides. Cependant, la dureté est fonction du pourcentage de charges en poids (MANHART et coll., 2000). Les composites fluides devraient donc logiquement avoir une dureté inférieure de 20 à 25% par rapport aux composites hybrides.

5.2.7. Le module de Young

MODULE DE YOUNG DE CERTAINS COMPOSITES FLUIDES GPa	
AELITEFLO	3,6
REVOLUTION	4,5
PRODIGY	10,3
Z100	15,9

(BAYNE ET COLL., 1998)

Les composites fluides présenteraient donc un module de Young faible, en tous les cas inférieur à la valeur seuil de 10 GPa, plébiscitée par LEINFELDER et coll. (1999).

Cependant, la faiblesse de ce module de Young permet aux composites fluides de mieux absorber les contraintes engendrées par la polymérisation (LEINFELDER et coll., 1999).

5.2.8. Le fluage

Le fluage est la caractéristique principale des composites fluides. Il est défini par les auteurs comme étant l'inverse de la viscosité. Sa mesure se fait grâce au test défini par l'ADA, selon les modalités suivantes :

- un volume standard de chaque matériau est placé entre deux plaques de verre, et immédiatement soumis à une force de 0,5 MPa pendant une période de 30 secondes,
- la surface de chacun des échantillons est alors mesurée, et donne une mesure relative de leur capacité à fluer.

FLUAGE DE CERTAINS COMPOSITES FLUIDES mm ² /30 secondes/0,5 MPa	
AELITEFLO	105,3 ± 4,7
CRYSTALESSANCE	?
FLORESTORE	205,4 ± 3,7
FLOW-IT	184,6 ± 1,7
REVOLUTION	242,7 ± 5,3
TRUE-LOOK	?
ULTRASEAL XT PLUS	534,2 ± 7,8
VERSAFLO	?
PRODIGY	53,5 ± 1,6
Z100	102,4 ± 4,7

(BAYNE et coll., 1998)

Les auteurs constatent que tous les composites fluides commencent à fluer dès la sortie des seringues de conditionnement, contrairement aux composites témoins.

Le plus fort fluage est observé pour l'ULTRASEAL XT Plus, alors que l'AELITEFLO présente une rhéologie proche de celle du Z100.

On constate sans surprise que le PRODIGY, qui est un composite compactable, présente un faible fluage.

5.2.9. Conclusion

Les propriétés mécaniques des composites fluides sont de l'ordre de 60 à 90% de celles des composites hybrides (BAYNE et coll., 1998).

5.3. Les propriétés physiques (BAYNE et coll., 1998)

5.3.1. Variations dimensionnelles, adhésion, qualité du joint avec la dent

-Variations dimensionnelles.

Le retrait de polymérisation linéaire du TETRIC-FLOW est de 3% (CAMPANELLA et MEIERS, 1999). Le retrait de polymérisation des composites fluides semble donc être comparable à celui des composites hybrides.

Les modifications de volume liées aux variations thermiques sont de l'ordre de celles enregistrées pour les autres types de composites. Ainsi, le coefficient de dilatation thermique du TETRIC FLOW et du FLOW-IT est de $36.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$. Celui du FLOW-IT LF descend à $25.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ (Laboratoire 3M).

Il n'y a pas de données spécifiques des composites fluides, quant à leurs modifications de volume liées à l'absorption d'eau.

-Adhésion.

Le REVOLUTION a une adhésion de 23 MPa à l'émail, et de 21 MPa à la dentine, ce qui est supérieur aux valeurs obtenues pour le Z100 (POWERS et BURGESS, 1996).

-Qualité du joint.

Les auteurs ont comparé la qualité du joint matériau-dent obtenu avec un composite fluide, à celle obtenue avec un composite hybride (le Z100). Le joint entre le matériau d'obturation et la dent a été étudié suite à 250 thermocyclages et 100 000 cycles de mise sous contrainte. Les auteurs n'ont relevé aucune différence de qualité de joint entre les deux types de matériaux, ce qui permet de conclure que le joint obtenu avec un composite fluide est au moins aussi acceptable que celui obtenu avec un composite hybride (BAYNE et coll., 1998).

L'utilisation d'un composite fluide en fond de cavité est même recommandée, la plus grande mouillabilité de ces matériaux étant le garant d'un meilleur joint (LEINFELDER et coll., 1999).

5.3.2. La radio-opacité (BOUSCHLICHER et coll., 1999)

Les mesures suivantes ont été réalisées au moyen d'un photodensitomètre à transmission.

RADIO-OPACITÉ DE CERTAINS COMPOSITES FLUIDES En équivalent-aluminium	
AELITEFLO	2,49
FLORESTORE	2,35
FLOW-IT	3,92
REVOLUTION	2,61
TETRIC-FLOW	5,31
ULTRASEAL XT PLUS	1,96
PRODIGY	4,20

Parmi les composites fluides testés, trois ont une radio-opacité comprise entre les valeurs de la dentine (1,99mm) et de l'émail (3,29mm), tandis que deux autres sont nettement supérieurs à l'émail (le FLOW-IT, et le TETRIC-FLOW).

Au niveau de la radio-opacité, tous ces composites ont donc des performances suffisantes, (généralement supérieures à 2mm de radio-opacité en équivalent aluminium), excepté L'ULTRASEAL XT PLUS. Les auteurs recommandent cependant de ne pas utiliser comme fond de cavité un matériau ayant une radio-opacité inférieure à celle de l'émail. Cela exclut donc quatre composites fluides : l'ULTRASEAL XT, le FLORESTORE, L'AELITEFLO et le REVOLUTION.

5.3.3. La profondeur de polymérisation

PROFONDEUR DE POLYMERISATION DE CERTAINS COMPOSITES FLUIDES En millimètres	
AELITEFLO	5,62 ± 0,03
FLORESTORE	4,44 ± 0,19
FLOW-IT	5,53 ± 0,08
REVOLUTION	6,13 ± 0,18
ULTRASEAL XT PLUS	2,72 ± 0,02
PRODIGY	6,07 ± 0,17
Z100	6,15 ± 0,08

(BAYNE et coll., 1998)

Les auteurs ont effectué des tests sur des échantillons ayant tous une teinte A2. La majorité des matériaux a une profondeur de polymérisation d'environ 6 mm, amplement suffisante pour l'utilisation clinique. Les moins performants de ce point de vue sont le FLORESTORE (4,44 mm), et surtout L'ULTRASEAL XT Plus (2,72 mm). Il faut dire que ce dernier était

commercialisé au début en tant que sealant, et ne nécessitait donc pas de profondeur de polymérisation importante.

5.3.4. Les propriétés esthétiques et la stabilité de la teinte

Il n'y a pas de données sur les propriétés esthétiques des composites fluides. Le seul élément disponible concerne la stabilité de la teinte du REVOLUTION. Ce composite fluide présente une excellente résistance à la dégradation de sa teinte par oxydation (POWERS et BURGESS, 1996).

5.4. Biocompatibilité et environnement

Il n'existe pas de données spécifiques concernant les composites fluides dans ce domaine. Cependant, la composition de ces matériaux étant très proche de celle des composites « classiques », on peut estimer que leurs caractéristiques sont similaires.

5.5. Aspects cliniques et indications (BAYNE et coll., 1998)

La mise en œuvre globale de ces matériaux est identique à celle des composites classiques. Cependant, leur grande fluidité et leurs qualités mécaniques réduites leur donnent des indications particulières :

- réparation d'obturations au composite ou au verre ionomère,
- obturation de cavités présentant un mauvais accès (le fluage important des composites fluides favorise en effet le remplissage de ces cavités),
- obturation de cavités de classe V et de classe III (éviter les classes IV),
- fond de cavité dans les classes II.

5.6. Conclusion

Les propriétés mécaniques des composites fluides sont inférieures à celles des composites hybrides modernes. Ils ne sauraient donc seuls, servir d'alternative aux amalgames. D'ailleurs, l'obturation de cavités de classe I ou II sur molaires ou prémolaires par un composite fluide est à proscrire (BAYNE et coll., 1998).

Les composites fluides ont néanmoins une grande mouillabilité et un faible module de Young. Or, ces deux particularités en font un matériau idéal à mettre en fond de cavité. En effet, la mouillabilité assurerait un joint de qualité avec la dent, tandis que la faiblesse du module de Young permettrait l'absorption des contraintes liées à la polymérisation du composite sus-jacent (BAYNE et coll., 1998 ; LEINFELDER et coll., 1999).

5.7. Conclusion sur les composites en tant qu'alternative aux amalgames

Il a été montré dans cette étude que chacun des trois types de composite présentait des insuffisances dans certains domaines particuliers.

Ainsi, les composites hybrides présentent des insuffisances dans les cas de classes II, avec comme principaux problèmes, l'adaptation cervicale et la réalisation des points de contact.

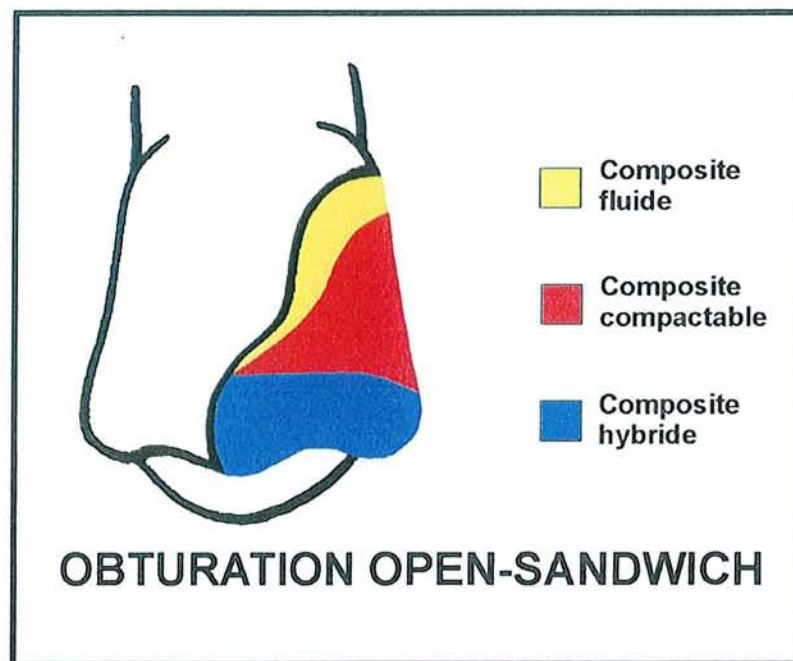
Les composites compactables ont des propriétés mécaniques suffisantes, et leur rhéologie particulière permet la réalisation de points de contact. Cependant, ils présentent un mauvais état de surface et une forte sensibilité à l'usure.

Enfin, les composites fluides constituent de très bons fonds de cavité grâce à leur mouillabilité et à leur faible module de Young. Cependant, la faiblesse de leurs propriétés mécaniques ne permet pas de les utiliser comme matériaux d'obturation principaux dans les cavités de classe I et II.

On constate donc qu'aucun de ces matériaux pris individuellement ne constitue une alternative valable aux amalgames. Par contre, ils présentent une complémentarité certaine :

- les composites fluides permettent la réalisation d'un bon joint avec la dent,
- les composites compactables permettent la réalisation des points de contact,
- les composites hybrides ont des propriétés mécaniques et un état de surface leur permettant de constituer le corps de l'obturation.

Une alternative valable aux amalgames serait donc l'utilisation conjointe de ces trois types de composites selon le schéma suivant :



Utilisés conjointement, les trois types de composites sont donc une alternative valable aux amalgames, puisqu'ils apportent des solutions aux problèmes inhérents à ces matériaux, à savoir la libération de mercure dans l'environnement, la qualité médiocre de l'interface avec la dent, la sensibilité à la corrosion, l'absence de qualités esthétiques, et l'élimination de tissus dentaires sains, tout en présentant des qualités mécaniques suffisantes.

Cependant, les composites ne sont pas bioactifs; ils ne libèrent que peu de fluorures et n'ont pas de facultés bactéricides ou bactériostatiques. Ce constat a naturellement mené à la création de nouveaux matériaux : les verres ionomères et leurs dérivés.

6. LES VERRES IONOMERES TRADITIONNELS

6.1. Définition et historique

Les verres ionomères sont un mélange de particules de verre inorganique, d'eau et de polyacide (acide polyacrylique généralement). L'ajout éventuel d'acide tartrique augmente le temps de travail mais diminue la qualité de la réaction de prise (HICKEL et coll., 1998).

Ces matériaux ont été créés par WILSON et coll. entre 1960 et 1970, et utilisés en dentisterie à partir de 1976. Peu satisfaisants au début, ils ont été largement modifiés par la suite. Les améliorations successives ont touché l'ergonomie, le temps de travail, la résistance, le mode de polymérisation, le poids moléculaire de l'acide et l'adhésion.

Les verres ionomères traditionnels ont par ailleurs évolué suivant quatre stratégies différentes (NAASAN et WATSON, 1998) :

- l'incorporation de fibres ou de poudre de métal dans la matrice,
- l'incorporation de poudre d'amalgame à la poudre de verre,
- l'incorporation de poudre de métal à la poudre de verre: les cermets,
- l'incorporation de phases dispersées de cristaux minéraux dans le verre.

Leur principal atout est leur bioactivité.

6.2. Composition

Les verres ionomères se présentent sous la forme d'un poudre et d'un liquide à mélanger pour obtenir le produit fini.

6.2.1. La poudre (NAASAN et WATSON, 1998)

Il s'agit d'une poudre de verre réactif, obtenue grâce à la substitution d'atomes de silice par des atomes d'aluminium.

La formule chimique initiale de la poudre était la suivante : $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-CaF}_2\text{-AlPO}_4\text{-Na}_3\text{AlF}_6$.

La radio-opacité du produit fini est obtenue par adjonction de strontium, baryum, lanthanum, oxyde de zinc, ou oxyde de zirconium.

La résistance à la torsion est augmentée par l'adjonction de cristaux de corindon, de rutile, de titanate d'aluminium et de baddelyite.

La poudre détermine la translucidité et la résistance du produit fini, ainsi que la qualité de la réaction de prise (WATTS, 1996). La réactivité du verre dépend en effet de la température de fritte et du rapport $\text{Al}_2\text{O}_3 / \text{SiO}_2$. Plus la quantité relative d'ions aluminium (Al^{3+}) augmente au détriment des ions silicium (Si^{4+}), plus la poudre sera chargée négativement et réactive. A l'inverse, la neutralité peut être obtenue par adjonction d'ions sodium ou calcium.

Enfin, si on a un verre à trois composants ($\text{Al}_2\text{O}_3\text{-SiO}_2\text{-CaO}$), la quantité relative de CaO doit être augmentée, afin de fournir plus d'atomes d'oxygène libres et de permettre ainsi une plus grande réactivité de la poudre par rapport à l'acide.

L'évolution de la poudre s'est faite dans le sens de l'amélioration du pré-traitement du verre et de la diminution de la granulométrie afin d'augmenter la résistance à l'abrasion. Ainsi, la taille des particules de poudre du KETAC-MOLAR est-elle de l'ordre de 2 μm (WATTS, 1996).

6.2.2. Le liquide

Le liquide était initialement constitué d'acide polyacrylique à 50%. Cet acide avait cependant tendance à gélifier, ce qui rendait son utilisation peu pratique (WATTS, 1996).

Actuellement, on utilise donc des copolymères d'acides acrylique et itaconique, afin de contrôler la viscosité et d'augmenter la résistance du produit fini. Les problèmes de viscosité ont cependant persisté et mené au compromis suivant (NAASAN et WATSON, 1998) :

- incorporation de poudre d'acide acrylique ou d'un autre copolymère acide à la poudre de verre,
- augmentation de la concentration en polyacides grâce à l'utilisation de molécules à chaînes courtes (WATTS, 1996),
- augmentation de la réactivité par une diminution de la viscosité et un accroissement du nombre de radicaux carboxyles (WATTS, 1996).

La réaction de prise se fait dès lors en mélangeant cette poudre avec un liquide constitué uniquement d'eau et d'acide tartrique.

6.3. La réaction de prise (NAASAN et WATSON, 1998)

Elle se fait en plusieurs étapes. Il y a tout d'abord une réaction acide-base, puis un processus de gélification.

6.3.1. La réaction acide-base (WATTS, 1996)

Il y a une solubilisation dans l'eau du polyacide desséché. Cela entraîne la formation de protons qui attaquent la surface des particules de verre. Ces particules libèrent alors des ions métalliques : les ions calcium (Ca^{2+}) et les ions aluminium (Al^{3+}).

6.3.2. La gélification

Les ions calcium et aluminium, dès lors qu'ils se retrouvent en solution aqueuse, forment des ponts ioniques entre les groupes carboxyles des molécules de polyacide. Il en résulte la formation d'un gel par augmentation de la viscosité et du nombre de liaisons ioniques croisées. Ce gel entoure chacune des particules de verre.

Si l'eau est nécessaire à l'initiation de la réaction de prise, il faut néanmoins pendant les 24 heures suivant la pose du verre ionomère, l'isoler de l'eau par un vernis résineux. En effet, tant que le verre ionomère n'a pas subi sa maturation, les ions aluminium et calcium, les polyacrylates et les fluorures non encore réagis peuvent être solubilisés. Il en résulte alors une diminution du nombre de liaisons ioniques possibles, et donc une altération irrémédiable du matériau. Cela se manifeste par un état de surface crayeux et opaque.

6.3.3. La maturation

La libération d'ions aluminium continue lentement, augmentant sans cesse la quantité de liaisons ioniques avec les molécules de polyacide. Par ailleurs, des résidus de silicates et de phosphates sont également libérés dans la phase aqueuse, pendant une période de une à quatre semaines, créant un réseau de liaisons supplémentaires et augmentant par là-même la résistance et la translucidité du matériau.

Enfin, mais cela ne fait plus partie de la réaction de prise proprement dite, il y a une libération de fluorures et de divers complexes ioniques tout au long de l'existence du matériau.

6.4. La structure du verre ionomère pris

On obtient des particules de verre ayant réagi en surface, entourées d'un hydrogel de silice, et liées entre elles par une matrice de polyacrylates d'aluminium et de calcium hydratés et fluorés.

20 à 30% seulement du verre est utilisé par la réaction acide-base. En volume, on peut donc avoir jusqu'à 70% de charges.

Par ailleurs, il reste également de l'eau libre ou complexée au sein du matériau.

6.5. Les propriétés mécaniques des verres ionomères

- Ces propriétés sont influencées par différents facteurs (WATTS, 1996) :

- la composition du verre,
- l'incorporation à la poudre d'inclusions métalliques ou cristallines,
- la variation du rapport poudre/liquide,
- la granulométrie,
- l'hydratation du verre ionomère et sa porosité subséquente.

- Propriétés mécaniques.

	FUJI IX	KETAC MOLAR	HIFI M. PALETTE
Résistance à la compression (MPa)	140	150	?
Résistance à la traction (MPa)	14	12	?
Résistance à la flexion (MPa)	31	30	?
Résistance à la fracture (MPa)	?	?	47 à 74
Résistance à l'usure	10 fois inférieure à celle des composites hybrides		
Dureté Vickers	?	?	59,8 ± 2,1
Module de Young (GPa)	16	16	12,7

(POWERS et BURGESS, 1996 ; NAASAN et WATSON, 1998 ; CROLL, 1997 ; GLADYS et coll., 1997 ; BLACKWELL et KASE, 1996)

La résistance à la compression des verres ionomères traditionnels est donc deux fois plus faible que celle des composites hybrides, et quatre fois plus faible que celle des amalgames. Leur résistance à la traction est cinq fois plus faible que celle des composites hybrides et des amalgames.

Leur résistance à la flexion est quatre fois plus faible que celle des composites hybrides et sept fois plus faible que celle des amalgames.

Leur résistance à la fracture est trois fois plus faible que celle des composites hybrides.

Leur dureté est deux fois plus faible que celle des composites hybrides.

Leur faible module de Young leur confère néanmoins une grande élasticité, permettant d'améliorer la qualité de l'interface avec la dent.

- Conclusion.

La liaison entre la matrice et les particules de verre n'est pas suffisamment forte, entraînant de mauvaises propriétés mécaniques et par conséquent une faible résistance à la fracture des verres ionomères (WATTS, 1996).

De plus, la faible quantité de liaisons croisées et la porosité importante de ces matériaux les rendent très fragiles, surtout au début, la maturation permettant ensuite une amélioration des qualités mécaniques.

Enfin, la résistance à l'abrasion et la dureté des verres ionomères sont très inférieures à celles des composites.

Les verres ionomères traditionnels ne sont donc pas une bonne alternative aux amalgames.

6.6. Les propriétés physico-chimiques

6.6.1. L'adhésion

D'après POWERS et BURGESS (1996), l'adhésion du KETAC-MOLAR Aplicap à la dentine et à l'émail est respectivement de 4,5 et 3,6 MPa. Il s'agit de l'adhésion « nue », sans système de collage ou traitement de surface de la dent. Ces valeurs sont approximativement doublées après mordantage de la surface dentaire.

NAASAN et WATSON (1998) confirment cette adhésion innée des verres ionomères traditionnels aux tissus dentaires. Pour Akinmade et Nicholson, cette adhésion est liée à la diffusion des chaînes de polyacide à la surface de la dent, entraînant un déplacement d'ions calcium et phosphate. WILSON (1996) a en effet mis en évidence au M.E.B. l'existence d'une couche d'échanges ioniques à l'interface entre la dent et le matériau. Il y aurait à cet endroit un échange entre les ions calcium de l'acide et les ions phosphate de la dent. Cette théorie est confirmée par la microscopie confocale, qui permet d'objectiver des échanges liquidiens entre la dent et le matériau.

NAASAN et WATSON donnent une liste de facteurs influençant l'adhésion des verres ionomères à la dent:

- la tension superficielle et la nature du support (hydroxy-apatite pure ou liée à une trame collagénique),
- la contamination salivaire diminue l'adhésion,
- 10 secondes d'application d'acide polyacrylique à 10% améliorent l'adhésion en augmentant la mouillabilité et en pré-activant les ions calcium et phosphate,
- la maturation du matériau augmente l'adhésion à l'émail et diminue l'adhésion à la dentine,
- l'adjonction d'ions métalliques (cermets) diminue l'adhésion à la dentine.

Les auteurs expliquent que malgré leur adhésion, la qualité du joint obtenu avec les verres ionomères traditionnels est discutable. Il y aurait en effet la formation d'un hiatus microscopique à l'interface entre l'obturation et la dent à cause du fort retrait de prise et de la dégradation marginale du matériau.

6.6.2. Les variations dimensionnelles

6.6.2.1. Le retrait de prise (BLACKWELL et KASE, 1996)

Si le retrait de polymérisation est bien connu pour les matériaux à base de résine, la situation des verres ionomères semble plus controversée. Cependant, ces différences seraient dues aux diverses méthodes de mesure employées.

	CONTRACTION EN POURCENTAGE DU VOLUME INITIAL	
	24H après la prise	Après 28 jours dans l'eau
CHEMFIL S.	-3,2	-8,3
KETAC FIL	-3,8	?

Les chiffres négatifs représentent une diminution globale du volume initial.

On constate donc une forte contraction initiale, qui se poursuit pendant les 28 jours que dure l'expérience. La valeur de retrait de prise constatée après 28 jours d'immersion dans l'eau pour le CHEMFIL S. est la plus importante de tous les matériaux testés par les auteurs (composites, verres ionomères modifiés et compomères).

6.6.2.2. L'absorption hydrique

Les résultats indiqués ci-dessus par BLACKWELL et KASE permettent d'affirmer que l'absorption hydrique, si elle existe, ne peut pas compenser la contraction de prise subie par les verres ionomères. En effet, après 28 jours d'immersion en milieu aqueux, il persiste une réduction globale du volume de l'échantillon.

En fait, l'absorption hydrique a bien lieu, mais elle ne concerne que la surface des verres ionomères (NAASAN et WATSON, 1998). Ainsi, si l'échantillon est en contact avec un milieu aqueux « parasite » pendant la prise, sa surface sera altérée et décolorée. En effet, si l'eau est nécessaire à la réaction de prise (hydratation du gel et des sels polyacryliques), elle peut entraîner également une solubilisation des ions fluorures, aluminium, calcium et polyacrylates, qui restent solubles pendant la phase de maturation du matériau. Ces ions solubilisés sont irrécupérables, et la surface du verre ionomère est alors affaiblie irrémédiablement. Les auteurs expliquent enfin que s'il faut exclure toute contamination aqueuse pendant la prise, les verres ionomères restent sensibles à la dessiccation bien plus longtemps encore, soit durant deux semaines. La dessiccation donne un état de surface crayeux.

6.6.2.3. Le comportement thermique (HICKEL et COLL., 1998)

Les propriétés thermiques des verres ionomères traditionnels sont excellentes. Le coefficient d'expansion thermique de ces matériaux est en effet de l'ordre de $11,4 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$, ce qui est très proche du coefficient d'expansion thermique de l'émail et de la dentine. Par ailleurs, ces matériaux sont d'excellents isolants thermiques.

6.6.3. La radio-opacité (SKARTVEIT et HALSE, 1996)

Les auteurs ont testé la radio-opacité de 21 verres ionomères. Tous ceux destinés à un usage dans les secteurs postérieurs ont une radio-opacité supérieure à celle de l'émail.

La radio-opacité des verres ionomères semble donc suffisante.

6.7. Les propriétés optiques et esthétiques (BLACKWELL et KASE, 1996)

L'opacité du matériau détermine la capacité de mimétisme de l'obturation. Les composites ont des valeurs proches de 40% d'opacité, ce qui leur confère d'excellentes propriétés esthétiques. Les verres ionomères, au contraire, ont des valeurs comprises entre 60 et 70% (le CHEMFIL S. et le KETAC FIL ont une opacité de 65%). Les auteurs recommandent donc de les utiliser dans des secteurs où l'esthétique est de peu d'importance.

De plus, la nature hydrophile des verres ionomères les rend très susceptibles à la coloration (POWERS et BURGESS, 1996).

6.8. Les propriétés biologiques et la biocompatibilité

L'aspect de la biocompatibilité concernant l'étanchéité des obturations a été traité dans l'étude des variations dimensionnelles des verres ionomères. Nous allons donc principalement nous intéresser aux effets des substances libérées par ces matériaux.

6.8.1. La libération de fluorures

6.8.1.1. Le mécanisme (NAASAN et WATSON, 1998)

La libération de fluorures par les verres ionomères est surtout importante pendant les 24 premières heures (KAN et coll., 1997). En effet, il y a d'abord une rapide dilution des fluorures de surface, puis un échange anionique plus lent avec l'environnement, qui continue pendant plusieurs mois (CARVALHO et CURY, 1999).

La poudre constitutive du matériau contient 23% de fluorures sous la forme de NaF et de CaF_2 . Les particules de fluorure de sodium (NaF) sont libérées pendant la phase de diffusion de l'acide dans la poudre et ne participent pas à l'élaboration du matériau fini. Leur perte n'a aucune conséquence sur la solidité de l'échantillon. Passé cette première libération importante de fluorures, il va y avoir une libération plus lente pendant 2 à 3 mois, pour atteindre une valeur seuil, qui sera constante pendant 5 ans. Cette valeur seuil est de 0,5 à 1,0 $\mu\text{g/ml}$ à 2 ans (EICHMILLER et MARJENHOFF, 1998).

Enfin, les verres ionomères peuvent se recharger en fluorures lorsqu'ils sont en grande concentration dans le milieu buccal. La libération de fluorures peut alors être momentanément augmentée. Les cermets, quant à eux, libèreraient moins de fluorures que les verres ionomères classiques (résultats corroborés par EICHMILLER et MARJENHOFF, 1998).

La quantité cumulée de fluorures émis par un verre ionomère traditionnel (le CHELON-Fil) pendant 15 jours, dans différents milieux, a été mesurée :

	Libération de fluorures en $\mu\text{g/cm}^2$		
	PH variable	Eau déminéralisée	Salive artificielle
CHELON-Fil	$8,35 \pm 0,51$	$7,62 \pm 0,73$	$1,26 \pm 0,08$

(CARVALHO et CURY, 1999)

Les auteurs en concluent qu'il y a une plus forte libération de fluorures par les verres ionomères en situation de déminéralisation carieuse (solution à pH variable, oscillant entre 4,3 et 7) que dans les autres situations. Les mêmes tests appliqués aux verres ionomères modifiés, aux compomères et aux composites montrent que les verres ionomères traditionnels libèrent plus de fluorures que ces autres matériaux.

En conclusion, voici une série de critères influençant la libération de fluorures par les verres ionomères (EICHMILLER et MARJENHOFF, 1998) :

- la diminution du rapport poudre/liquide augmente la libération de fluorures,
- une trituration mécanique augmente la libération de fluorures,
- la mise en place d'un vernis de protection diminue la libération de fluorures.
- plus le pH salivaire est faible, plus la libération de fluorures augmente (CARVALHO et CURY, 1999).

6.8.1.2. L'effet cariostatique

Si la libération de fluorures par les verres ionomères ne fait aucun doute, l'effet cariostatique de celle-ci semble sujet à caution.

Les fluorures sont incorporés au niveau des parois cavitaires, de la plaque et de l'émail. Ils favorisent la reprécipitation des ions calcium et phosphate (et donc ainsi la reminéralisation des tissus dentaires), et limitent la formation de la plaque dentaire (EICHMILLER et MARJENHOFF, 1998). Les fluorures sont en effet bactériostatiques sur les streptocoques Mutans. NAASAN et WATSON (1998) corroborent ces affirmations et estiment de surcroît qu'il y aurait un halo de fluorures de 3 mm de rayon autour de la restauration, permettant un effet cariostatique et reminéralisant sur la dent adjacente. De plus, l'âge n'affecterait pas le potentiel cariostatique des verres ionomères.

RANDALL et WILSON (1999) sont plus circonspects que leurs collègues quant à l'efficacité des fluorures libérés par les verres ionomères. En fait, on ne connaît pas la concentration en fluorures nécessaire pour inhiber la déminéralisation. Selon toute vraisemblance, il faudrait une concentration en fluorures plus élevée pour prévenir les caries radiculaires, que les caries dentinaires puis les caries amélares. Toujours pour les mêmes auteurs, la standardisation des tests in vitro et in vivo est loin d'être évidente, et empêche de tirer des conclusions valables quant à l'effet cariostatique des verres ionomères et de leurs dérivés. RANDALL et WILSON déplorent donc le manque de pertinence des résultats obtenus par leurs collègues, et estiment que l'effet cariostatique des fluorures libérés par les verres ionomères n'est pas prouvé. Enfin, les verres ionomères continuent à libérer des fluorures lorsque le pH salivaire devient supérieur à 5,5, bien que ce soit inutile pour la reminéralisation des tissus dentaires. Une action plus sélective serait préférable (ANUSAVICE, 1998).

6.8.2. Autres substances libérées par les verres ionomères (GEURTSSEN, 1998)

Il y a peu de données sur les autres substances libérées par les verres ionomères, l'essentiel des efforts ayant été concentrés sur les fluorures. Néanmoins, en plus des fluorures, ces matériaux libèrent des ions sodium et silicium dans l'eau, ainsi que des ions aluminium et calcium en milieu acide. Il n'y a aucune donnée disponible actuellement sur la libération éventuelle de produits organiques.

6.8.3. La toxicité systémique (SCHMALZ, 1998)

Aucune donnée n'est disponible sur le sujet. La faible quantité de substances libérées par les verres ionomères et leur nature essentiellement ionique, laissent dubitatif quant à une éventuelle toxicité systémique de ces matériaux. Les auteurs ne reconnaissent aucun potentiel mutagène ou œstrogène aux verres ionomères traditionnels.

6.8.4. La toxicité locale

La toxicité locale des verres ionomères traditionnels est nulle (HENSTEN-PETTERSEN, 1998). Par ailleurs, en inhibant la croissance bactérienne, les verres ionomères cervicaux limiteraient la gingivite, d'autant plus que ce type de matériau, placé sur une mylolyse, n'altère pas la sécrétion de fluide crévicaire (SCHMALZ, 1998).

6.8.5. Cytotoxicité et toxicité pulpaire

Les verres ionomères traditionnels présentent une bonne biocompatibilité, car les acides polyacryliques utilisés, de haut poids moléculaire, forment de longues chaînes qui diffusent très peu dans les tissus (NAASAN et WATSON, 1998). Ainsi, une pulpe exposée, saine et exempte de contamination bactérienne, recouverte par un verre ionomère, présente une inflammation pendant 30 jours. Passé ce délai, l'inflammation disparaît. Les auteurs estiment donc qu'il est possible d'utiliser les verres ionomères en coiffage indirect.

La cytotoxicité des verres ionomères est donc faible, mais elle existe. Elle est diminuée par la présence d'humidité, qui permet une réaction de prise plus complète (SCHMALZ, 1998).

Enfin, les verres ionomères sont cytotoxiques essentiellement au début de leur mise en œuvre. Cette cytotoxicité serait en effet liée à la libération de fluorures (SCHEDLE et coll., 1998).

6.8.6. Conclusion

Les verres ionomères semblent donc être des matériaux biocompatibles, potentiellement cariostatiques et devant permettre la reminéralisation des tissus dentaires. Ils ne présentent apparemment aucune toxicité systémique ou locale, et ne seraient toxiques pour la pulpe qu'en coiffage direct. Le manque d'informations sur la biocompatibilité de ces matériaux ne permet cependant pas de tirer de conclusions valables.

6.9. Aspects environnementaux

Il n'y a pas de données disponibles sur ce sujet actuellement.

6.10. Aspects cliniques

6.10.1. Indications des verres ionomères traditionnels

Les faibles qualités mécaniques des verres ionomères contre-indiquent leur utilisation dans le cas des classes I et II en denture permanente (HICKEL et coll., 1998). Pour ces auteurs, les principales qualités de ces matériaux sont leur adhésion naturelle à la dent, leur module de Young proche de celui de la dentine, et la libération de fluorures. Ils destinent donc ces matériaux aux cavités de classe V et aux mylolyse en denture permanente. Leur utilisation en denture temporaire est recommandée en cas de risque carieux élevé, pour de petites cavités de classe I et II.

En raison de la faible résistance à la fracture des cermet, il est recommandé de ne les utiliser qu'en denture temporaire, pour des petites cavités de classe I (CROLL, 1998).

6.10.2. Mise en œuvre (NAASAN et WATSON, 1998)

Les auteurs préconisent l'utilisation de verres ionomères à prise rapide. Voici la démarche clinique à appliquer :

- respecter le dosage poudre/liquide,
- travailler sous digue pour éviter la contamination salivaire de l'obturation,
- réaliser un mordantage des surfaces dentinaire et amélaire avec un acide polyacrylique,
- protéger la restauration par un vernis résineux, afin d'éviter la solubilisation de surface du verre ionomère (important surtout pendant les 48 heures suivant la pose),
- réaliser un polissage ultérieurement, car s'il est fait trop tôt, la surface du verre ionomère immature sera abîmée.

6.10.3. Longévité

Il y a un grand taux d'échec lié à l'utilisation des verres ionomères comme matériaux d'obturation dans les secteurs postérieurs (NAASAN et WATSON, 1998). D'après ces auteurs, seules les cavités de classe I peu profondes auraient une longévité acceptable. La longévité moyenne est de deux ans pour des obturations réalisées avec des cermet, qui pourtant présentent des qualités mécaniques supérieures à celles des verres ionomères traditionnels (HICKEL et coll., 1998).

6.11. Conclusion

Voici une liste des avantages et des inconvénients des verres ionomères (WATTS, 1996):

AVANTAGES	INCONVENIENTS
Adhésion à l'émail et à la dentine Libération de fluorures Bon coefficient d'expansion thermique Module de Young proche de celui de la dentine Pas d'exothermie à la prise Biocompatible	Acquisition lente des qualités mécaniques Faibles résistances à la fracture et à l'usure Manipulation clinique compliquée La prise ne se fait pas sur commande Sensibilité à l'humidité

Dans le cadre des indications propres aux amalgames, c'est-à-dire l'obturation des cavités de classe I et II en denture permanente, les verres ionomères sont donc inadaptés. En effet, leurs propriétés mécaniques sont bien trop faibles et de plus, l'acquisition de ces propriétés est lente. Il faut ajouter à cela une manipulation clinique compliquée, alliée à une longévité faible, ce qui donne un rapport coût/efficacité bien inférieur à celui des amalgames.

L'utilisation des verres ionomères devrait donc se limiter aux cavités de classe V et aux petites cavités de classes I et II en denture temporaire, avec l'avantage d'un potentiel effet cariostatique (par ailleurs remis en cause par RANDALL et WILSON).

Il est à noter que dans le cadre de l'obturation des cavités de classes I et II, les cermets semblent préférables, du fait de leurs capacités mécaniques légèrement supérieures.

Ainsi, les verres ionomères traditionnels ne constituent pas une alternative valable aux amalgames.

Ce constat a mené à la création des verres ionomères modifiés et des compomères. L'objectif étant de conserver la bioactivité des verres ionomères tout en améliorant leurs propriétés mécaniques.

7. VERRES IONOMERES MODIFIES ET COMPOMERES : GENERALITES

7.1. Définition

Ces matériaux peuvent être considérés comme des hybrides entre les verres ionomères traditionnels et les composites. Ils ont été créés pour combiner les avantages de ces deux classes de matériaux. On cherche ainsi à conserver les facultés d'adhésion et de libération de fluorures des verres ionomères traditionnels, tout en ayant la facilité d'utilisation (prise à la demande) et les capacités mécaniques des composites (GLADYS et coll., 1997).

Les verres ionomères modifiés par adjonction de résine sont plus proches des verres ionomères traditionnels, alors que les composites modifiés par adjonction de polyacides (compomères), sont plus proches des composites. Les auteurs parlent de continuum entre les verres ionomères et les composites :

LE CONTINUUM VERRES IONOMERES-COMPOSITES

▽			▽
Verres ionomères conventionnels	Matériaux hybrides		Composites
Ketac-Fil HIFI Master Palette	Verres ionomères modifiés par adjonction de résine	Composites modifiés par adjonction de polyacides (Compomères)	Silux Plus Z100
	Photac-Fil Fuji II LC Ionosit Vitremar	Dyract Geristore Variglass	

(GLADYS et coll., 1997)

Les noms de spécialités sont présents à titre indicatif, la liste n'est pas exhaustive.

7.2. Composition

Ces produits diffèrent essentiellement par la nature de leurs monomères, les polyacides photopolymérisables donnant les meilleurs résultats (HICKEL et coll., 1998).

Dans tous les cas, il y a des charges vitreuses permettant une réaction acide-base. Ainsi, le DYRACT possède 72% de verre fluorosilicaté de strontium, sous la forme de particules de 2,5 μm , ayant des vertus radio-opaques et permettant une réaction acide-base avec des groupes carboxyles. Il y aurait parfois également du difluorure de strontium (SrF_2), à hauteur de 5% en poids (WATTS, 1996).

Les charges contenues dans les verres ionomères modifiés par adjonction de résine sont, elles, très proches de celles des verres ionomères traditionnels modernes.

La granulométrie des charges des matériaux hybrides est intermédiaire entre celles des verres ionomères traditionnels et des composites (GLADYS et coll., 1997).

7.3. Réaction de prise

7.3.1. Les verres ionomères modifiés (HICKEL et coll., 1998)

La réaction de prise des verres ionomères modifiés est définie ainsi :

- une réaction acide-base de gélification, tout à fait semblable à celle des verres ionomères traditionnels, et qui se poursuit pendant plusieurs mois.

- et une polymérisation qui peut se faire selon deux modalités :
 - soit il y a un initiateur de prise photosensible associé à une résine hydrophile, la prise se fait alors par photopolymérisation (système dual),
 - soit il y a deux composants qui inter-agissent par chimiopolymérisation (système tri-cure).

On obtient donc un produit contenant plusieurs phases distinctes : des charges entourées d'un gel, liées entre-elles par une matrice résineuse.

7.3.2. Les compomères (HICKEL et COLL., 1998)

Les compomères étant anhydres et mono-composants (ils sont livrés sous forme de compules), la première réaction de prise est une photopolymérisation. La prise de ces matériaux se fait donc à la demande. Il y a néanmoins une réaction acide-base subséquente, qui est rapide et faible, et qui diminue avec la profondeur de l'échantillon (GLADYS et coll., 1997). Cette réaction est liée à l'eau présente dans le milieu buccal. Au fur et à mesure de l'usure du matériau, cette réaction toucherait la surface nouvellement mise à nu.

On obtient donc un matériau très proche des composites par sa structure, soit des charges minérales noyées dans une matrice résineuse, avec en surface de l'échantillon, un gel colloïdal liant les charges à la résine.

8. LES PROPRIETES DES VERRES IONOMERES MODIFIES

8.1. Les propriétés mécaniques

8.1.1. La résistance à la compression

Voici un tableau donnant la résistance à la compression de différents verres ionomères modifiés.

RESISTANCE A LA COMPRESSION (MPa)	
FUJI II LC	159,7 ¹ ; 150 ²
PHOTAC-FIL	128,2 ¹
VITREMER	176,1 ¹ ; 200 ²
ADVANCE	130 ²

¹: (BLACKWELL et KASE, 1996)

²: (POWERS et BURGESS, 1996)

On obtient donc des valeurs de résistance à la compression similaires à celles observées pour les verres ionomères traditionnels (par exemple, 161,1 MPa pour le CHEMFIL S. d'après BLACKWELL et KASE). La résistance à la compression des verres ionomères modifiés est par conséquent très largement inférieure à celle des composites.

8.1.2. La résistance à la traction

Voici un tableau donnant la résistance à la traction de différents verres ionomères modifiés.

RESISTANCE A LA TRACTION (MPa)	
FUJI II LC	54,6 ¹ ; 20 ²
PHOTAC-FIL	32,5 ¹
VITREMER	55,9 ¹ ; 40 ²
ADVANCE	24 ²

¹: (BLACKWELL et KASE, 1996)

²: (POWERS et BURGESS, 1996)

On peut constater une certaine divergence entre les auteurs, surtout à propos du FUJI II LC. En considérant les données de BLACKWELL et KASE, on obtient des résistances à la traction similaires à celles des amalgames et des composites pour le FUJI II LC et le VITREMER. Dans tous les cas, la résistance à la traction des verres ionomères modifiés est largement supérieure à celle des verres ionomères traditionnels.

8.1.3. La résistance à la flexion

Voici un tableau donnant la résistance à la flexion de différents verres ionomères modifiés.

RESISTANCE A LA FLEXION (MPa)	
FUJI II LC	60
VITREMER	40
ADVANCE	40

(POWERS et BURGESS, 1996)

La résistance à la flexion des verres ionomères modifiés est donc supérieure à celle des verres ionomères traditionnels (30 MPa d'après POWERS et BURGESS), tout en restant deux à trois fois plus faible que celle des composites (130 MPa pour le Z100), et quatre à cinq fois plus faible que celle des amalgames (210 MPa pour le TYTIN).

8.1.4. La résistance à la fracture (GLADYS et coll., 1997)

La résistance à la fracture correspond au stress maximum supporté par le matériau avant qu'il y ait fracture de l'échantillon.

RESISTANCE A LA FRACTURE (MPa)		
	Echantillon sec	Echantillon humide
FUJI II LC CAPSULE	98,6	70,3
FUJI II LC HAND MIX	75,7	61,8
PHOTAC-FIL	47,8	50,4
VITREMER	74	65,6

(GLADYS ET coll., 1997)

On constate donc que la résistance à la fracture des verres ionomères modifiés est faible. Elle est au mieux deux fois moindre que celle des composites (le Z100 a une résistance à la fracture de 181,8 MPa en milieu sec, et de 134,7 MPa en milieu humide). Le PHOTAC-FIL est même bien en deçà des valeurs affichées par certains verres ionomères (74,7 MPa pour le HIFI MASTER PALETTE en milieu sec).

De plus, cette résistance à la fracture diminue avec l'absorption d'eau, excepté pour le PHOTAC-FIL.

8.1.5. La résistance à la fatigue (GLADYS et coll., 1997)

La fatigue correspond à l'accumulation dans le temps, de contraintes liées à un stress répété, de plus faible valeur unitaire que la résistance à la fracture. La résistance à la fracture et la résistance à la fatigue donnent une idée de la longévité du matériau.

RESISTANCE A LA FATIGUE PAR FLEXION (MPa)		
	Echantillon sec	Echantillon humide
FUJI II LC CAPSULE	51,3	51,0
FUJI II LC HAND MIX	48,8	51,1
PHOTAC-FIL	?	?
VITREMER	53,0	53,2

(GLADYS ET coll., 1997)

Les valeurs du FUJI II LC CAPSULE et du VITREMER sont corroborées par POWERS et BURGESS (1996). On constate donc que la résistance à la fatigue des verres ionomères modifiés est faible. Elle est deux fois plus faible que celle des composites (le Z100 a une résistance à la fatigue de 126,3 MPa en milieu sec, et de 94,5 MPa en milieu humide, d'après les mêmes auteurs). De plus, la résistance à la fatigue du PHOTAC-FIL est tellement faible qu'elle n'a pas pu être mesurée par les GLADYS et coll.. Cependant, cette résistance à la fatigue ne diminue pas avec l'absorption d'eau. D'après les auteurs, cela serait dû à un mécanisme d'auto-réparation, retardant la propagation des microfractures.

8.1.6. La résistance à l'usure (GLADYS et coll., 1997)

La résistance à l'usure des verres ionomères modifiés est faible. Ces auteurs estiment que la résistance à l'usure dépend de la rugosité, du diamètre des charges et de la dureté de surface. L'ensemble de ces variables devraient idéalement être similaires à celles de la dent. Or, la rugosité de surface des verres ionomères modifiés est 5 à 20 fois supérieure à celle des composites, qui est de 0,02 μm . De plus, le diamètre moyen de leurs charges est proche de celui des verres ionomères traditionnels (10 μm environ). Enfin, leur dureté de surface est similaire à celle des composites et des verres ionomères traditionnels, tout en restant très largement inférieure à celle de l'émail.

Les verres ionomères modifiés présentent donc un poli de surface et une résistance à l'usure faibles, très inférieurs à ceux des composites.

8.1.7. La dureté

DURETE VICKERS	
FUJI II LC	36,2
PHOTAC-FIL	37,4
VITREMER	41,4

(BLACKWELL et KASE, 1996)

On constate donc que la dureté Vickers des verres ionomères modifiés est inférieure à celle des verres ionomères traditionnels (59,8 pour le CHEMFIL S., d'après les mêmes auteurs), qui sont eux-mêmes bien en dessous des composites. GLADYS et coll. (1997) arrivent à des conclusions similaires.

8.1.8. Le module de Young (GLADYS et coll., 1997)

Le module de Young est la relation entre la pression externe et la déformation élastique engendrée. Il augmente notablement pendant la période succédant à la pose du matériau, quelque soit celui-ci (composite, verre ionomère ou hybride), et ce pendant une période d'un mois environ. Pour les hybrides, il persiste une faible augmentation pendant trois à six mois. L'augmentation globale du module de Young pour les matériaux hybrides est de 13 à 25%.

MODULE DE YOUNG (GPa)		
	24 heures après la pose	6 mois après la pose
FUJI II LC CAPSULE	16,7	19,5
FUJI II LC HAND MIX	14,4	17,8
IONOSIT-FIL	15,5	18,9
PHOTAC-FIL	17,4	21,7
VITREMER	11,6	15,6

(GLADYS ET coll., 1997)

On obtient donc à terme, des valeurs proches de celles des composites (20,8 GPa pour le Z100). Il est à noter que POWERS et BURGESS trouvent des valeurs sensiblement différentes pour le FUJI II LC CAPSULE et le VITREMER, soit respectivement 8 et 19 GPa. Ces valeurs se rapprochent néanmoins de celles mesurées par GLADYS et coll. 24 heures après la pose.

8.1.9. Conclusion (GLADYS et coll., 1997)

La faiblesse globale des propriétés mécaniques des verres ionomères modifiés contre-indique leur utilisation dans les secteurs postérieurs.

8.2. Les propriétés physico-chimiques

8.2.1. L'adhésion et le joint avec la dent

	Adhésion immédiate à l'émail (MPa)	Adhésion immédiate à la dentine (MPa)	Hiatus marginal immédiat (μm)	Hiatus marginal après 1 jour dans l'eau (μm)
FUJI II LC	2,6 ± 0,6	2,1 ± 0,5	8,7 ± 1,7	0,0
PHOTAC-FIL	3,5 ± 1,0	0,5 ± 0,2	11,5 ± 2,2	0,1 ± 0,3
VITEMER	3,9 ± 0,7	3,9 ± 0,7	25,5 ± 4,8	0,4 ± 1,0

(BLACKWELL et KASE, 1996)

On constate donc une adhésion immédiate à l'émail globalement supérieure à l'adhésion immédiate à la dentine. Ces valeurs sont néanmoins 2 à 3 fois inférieures à celles obtenues avec des composites (respectivement 6,8 et 6,0 MPa d'adhésion à l'émail et à la dentine pour le SILUX PLUS, d'après les mêmes auteurs). Il est cependant intéressant de noter que le hiatus initial, probablement lié au retrait de prise, est quasiment compensé par l'absorption hydrique à un jour. L'interface entre la matériau et la dent à un jour semble donc bien meilleure que celle obtenue dans les mêmes conditions avec les composites et les verres ionomères traditionnels. En effet, le SILUX PLUS et le FUJI II conservent respectivement un hiatus marginal de 1,8 et 4,6 μm après un jour d'immersion dans l'eau. Les verres ionomères modifiés, parmi lesquels le FUJI II LC, sont donc plus performants à cet égard. Les auteurs ont poursuivi l'expérience avec une immersion de 24 heures, sans pouvoir en tirer de conclusions valables.

8.2.2. Les variations dimensionnelles

8.2.2.1. Le retrait de prise

CONTRACTION EN POURCENTAGE DU VOLUME INITIAL		
	24H après la prise	Après 28 jours dans l'eau
FUJI II LC	-4,2	+0,9
PHOTAC-FIL	-3,7	-5,6
VITEMER	-3,6	-0,9
IONOSIT FIL	-4,5	-3,1

(BLACKWELL et KASE, 1996)

Les chiffres négatifs représentent une diminution globale du volume initial (donc un retrait de prise), alors que les chiffres positifs représentent une expansion de prise.

On constate donc un retrait de prise initial de l'ordre de 3,5 à 4,5%, globalement supérieur à l'ensemble des autres matériaux testés par ces auteurs, à savoir les composites, les verres ionomères et les compomères, qui présentent tous un retrait initial de prise inférieur à 3,5% (à l'exception du KETAC FIL, qui est un verre ionomère, et dont le retrait de prise initial est de 3,8%).

8.2.2.2. L'absorption hydrique

Les données du tableau ci-dessus montrent que la modification du volume des échantillons à 28 jours varie énormément d'un verre ionomère modifié à l'autre, en fonction de leur absorption hydrique. Seul le FUJI II LC arrive à compenser son retrait de prise par l'absorption d'eau. Il présente même à terme une augmentation de 0,9% de volume. Tous les autres matériaux du même type conservent une diminution globale de leur volume, le moins

performant à cet égard étant le PHOTAC-FIL, puisqu'on arrive à un retrait de 5,6% à 28 jours. Les verres ionomères ont donc une absorption hydrique très variable, capable dans certains cas de compenser partiellement ou totalement le retrait de prise.

8.2.2.3. Le comportement thermique (HICKEL et coll., 1998)

Le coefficient d'expansion thermique des verres ionomères modifiés est compris entre 17.10^{-6} et $25.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$. Ces valeurs sont le double de celles des tissus dentaires et des verres ionomères traditionnels. Les modifications volumétriques des verres ionomères modifiés liées aux variations thermiques, sont donc plus importantes que celles de la dent, ce qui nuit à l'adaptation des obturations.

Par ailleurs, le VITREMER et le FUJI II LC présentent une expansion thermique plus importante après immersion dans l'eau qu'en milieu sec, contrairement à un verre ionomère traditionnel, le FUJI II (KIM et coll., 1998).

8.2.3. La radio-opacité

RADIO-OPACITÉ (en équivalent-aluminium)	
FUJI II LC	2,5 mm
PHOTAC-FIL	0,6 mm
VITREMER	1,5 mm

(MAROUF et SIDHU, 1998)

Les radio-opacités du PHOTAC-FIL et du VITERMER sont donc insuffisantes, puisqu'elles sont inférieure à la norme ISO 4049. Seul le FUJI II LC a une radio-opacité suffisante.

Les auteurs ont par ailleurs démontré que la teinte de l'échantillon n'intervenait pas dans la radio-opacité des matériaux.

8.3. Propriétés optiques et esthétiques (BLACKWELL et KASE, 1996)

L'opacité détermine la capacité de mimétisme du matériau d'obturation. Les composites ont des valeurs proches de 40% d'opacité, ce qui leur confère d'excellentes propriétés esthétiques. Les verres ionomères modifiés, au contraire, ont des valeurs similaires aux verres ionomères traditionnels, comprises entre 60 et 70% (le PHOTAC-FIL et le VITREMER ont respectivement une opacité de 61 et 67%). Les auteurs recommandent donc de les utiliser dans des secteurs où l'esthétique est de peu d'importance. Le seul verre ionomère modifié acceptable de ce point de vue est le FUJI II LC, qui a une opacité de 40%, similaire à celle des composites.

La résistance à la coloration des verres ionomères modifiés a également été mesurée :

	COLORATION			
	Vieillissement accéléré	Coloration par immersion		
		cola	café	vin
FUJI II LC	21	3,5	6,5	7,3
Idem + vernis	5,2	2,7	4,1	3,9
VITREMER	6,7	3,2	7,0	7,1
Idem + vernis	3,8	2,2	6,8	6,7

(POWERS et BURGESS, 1996)

Ces auteurs expliquent que la nature hydrophile des verres ionomères modifiés les rend susceptibles à la coloration. L'application d'un vernis de surface permet cependant de limiter

ce phénomène. Il est à noter qu'en l'absence de vernis de surface, le FUJI II LC est particulièrement sensible au vieillissement.

8.4. Les propriétés biologiques et la biocompatibilité

8.4.1. Les produits libérés

- Les fluorures.

Le mécanisme et les implications de la libération de fluorures ont été explicités dans le chapitre concernant les verres ionomères traditionnels. La cinétique de libération étant par ailleurs identique quel que soit le matériau considéré (CARVALHO et CURY, 1999), seul l'aspect quantitatif sera abordé ici.

Voici la quantité cumulée de fluorures émis par un verre ionomère modifié, le VITREMER, pendant 15 jours, dans différents milieux :

	Libération de fluorures en $\mu\text{g}/\text{cm}^2$		
	PH variable	Eau déminéralisée	Salive artificielle
VITREMER	$12,27 \pm 1,16$	$5,91 \pm 0,79$	$3,13 \pm 0,36$

(CARVALHO et CURY, 1999)

Les auteurs en concluent qu'il y a une plus forte libération de fluorures par les verres ionomères modifiés en situation de déminéralisation carieuse (solution à pH variable, oscillant entre 4,3 et 7) que dans les autres situations. On obtient donc le même type de résultats que pour les verres ionomères traditionnels. De plus, la libération de fluorures par le VITREMER est supérieure à celle de tous les autres matériaux testés, y compris le CHELON-FIL (verre ionomère traditionnel), excepté dans l'eau déminéralisée, où ce dernier est plus performant. D'autres auteurs ont également réalisé des mesures de libération de fluorures, dont les résultats sont consignés dans le tableau ci-dessous.

	Libération de fluorures en ppm		
	Jour 1	Jour 4	Jour 7
VITREMER	$28,4 \pm 8,8$	$44,1 \pm 13,4$	$53,4 \pm 38,4$
FUJI II LC	$13,3 \pm 2,8$	$18,9 \pm 3,5$	$20,3 \pm 8,9$
Verre ionomère traditionnel	$50,9 \pm 23,9$	$40,0 \pm 19,1$	$48,3 \pm 26,3$

(KAN et coll., 1997)

Etant donné l'importance de certains écart-types, les données sont à considérer avec circonspection. Néanmoins, les auteurs en tirent plusieurs conclusions d'ordre général :

- la libération de fluorures par les verres ionomères modifiés est progressive dans le temps, alors que celle des verres ionomères traditionnels est variable,
- il y a une variation importante de la libération de fluorures par les verres ionomères modifiés, en fonction du produit (FUJI II LC ou VITREMER). Les auteurs attribuent cela au type et à la qualité de la matrice résineuse, ainsi qu'au rapport poudre/liquide de chacun des matériaux. Le VITREMER, préparé avec une plus grande proportion de liquide, serait plus soluble que le FUJI II LC, et libérerait ainsi plus de fluorures.

- Les autres substances (GEURTSSEN et coll., 1998).

l'HEMA et le TEGDMA sont libérés en grande quantité. On retrouve également l'ensemble des produits déjà libérés par les composites. Seul le DPICl (Diphenyliodoniumchloride), libéré par le VITREBOND, et l'ensemble de ses produits de dégradation à base de benzène sont une particularité des verres ionomères modifiés.

Enfin, ces matériaux libèrent aussi des ions sodium et silicium dans l'eau, ainsi que des ions calcium et aluminium en milieu acide.

8.4.2. La toxicité des substances libérées

Etant donné la similitude entre les substances libérées par les verres ionomères modifiés et celles libérées par les composites, la toxicité des deux types de matériaux devrait être du même ordre.

- La toxicité systémique.

Le TEGDMA est le plus toxique de tous les comonomères. C'est également celui qui est libéré en plus grande quantité par les verres ionomères modifiés (GEURTSSEN et coll., 1998). On retrouve donc une toxicité systémique potentiellement identique à celle des composites, c'est-à-dire faible, avec une possibilité d'effet oestrogénique. Malheureusement, la toxicité systémique des verres ionomères modifiés est peu documentée.

- La toxicité locale.

Ici encore, il y a peu de documents spécifiques aux verres ionomères modifiés. Néanmoins, ces matériaux sont susceptibles, comme tous les matériaux à base de résine, de déclencher des réactions locales, essentiellement d'ordre allergique. La liste des pathologies locales concernées a déjà été explicitée dans le chapitre sur les composites (HENSTEN-PETTERSEN, 1998) :

- réactions lichénoïdes orales,
- gingivite,
- dermite de contact liée à un agent irritant,
- dermite allergique de contact,
- choc anaphylactique,
- réaction de photosensibilisation,
- urticaire de contact,
- hyperactivité et réaction d'intolérance.

- La cytotoxicité, la toxicité pulpaire et la mutagénicité.

La cytotoxicité des verres ionomères modifiés est mieux documentée. Tous les produits à base de résine sont cytotoxiques, mais cette cytotoxicité, maximale à la pose, devient insignifiante au bout de 6 semaines (SCHEDLE et coll., 1998).

le DPICl et ses produits dérivés seraient en grande partie responsables de la cytotoxicité de ces matériaux. Par ailleurs, les auteurs n'attribuent aucun effet cytotoxique aux fluorures, tout en admettant l'existence d'une corrélation entre leur libération la cytotoxicité. D'après eux, la toxicité serait liée à la présence d'autres substances solubles.

La cytotoxicité des verres ionomères modifiés reste faible, avec seulement 30% d'inhibition des cellules mises en culture (KAN et coll., 1997). Le VITREMER serait plus cytotoxique que le FUJI II LC.

Le TEGDMA peut entraîner la croissance de certaines bactéries cariogènes, favorisant ainsi l'altération pulpaire (GEURTSSEN et coll., 1998).

Enfin, le DPICl et ses dérivés ont une activité mutagène (GEURTSSEN et coll., 1998). L'absence de documents sur le sujet ne permet cependant pas de tirer de conclusions quant aux implications éventuelles concernant la santé des patients.

8.4.3. Conclusion

Les verres ionomères présentent une toxicité et une cytotoxicité suffisamment faibles pour qu'on puisse les utiliser sans danger (KAN et coll., 1997). Une technique « no touch », telle

que celle recommandée pour le maniement des composites, semble cependant être de rigueur. Enfin, le plus cytotoxique de tous les verres ionomères modifiés est le VITREMER. On préférera donc utiliser d'autres produits, surtout à proximité de la pulpe (GEURTSEN et coll., 1998 ; KAN et coll., 1997).

8.5. Les aspects environnementaux

Il n'y a pas de données sur le sujet actuellement.

8.6. Les aspects cliniques

8.6.1. Les indications des verres ionomères modifiés

Les faibles résistances à l'abrasion et à la fatigue, ainsi que la faible microdureté de ces matériaux, contre-indiquent leur utilisation dans les secteurs postérieurs en denture permanente (GLADYS et coll., 1997 ; HICKEL et coll., 1998).

De plus, les indications des verres ionomères modifiés en pédiatrie se limitent à l'obturation des cavités de classe I, II, III et V (CROLL, 1998). Ces matériaux sont en effet trop faibles mécaniquement pour supporter les contraintes liées à des restaurations importantes et/ou de classe IV.

8.6.2. La mise en oeuvre

Les verres ionomères modifiés nécessitent un mélange poudre-liquide. Il est important de respecter les proportions définies par le fabricant, afin de préserver les propriétés du matériau fini. Tout apport hydrique supplémentaire ayant lieu avant la prise de l'échantillon modifiera donc ses propriétés. Il apparaît ainsi nécessaire de poser un champ opératoire, afin d'éviter toute contamination par le sang et la salive.

Il faut ensuite réaliser un mordantage des surfaces dentaires avec un acide polyacrylique (NAASAN et WATSON, 1998). Ensuite, le verre ionomère modifié prend sur commande, lors de la photopolymérisation.

La mise en œuvre de ces matériaux est donc complexe, au même titre que celle des verres ionomères traditionnels. Seule la photopolymérisation présente une amélioration de ce point de vue.

8.6.3. La longévité

La longévité d'une obturation au verre ionomère modifié en secteur postérieur est de l'ordre de 4 ans (HICKEL et coll., 1998).

En pédiatrie, pour des cavités de classe I, II, III et V, elle est de l'ordre de 3 à 6 ans, avec de meilleurs résultats pour le FUJI II LC et le PHOTAC FIL (CROLL, 1998). Le VITREMER aurait une longévité avoisinant les 6 ans, en augmentant la proportion de poudre lors de la préparation du produit.

8.7. Conclusion

Les verres ionomères modifiés sont supérieurs aux verres ionomères traditionnels en ce qui concerne les capacités mécaniques, tout en étant bien moins performants que les composites (GLADYS et coll., 1997). De plus, ces matériaux présentent une libération de fluorures

moindre par rapport aux verres ionomères traditionnels, et leur maniement est tout aussi complexe.

Ainsi, l'intérêt clinique des verres ionomères modifiés est faible, se limitant à quelques indications en odontologie pédiatrique.

9. LES PROPRIETES DES COMPOMERES

9.1. Les propriétés mécaniques

9.1.1. La résistance à la compression

RESISTANCE A LA COMPRESSION (MPa)	
COMPOGLASS	260 ¹ ; 228 ± 27 ²
DYRACT	230 ¹ ; 202 ± 16,0 ² ; 255,6 ± 18,8 ³
HYTAC	256 ± 17 ²

¹: (POWERS et BURGESS, 1996)

²: (EL-KALLA et GARCIA-GODOY, 1998)

³: (BLACKWELL et KASE, 1996)

Bien que les résultats varient suivant les auteurs, on obtient des valeurs comprises entre 200 et 260 MPa, ce qui place les compomères au-dessus des verres ionomères traditionnels et modifiés, dont la résistance à la compression oscille entre 150 et 200 MPa. On reste loin des valeurs obtenues pour les composites (381,3 ± 29,1 pour le BLEND-A-LUX d'après BLACKWELL et KASE ; 296,0 ± 52,0 pour le Z100 d'après EL-KALLA et GARCIA-GODOY).

9.1.2. La résistance à la traction

RESISTANCE A LA TRACTION (MPa)	
COMPOGLASS	41
DYRACT	36

(POWERS et BURGESS, 1996)

La résistance à la traction des compomères est donc 3 à 4 fois supérieure à celle des verres ionomères traditionnels, 2 fois supérieure à celle des verres ionomères modifiés (excepté le VITREMER, qui a une résistance à la traction de 40 MPa d'après les mêmes auteurs), et proche de celle des composites (respectivement 35 et 55 MPa pour le REVOLUTION et le Z100).

9.1.3. La résistance à la flexion

RESISTANCE A LA COMPRESSION (MPa)	
COMPOGLASS	100 ¹ ; 39 ± 27,5 ² ; 110 ³
DYRACT	120 ¹ ; 43,8 ± 19,7 ²
HYTAC	59,1 ± 20,7 ²

¹: (POWERS et BURGESS, 1996)

²: (EL-KALLA et GARCIA-GODOY, 1998)

³: (CAMPANELLA et MEIERS, 1996)

On constate une forte divergence entre les chiffres des différents auteurs. Cependant, si l'on considère indépendamment les valeurs calculées par POWERS et BURGESS ou EL-KALLA et GARCIA-GODOY pour les autres types de matériaux, on trouve la même hiérarchie : les compomères ont des valeurs légèrement supérieures aux verres ionomères modifiés, et légèrement inférieures aux composites.

9.1.4. La résistance à la fracture

La résistance à la fracture du DYRACT en milieu sec est de 138,8 MPa, et en milieu humide, de 138 MPa (GLADYS et coll., 1997).

On constate donc que la résistance à la fracture des compomères est stable quelque soit le degré d'humidité de l'échantillon. Elle est par ailleurs très supérieure à celle des verres ionomères modifiés, et se rapproche de celle des composites, du moins en milieu humide (le Z100 a une résistance à la fracture de 181,8 MPa en milieu sec, et de 134,7 MPa en milieu humide, d'après les mêmes auteurs).

9.1.5. La résistance à la fatigue

La résistance à la fatigue du DYRACT est de 72,9 MPa en milieu sec et de 67,2 en milieu humide (GLADYS et coll., 1997). Ces résultats sont corroborés par POWERS et BURGESS (1996).

La résistance à la fatigue des compomères est donc supérieure de moitié à celle des verres ionomères modifiés, mais néanmoins largement inférieure à celle des composites (126,3 MPa en milieu sec et 94,5 MPa en milieu humide pour le Z100). Cependant, comme pour les verres ionomères modifiés, l'humidité ne diminue quasiment pas la résistance à la fatigue des compomères.

9.1.6. La résistance à l'usure (GLADYS et coll., 1997)

La résistance à l'usure des compomères est relativement faible. Leur comportement est proche de celui des verres ionomères modifiés, puisque leur rugosité de surface est similaire, c'est-à-dire 5 à 20 fois supérieure à celle des composites. Il en va de même pour la taille de leurs charges et leur dureté de surface, qui sont les deux autres paramètres déterminant la résistance à l'usure. Le DYRACT est cependant supérieur aux autres compomères dans ce domaine, car il possède les charges les plus petites (2,37 μm contre 6,88 μm pour le VARIGLASS, par exemple). De plus, les compomères sont mono-composants et ne nécessitent pas de mélange poudre/liquide. Ainsi, ils présentent moins d'inclusions de bulles d'air que les verres ionomères modifiés, ce qui entraîne une porosité moindre.

Les compomères sont donc légèrement supérieurs aux verres ionomères modifiés, et inférieurs aux composites en ce qui concerne la résistance à l'usure. Tous les auteurs s'accordent pour dire que le DYRACT est le meilleur des compomères, avec une rugosité de surface et une porosité faibles.

9.1.7. La dureté

MICRODURETE VICKERS	
VITREMER (verre ionomère modifié)	41,0 $\pm$ 4,5
COMPOGLASS	33,0 $\pm$ 11,3
DYRACT	31,0 $\pm$ 8,2
HYTAC	51,0 $\pm$ 10,0
Z100 (composite)	97,0 $\pm$ 7,8

(EL-KALLA et GARCIA-GODOY, 1998)

Les compomères présentent donc une dureté similaire à celle des verres ionomères modifiés, et par là-même inférieure à celle des verres ionomères traditionnels. Seul le HYTAC est légèrement supérieur aux autres.

La dureté des compomères reste néanmoins bien inférieure à celle des composites.

9.1.8. Le module de Young (GLADYS et coll., 1997)

MODULE DE YOUNG (GPa)		
	24 heures après la pose	6 mois après la pose
DYRACT	14,4	14,9
GERISTORE	10,8	11,3
VARIGLASS	16,4	17,4

(GLADYS et coll., 1997)

Comme pour les verres ionomères modifiés, le module de Young des compomères augmente pendant les trois à six mois succédant à la pose. Cependant, on obtient à terme des valeurs globalement inférieures à celles des verres ionomères modifiés, excepté pour le VARIGLASS.

9.1.9. Conclusion

Les compomères se rapprochent des composites en termes de composition et de structure, et par conséquent, leurs propriétés mécaniques se rapprochent de celles de ces matériaux (EL-KALLA et GARCIA-GODOY, 1998). Les compomères sont donc plus performants que les verres ionomères modifiés dans ce domaine. Néanmoins, ils restent largement inférieurs aux composites hybrides de référence tels que le Z100. Les auteurs recommandent donc de ne pas les utiliser dans les zones de contraintes importantes.

9.2. Les propriétés physico-chimiques

9.2.1. L'adhésion et le joint avec la dent

Les seules données disponibles concernent le DYRACT :

	Adhésion immédiate à l'émail (MPa)	Adhésion immédiate à la dentine (MPa)	Hiatus marginal immédiat (μm)	Hiatus marginal après 1 jour dans l'eau (μm)
DYRACT	$8,7 \pm 1,8$	$10,5 \pm 3,5$	$9,7 \pm 2,2$	$1,1 \pm 2,3$

(BLACKWELL et KASE, 1996)

On constate donc une adhésion immédiate à l'émail globalement inférieure à l'adhésion immédiate à la dentine, bien que la différence soit peu significative. Ces valeurs sont supérieures à celles obtenues avec tous les autres matériaux, dont les composites (respectivement 6,8 et 6,0 MPa d'adhésion à l'émail et à la dentine pour le SILUX PLUS, d'après les mêmes auteurs).

Il est par ailleurs intéressant de noter que le hiatus initial, probablement lié au retrait de prise, est quasiment compensé par l'absorption hydrique à un jour. Ces résultats semblent être en contradiction avec les valeurs d'absorption hydrique calculées par les mêmes auteurs sur le DYRACT. Néanmoins, l'interface entre la dent et le matériau à un jour semble donc bien meilleure que celle obtenue dans les mêmes conditions avec les composites et les verres ionomères traditionnels. En effet, le SILUX PLUS et le FUJI II conservent respectivement un hiatus marginal de 1,8 et 4,6 μm après un jour d'immersion dans l'eau.

L'adhésion et la qualité du joint obtenues avec les compomères semblent donc très satisfaisantes (corroboré par HICKEL et coll., 1996). Cela serait dû en grande partie au très faible module de Young de ces matériaux. En effet, plus le module de Young est faible, plus le matériau est élastique, et moins il subit de stress interne lié à la prise, limitant ainsi les contraintes à l'interface avec la dent.

Enfin, l'adhésion des compomères aux tissus dentaires est globalement accrue par un mordantage à l'acide phosphorique et l'utilisation d'un adhésif (TATE et coll., 1999).

9.2.2. Les variations dimensionnelles

9.2.2.1. Le retrait de prise

CONTRACTION EN POURCENTAGE DU VOLUME INITIAL		
	24H après la prise	Après 28 jours dans l'eau
DYRACT	-3,2	-1,7
COMPOGLASS	-3	?
COMPOGLASS FLOW	-3	?

(BLACKWELL et KASE, 1996, et CAMPANELLA et MEIERS, 1999)

Les chiffres négatifs représentent une diminution globale du volume initial.

On constate donc un retrait de prise initial de l'ordre de 3% (corroboré par HICKEL et coll., 1998), inférieur à celui des verres ionomères traditionnels et modifiés (compris globalement entre 3,2 et 4,5%), et similaire à celui des composites (3,0 et 3,4% de retrait initial pour le BLEND-A-LUX et le SILUX d'après BLACKWELL et KASE).

9.2.2.2. L'absorption hydrique

Les données du tableau ci-dessus montrent une modification du volume de l'échantillon de DYRACT à 28 jours, liée à l'absorption hydrique. Celle-ci ne compense cependant pas le retrait de prise du matériau. En cela, les compomères se comportent donc plutôt comme les composites, dont l'absorption hydrique est faible, que comme les verres ionomères traditionnels ou modifiés.

9.2.2.3. Le comportement thermique

Le coefficient d'expansion thermique linéaire du COMPOGLASS FLOW est de $36.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ (CAMPANELLA et MEIERS, 1999). Cette valeur est le triple de celles des tissus dentaires et des verres ionomères traditionnels. Les modifications volumétriques des compomères liées aux variations thermiques sont donc plus importantes que celles de la dent, ce qui nuit à l'adaptation des obturations.

9.2.3. La radio-opacité

RADIO-OPACITÉ (en équivalent-aluminium)	
HYTAC APLITIP	3,8 mm
DYRACT	4,8 mm
COMPOGLASS	4,77 mm

(BOUSCHLICHER et coll., 1999)

La radio-opacité de l'ensemble des matériaux testés est largement suffisante.

9.3. Les propriétés optiques et esthétiques

L'opacité du DYRACT est de 41%, donc très proche de celle des composites (BLACKWELL et KASE, 1996). Cela confère de bonnes propriétés esthétiques au matériau, contrairement aux verres ionomères, qui ont une opacité de 60% environ.

La résistance à la coloration du DYRACT a également été mesurée :

	COLORATION			
	Vieillissement accéléré	Coloration par immersion		
		cola	café	vin
DYRACT	2,1	3,6	7,2	28

(POWERS et BURGESS, 1996)

Ces auteurs expliquent ainsi que les compomères résistent très bien à la décoloration par oxydation (cela correspond au vieillissement accéléré). Par contre, leur relative hydrophilie peut être à l'origine d'un léger jaunissement avec le temps (corroboré par HICKEL et coll., 1998). L'application d'un vernis de surface permettrait cependant de limiter ce phénomène.

9.4. Les propriétés biologiques et la biocompatibilité

9.4.1. Les substances libérées

- Les fluorures.

Le mécanisme et les implications de la libération de fluorures ont été explicités dans le chapitre concernant les verres ionomères traditionnels. La cinétique de libération étant par ailleurs identique quel que soit le matériau considéré (CARVALHO et CURY, 1999), seul l'aspect quantitatif sera abordé ici.

La libération initiale de fluorures par les compomères est similaire à celle des verres ionomères modifiés, soit 25 µg/ml, puis tombe à 6 µg/ml au bout de 30 jours (EICHMILLER et MARJENHOFF, 1998).

La quantité cumulée de fluorures émis par certains compomères pendant 15 jours, dans différents milieux, a été mesurée :

	Libération de fluorures en µg/cm ²		
	PH variable	Eau déminéralisée	Salive artificielle
DYRACT	7,82 ± 0,65	1,50 ± 0,17	1,20 ± 0,05
VARIGLASS	6,17 ± 0,24	2,71 ± 0,25	0,80 ± 0,10

(CARVALHO et CURY, 1999)

Les auteurs concluent qu'il y a une plus forte libération de fluorures par les compomères en situation de déminéralisation carieuse (solution à pH variable, oscillant entre 4,3 et 7) que dans les autres situations. On obtient donc le même type de résultats que pour les verres ionomères traditionnels et modifiés. De plus, la quantité de fluorures libérée par les deux compomères est quasiment identique, quel que soit le milieu. Il y a donc une homogénéité de comportement dans cette classe de matériaux, contrairement aux verres ionomères modifiés, qui présentent de grandes variations. Enfin, la comparaison des différents matériaux testés par ces auteurs indique que les compomères libèrent moins de fluorures que les verres ionomères traditionnels ou modifiés, mais sensiblement plus que les composites. Ces résultats sont corroborés par GEURTSEN et coll. (1998).

- Les autres substances.

Les compomères libèrent les mêmes produits que les autres matériaux résineux, à l'exception du DPICl et de ses dérivés (GEURTSEN et coll., 1998). Il y a par contre des variations dans

les quantités respectives de substances libérées. Ainsi, le COMPOGLASS libère essentiellement du bisphénol diméthacrylate et du tétraEGDMA, alors que le DYRACT libère une très grande quantité de triEGDMA (TEGDMA).

9.4.2. La toxicité des substances libérées

Etant donné la similitude entre les substances libérées par les compomères et celles libérées par les composites, la toxicité des deux types de matériaux est similaire.

- La toxicité systémique.

La toxicité systémique des compomères est proche de celle des composites, c'est-à-dire qu'elle est quasiment nulle, avec cependant un effet oestrogénique potentiel (SCHMALZ, 1998). Par ailleurs, le TEGDMA est le plus toxique de tous les comonomères (GEURTSSEN, 1997). Etant donné qu'il est libéré en très grande quantité par le DYRACT, il semblerait que ce matériau soit potentiellement plus toxique que les autres produits de la même famille. Malheureusement, la toxicité systémique des compomères est peu documentée.

- La toxicité locale.

Ici encore, il y a peu de documents spécifiques aux compomères. Néanmoins, ces matériaux sont susceptibles, comme tous les matériaux à base de résine, de déclencher des réactions locales, essentiellement d'ordre allergique. La liste des pathologies locales concernées a déjà été explicitée dans le chapitre sur les composites (HENSTEN-PETTERSEN, 1998) :

- réactions lichénoïdes orales,
- gingivite,
- dermite de contact liée à un agent irritant,
- dermite allergique de contact,
- choc anaphylactique,
- réaction de photosensibilisation,
- urticaire de contact,
- hyperactivité et réaction d'intolérance.

- La cytotoxicité, la toxicité pulpaire et la mutagénicité.

Tous les produits à base de résine sont cytotoxiques, mais cette cytotoxicité, maximale à la pose, devient insignifiante au bout de 6 semaines (SCHEDLE et coll., 1998). Par ailleurs, les compomères sont plus cytotoxiques que les composites, mais pendant une plus courte période. Enfin, ces auteurs ont mis en évidence la corrélation entre la libération de fluorures et la cytotoxicité. Or les compomères libèrent moins de fluorures que les verres ionomères traditionnels ou modifiés, en vertu de quoi ils seraient moins cytotoxiques que ces matériaux. En ce qui concerne la toxicité pulpaire, le TEGDMA peut entraîner la croissance de certaines bactéries cariogènes, favorisant ainsi l'altération pulpaire (GEURTSSEN et coll., 1998). Enfin, il n'y a pas de données concernant la mutagénicité potentielle des compomères.

9.4.3. Conclusion

La toxicité et la cytotoxicité des compomères sont similaires à celles des composites, c'est-à-dire faibles. Cependant, au vu des réactions locales potentiellement liées à ces matériaux, une technique « no touch », telle que celle recommandée pour le maniement des composites, est de rigueur. Enfin, le plus cytotoxique des compomères semble être le DYRACT. Il faudrait donc lui préférer d'autres matériaux du même type.

9.5. Les aspects environnementaux

Il n'y a pas de données disponibles sur ce sujet actuellement.

9.6. Les aspects cliniques

9.6.1. Les indications des compomères

Il n'y a pas suffisamment d'études cliniques sur ces matériaux, et il est donc difficile de dresser la liste de leurs indications (HICKEL et coll., 1998 ; CROLL, 1998). Néanmoins, CROLL avance les indications suivantes :

- obturation de cavités de classe V en dentures temporaire et permanente,
- obturation de cavités de classes I et II en denture temporaire,
- obturation de cavités de classe III en denture permanente,
- fond de cavité dans la réalisation d'obturations sandwich.

9.6.2. La mise en oeuvre

Elle ressemble à celle des composites. Les compomères se présentent sous forme de compules anhydres. La mise en place d'un champ opératoire permet d'éviter la contamination du matériau par la salive, ce qui altérerait ses propriétés esthétiques (POWERS ET BURGESS, 1996) et physiques. La réalisation d'un mordantage de la surface cavitaire, et l'utilisation d'un primer permettent d'augmenter l'adhésion du matériau et sont donc recommandés (HICKEL et coll., 1998 ; TATE et coll., 1999).

Le compomère, mis en place par une seringue, prend à la demande par photopolymérisation. Il est ensuite possible de réaliser un polissage satisfaisant de la restauration.

9.6.3. La longévité

Les compomères ont de bons résultats cliniques sur une période de 3 ans (CROLL, 1998). Cependant, le peu de recul clinique concernant ce type de matériaux ne permet pas de tirer de réelles conclusions quant à leur longévité.

9.7. Conclusion

CRITERES	VERRES IONOMERES MODIFIES	COMPOMERES
Présentation	Mélange poudre/liquide	Composant unique
Temps de travail	Supérieur aux VIT* Prise dès photopolymérisation	Illimité Prise dès photopolymérisation
Sensibilité à l'humidité en surface	Moins que les VIT	Très faible sensibilité
Libération de fluorures	Moins que les VIT	Moins que les VIM**
Adhésion	Similaire aux VIT Nécessite un adhésif	Inférieure aux VIT Nécessite un adhésif
Solubilité dans l'eau	Moyenne	Faible
Résistance mécanique	Faible	Proche de celle des composites
Propriétés esthétiques	Faibles, tendance à l'opacité	Proches de celle des composites

* : verres ionomères traditionnels ; ** : verres ionomères modifiés.
(BLACKWELL et KASE, 1996)

L'examen de ce tableau permet de mettre en évidence une supériorité globale des compomères sur les verres ionomères modifiés.

Cependant, la faiblesse des propriétés mécaniques de ces matériaux par rapport aux composites, et la faiblesse de leur libération de fluorures par rapport aux verres ionomères traditionnels, en font un mauvais compromis en denture permanente.

Les compomères présentent néanmoins des propriétés suffisantes dans le cadre de l'utilisation en odontologie pédiatrique.

Ainsi, la conception de matériaux hybrides entre les composites et les verres ionomères traditionnels butte sur un compromis peu satisfaisant, l'augmentation des propriétés mécaniques se soldant par une baisse de la bioactivité.

Devant cette impasse, un autre concept a été développé : l'ARISTON pHc, appelé « amalgame blanc », censé présenter une ergonomie améliorée et une certaine bioactivité, ainsi que des propriétés mécaniques satisfaisantes.

10. L'ARISTON pHc

10.1. Définition

Ce matériau est défini comme étant un composite libérateur d'ions (MANHART et coll., 2000). C'est un produit bioactif, c'est-à-dire capable de modifier le vivant, et dont l'action se fait par contact et libération de substances.

Il a été commercialisé en 1998 par Vivadent, puis retiré du marché récemment, afin d'être amélioré. La jeunesse de ce matériau explique le faible nombre de références bibliographiques qui lui sont dédiées. Il a été présenté comme étant le premier matériau intelligent, capable de libérer des ions anticariogènes de façon proportionnelle au pH du milieu ambiant. Cette propriété serait liée à la nature de ses charges.

Les améliorations qu'il apporte par rapport aux amalgames sont ses qualités esthétiques (ce matériau est communément appelé « amalgame blanc »), sa bioactivité et son ergonomie.

10.2. Composition

La composition de l'ARISTON pHc est abordée par différents auteurs. Il est constitué d'une matrice résineuse à base de DMA, et de charges inorganiques (HEINTZE, 1999). Ces charges sont des verres de baryum, d'aluminium et de fluorosilicates, ainsi que des trifluorures d'ytterbium et des dioxydes de silice. A ces charges classiques, il faut ajouter des charges alcalines vitreuses, à base de silice et de calcium, qui libèrent des ions fluorures et calcium, ainsi que des ions hydroxyles en milieu aqueux.

La granulométrie des charges et leur proportion en volume et en poids ont été mesurées :

	Volume des charges (%)	Poids des charges (%)	Granulométrie (µm)
ARISTON pHc	59	79	1,3 1,6 pour les charges alcalines vitreuses

(MANHART et coll., 2000)

Le pourcentage de charges en volume, qui détermine les propriétés mécaniques des matériaux, est donc faible. A titre de comparaison, d'après les mêmes auteurs, le pourcentage de charges en volume du SOLITAIRE et de l'ALERT, qui sont des composites compactables, sont respectivement de 90% et 70%. La granulométrie des charges est largement supérieure à celle de la plupart des composites hybrides (0,7 µm pour le TETRIC CERAM, toujours d'après MANHART et coll.).

Il n'y a aucune donnée disponible concernant la nature des initiateurs de prise, des inhibiteurs de prise et des pigments.

10.3. La réaction de prise

La réaction de prise n'est définie par aucun auteur. La seule information disponible à ce sujet est qu'il s'agit d'une photopolymérisation. Elle nécessite une exposition de 40 secondes à une lumière de longueur d'onde classique, à savoir 470 nm (MANHART et coll., 2000). Ces informations permettent de supposer que la nature des initiateurs de prise est similaire à ceux des composites classiques. La réaction de prise devrait correspondre à une réticulation classique de la matrice résineuse, avec une phase d'amorçage, puis des phases de propagation et de terminaison. Il n'y a aucune donnée disponible concernant le taux de conversion de l'ARISTON pHc.

10.4. La structure du produit fini

Ici encore, il n'y a pas d'informations disponibles. Le mode de prise du matériau et sa composition permettent cependant de supposer que le matériau fini est constitué d'une matrice résineuse, englobant les différentes charges énumérées dans la composition de l'ARISTON pHc. La nature des liaisons entre la matrice et les charges est inconnue, puisque le traitement de surface de celles-ci (silanisation ?) ne fait l'objet d'aucun article.

10.5. Les propriétés mécaniques

10.5.1. La résistance à la compression

Les seules données disponibles à ce sujet sont issues du laboratoire Vivadent. La résistance à la compression de l'ARISTON pHc serait de 280 MPa.

10.5.2. La résistance à la traction

Il n'y a aucune donnée disponible concernant la résistance à la traction de l'ARISTON pHc.

10.5.3. La résistance à la flexion

Elle est de $118,1 \pm 10,5$ MPa, ce qui place l'ARISTON pHc en dessous de l'ALERT et du SUREFIL (respectivement 124,7 MPa et 132,0 MPa pour la résistance à la flexion). La résistance à la flexion de l'ARISTON pHc apparaît donc inférieure à celle des composites compactables.

10.5.4. La résistance à la fracture

Elle est de $1,9 \pm 0,2$ MN m^{-3/2} (MANHART et coll., 2000). La résistance à la fracture de ce matériau est donc similaire à celle du TETRIC CERAM et du SUREFIL (2,0 MN m^{-3/2}), supérieure à celle du SOLITAIRE et du DEFINITE (respectivement 1,4 et 1,6 MN m^{-3/2}), mais inférieure à celle de l'ALERT (2,3 MN m^{-3/2}).

La résistance à la fracture de l'ARISTON pHc s'inscrit donc dans la moyenne de l'ensemble des autres matériaux testés, qu'il s'agisse des composites compactables ou des ormocers.

10.5.5. La résistance à l'usure (MANHART et coll., 2000)

L'usure moyenne de l'ARISTON pHc est de 7194 µm³ par cycle. La résistance à l'usure de ce matériau est donc supérieure à celle de l'ALERT (8275 µm³ d'usure par cycle), mais très largement inférieure à celle de tous les autres matériaux testés par ces auteurs (le DEFINITE, le SUREFIL et le SOLITAIRE ont des taux d'usure compris entre 1500 et 3000 µm³ par cycle). L'ARISTON pHc a donc une faible résistance à l'usure, comparé à la plupart des composites compactables et aux ormocers (DEFINITE). Les auteurs attribuent cela à la taille importante de ses charges.

Le laboratoire Vivadent annonce une résistance à l'usure similaire à celle des composites modernes (TETRIC, TETRIC CERAM et TETRIC FLOW). Ces résultats sont à prendre avec circonspection.

10.5.6. La dureté Vickers

Elle est de $66,5 \pm 2,6$ HV. La dureté de ce matériau est donc similaire à celle du DEFINITE (65,8 HV), supérieure à celle du SOLITAIRE et du TETRIC CERAM (respectivement 41,7 HV et 54,8 HV), mais inférieure à celle de l'ALERT et du SUREFIL (respectivement 75,2 HV et 70,4 HV).

La dureté de l'ARISTON pHc s'inscrit donc dans la moyenne des autres matériaux testés, mais reste tout de même largement inférieure aux meilleurs des composites compactables.

10.5.7. Le module de Young (MANHART et coll., 2000)

Le module de Young de l'ARISTON pHc est de $7,3 \pm 0,8$ GPa. Il est donc similaire à celui du TETRIC CERAM (6,8 GPa), et inférieur à ceux de l'ALERT et du SUREFIL (respectivement 12,5 et 9,3 GPa).

L'ARISTON pHc présente donc un module de Young relativement faible, dans tous les cas inférieur à la valeur seuil de 10 GPa, plébiscitée par LEINFELDER et coll. (1999).

Le laboratoire Vivadent annonce un module de Young idéal de 11 GPa. Ces résultats sont à prendre avec circonspection.

10.5.8. Conclusion

L'ARISTON pHc présente donc des propriétés mécaniques très moyennes, avec en particulier une faible résistance à l'usure, ce qui semble exclure toute utilisation dans les secteurs postérieurs. Néanmoins, la faible quantité d'informations disponibles sur ce produit ne permet pas de tirer de réelles conclusions.

10.6. Les propriétés physico-chimiques

Il n'y a pas de données disponibles concernant les variations dimensionnelles (retrait de polymérisation, absorption hydrique et comportement thermique), et l'adhésion de ce matériau.

10.6.1. La profondeur de polymérisation

La profondeur de photopolymérisation de l'ARISTON pHc est de 2,2 à 2,3 mm (MANHART et coll., 2000). C'est la plus faible profondeur de photopolymérisation constatée, puisque celle des autres matériaux oscille entre 2,6 et 3,5 mm. En tout état de cause, il est donc nécessaire de photopolymériser l'ARISTON pHc par couches successives.

Le laboratoire Vivadent annonce une profondeur de polymérisation de 5,3 à 5,8 mm. Ces résultats sont à prendre avec circonspection.

10.6.2. La radio-opacité

D'après Vivadent, la radio-opacité de l'ARISTON pHc est supérieure à celle de 2mm d'aluminium, et serait donc suffisante.

10.7. Les propriétés optiques et esthétiques

Il n'y a pas de publications à ce sujet. Cependant, l'ARISTON pHc paraît opaque, et donc peu esthétique. D'ailleurs Vivadent annonce une translucidité très faible, de l'ordre de 7,5%.

10.8. Les propriétés biologiques et la biocompatibilité

10.8.1. La libération d'ions

L'ARISTON pHc libère des fluorures et des ions de type calcium et hydroxyle en fonction du pH ambiant (MANHART et coll., 2000). L'ensemble de ces ions proviendrait des charges alcalines du matériau, et serait responsable d'un effet cariostatique par inhibition de la croissance bactérienne, ainsi que par diminution de l'acidité et de la déminéralisation.

Le mécanisme est mieux explicité par HEINTZE (1999). Pour cet auteur, l'ARISTON pHc libère effectivement des ions calcium et des fluorures. Cependant, les ions hydroxyles se formeraient uniquement en milieu aqueux. Les fluorures permettent l'accroissement de la quantité de fluoroapatite, plus résistante à la déminéralisation, les ions calcium évitent une éventuelle désaturation de la salive en ions calcium, et les ions hydroxyles ont un effet tampon et bactériostatique. L'ensemble de ces ions interviennent sur le métabolisme bactérien et sont essentiellement libérées à pH bas (les expériences de HEINTZE démontrent que l'ARISTON pHc libère plus d'ions à pH 4 qu'à pH 6,8). Il n'y a apparemment pas d'étude quantitative indépendante sur la libération d'ions calcium et hydroxyles, peut-être en raison de leur grande variabilité en fonction du milieu ambiant. La libération de fluorures serait supérieure à celle des compomères, mais inférieure à celle des verres ionomères traditionnels, avec un pic pendant un mois, puis une libération résiduelle constante de l'ordre de $1 \mu\text{m}/\text{cm}^2$.

Vivadent annonce les taux suivants :

	Libération cumulée d'ions sur une semaine, à pH 7,2 (en $\mu\text{g}/\text{cm}^2$)		
	OH ⁻	Ca ²⁺	F ⁻
ARISTON pHc	11	185	55

10.8.2. L'effet cariostatique lié à la libération d'ions

Voici les résultats d'une étude comparant l'ARISTON pHc au SILUX, un composite ne libérant pas de fluorures. Les auteurs ont réalisé des obturations avec ces deux matériaux, avec ou sans hiatus marginal, et testé la croissance bactérienne in vitro :

	Hiatus	Quantité de bactéries (CFU/ml)	
		S. mutans	L. casei
SILUX	Oui	$2,4.10^8 \pm 1,5.10^8$	$2,2.10^8 \pm 1,2.10^8$
SILUX	Non	$1,0.10^8 \pm 9,4.10^7$	$9,8.10^7 \pm 6,2.10^7$
ARISTON pHc	Oui	$7,9.10^7 \pm 5,7.10^7$	$8,3.10^7 \pm 2,0.10^7$
ARISTON pHc	non	$5,0.10^7 \pm 3,5.10^7$	$5,2.10^7 \pm 3,4.10^7$

(FONTANA et coll., 1999)

Dans les deux cas, il y a plus de bactéries en présence d'un hiatus marginal que sans hiatus. Les auteurs estiment par ailleurs que la différence de population bactérienne entre les deux matériaux n'est pas statistiquement significative. Ils remettent donc en cause l'effet bactériostatique de l'ARISTON pHc.

Ces auteurs ont également réalisé des travaux concernant l'apparition de caries secondaires sur les échantillons testés précédemment. Voici leurs conclusions :

- les lésions carieuses sont plus petites lorsque la mise en place du composite (SILUX) est précédée d'un mordantage,
- les lésions carieuses sont plus petites lorsque la mise en place de l'ARISTON pHc n'est pas précédée d'un mordantage,
- en présence d'un hiatus, l'ARISTON pHc inhibe mieux la formation de caries secondaires que le composite témoin,

- l'ARISTON pHc inhibe mieux la formation de caries secondaires en présence d'un hiatus que sans hiatus. Les auteurs ne trouvent aucune explication logique à ce dernier résultat.

Le même type de recherches a été mené en utilisant le TETRIC comme témoin (SCHIFFNER, 1999) :

- en présence d'un hiatus marginal, les lésions carieuses sont plus petites avec l'ARISTON pHc qu'avec le TETRIC, et ce jusqu'à une profondeur de 0,5 mm dans l'interface,
- ce différentiel de taille des lésions entre les deux matériaux est moins important au niveau de la dentine que de l'émail.

L'ARISTON pHc aurait donc un effet bactériostatique (FONTANA et coll., 1999), ainsi qu'un effet anti-déminéralisant (SCHIFFNER, 1999). Ces effets se traduisent cliniquement par un pouvoir anticariogène plus important que les verres ionomères modifiés ou traditionnels et que les compomères (KIELBASSA et coll., 1999).

10.8.3. Libération d'autres substances, toxicité et cytotoxicité

La matrice de l'ARISTON pHc étant de même nature que celle des composites classiques, on pourrait s'attendre à retrouver le même comportement et les mêmes risques potentiels. Cependant, d'après Vivadent, « le potentiel cytotoxique (...) peut être considéré comme biologiquement nul pour l'utilisation prévue ». Il en va de même pour la mutagénicité et le potentiel allergisant de l'ARISTON pHc, considérés comme inexistantes par le fabricant. Malheureusement, aucune étude indépendante ne vient étayer ces résultats.

10.9. Aspects environnementaux

Ici encore, ce matériau n'a pas fait l'objet d'investigations particulières.

10.10. Aspects cliniques

10.10.1. Indications

Les auteurs qui ont testé l'ARISTON pHc s'en sont servi comme d'un matériau alternatif à l'amalgame, c'est-à-dire dans le cadre d'obturations de classes I et II. Ce matériau donnerait des résultats satisfaisants en denture temporaire (TRUMMLER et coll., 1999).

10.10.2. Mise en œuvre

L'ARISTON pHc étant cariostatique, la procédure de mise en place est simplifiée (HEINTZE, 1999):

- pas de mordançage,
- mise en place d'un adhésif dentinaire en fond de cavité (liner ARISTON, ou verre ionomère si la cavité est profonde),
- mise en place et photopolymérisation en couche par couche pendant des périodes de 20 secondes (TRUMMLER et coll., 1999).

Il faudrait réaliser des cavités qui soient plus rétentes que celles destinées aux composites, l'adhésion de l'ARISTON pHc étant moindre (HEINTZE, 1999). L'auteur préconise aussi d'utiliser un composite et l'ARISTON pHc conjointement dans une même cavité.

L'ARISTON pHc est alors mis en place dans les zones plus susceptibles aux reprises de caries : le fond de la cavité et le bord cervical des cavités principales dans les obturations de classe II.

10.10.3. Longévité et rapport coût/efficacité

L'ARISTON pHc a été testé sur 32 cas de cavités de classe II en denture temporaire (TRUMMLER et coll., 1999). A 1 an, on note une bonne performance globale, avec absence d'hypersensibilité et de caries secondaires, ainsi qu'une bonne stabilité de la teinte .

BARANSKA-GACHOWSKA et coll. (1999) arrivent à des résultats similaires, sur 150 cas d'obturation de cavités de classes I et II.

Une autre étude a été réalisée sur 150 cas d'obturation de cavités de classes I et II. Les résultats sont comparés à ceux obtenus avec des obturations à l'amalgame (CARE et coll., 1999) :

- absence d'hypersensibilité, à la fois pour l'ARISTON pHc et pour l'amalgame,
- il y a plus de hiatus marginaux dans les cavités obturées à l'ARISTON pHc,
- il y a des pertes de substance dans un certain nombre d'obturations à l'ARISTON pHc,
- les fractures sont plus courantes avec l'ARISTON pHc.

Les auteurs affirment que les obturations réalisées avec l'ARISTON pHc étaient de volume globalement inférieur à celles réalisées avec de l'amalgame. Néanmoins, les résultats obtenus avec l'ARISTON pHc semblent un peu moins bons.

Vivadent a commandité diverses études concernant l'ergonomie et la vitesse de réalisation d'obturations à l'ARISTON pHc. Toutes ces études montrent la supériorité de ce matériau sur les amalgames et les composites. La vitesse moyenne de réalisation d'une obturation à l'ARISTON pHc serait comprise entre 15 et 25 minutes.

10.11. Conclusion

L'ARISTON pHc n'a pas encore fait ses preuves, et des études cliniques à long terme sont à envisager, si toutefois ce matériau est remis sur le marché (CARE et coll., 1999). Cependant, au vu de la faiblesse de ses propriétés mécaniques, l'ARISTON pHc semble peu propice à une utilisation dans les cavités de classes I et II en denture permanente. Ce serait donc une éventuelle alternative aux amalgames en denture temporaire, chez les enfants à risque carieux élevé. Dans ce cadre, l'ergonomie et l'absence de libération mercurielle constituent des avantages indéniables.

Les performances décevantes de l'ARISTON pHc ont mené à l'élaboration d'un nouveau type de composites : les ormocers. Il ne s'agit plus de contrecarrer les effets d'un mauvais joint par une activité anticariogène, mais justement d'obtenir le meilleur joint possible en diminuant le retrait de polymérisation.

11. LES ORMOCERS

11.1. Définition

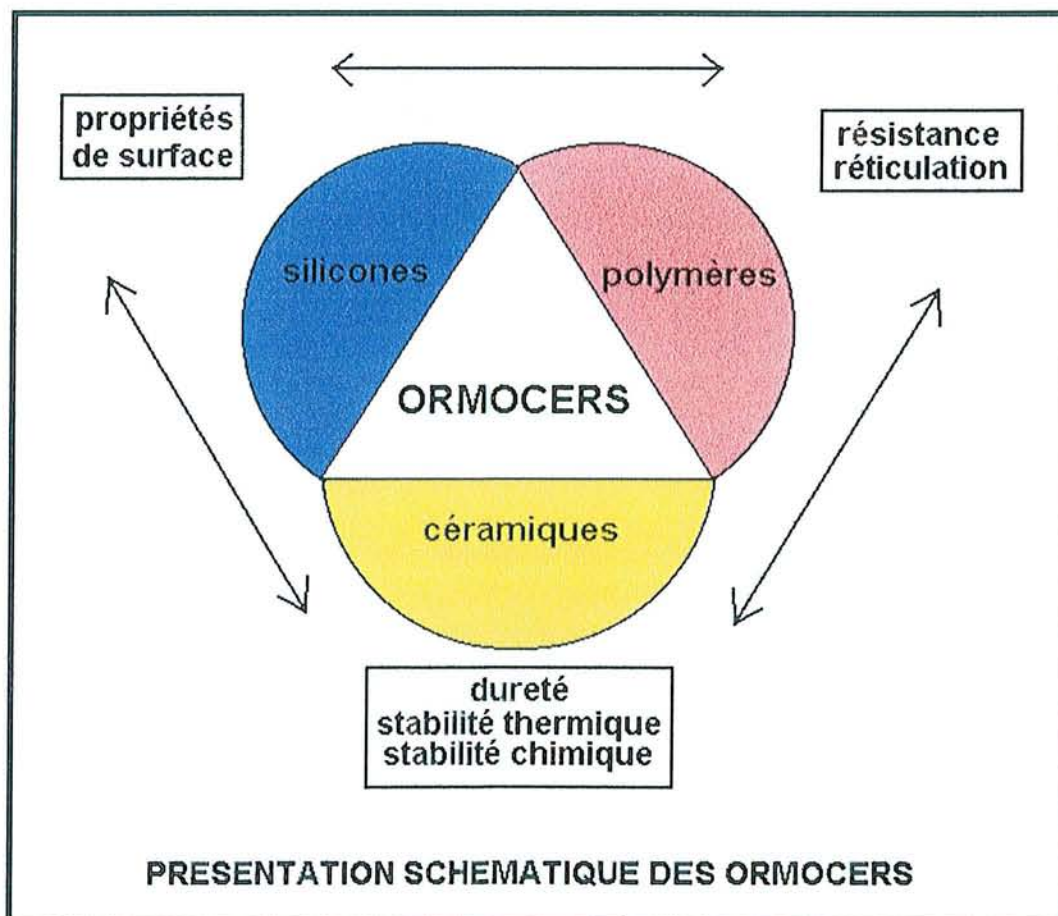
« ORMOCER » est l'acronyme de « Organically Modified CERamic ». Ces matériaux sont des composites constitués d'un polymère organo-minéral et de charges silanisées (MANHART et coll., 2001).

En fait, le terme « ORMOCER » désigne à la fois le polymère organo-minéral particulier et par extension, l'ensemble des matériaux composites qui le contiennent. Les seuls représentants actuels de cette famille sont le DEFINITE et l'ADMIRA, fabriqués respectivement par Degussa et Voco.

Ces produits ont été développés dans l'optique de créer des composites compactables, au maniement proche de celui des amalgames, possédant des propriétés mécaniques renforcées, ainsi qu'un retrait de polymérisation réduit. Ils sont l'aboutissement des recherches les plus modernes et sont donc peu documentés.

11.2. Classification

Les ormocers appartiennent à la catégorie des matériaux hybrides de classe II (HAAS et WOLTER, 2000). Cela signifie que ce sont des matériaux hybrides possédant des liaisons covalentes fortes. Ces auteurs proposent le schéma suivant, qui montre que ces matériaux sont à la conjonction des silicones, des polymères et des céramiques, dont ils synthétisent les principales propriétés :



11.3. Composition

Comme les autres composites, les ormocers sont constitués essentiellement de charges et d'une matrice. Les autres constituants (initiateurs et activateurs de prise, pigments, stabilisateurs d'UV), ne sont pas documentés dans le cas des ormocers et ne seront pas développés ici. Ils devraient cependant présenter une forte similitude avec les constituants mineurs des composites classiques.

11.3.1. Les charges

La nature des charges des ormocers est peu documentée. Il s'agit en fait de charges minérales à base de silice silanisées, comparables à celles contenues dans les autres composites.

	% de charges en volume	% de charges en poids	granulométrie
DEFINITE	61	77	1,0 μm
SUREFIL	66	82	0,8 μm

(MANHART et coll., 2001)

Si la granulométrie des charges du DEFINITE est similaire à celle des autres composites compactables, leur pourcentage en volume et en poids est inférieur aux meilleurs d'entre eux, comme le montre la comparaison avec le SUREFIL.

11.3.2. La matrice

La particularité des ormocers est la nature de leur matrice organo-minérale. Elle est constituée de différents monomères : les monomères précurseurs du polymère de type ormocer, et d'autres monomères de dilution.

11.3.2.1. Le polymère « ormocer » et ses monomères précurseurs

- Nature du polymère.

Le polymère organo-minéral de type ormocer est multifonctionnel. (Un schéma explicatif est proposé en page suivante).

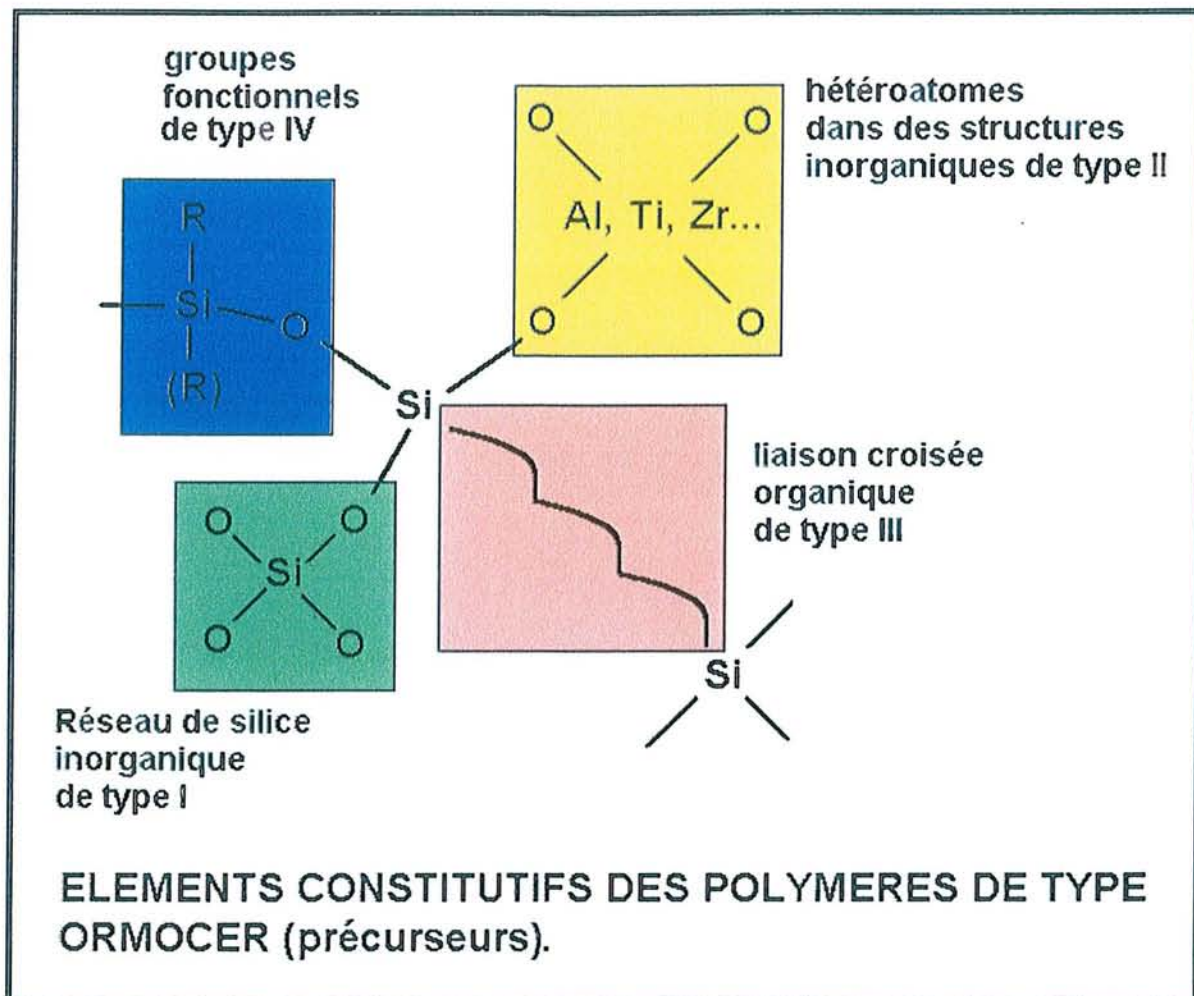
Les quatre types de composants (ou précurseurs) apparaissent clairement :

- type I : un réseau inorganique de type « silice », basé sur des liaisons Si-O-Si,
- type II : un réseau inorganique de type « oxyde », basé sur des liaisons différentes,
- type III : un maillon organique non réactif de jonction,
- type IV : un réseau organique fonctionnel, contenant des alkoxysilanes de méthacrylate.

Ce polymère est donc bien multifonctionnel, constitué d'éléments organiques (éléments de types III et IV), et d'éléments inorganiques (éléments de types I et II).

Les éléments de type II sont des alkoxydes de métaux (aluminium, étain, titane, etc.), communément appelés « céramiques ».

Nous sommes donc bien en présence d'une céramique modifiée organiquement, ou ormocer.



(HAAS et WOLTER, 2000)

- Propriétés du polymère (HASS et WOLTER, 2000, et MOSZNER et SALZ, 2001).

- La résistance à la flexion et à l'abrasion, ainsi que la dureté et la biocompatibilité, sont meilleures que celles des matrices résineuses classiques constituées de BISGMA.
- Le module de Young et le coefficient d'expansion thermique varient en fonction des rapports entre les quatre précurseurs.
- Le retrait de polymérisation.
Le réseau inorganique est déjà formé lorsque la réaction de prise par polycondensation a lieu. Le retrait de prise s'en trouve diminué. Il est de 2 à 8% en volume, contre 20% pour une matrice résineuse classique constituée de BISGMA,
- La porosité et la densité.
La porosité est quasiment nulle ($<1 \text{ m}^2/\text{g}$).
La densité est supérieure aux autres polymères organiques ($1,1-1,6 \text{ g/cm}^3$).
- Les propriétés électriques.
Les polymères de type ormocer sont hautement isolants.
- Les propriétés optiques.
Les polymères de type ormocer sont incolores.

11.3.2.2. Les monomères annexes (MOSZNER et SALZ, 2001)

Les polymères de type ormocer présentent donc des propriétés supérieures aux polymères classiques, surtout en termes de biocompatibilité et de retrait de polymérisation.

Cependant, la très haute viscosité des monomères de base, comparable à celle du BISGMA, ne permet pas l'incorporation de charges à la matrice, ni l'utilisation clinique. Il faut donc utiliser des monomères annexes de dilution. Il s'agit en règle générale de TEGDMA. Il s'en suit malheureusement une diminution de la biocompatibilité et une augmentation du retrait de polymérisation.

Afin de pallier à ces problèmes, les polymères de type ormocer ont subi des modifications diverses :

- liaison de la fonction méthacryle par un groupe amide (diminue la viscosité),
- utilisation de tétra-alkoxysilanes et d'alkoxydes polymérisables, afin d'avoir une polymérisation et une condensation simultanées,
- Wei et coll. ont développé un ormocer dont la prise commence par la polymérisation de la fonction organique, avant de continuer par la condensation de la phase inorganique,
- adjonction de thiols par polyaddition. On obtient alors un polymère ayant un retrait de polymérisation de 0,5%, mais qui est en contrepartie très flexible et peu solide,
- développement d'un monomère à base de silane de type spiro-orthoester, en forme de cercle, et qui s'ouvre lors de la polymérisation. L'ouverture du cercle compense la rétraction liée à l'établissement des liaisons covalentes. Malheureusement, cette polymérisation est extrêmement sensible à l'eau,
- enfin, utilisation de silanes contenant du vinylcyclopropane. La polymérisation n'a alors pas besoin de conditions particulières, mais les silanes sont très peu réactifs.

En fait, toutes ces modifications sont à l'étude, mais n'ont pas encore débouché sur des applications pratiques en odontologie. Ainsi, les deux ormocers commercialisés actuellement ont une matrice constituée des précurseurs du polymère de type ormocer et de monomères de dilution de type TEGDMA. Les propriétés intéressantes du polymère de type ormocer s'en trouvent fortement diminuées.

11.4. La réaction de prise

La polymérisation du matériau se fait en deux phases successives. Elle est décrite par différents auteurs (HASS et WOLTER, 2000 ; MOSZNER et SALZ, 2001).

11.4.1. La formation du réseau inorganique

Il s'agit d'une réaction de type « solubilisation- gélification », communément appelée réaction sol-gel. Il y a une hydrolyse et une polycondensation concomitantes, qui dépendent du pH, de l'hygrométrie, des solvants présents, et de la température :

- hydrolyse : $\equiv\text{SiOR} + \text{H}_2\text{O} \rightarrow \equiv\text{SiOH} + \text{ROH}$
- polycondensation : $\equiv\text{SiOH} + \text{HO-Si}\equiv \rightarrow \equiv\text{Si-O-Si}\equiv + \text{H}_2\text{O}$
 $\equiv\text{SiOH} + \text{RO-Si}\equiv \rightarrow \equiv\text{Si-O-Si}\equiv + \text{ROH}$

11.4.2. La formation du réseau organique

Une fois que le réseau inorganique est constitué, il y a une réticulation du réseau organique, à partir des alkoxysilanes de méthacrylate. Cette polymérisation se fait à la demande, soit par photopolymérisation, soit par thermopolymérisation (120-200°C), en fonction des activateurs présents dans le matériau.

En odontologie, la réticulation du réseau organique se fait par photopolymérisation, suivant les mêmes étapes que les composites.

11.5. Les propriétés mécaniques (MANHART et coll., 2000 et 2001)

Ces produits ont été développés dans l'optique de créer des composites compactables, au maniement proche de celui des amalgames, et possédant des propriétés mécaniques renforcées. Ils seront donc comparés aux autres composites compactables. Parmi ceux-ci, le SUREFIL, qui a globalement les meilleures propriétés, sera choisi comme témoin.

11.5.1. La résistance à la compression

D'après Degussa, la résistance à la compression du DEFINITE est de 400 MPa. La résistance à la traction n'est pas documentée.

11.5.2. La résistance à la flexion

Résistance à la flexion (MPa)	
DEFINITE	103,0 ± 19,9
SUREFIL	132,0 ± 14,3

(MANHART et coll., 2000 et 2001)

La résistance à la flexion des ormocers est plus faible que celle des composites compactables, à l'exception notable du SOLITAIRE (81,6 ± 10,0 MPa), qui est le moins performant de tous en ce qui concerne les propriétés mécaniques.

11.5.3. La résistance à la fracture

Résistance à la fracture (MN.m ^{-3/2})	
DEFINITE	1,6 ± 0,3
SUREFIL	2,0 ± 0,2

(MANHART et coll., 2000 et 2001)

Le DEFINITE a une résistance à la fracture plus faible que les composites compactables, à l'exception du SOLITAIRE, qui a une résistance à la fracture de 1,4 ± 0,2 MN.m^{-3/2}.

11.5.4. la résistance à l'usure

Usure moyenne (µm ³ /cycle)	
DEFINITE	2763
SUREFIL	3028

(MANHART et coll., 2000 et 2001)

Le DEFINITE a une résistance à l'usure supérieure aux composites compactables, à l'exception du SOLITAIRE, dont l'usure est seulement de 1591 µm³/cycle. Cette bonne résistance à l'usure serait due à la nature de sa matrice organo-inorganique.

11.5.5. La dureté Vickers

Dureté Vickers	
DEFINITE	$65,0 \pm 1,6$
SUREFIL	$70,4 \pm 9,0$

(MANHART et coll., 2000 et 2001)

Le DEFINITE a une dureté inférieure au SUREFIL et à l'ALERT, mais néanmoins supérieure à celle du SOLITAIRE ($41,7 \pm 3,5$).

11.5.6. Le module de Young

Module de Young (GPa)	
DEFINITE	$6,3 \pm 0,9$
SUREFIL	$9,3 \pm 0,9$

(MANHART et coll., 2000 et 2001)

Le module de Young du DEFINITE est inférieur à la norme limite fixé par LEINFELDER et coll. à 10GPa. Il est de plus inférieur à celui de tous les composites compactables, à l'exception du SOLITAIRE ($4,4 \pm 0,3$ GPa).

Le module de Young du DEFINITE est de toute façon très éloigné de celui des structures dentaires.

11.5.7. Conclusion

Les propriétés mécaniques du DEFINITE, seul ormocer pour lequel quelques données sont disponibles, sont globalement inférieures à celles des meilleurs composites compactables classiques. Le DEFINITE présente cependant une résistance à l'usure accrue. Il est par ailleurs plus performant dans l'ensemble que le SOLITAIRE, qui est le moins bon des composites compactables.

11.6. Les propriétés physico-chimiques

11.6.1. L'adhésion

L'adhésion des ormocers aux tissus dentaires passe par l'utilisation d'un collage similaire à celui des composites. Les valeurs obtenues devraient être similaires, mais ne font l'objet d'aucun article indépendant. Degussa donne les chiffres suivants, issus d'une étude réalisée en 1998 :

Adhésion en MPa		
	dentine	émail
DEFINITE	14	12

L'adhésion du DEFINITE aux tissus dentaires serait donc légèrement inférieure à celle des composites hybrides, qui est de l'ordre de 20 MPa.

11.6.2. Les variations dimensionnelles

- Le retrait de polymérisation.

Degussa annonce un retrait de polymérisation en volume de 1,88%, ce qui est inférieur aux valeurs obtenues par les composites hybrides. Aucune autre étude n'est disponible sur le sujet.

- L'absorption hydrique.

Toujours d'après Degussa, l'absorption hydrique du DEFINITE serait de $10,4 \mu\text{g}/\text{mm}^3$. La solubilité du matériau dans l'eau serait inférieure à $0,5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$.

- Le comportement thermique.

Le coefficient de dilatation thermique des ormocers n'est pas documenté.

11.6.3. La radio-opacité

Degussa annonce une radio-opacité égale à 190% de celle de l'aluminium. Le DEFINITE a donc une radio-opacité supérieure à la norme.

11.6.4. La profondeur de polymérisation

Matériaux	Profondeur de polymérisation (mm)
DEFINITE	2,5
ALERT	$3,5 \pm 0,6$
SUREFIL	$2,7 \pm 0,3$

(MANHART et coll., 2001)

Le DEFINITE a la profondeur de photopolymérisation la plus faible, par rapport à l'ensemble des composites compactables testés.

11.7. Les propriétés optiques

Les qualités esthétiques du DEFINITE sont identiques à celles des composites, avec une opacité de l'ordre de 40%, et une altération de la teinte imperceptible à l'œil nu, quelque soit le procédé de vieillissement utilisé (oxydation, immersion dans une solution colorante, etc.). Ces données sont communiquées par Degussa, à partir d'une étude menée par MANHART, HICKEL et POWERS en 1998.

11.8. Les propriétés biologiques et la biocompatibilité

Ces propriétés sont peu documentées. Seules les données fournies par Degussa sont disponibles.

Le DEFINITE ne présenterait aucune libération de monomères, et en particulier de TEGDMA, pourtant très soluble. La libération de monomères étant responsable en grande partie de la cytotoxicité et des réactions allergiques déclenchées par les composites, Degussa en déduit que le DEFINITE présente une innocuité totale, tant au niveau systémique qu'au niveau cellulaire.

Tous les tests de sensibilisation, de cytotoxicité et de mutagénicité réalisés par le laboratoire sont négatifs.

11.9. Aspects environnementaux

Il n'y a pas de données disponibles sur ce sujet actuellement.

11.10. Aspects cliniques

11.10.1. Indications des ormocers

La plupart des auteurs utilisent les ormocers en tant que matériaux de restauration directe postérieure, faisant ainsi de ces matériaux une alternative valable aux amalgames pour les cavités de classe I et II (DIETSCHI, 1997 ; LIEBENBERG, 1997 et 1998 ; AHMAD, 1998 ; DUKE, 1999).

Pour l'ensemble de ces auteurs, le protocole d'utilisation est celui des composites (taille à minima, travail sous digue, mordantage différentiel de l'émail et de la dentine à l'acide orthophosphorique, utilisation d'un système de collage et mise en place en couches successives du matériau de restauration).

Cependant, la faiblesse relative des propriétés mécaniques du DEFINITE par rapport aux composites classiques incite à la prudence.

Il faut attendre la réalisation d'études cliniques à long terme pour déterminer avec précision les indications et la longévité de ces matériaux. En effet, les seuls résultats disponibles sont issus d'études à court terme (3 à 6 mois), dont les résultats (présentés par Degussa) sont néanmoins prometteurs.

11.11. Conclusion

Les ormocers présentent des propriétés mécaniques globalement inférieures aux composites compactables classiques. Leurs principaux intérêts sont leur bonne biocompatibilité, leur plus grande résistance à l'usure et leur retrait de polymérisation diminué. Néanmoins, ils ne constituent pas individuellement une alternative valable aux amalgames. De plus, leur incompatibilité chimique avec les composites (différence de composition de la matrice) ne permet pas de les utiliser conjointement avec ces matériaux dans des obturations de type sandwich.

Il semble néanmoins évident que les avantages des polymères organo-inorganiques des ormocers (diminution du retrait de polymérisation et biocompatibilité accrue), font de ces matériaux une piste de recherche intéressante.

12. SYNTHESE DES PROPRIETES DES DIFFERENTS BIOMATERIAUX

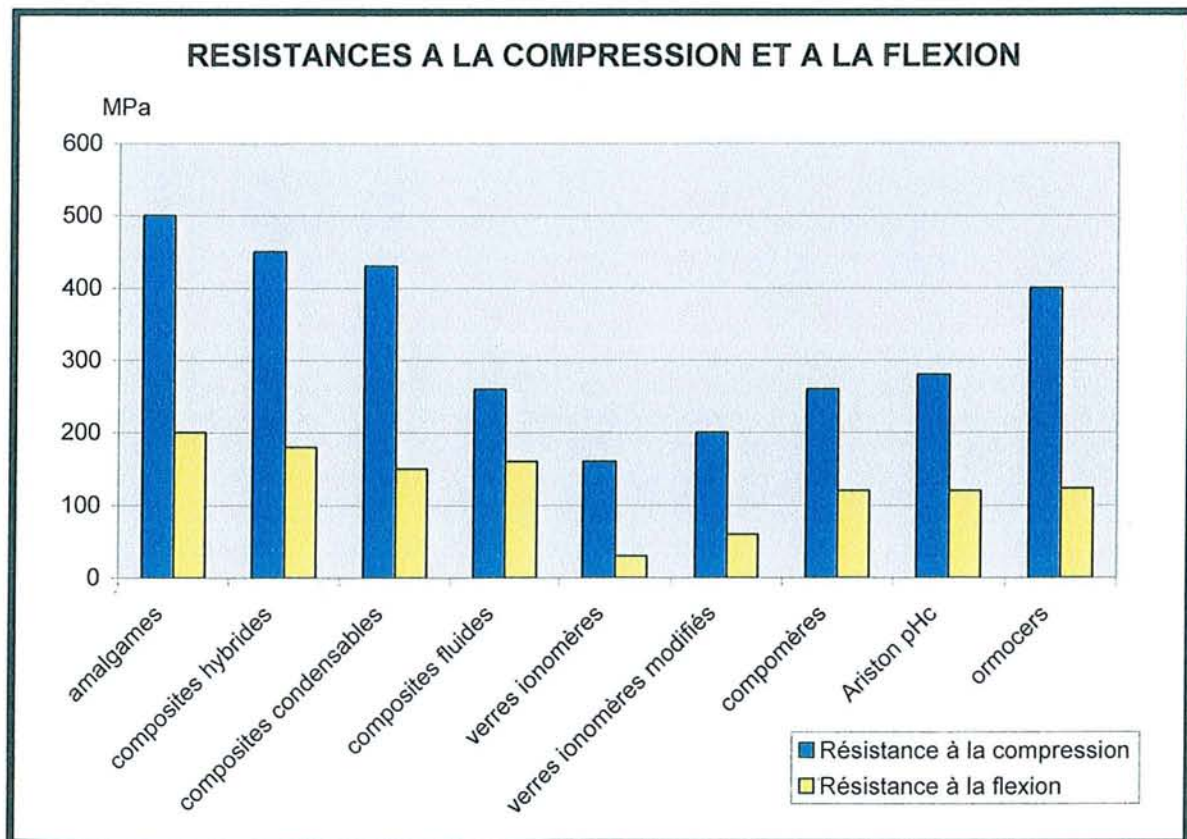
Il est difficile de trouver des données comparables. En effet, chaque grandeur mécanique ou physique peut être mesurée de différentes façons, et il existe une grande variabilité en fonction des auteurs, des matériaux et des produits au sein d'une même classe de matériaux. Néanmoins, il est possible de réaliser une synthèse des propriétés principales des matériaux étudiés précédemment. Cette synthèse débouchera sur une comparaison de chaque matériau avec les amalgames HCSC.

Toutes les données utilisées dans ce chapitre proviennent des références déjà citées dans les sections concernées, et correspondant aux produits les plus performants au sein de chaque classe de matériaux.

Etant donné l'absence quasi totale de données sur les alliages sans mercure, ces matériaux ne seront pas traités dans cette synthèse.

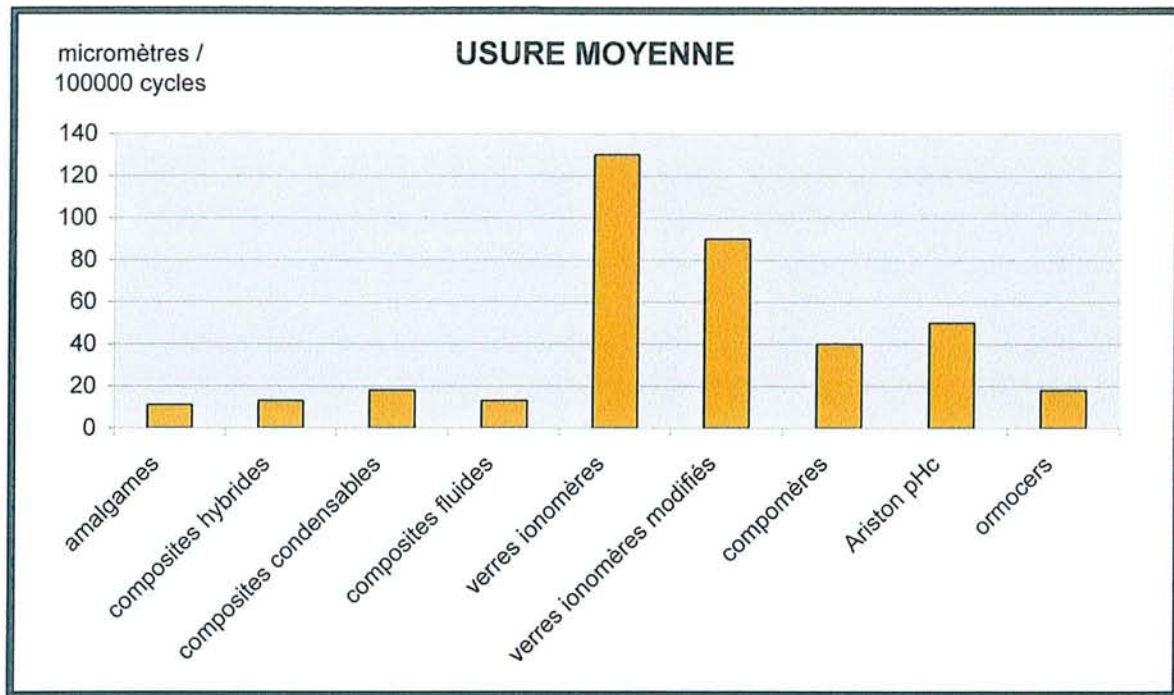
12.1. Les propriétés mécaniques

Les résistances à la compression, à la flexion et à l'usure sont les propriétés mécaniques principales et également les mieux documentées.



Les amalgames HCSC sont les matériaux les plus performants en termes de résistances à la compression et à la flexion. Seuls les composites hybrides s'en rapprochent, suivis de près par les composites compactables et les ormocers

Tous les autres matériaux sont beaucoup moins performants, les plus fragiles d'entre eux étant les verres ionomères.



Le même constat s'impose en ce qui concerne l'usure des différents matériaux. Ainsi, les amalgames sont les plus résistants à l'usure, suivis par les composites et les ormocers. Les matériaux les moins résistants sont les verres ionomères et leurs dérivés.

On constate également que les composites compactables sont les moins performants des composites dans ce domaine.

La conclusion globale est que les amalgames HCSC ont les meilleures propriétés mécaniques. Les matériaux qui s'en rapprochent le plus sont les composites hybrides, et les matériaux les moins performants sont les verres ionomères.

12.2. La qualité du joint avec la dent

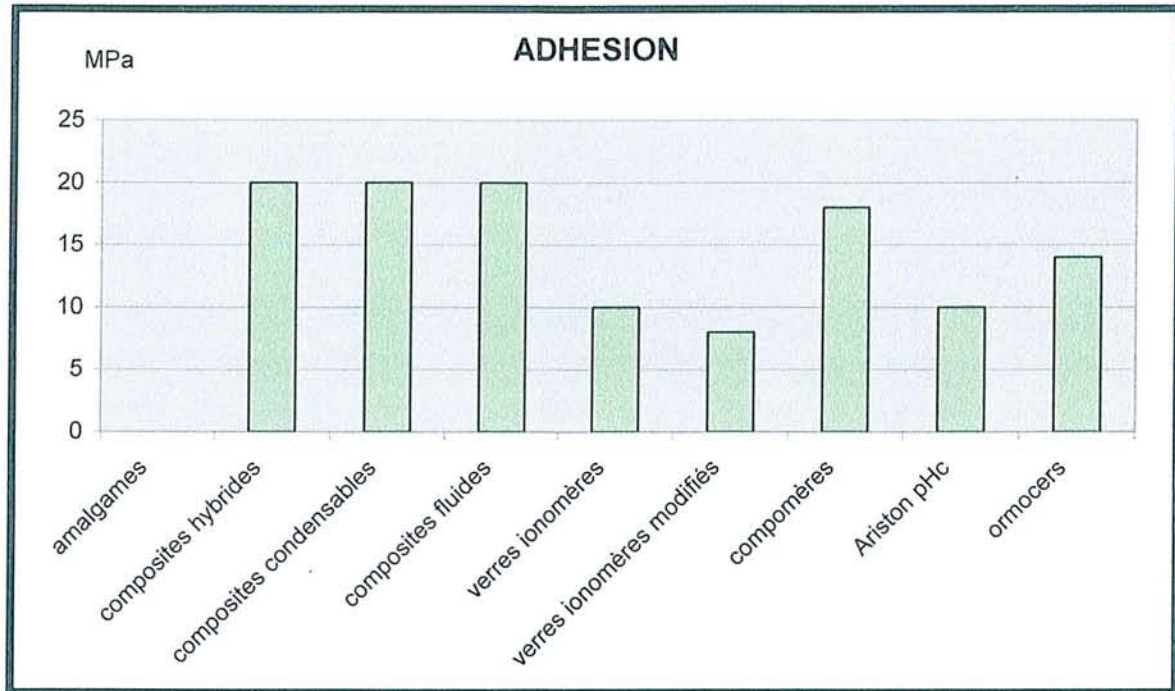
La qualité du joint dépend de l'adhésion du matériau aux structures dentaires et de ses variations dimensionnelles. Malheureusement, les variations hydriques et thermiques sont mal documentées, ou non comparables. Aussi, seuls le retrait de polymérisation et le module de Young seront comparés.

- L'adhésion. (cf. graphique page suivante)

S'il est vrai que le collage des amalgames permet un gain d'adhésion, celui-ci est inconstant (2 à 20 MPa suivant les auteurs). C'est pourquoi il a été choisi de considérer les amalgames sans système de collage.

L'adhésion des verres ionomères traditionnels et modifiés a été calculée après mordantage. Les autres matériaux ont été utilisés avec leur propre système de collage, l'ARISTON pHc ne bénéficiant que de son liner, qui n'est pas un véritable adhésif à base de résine hydrophile.

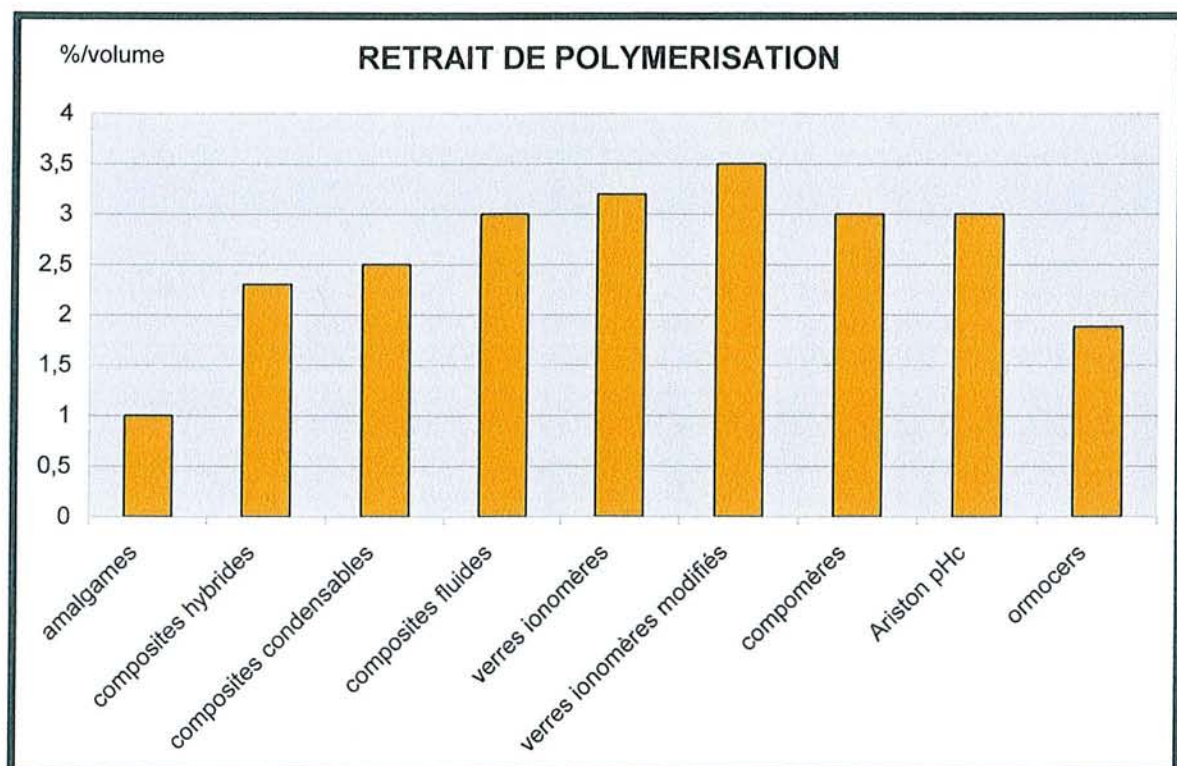
On constate une supériorité globale de tous les produits résineux, à l'exception de l'ARISTON pHc. Les composites sont les plus performants, avec une adhésion moyenne de 20 MPa. Seul l'amalgame n'a aucune adhésion avec les tissus dentaires.



- Le retrait de polymérisation.

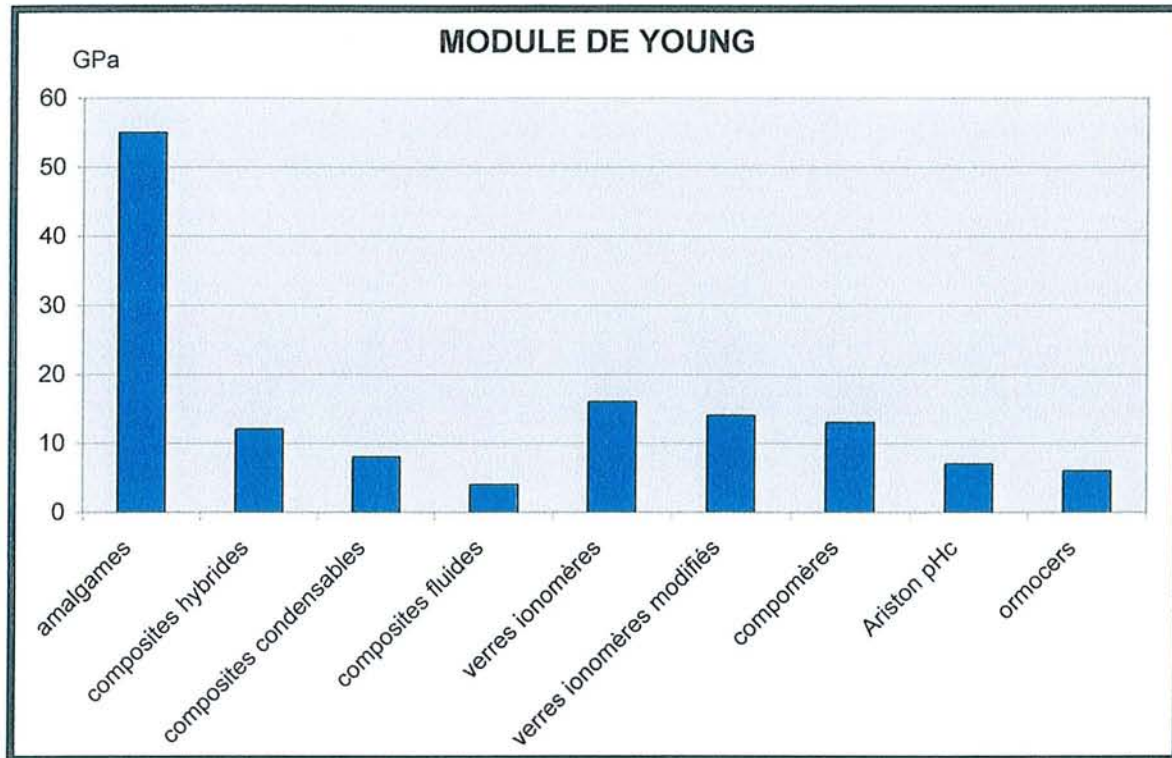
Plus il est élevé, plus le risque de hiatus à l'interface avec la dent est important.

Le retrait de prise des amalgames est faible. Celui des autres matériaux est compris entre 2,3 et 3,5 % en volume. Les ormocers sont plus performants que les composites, avec un retrait de polymérisation de l'ordre de 1,9 % en volume.



- Le module de Young.

Plus le module de Young d'un matériau est élevé, moins il se déformera sous la contrainte. Idéalement, les matériaux devraient avoir un module de Young proche de celui des tissus dentaires (20 GPa pour la dentine environ, qui constitue l'essentiel de l'interface entre la dent et l'obturation).



On constate que les matériaux présentant le module de Young le plus proche de celui de la dentine sont les verres ionomères, et dans une moindre mesure les verres ionomères modifiés et les compomères. Les amalgames ont un module de Young 3 fois supérieur à celui de la dentine, alors que celui des autres matériaux est trop bas., généralement inférieur à 10 GPa.

- Conclusion.

Les amalgames ne présentent aucune adhésion intrinsèque à la dent. De plus, leur module de Young très élevé génère des variations dimensionnelles différentielles avec les structures dentaires. Le joint entre la dent et une obturation à l'amalgame est donc de mauvaise qualité.

L'ensemble des composites a une adhésion importante, mais un module de Young trop faible et un retrait de polymérisation trop important, entraînant des contraintes à l'interface avec la dent. Les ormocers se comportent de la même façon, avec néanmoins un retrait de polymérisation plus faible, et donc un meilleur joint initial, contrairement à l'ARISTON pHc, qui présente une adhésion médiocre, et donc un joint de moindre qualité.

Les verres ionomères et leurs dérivés compensent un certain retrait de polymérisation par un module de Young presque idéal. Ils présentent donc un joint avec la dent de bonne qualité, malgré une adhésion un peu faible.

12.3. La conservation des tissus sains

Il s'agit d'être le moins iatrogène possible (« primum non nocere »). En effet, plus la taille des cavités est importante, moins le complexe dent-obturation est solide.

Seuls les matériaux adhésifs permettent de réaliser des cavités limitées à l'exérèse carieuse, sans artifices de rétention.

	Conservation des tissus sains
Amalgames	-
Composites hybrides	+++
Composites compactables	+++
Composites fluides	+++
Verres ionomères traditionnels	++
Verres ionomères modifiés	++
Compomères	+++
Ariston pHc	+/-
Ormocers	+++

En l'absence de collage (dont l'efficacité est controversée), les amalgames imposent la création d'artifices mécaniques de rétention, l'élimination de l'émail non soutenu et des structures cuspidiennes trop fragilisées. Il en va de même pour l'ARISTON pHc, puisqu'il est incompatible avec les adhésifs à base de résine hydrophile et s'utilise avec un liner moins efficace. L'utilisation de ces deux matériaux entraîne donc un certain délabrement des tissus dentaires sains.

Les verres ionomères traditionnels et modifiés présentent une adhésion suffisante pour éviter les artifices de rétention mécanique, du moins pour les petites cavités.

Les composites, les compomères et les ormocers sont les matériaux qui permettent de réaliser les cavités les moins étendues, du fait de leur système de collage performant.

12.4. La bioactivité

La bioactivité caractérise un matériau capable d'agir sur le vivant. Il s'agit dans notre cas de déterminer les matériaux bactériostatiques ou bactéricides, ainsi que ceux permettant une reminéralisation des structures dentaires altérées.

	bioactivité
Amalgames	++
Composites hybrides	-
Composites compactables	-
Composites fluides	-
Verres ionomères traditionnels	+++
Verres ionomères modifiés	++
Compomères	+/-
Ariston pHc	+++
Ormocers	-

Les verres ionomères traditionnels, et dans une moindre mesure les verres ionomères modifiés, libèrent des fluorures. L'ARISTON pHc libère des fluorures et des ions hydroxyles. Enfin, les amalgames libèrent des ions métalliques bactériostatiques.

Tous les autres matériaux ont une bioactivité faible ou inexistante.

12.5. Santé et environnement

Les verres ionomères traditionnels semblent être d'une parfaite innocuité, quant aux ormocers, leurs effets sur l'être humain et l'environnement n'ont pas été étudiés.

Néanmoins, tous les produits à base de résine sont allergisants et susceptibles d'induire des réactions de contact, allant du simple érythème au choc anaphylactique (D'après Vivadent, l'ARISTON pHc ferait exception à la règle). Par ailleurs, le bisphénol A, produit de dégradation des monomères, aurait une activité oestrogénique, non démontrée à l'échelle de l'être humain. Aucun problème environnemental n'est par ailleurs attribué à ces matériaux.

Enfin, les amalgames peuvent induire des lichens plans, mais la libération de mercure dans l'organisme est apparemment trop faible pour entraîner des pathologies systémiques. Il y a par

contre un problème environnemental relatif, lié à la récupération du mercure issu des amalgames.

12.6. Propriétés esthétiques

Les propriétés esthétiques regroupent le mimétisme du matériau avec la dent (opacité et aspect de surface), ainsi que la stabilité de la teinte dans le temps.

	Propriétés esthétiques
Amalgames	-
Composites hybrides	+++
Composites compactables	++
Composites fluides	+++
Verres ionomères traditionnels	+/-
Verres ionomères modifiés	+/-
Compomères	+
Ariston pHc	+/-
Ormocers	++

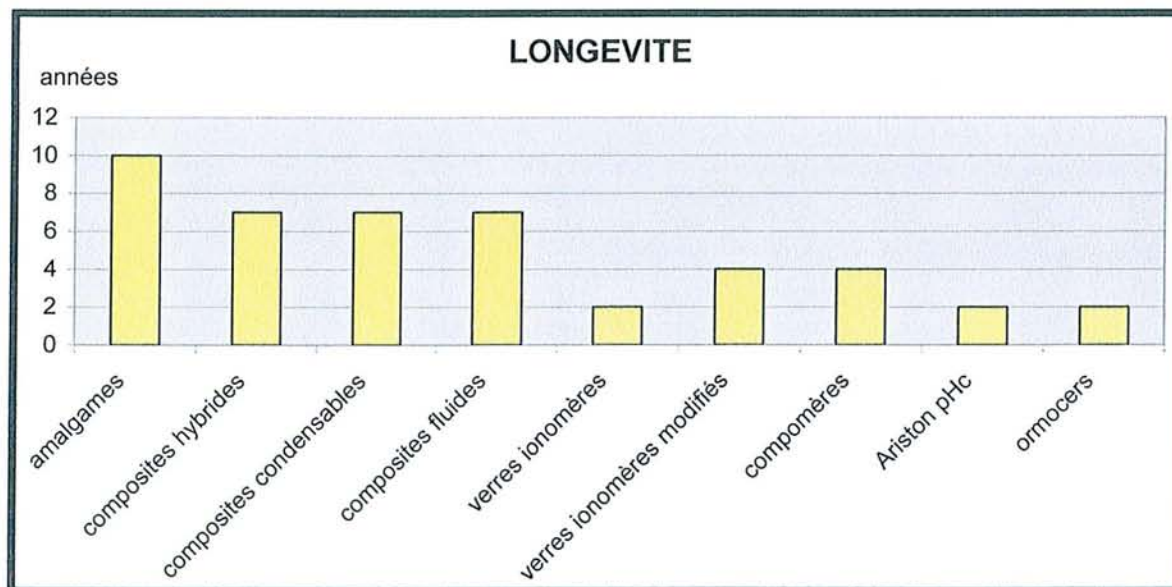
L'amalgame n'a pas de qualités esthétiques.

L'ARISTON pHc et les verres ionomères traditionnels et modifiés sont trop opaques. De plus, la nature hydrophile des verres ionomères et de leurs dérivés facilite leur coloration.

Les compomères ont une opacité correcte, mais une hydrophilie plus importante que les composites, associée à un plus mauvais état de surface.

Enfin, les ormocers et les composites compactables ont un état de surface moins bon que les composites hybrides ou fluides, qui sont les matériaux les plus esthétiques.

12.7. Longévité



Les amalgames possèdent la meilleure longévité. Seuls les composites ont des performances comparables, bien qu'inférieures de 25%.

Les verres ionomères traditionnels et modifiés, ainsi que les compomères, ont des longévités trop faibles pour être utilisés raisonnablement en denture permanente.

Enfin, la faible longévité des ormocers et de l'ARISTON pHc est liée à la jeunesse de ces matériaux. Les plus longues études cliniques les concernant portent en effet sur deux ans seulement.

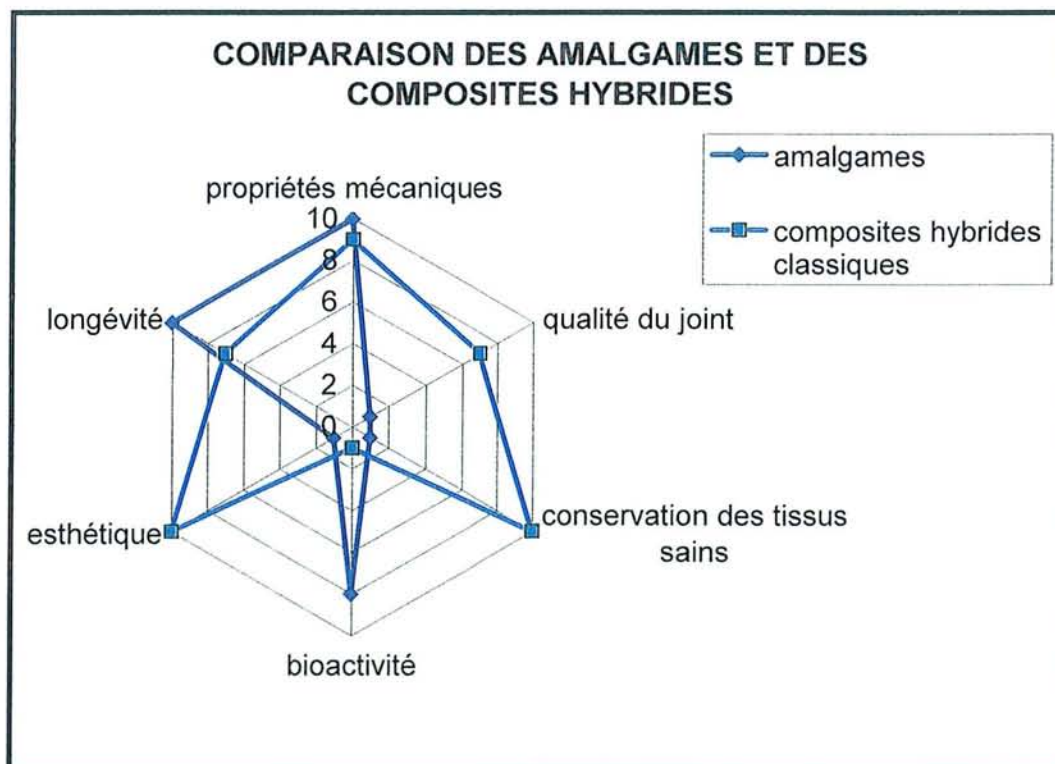
12.8. Comparaison des matériaux avec les amalgames HCSC

Il s'agit à présent de considérer chaque matériau dans son ensemble, et de voir en quoi il constitue une alternative aux amalgames. Pour cela, les propriétés abordées précédemment ont été reprises et combinées en une série d'indices :

- les propriétés mécaniques,
- la qualité du joint,
- la conservation des tissus sains,
- la bioactivité,
- l'esthétique,
- la longévité.

Chaque indice est noté de 1 à 10. Cette numérotation et le choix des items sont purement didactiques.

- Les composites hybrides.



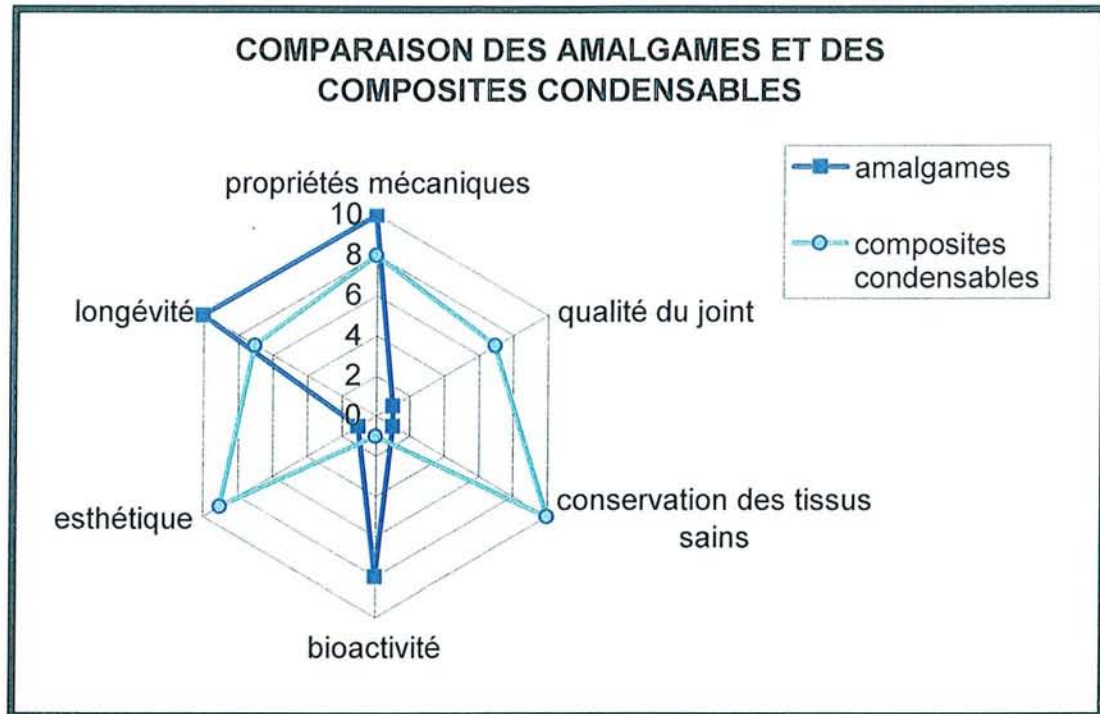
Les amalgames HCSC présentent des propriétés mécaniques, une bioactivité et une longévité performantes. La qualité du joint avec la dent, la conservation des tissus sains et l'esthétique sont leurs points faibles. Ce sont aussi les seuls matériaux sensibles à la corrosion et présentant un problème environnemental lié à la libération de mercure. (Ces deux variables concernent seulement les amalgames et ne sont donc pas reportées sur les diagrammes).

Les composites hybrides pallient à ces inconvénients : ils sont esthétiques, et leur collage permet d'obtenir un bon joint ainsi qu'une conservation maximale des tissus sains. Cela se fait au détriment de la bioactivité, et dans une moindre mesure, de la longévité et des propriétés mécaniques.

On peut noter que l'absence de bioactivité est compensée partiellement par la qualité du joint, puisqu'une interface étanche est une garantie contre les reprises de caries. Le joint obtenu par les composites hybrides est néanmoins de qualité moyenne, en raison du retrait de polymérisation de ces matériaux.

Les composites hybrides sont donc une alternative valable aux amalgames, mais uniquement pour de petites cavités de classe I, à cause de leur retrait de polymérisation et de leur rhéologie, qui rend difficile la réalisation de points de contacts proximaux.

- Les composites compactables.

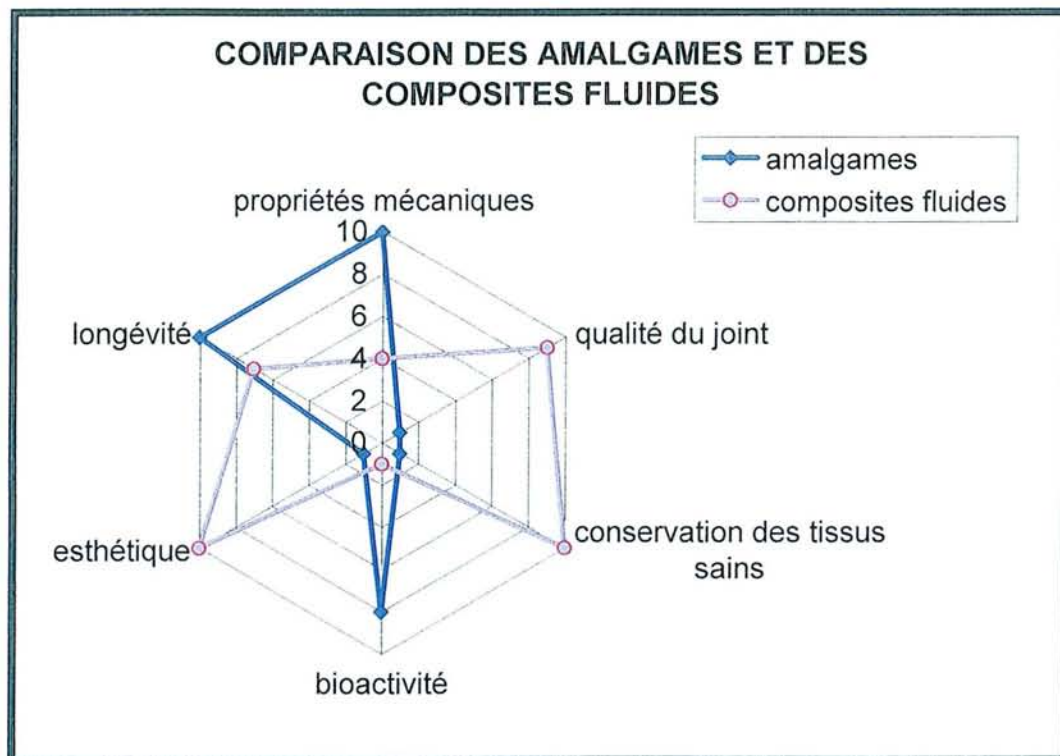


Les composites compactables ont le même profil que les composites hybrides classiques. Leur intérêt principal est leur viscosité plus élevée, devant permettre la réalisation de points de contact proximaux dans les cavités de classe II. Malheureusement, cela se fait au détriment de l'esthétique, de la longévité, des propriétés mécaniques et de l'interface avec la dent.

Les composites compactables sont donc globalement moins performants que les composites hybrides. Seuls, ils ne constituent donc pas une alternative valable aux amalgames.

- Les composites fluides.

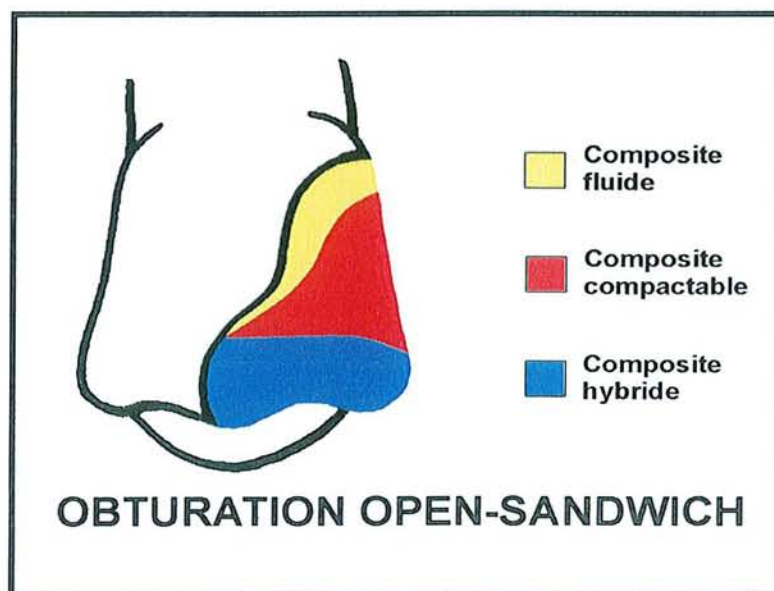
Les composites fluides présentent un meilleur joint avec la dent que les autres matériaux du même type, en raison de leur module de Young très faible qui leur permet de limiter les contraintes interfaciales liées au retrait de polymérisation. La taille de leurs charges leur confère également un excellent état de surface, et donc de grandes qualités esthétiques. Malheureusement, ils présentent des propriétés mécaniques très inférieures aux autres types de composites.



Seuls, les composites fluides ne constituent donc pas une alternative valable aux amalgames.

- Conclusion concernant les composites :

seuls les composites hybrides sont donc une alternative valable (bien que partielle) aux amalgames. Cependant, les différents types de composites peuvent être utilisés conjointement dans des obturations open-sandwich :



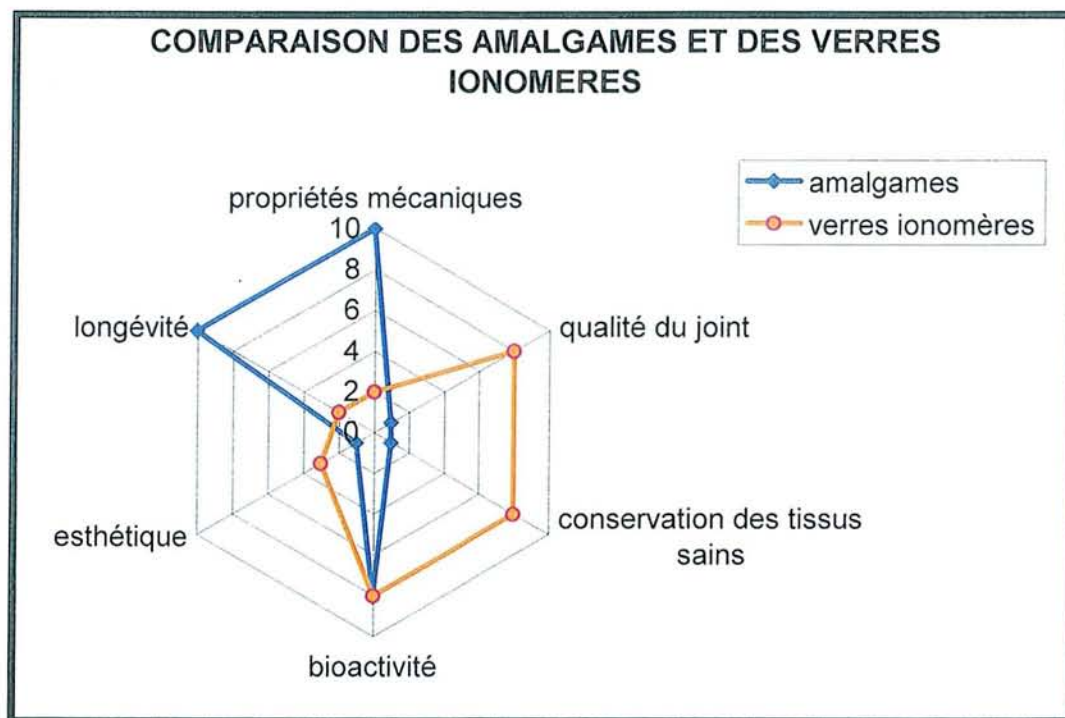
Leurs qualités respectives sont alors cumulées :

- les composites fluides font le joint avec la dent,
- les composites compactables permettent la réalisation des points de contact,
- les composites hybrides forment le corps de la cavité et rétablissent l'occlusion.

Ainsi, l'utilisation conjointe des trois types de composites constitue une alternative valable aux amalgames, qui résout de plus les problèmes inhérents à ces matériaux (la qualité médiocre du joint, l'ablation de tissus sains, la sensibilité à la corrosion, l'absence de qualités esthétiques, et les problèmes environnementaux liés au mercure).

Le seul point faible des composite reste alors la faiblesse de leur bioactivité. Cela a mené au développement d'autres matériaux : les verres ionomères et leurs dérivés.

- Les verres ionomères.



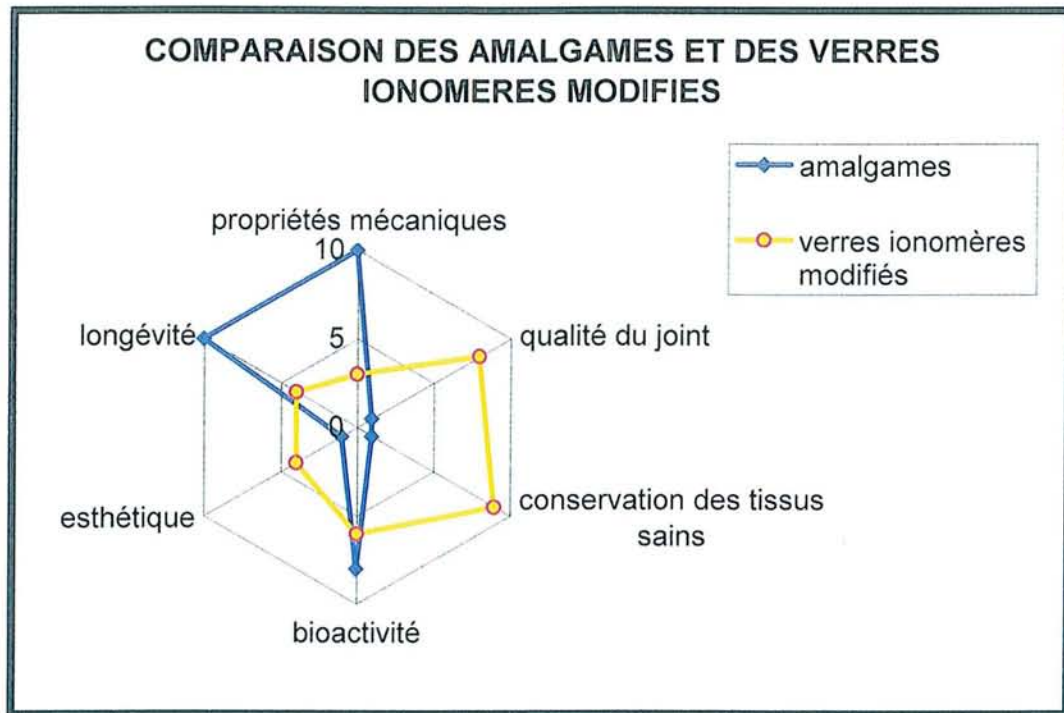
Les verres ionomères sont caractérisés par une adhésion naturelle aux tissus dentaires, et un module de Young proche de ceux-ci. Cela permet de conserver les tissus sains et d'obtenir d'un bon joint avec la dent, même si l'adhésion obtenue est inférieure à celle des composites. Les verres ionomères ont également une bioactivité importante, puisqu'ils libèrent des fluorures, qu'ils peuvent récupérer en partie par des apports topiques de pâtes fluorées.

Malheureusement, les faibles propriétés mécaniques de ces matériaux (et donc leur longévité), ne permettent pas de les utiliser comme alternative aux amalgames. C'est pour pallier à ce défaut que des matériaux hybrides entre les verres ionomères et les composites ont été créés. Il s'agit des verres ionomères modifiés par adjonction de résine et des compomères.

- Les verres ionomères modifiés.

Ils présentent le même profil que les verres ionomères. Leurs propriétés mécaniques sont légèrement supérieures à celles de ces matériaux, mais leur libération de fluorures est diminuée.

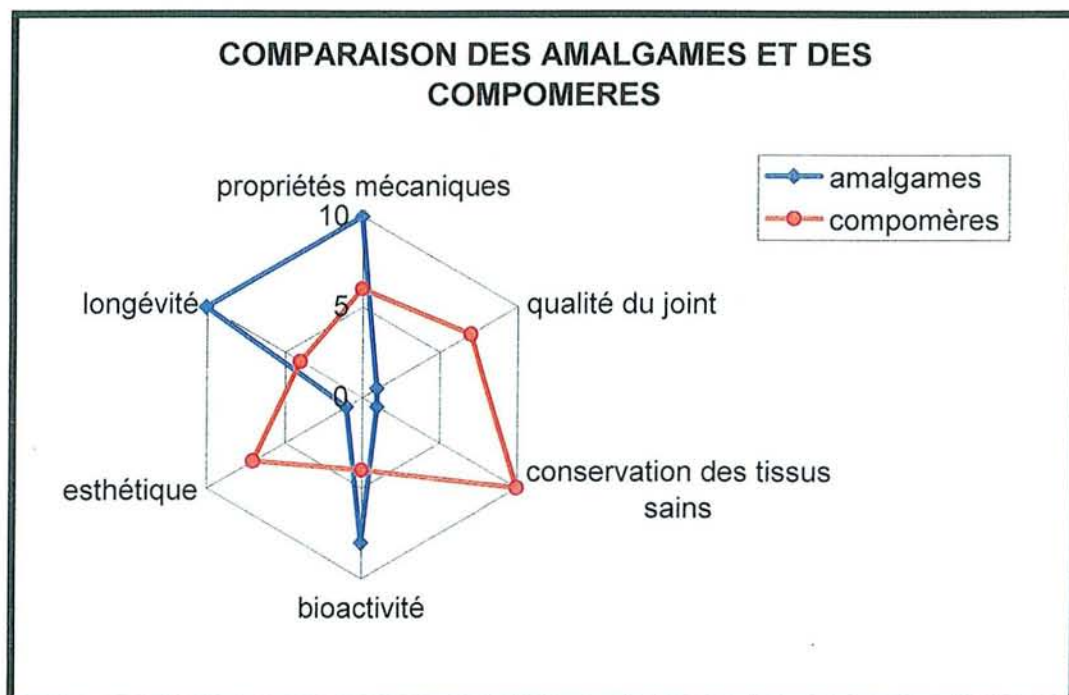
Les gains obtenus en adhésion et en résistance mécanique ne permettent pas l'utilisation de ces matériaux dans le cadre des indications des amalgames. Néanmoins, ils sont utilisables comme fond de cavité dans les obturations de classe II open sandwich, recouverts par un composite hybride. Leur module de Young et leur adhésion dentinaire permettent en effet d'obtenir une bonne adaptation cervicale.



- Les compomères.

Les compomères ont un profil plus proche de celui des composites. Par rapport à ces matériaux, ils possèdent une bioactivité légèrement améliorée, mais une longévité et des propriétés mécaniques bien plus faibles. Leurs propriétés esthétiques sont également légèrement en deçà de celles des composites.

L'augmentation de la bioactivité se solde donc par une baisse des propriétés mécaniques, et vice versa. Devant cette impasse inhérente aux matériaux hybrides entre les composites et les verres ionomères, d'autres axes de recherche ont été développés.

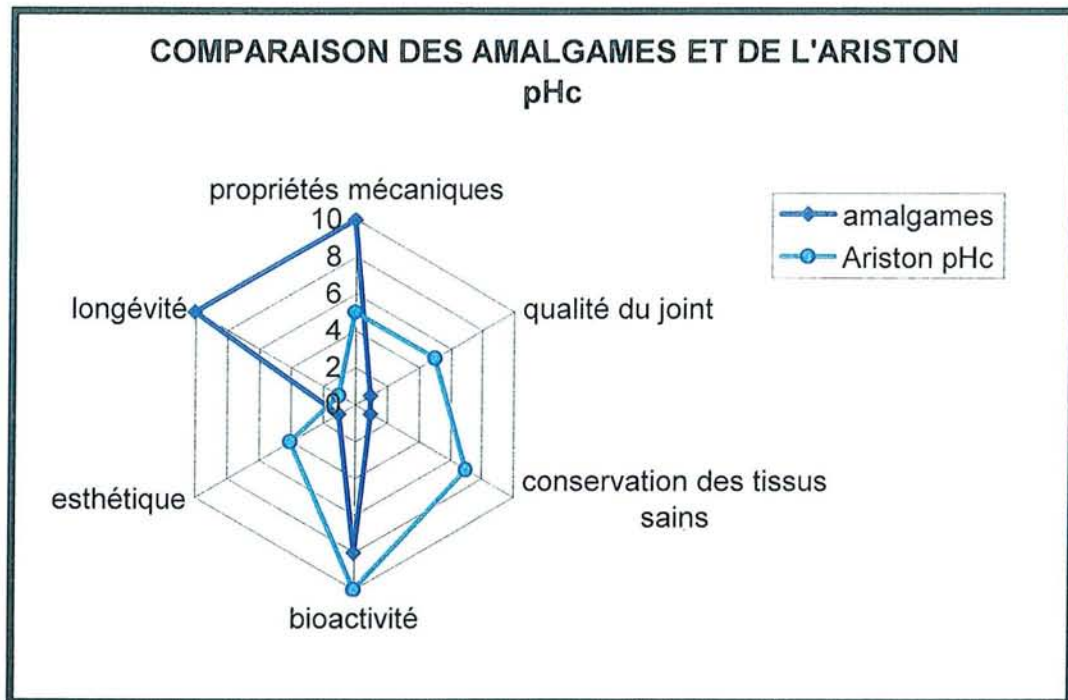


- L'ARISTON pHc.

Ce matériau est communément appelé « l'amalgame blanc ». C'est un matériau résineux comportant des charges particulières. Il a été présenté comme étant le premier matériau intelligent, capable de libérer des ions anticariogènes de façon proportionnelle au pH du milieu ambiant.

Les améliorations qu'il apporte par rapport aux amalgames sont essentiellement ses qualités esthétiques relatives, sa bioactivité et son ergonomie. Malheureusement, ses propriétés mécaniques insuffisantes lui confèrent une longévité trop faible.

Ce matériau a été retiré du marché afin d'être amélioré.

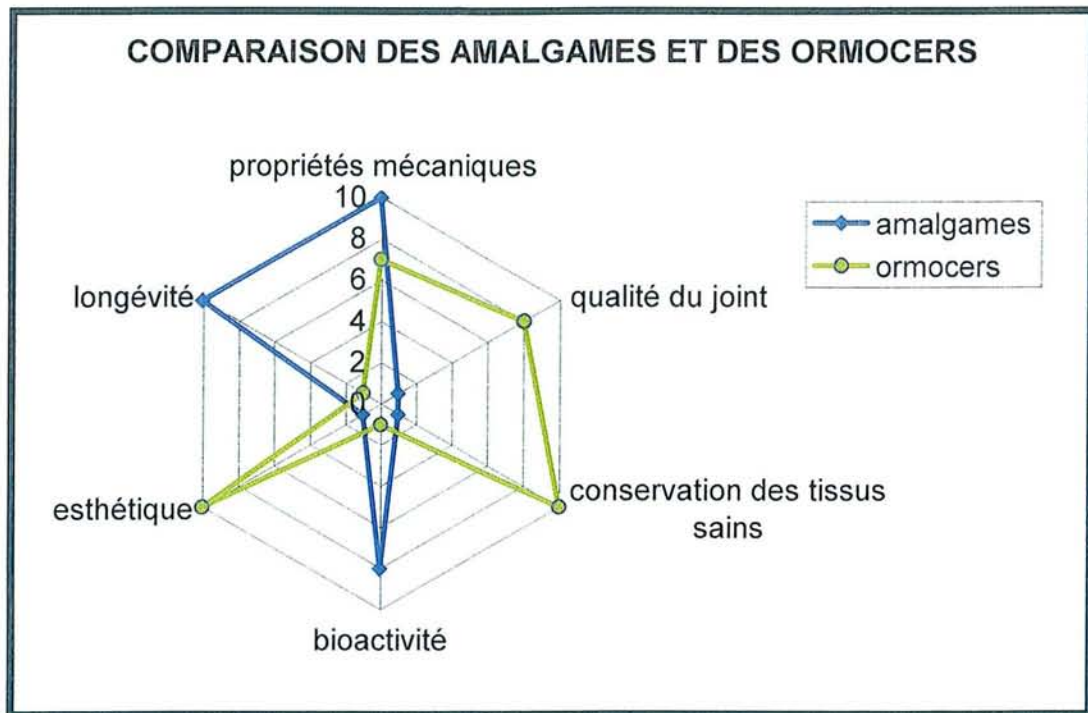


- Les ormocers.

Ces matériaux sont le stade ultime du développement des composites. Leur matrice n'est pas à base de BISGMA. Le polymère matriciel est en effet appelé « ormocer ». Il est multifonctionnel et présente un retrait de polymérisation diminué.

De ce fait, ces matériaux ont un joint avec la dent sensiblement amélioré par rapport aux composites hybrides. Malheureusement, leurs propriétés mécaniques restent inférieures à celles de ces matériaux.

La faiblesse de leur longévité est liée à leur jeunesse : seules des études à court terme ont été menées jusqu'à présent. De ce fait, aucune conclusion ne peut être formulée quant à leur aptitude à remplacer les amalgames.



12.9. Conclusion

Seule l'utilisation conjointe des trois types de composites permet d'obtenir une alternative valable aux amalgames, en résolvant par ailleurs les problèmes inhérents à ces matériaux (la qualité médiocre du joint, l'ablation de tissus sains, la sensibilité à la corrosion, l'absence de qualités esthétiques, et les problèmes environnementaux liés au mercure).

Les verres ionomères ont une longévité et des propriétés mécaniques trop faibles. Leurs dérivés (verres ionomères modifiés et compomères) offrent une meilleure ergonomie et des propriétés mécaniques améliorées, au détriment de la bioactivité. Ce sont des matériaux de choix pour les restaurations en odontologie pédiatrique, où la longévité requise est plus faible.

L'ARISTON pHc n'a pas fait ses preuves. Sa bioactivité importante et son ergonomie en feraient un matériau de choix en odontologie pédiatrique dans les cas de risque carieux élevé.

Les ormocers sont également des matériaux très récents. De ce fait, aucune conclusion ne peut être formulée quant à leur aptitude à remplacer les amalgames.

II. LES CRITERES DE CHOIX DES BIOMATERIAUX

Les éléments présidant au choix des matériaux d'obturation coronaire sont peu documentés. La démarche la plus logique consiste à considérer les problèmes dans l'ordre où ils se présentent. Ainsi, nous verrons d'abord les critères de choix inhérents au praticien, au patient, puis à la localisation et à l'évolution de la lésion carieuse elle-même. L'ensemble des critères de choix ainsi déterminés seront mis en relation avec les propriétés des matériaux étudiés précédemment.

1. CRITERES LIES AU PRATICIEN

1.1. Méthode, dextérité, instrumentation

Les matériaux alternatifs à l'amalgame sont des matériaux nécessitant généralement un collage, et donc un protocole d'utilisation strict. En effet, l'étude de la longévité de ces produits a montré une grande dispersion des résultats en fonction du praticien (ROULET, 1996). Cela illustre la très grande sensibilité de ces matériaux à leur technique de mise en œuvre.

Un praticien peu méthodique et inexpérimenté, ou encore sous-instrumenté (tiers-monde), aura de mauvais résultats en termes de longévité avec des matériaux résineux. Il devrait plutôt se tourner vers l'amalgame, moins sensible à la maîtrise technique de l'opérateur.

Bien évidemment, la solution de choix est l'acquisition des pré-requis techniques et instrumentaux nécessaires à l'utilisation de tous les matériaux d'obturation qui sont à notre disposition.

1.2. Rapport coût/efficacité

La réalisation d'une obturation avec un matériau collé prend 2,5 fois plus de temps que la réalisation de la même obturation à l'amalgame (MAIR, 1998). Par ailleurs, les matériaux collés présentent un taux d'échec plus important à l'année que les amalgames, ce qui se traduit par une longévité 1,5 à 5 fois plus faible (CONSEIL SUPERIEUR D'HYGIENE PUBLIQUE DE FRANCE, 1998).

L'utilisation de matériaux alternatifs à l'amalgame est donc moins rentable.

1.3. Conclusion

Si l'on exclut un manque de dextérité et/ou d'instrumentation du praticien, le seul critère pouvant amener à rejeter les matériaux alternatifs à l'amalgame est donc leur rapport coût/efficacité.

Bien que réel, ce problème sort du cadre de cette thèse, puisqu'il s'agit ici de valider ou d'invalidier l'utilisation de matériaux alternatifs à l'amalgame selon des critères scientifiques, et non pas pécuniaires.

2. CRITERES LIES AU PATIENT

2.1. le motif de la consultation

Dans le cadre d'une demande de prise en charge sans desiderata particulier concernant la nature des matériaux employés, le choix des produits de restauration se fera en fonction des autres critères énoncés ultérieurement.

Si le patient souhaite avoir un type particulier de matériau en bouche, il convient d'éliminer les matériaux contre-indiqués par son âge ou ses pathologies, puis de déterminer le matériau idéal en fonction de la situation et de l'évolution des lésions carieuses concernées. Cette démarche peut aboutir à une alternative, dont l'issue dépendra de la discussion avec le patient. Il est alors nécessaire de lui fournir les informations nous permettant d'obtenir son consentement éclairé quant à l'utilisation d'un matériau d'obturation donné.

Il reste encore le cas litigieux du patient souhaitant le remplacement de ses amalgames par un autre matériau. D'après le CONSEIL NATIONAL DE L'ORDRE DES CHIRURGIENS DENTISTES (1999), « compte tenu des données disponibles, il n'est pas éthique de déposer des amalgames ni pour des raisons à prétention médicale, ni pour des raisons esthétiques (...). Seules la récurrence de la lésion carieuse, la fracture ou le vieillissement de l'obturation peuvent justifier cette réponse ». Cette assertion est corroborée par les travaux de nombreux auteurs, et s'appuie sur l'absence de preuves de la toxicité de l'amalgame.

2.2. Les pathologies

Les contre-indications de l'amalgame, reconnues par le CONSEIL NATIONAL DE L'ORDRE DES CHIRURGIENS DENTISTES en 1999 sont les suivantes:

- Femmes enceintes, du fait du passage du mercure par le filtre placentaire vers le fœtus.
- Femmes allaitant, du fait du passage par le lait du mercure vers le nourrisson.
- Patients présentant des glomérulonéphrites et des pathologies rénales avérées.
- Patients présentant des réactions allergiques au mercure ou aux autres métaux entrant dans la composition des amalgames.

le CONSEIL NATIONAL DE L'ORDRE DES CHIRURGIENS DENTISTES avoue que ces contre-indications à l'amalgame sont relatives et relèvent plus de la prudence que d'effets néfastes avérés, exception faite des réactions allergiques, si toutefois elles ont été objectivées précédemment.

Il n'y a pas de contre-indications d'ordre général reconnues à l'utilisation des matériaux alternatifs à l'amalgame, excepté l'allergie. A ce sujet, le CONSEIL NATIONAL DE L'ORDRE DES CHIRURGIENS DENTISTES reconnaît que les matériaux à base de résine sont 30 fois plus allergisants que l'amalgame. Tout comme pour ce matériau, une allergie est considérée comme existante si elle a été objectivée par un épisode allergique antérieur ou par un test.

2.3. L'âge

L'âge intervient dans le choix des matériaux d'obturation car il détermine en partie le comportement du patient vis-à-vis des soins, ainsi que la longévité et la résistance mécanique nécessaires au matériau.

- **Le comportement :**

Il est parfois difficile d'imposer à un enfant une longue séance de soins. On sera donc obligé de choisir un matériau ergonomique, rapide à utiliser. La réalisation d'obturations par un matériau collé prend 2,5 fois plus de temps que par un amalgame (MAIR, 1998), qui semble dès lors être un matériau de choix.

- **La longévité de l'obturation :**

En denture temporaire, la longévité de l'obturation n'est pas un critère de choix, puisque les dents lactéales ont une durée de vie limitée en bouche. Au contraire, en denture permanente,

la longévité des matériaux est déterminante.

- **La résistance mécanique de l'obturation :**

En denture temporaire, les contraintes occlusales sont moindres, permettant l'utilisation de matériaux moins résistants qu'en denture permanente. De plus, ces matériaux sont généralement dotés de propriétés cariostatiques potentielles, intéressantes chez l'enfant, puisqu'elles devraient permettre d'éviter la contamination des dents permanentes par la flore cariogène.

En conclusion, des matériaux comme les verres ionomères et leurs dérivés (cermets, verres ionomères modifiés par adjonction de résine et compomères) sont indiqués comme alternative à l'amalgame en odontologie pédiatrique, mais pas chez l'adulte. Parmi ces matériaux, les compomères, plus ergonomiques que les autres (compules), semblent constituer une alternative de choix.

2.4. L'indice carieux

C'est le dernier critère inhérent au patient qui puisse entrer en compte dans le choix du matériau d'obturation. C'est aussi le moins déterminant, si l'on considère que les capacités réelles des matériaux potentiellement cariostatiques sont remises en cause par RANDALL et coll. (1999). Toutefois, dans le doute, il semblerait judicieux d'utiliser des matériaux libérant des produits antiseptiques, cariostatiques ou reminéralisant chez les patients présentant un risque carieux moyen ou fort. Ces matériaux sont les suivants :

- l'amalgame, qui libère des ions antiseptiques,
- les verres ionomères, qui libèrent des fluorures,
- l'Ariston pHc, qui libère des fluorures et des ions hydroxyles,
- dans une moindre mesure : les dérivés des verres ionomères et certains composites contenant des fluorures.

3. CRITERES LIES A LA LOCALISATION DES ATTEINTES CARIEUSES

3.1. la classification SiSta

3.1.1. Introduction

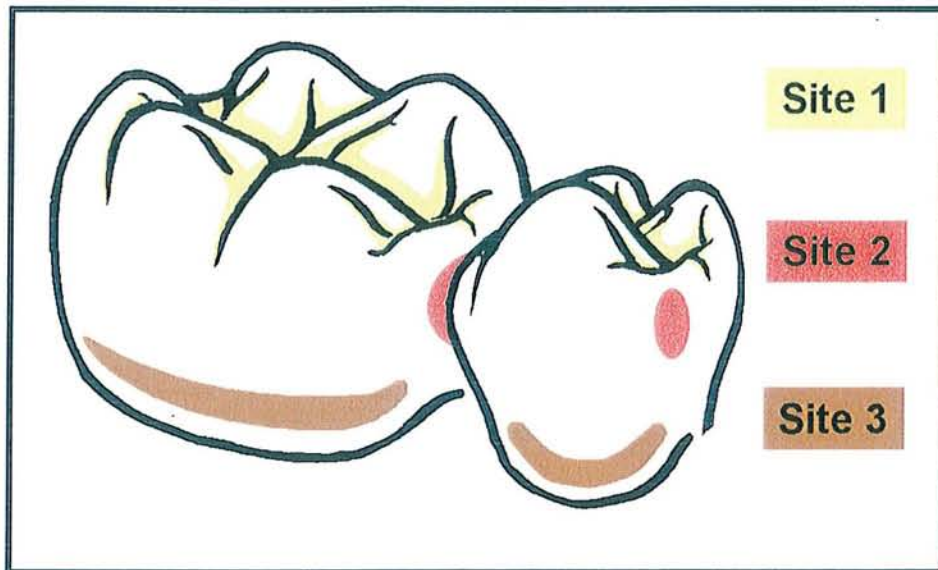
BLACK, en 1917, définissait les règles de taille des cavités carieuses selon un concept lié à l'utilisation de matériaux métalliques non adhésifs, tels que l'or ou l'amalgame d'argent. Grâce aux progrès de la prévention et à l'évolution des matériaux composites, la classification de Black est devenue obsolète. MOUNT et HUME, en 1997, ont été les premiers à proposer une classification capable de notifier avec précision le site et le volume de la carie, et de définir une attitude thérapeutique régulée par le principe d'économie tissulaire. Dans ce cadre, il est distingué deux types de lésions, celles nécessitant des soins préventifs et celles nécessitant des soins curatifs.

3.1.2. Le concept SiSta

C'est un concept global de traitement dû à LASFARGUES, qui associe aux différents types de lésions carieuses les matériaux d'obturation adéquats. Cette classification est assortie d'un coffret de fraises permettant la réalisation de cavités peu délabrantes.

Nous retrouvons dans la dénomination de cette classification les buts primaires définis par MOUNT et HUME:

- Déterminer le site de cariosusceptibilité **Si** (valeurs de 1 à 3) :



- Déterminer le stade évolutif (volume) de la cavité carieuse **Sta** (valeur 1 à 4).

LASFARGUES et coll. (2000), ont enrichi le stade évolutif de la valeur 0, correspondant à une lésion diagnostiquée nécessitant une thérapie non invasive.

Les différents stades, ainsi que les décisions thérapeutiques associées, sont explicités dans le tableau suivant :

Stades évolutifs	Diagnostic clinique	Indications thérapeutiques	Ratio matériau /dent
Stade 0	Lésion initiale amélaire ou atteignant la jonction amélo-dentinaire	Reminéralisation (hors site 3)	0/5
Stade 1	Lésion ayant atteint le tiers externe de la dentine	Préparation cavitaire ultra-conservatrice en vue d'une restauration adhésive	1/5
Stade 2	Lésion de taille modérée ayant atteint le tiers médian de la dentine, ne fragilisant pas les structures cuspidiennes	Préparation cavitaire conservatrice en vue d'une restauration collée, directe ou indirecte	2/5
Stade 3	Lésion étendue ayant atteint le tiers profond de la dentine, fragilisant les structures cuspidiennes	Préparation cavitaire conservatrice en vue d'une restauration collée, directe ou indirecte	3/5
Stade 4	Lésion atteignant les zones dentinaires juxtapulpaire et ayant détruit une partie des cuspidés	Préparation cavitaire conservatrice en vue d'une restauration indirecte protégeant par recouvrement les structures dentinaires résiduelles	4/5

Voici les différentes combinaisons possibles sites/stades et les codes numériques s'y rapportant :

Sites	Stades	0	1	2	3	4
Puits et Fissure		1-0	1-1	1-2	1-3	1-4
Lésions proximales		2-0	2-1	2-2	2-3	2-4
Lésions cervicales		3-0	3-1	3-2	3-3	3-4

L'ensemble des cas de figures prévus par la classification SiSta et les thérapeutiques associées sont définies dans le tableau suivant :

SiSta 1	
1-0	Application de vernis fluoré et/ou sealant
1-1	CVI, composite après accès ponctuel limité aux zones cariées
1-2	Composite après accès limité aux zones cariées (biseautage non recommandé au niveau des zones support d'occlusion)
1-3	Composite en technique directe avec restauration stratifiée ou laminée en fonction de l'évolutivité de la lésion. Accès occlusal large impliquant l'élimination de l'émail non soutenu en conservant si possible l'enveloppe amélaire au niveau des cuspides et des crêtes marginales
1-4	Composite fluide en comblement interne puis onlay collé (parois légèrement divergentes)
SiSta 2	
2-0	Vernis fluoré ou antibactérien
2-1	Composite fluide injecté, CVI et application topique de vernis fluoré ou antibactérien après accès <i>a minima</i> (ne touchant pas les crêtes marginales) ou préparation sono-abrasive
2-2	Composite en technique directe après accès occlusal atteignant la fossette marginale, biseau recommandé
2-3	Privilégier les techniques indirectes, sinon composite stratifié ou laminé avec accès occlusal en préservant au maximum l'émail cervical résiduel. Biseau recommandé
2-4	Comblement préalable des zones de contre-dépouille par composite fluide puis onlay
SiSta 3	
3-0	Vernis fluoré.
3-1	CVI, composite avec biseautage optionnel
3-2	CVI, composite avec biseau et gorge dentinaire apicale optionnels
3-3	CVI ou restauration laminée (composite fluide + CVI)
3-4	CVI ou restauration laminée (composite fluide + CVI)

Voici le coffret de fraises correspondant au concept SiSta, et permettant la réalisation de cavités peu délabrantes :



3.1.3. Conclusion

Le concept SiSta permet donc de choisir le matériau d'obturation idéal en fonction du site et du stade d'évolution de l'atteinte carieuse, tout en respectant le principe d'économie tissulaire.

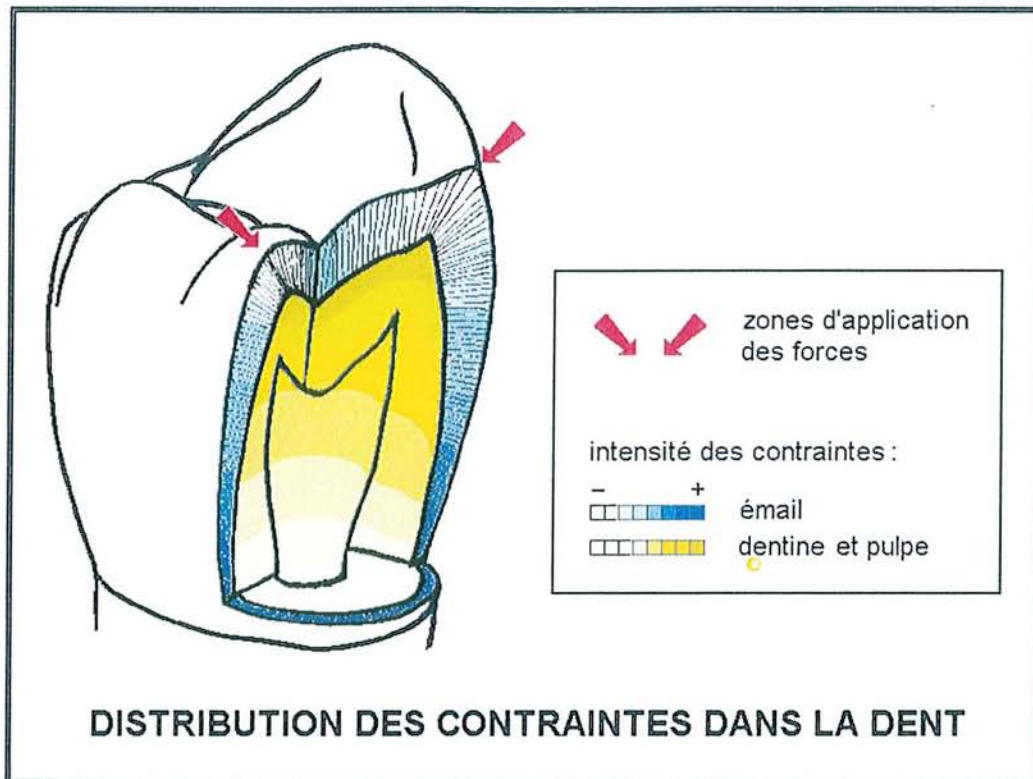
Cependant, cette classification impose au praticien certains matériaux de restauration, sans tenir compte de leurs propriétés mécaniques. C'est pourquoi il nous semble important de proposer une classification présentant les matériaux utilisables, en fonction des impératifs mécaniques liés aux différentes formes de cavités.

3.2. Classification tenant compte des propriétés mécaniques des matériaux d'obturation

3.2.1. Introduction

Seules les cavités correspondant aux indications de l'amalgame seront étudiées ici. Il s'agit des cavités prophylactiques et des cavités de classe I, II et V. La démarche consiste à déterminer les contraintes mécaniques liées aux différentes cavités, et donc les propriétés mécaniques correspondantes. Les matériaux possédant ces propriétés, s'ils existent, seront alors désignés comme étant appropriés.

3.2.2. La répartition des forces occlusales



La distribution des contraintes occlusales dans l'organe dentaire (émail, dentine, pulpe et cément) obéit aux règles suivantes (KAEWSURIYATHUMRONG et SOMA, 1993) :

- Dans la dentine et la pulpe, l'intensité des contraintes diminue d'occlusal en cervical.
- Dans l'émail, au contraire, l'intensité des contraintes augmente d'occlusal en cervical, et se concentre dans le tiers cervical de la dent.
- La distribution des contraintes aboutit à une répartition homogène des forces entre les racines de la dent. Ces forces sont globalement compressives au niveau radiculaire, indépendamment du type de force appliqué en occlusal.
- La réduction globale et la répartition homogène des contraintes dépendent énormément de l'association des différentes propriétés mécaniques de chacun des tissus dentaires.

On peut déduire de ces éléments que l'idéal, en matière de biomécanique, serait d'avoir un matériau permettant de reconstituer les propriétés de chaque tissu dentaire à restaurer (émail et dentine essentiellement). Cela étant utopique, le meilleur matériau sera celui qui présentera les plus grandes similitudes avec les tissus dentaires, en termes de résistance mécanique.

Par ailleurs, toutes les études portant sur la résistance à la fracture des dents montrent que celles-ci sont d'autant plus fragiles que la quantité de tissus dentaires absente est importante. Cette constatation vient renforcer la nécessité d'utiliser un matériau permettant le respect du principe d'économie tissulaire.

Quelque soit le type de cavité à obturer, le matériau de choix devra donc présenter deux qualités:

- respecter l'économie tissulaire (taille de cavité a minima),
- en fonction du type de cavité, réagir aux contraintes comme le tissu dentaire remplacé.

3.2.3. Cavités prophylactiques

Il s'agit d'éviter l'apparition de caries au niveau des sillons et des puits amélaire. Dans ce cadre, l'utilisation des amalgames impose la réalisation de véritables cavités, alors que celle des composites fluides non chargés (sealants) permet de s'en tenir à une simple ouverture des sillons occlusaux.

La perte de tissus étant minime, les qualités mécaniques du matériau employé sont de faible importance. Les propriétés requises sont :

- une rhéologie adaptée (pénétration du matériau fluide dans les sillons),
- un joint avec la dent de bonne qualité.

Les composites fluides sont donc une alternative de choix aux amalgames, puisqu'ils permettent une exérèse minime de tissus sains et répondent aux impératifs sus-dits.

3.2.4. Cavités de classe I

Dans une cavité de classe I, le matériau n'a qu'un seul degré de liberté : le mouvement en direction occlusale, ce qui diminue l'importance du fluage, et des contraintes en flexion et en traction. Le matériau subira en effet essentiellement des contraintes axiales (compression), et une usure de surface au niveau des zones occlusales.

Les matériaux de choix sont donc a priori ceux présentant de bonnes résistances à la compression et à l'abrasion.

Si l'on se reporte à la synthèse des propriétés des différents matériaux d'obturation, on peut sélectionner :

- les amalgames HCSC,
- les composites hybrides.

3.2.4.1. Facteurs en faveur des amalgames HCSC

Les amalgames ont des propriétés de résistance à la compression et à l'abrasion légèrement supérieures aux composites hybrides.

Le facteur C d'une cavité de classe I est défavorable à une obturation au composite, puisqu'on a un rapport entre la surface de collage et la surface libre élevé, et donc de fortes contraintes internes liées à la photopolymérisation.

3.2.4.2. Facteurs en faveur des composites hybrides

Ils permettent de réaliser une cavité a minima et donc de conserver un maximum de tissus sains.

Dans le cas d'une petite cavité de classe I, la dent est peu fragilisée, mais dans le cas d'une cavité de grande taille, l'utilisation d'un composite prend toute son importance. En effet, une restauration au composite augmente la résistance à la fracture de la dent préparée, alors qu'une restauration à l'amalgame la diminue (SCHATZ et coll., 2001).

3.2.4.3. Discussion

Les amalgames collés permettent d'obtenir une résistance à la fracture de l'émail non soutenu, comparable à celle obtenue par un composite (FRANCHI et coll., 1999). Il serait donc possible de réaliser une cavité a minima et de l'obturer indifféremment à l'amalgame ou au composite. Cependant, ces auteurs reconnaissent que le joint émail-amalgame serait alors de moins bonne qualité que le joint émail-composite (16% de cas de hiatus microscopique avec l'amalgame, contre 4% avec le composite).

En ce qui concerne l'importance du facteur C, il est possible de s'en affranchir en utilisant la technique de remplissage plan par plan exposée dans le chapitre traitant des composites. Une autre possibilité est l'utilisation en fond de cavité d'un composite fluide ou d'un verre ionomère modifié, qui permettent de diminuer les contraintes liées au retrait de polymérisation. Plus la cavité est étroite et profonde (plus le facteur C est important), plus le respect de ces techniques est crucial.

3.2.4.4. Conclusion

Les amalgames HCSC ont de meilleures propriétés mécaniques que les composites hybrides en ce qui concerne les résistances à la compression et à l'abrasion, mais ils ne permettent pas de conserver un maximum de tissus dentaires sains. De plus, leur utilisation diminue la résistance à la fracture de la dent, surtout dans le cas de grandes cavités.

Les composites hybrides sont donc un matériau de choix pour l'obturation des cavités de classe I, et constituent le meilleur compromis entre le respect des tissus sains et le maintien de la résistance de la dent. Ces matériaux ont cependant des limites en cas de facteur C important. Il faut alors les associer à un composite fluide ou à un verre ionomère modifié pour s'affranchir des contraintes internes liées à la polymérisation.

3.2.5. Cavités de classe II

3.2.5.1. exigences mécaniques

Dans une cavité de classe II, le matériau d'obturation a deux degrés de liberté : un mouvement en direction occlusale et un mouvement en direction mésiale ou distale suivant l'emplacement de la cavité principale (trois degrés de liberté en cas de cavité mésio-occluso-distale). Rien ne s'oppose donc au fluage du matériau de restauration. De plus, le matériau reconstitue la crête marginale. Or, au niveau de la crête marginale, les forces occlusales verticales sont en dehors de l'axe de la dent et de la reconstruction. Elles soumettent donc cette dernière à un moment, qui s'exprime par des forces de cisaillement.

Les matériaux reconstituant des cavités de classe II sont donc soumis à des forces verticales de compression (occlusion), ainsi qu'à des forces de cisaillement (forces correspondant à une flexion et à une traction au sein du matériau, et pouvant entraîner sa fracture).

De plus, le matériau d'obturation devra reconstituer le point de contact et l'occlusion. Il devra donc présenter une bonne résistance à l'abrasion.

En résumé, une architecture cavitaire de classe II nécessite un matériau présentant les qualités suivantes :

- résistance au fluage,
- résistance à la compression,
- résistance à la traction et à la flexion,
- résistance à la fracture,
- résistance à l'abrasion.

3.2.5.2. Matériaux correspondant

Les cavités de classe II sont les plus exigeantes en termes de résistance mécanique, surtout si l'on considère les cavités mésio-occluso-distales et les recouvrements cuspidiens, qui en font partie. Aussi, aucun matériau n'est idéal :

- Les amalgames HCSC ont un certain fluage (bien plus faible que les anciens amalgames), et une faible résistance à la flexion et à la traction.

- Les composites hybrides sont moins sensibles au fluage que les amalgames, mais présentent quasiment les mêmes valeurs de résistance à la traction et à la flexion. Ils ont comme avantage sur les amalgames un module de Young plus faible. Par contre, leur résistance à l'abrasion est moindre.
- Les composites compactables ont une meilleure résistance à la traction que les composites hybrides et les amalgames, et également un fluage moindre. Ils sont cependant inférieurs aux composites hybrides pour tous les autres critères.
- L'Ariston pHc, qui présente une résistance à la flexion supérieure aux autres matériaux, est très faible en ce qui concerne la résistance à l'abrasion et la dureté.
- Aucun des autres matériaux ne correspond aux critères exigés.

Aucun matériau n'étant idéal, le meilleur compromis sera trouvé en analysant les modèles de distribution des contraintes dans la dent, et les essais cliniques correspondant.

3.2.5.3. Expériences et essais cliniques

3.2.5.3.1. Influence de la perte de substance sur la solidité de la dent

La solidité résiduelle d'une dent en fonction du type de préparation réalisé a été calculée (REHH et coll., 1989). L'expérimentation a porté sur 42 dents extraites, l'indicateur de solidité choisi étant la rigidité des cuspidés. Voici les conclusions obtenues :

- une cavité de classe I réduit la rigidité cuspidienne de 20%,
- la perte de la crête marginale est l'élément qui affecte le plus la rigidité cuspidienne,
- une cavité mésio-occluso-distale diminue la rigidité cuspidienne de 63%.

Le facteur primordial dans la restauration de la solidité de la dent est donc le respect des crêtes marginales, soit la conservation du maximum de tissus sains.

3.2.5.3.2. Influence du matériau utilisé sur la solidité de la dent.

AROLA et coll., en 2001, ont étudié la répartition et l'intensité des contraintes, dans des dents soumises à des forces occlusales de même intensité. Trois cas de figures ont été étudiés : la dent saine, la dent présentant une cavité mésio-occluso-distale reconstituée à l'amalgame, et la dent présentant une cavité mésio-occluso-distale reconstituée au composite. Voici leurs résultats :

la dent saine :

- la contrainte maximale interne mesurée est la plus importante des trois cas de figure,
- elle est située dans la dentine le long de la paroi pulpaire.

La dent reconstituée à l'amalgame :

- la contrainte maximale enregistrée est moindre,
- elle est située à la limite cavo-superficielle, et aussi à l'angle entre la paroi pulpaire et les parois axiales en cas de force occlusale importante.

La dent reconstituée au composite :

- la contrainte maximale enregistrée est similaire à celle enregistrée avec l'amalgame,
- elle est également située à la limite cavo-superficielle. Cependant, l'augmentation de la force occlusale n'affecte pas cette répartition (pas de forces exprimées à l'angle entre la paroi pulpaire et les parois axiales).

La dent saine a une résistance à la fracture plus importante que les dents reconstituées, alors que pour une même force occlusale, la contrainte maximale interne résultante est plus importante.

Les auteurs en concluent que ce n'est pas l'intensité des contraintes liées à l'occlusion qui déterminent la solidité de la dent, mais leur zone d'application. Comme le type de matériau employé modifie ces zones, la résistance à la fracture de la dent restaurée dépend entièrement de ce matériau (à taille de cavité égale).

Les résultats de cette expérimentation menée sur des cavités complexes corroborent ceux obtenus par SCHATZ et coll. en 2001, qui estiment qu'une restauration au composite augmente la résistance à la fracture de la dent préparée, alors qu'une restauration à l'amalgame la diminue.

Certains auteurs ont également étudié la résistance à la fracture d'un complexe dent-obturation, la restauration comprenant un recouvrement cuspidien. Pour chaque type de matériau, ils ont mesuré la force occlusale à appliquer permettant d'obtenir une fracture :

Force occlusale appliquée, en kg (résistance à la fracture)	
Amalgame + pins dentinaires	1155 ± 388
Amalgame collé	1232 ± 436
Insert vitrocéramique + composite collé	1345 ± 375
Composite collé	1595 ± 373

(SEGURA et RIGGINS, 1999)

Les amalgames collés donnent donc de meilleurs résultats que les amalgames réalisés avec des moyens de rétention mécaniques. En effet, il y a souvent un défaut de condensation au niveau des pins, associé ou non à des fêlures dentinaires à cet endroit (DILTS, 1970). Le résultat est une fracture à l'interface entre les pins et l'amalgame.

Les inserts vitrocéramiques silanisés diminuent le volume imparti au composite et donc les problèmes de retrait de polymérisation. Il y a cependant des problèmes de cohésion entre les deux matériaux, qui expliquent la résistance à la fracture assez moyenne.

Enfin, le meilleur résultat est obtenu en utilisant un composite collé, qui permet une nette amélioration de la résistance à la fracture et une conservation maximale des tissus sains (contrairement aux artifices de rétention des amalgames non collés).

3.2.5.4. Conclusion

Aucun matériau ne possède les qualités mécaniques requises pour restaurer une dent présentant une cavité de classe II.

L'ensemble des expérimentations opposant les deux matériaux les plus adaptés, amalgames et composites, donne les résultats suivants :

- le respect des structures saines de la dent est impératif pour le maintien de sa solidité, or seul un matériau collé permet une taille à minima,
- à taille de cavité égale, une dent restaurée au composite présente une plus grande résistance à la fracture qu'une dent restaurée à l'amalgame.

Le composite semble donc être le matériau le plus adéquat pour obturer une cavité de classe II. Les problèmes liés au retrait de polymérisation, à la réalisation des points de contact et à l'abrasion occlusale, sont résolus en partie par l'utilisation conjointe des trois familles de composites dans des obturations « open-sandwich ». Dans ces obturations, le composite fluide utilisé comme base peut être remplacé par un verre ionomère modifié. Ce type d'obturation a été développé dans le chapitre traitant de l'utilisation clinique des composites.

3.2.6. Cavités de classe V

On distingue deux types de cavités de classe V : les myolyses et les atteintes carieuses.

3.2.6.1. Exigences mécaniques

Dans l'émail, l'intensité des contraintes augmente d'occlusal en cervical, et se concentre dans le tiers cervical de la dent (KAEWSURIYATHUMRONG et SOMA, 1993). Les obturations situées dans le tiers cervical de la dent devront donc supporter de très fortes contraintes, entraînant de très fortes déformations. Pour garantir la pérennité du joint entre le matériau d'obturation et la dent, le matériau devra se déformer de façon analogue à la dent. Il faudra donc utiliser un matériau présentant un module de Young proche de celui des structures dentaires. A ce propos, la dentine, qui constitue l'essentiel de l'interface avec le futur matériau d'obturation, a un module d'élasticité de $19,89 \pm 1,92$ GPa (MAHONEY et coll., 2000). D'après les mêmes auteurs, le module de Young de l'émail est de $80,35 \pm 7,71$ GPa. Cependant, comme l'épaisseur de l'émail diminue beaucoup en cervical, l'interface émail-matériau sera de faible importance. On cherchera donc essentiellement à avoir un matériau présentant un module de Young proche de celui de la dentine.

Par ailleurs, les zones cervicales sont très accessibles au brossage. Le matériau employé doit donc présenter une bonne résistance à l'usure.

Enfin, le type de contraintes obtenu dans la zone cervicale en fonction de la direction d'application des forces occlusales a été calculé (PALAMARA et coll., 2000) :

- le maximum de contraintes est obtenu à la jonction amélo-cémentaire, quelque soit la direction des forces occlusales,
- une force occlusale verticale appliquée sur une cuspide linguale produit une compression importante en lingual au niveau cervical, et une traction modérée en vestibulaire, toujours au niveau cervical,
- lorsque l'angle d'application de la force occlusale varie, toutes les situations sont observables, en matière de distribution des contraintes. (Forces allant de la compression à la traction, dans différentes directions).

Un matériau reconstituant une cavité de classe V devra donc présenter d'assez bonnes résistances à la compression et à la traction. Les contraintes enregistrées restent cependant très inférieures à celles liées à un contact occlusal direct.

En résumé, une architecture cavitaire de classe V nécessite un matériau présentant les qualités suivantes :

- un module de Young proche de celui des structures dentaires,
- une bonne résistance à l'usure,
- dans une moindre mesure, de bonnes résistances à la compression et à la traction.

On peut y ajouter des critères d'ordre esthétique, les cavités de classe V sur prémolaires étant potentiellement visibles, et la nécessité d'un excellent état de surface, pour éviter l'accumulation de plaque, et donc les problèmes parodontaux.

3.2.6.2. Matériaux correspondant

Les matériaux correspondant le mieux à ces critères sont les verres ionomères modifiés, les compomères, et les composites hybrides microchargés.

En effet, les amalgames ont un module de Young trop élevé et les composites « classiques » un module de Young généralement trop bas, tout comme l'Ariston pHc. Enfin, Les verres

ionomères traditionnels ont de trop faibles propriétés mécaniques, bien que leur module de Young soit idéal (autour de 20 GPa).

- Cavités de classe V de type carieux :

Dans ce type de cavités, l'interface entre l'émail et le matériau d'obturation est faible, la partie cervicale de la cavité étant souvent au delà de la jonction amélo-cémentaire. Les verres ionomères modifiés sont donc les plus indiqués, puisqu'ils possèdent une adhésion intrinsèque importante à la dentine, associée par ailleurs à des propriétés cariostatiques potentielles.

- Cavités de classe V de type mylolyse :

Dans ce type de cavités, l'interface avec l'émail est constante et plus importante. On pourra donc utiliser au choix les compomères ou les composites microchargés. Les premiers présentent un module de Young plus adéquat, et les seconds une meilleure résistance à l'usure.

3.2.7. Conclusion

Voici donc les types de matériaux utilisables, au regard des propriétés mécaniques, en fonction de l'architecture cavitaire :

Type de cavité		Matériau
Prophylaxie		Composite fluide non chargé (sealant)
Classe I		Composite hybride + verre ionomère modifié ou composite fluide en fond de cavité
Classe II		Obturation « open sandwich » associant des composites fluide, compactable et hybride. Le composite fluide peut être remplacé par un verre ionomère modifié.
Classe V	Carie	Verres ionomères modifiés
	Mylolyse	Compomères ou composites hybrides microchargés

On remarque que l'amalgame n'est pas indiqué pour ces types de cavités, alors que jusqu'à présent, c'était le matériau de choix. En fait, l'amalgame ne remplit plus les exigences actuelles en matière de conservation du maximum de tissus sains (cavités rétentes trop délabrantes). De plus, les amalgames collés, s'ils éliminent les problèmes liés aux artifices de rétention, ont des propriétés inférieures aux composites (résistance moindre du complexe dent-obturation).

4. CONCLUSION GENERALE

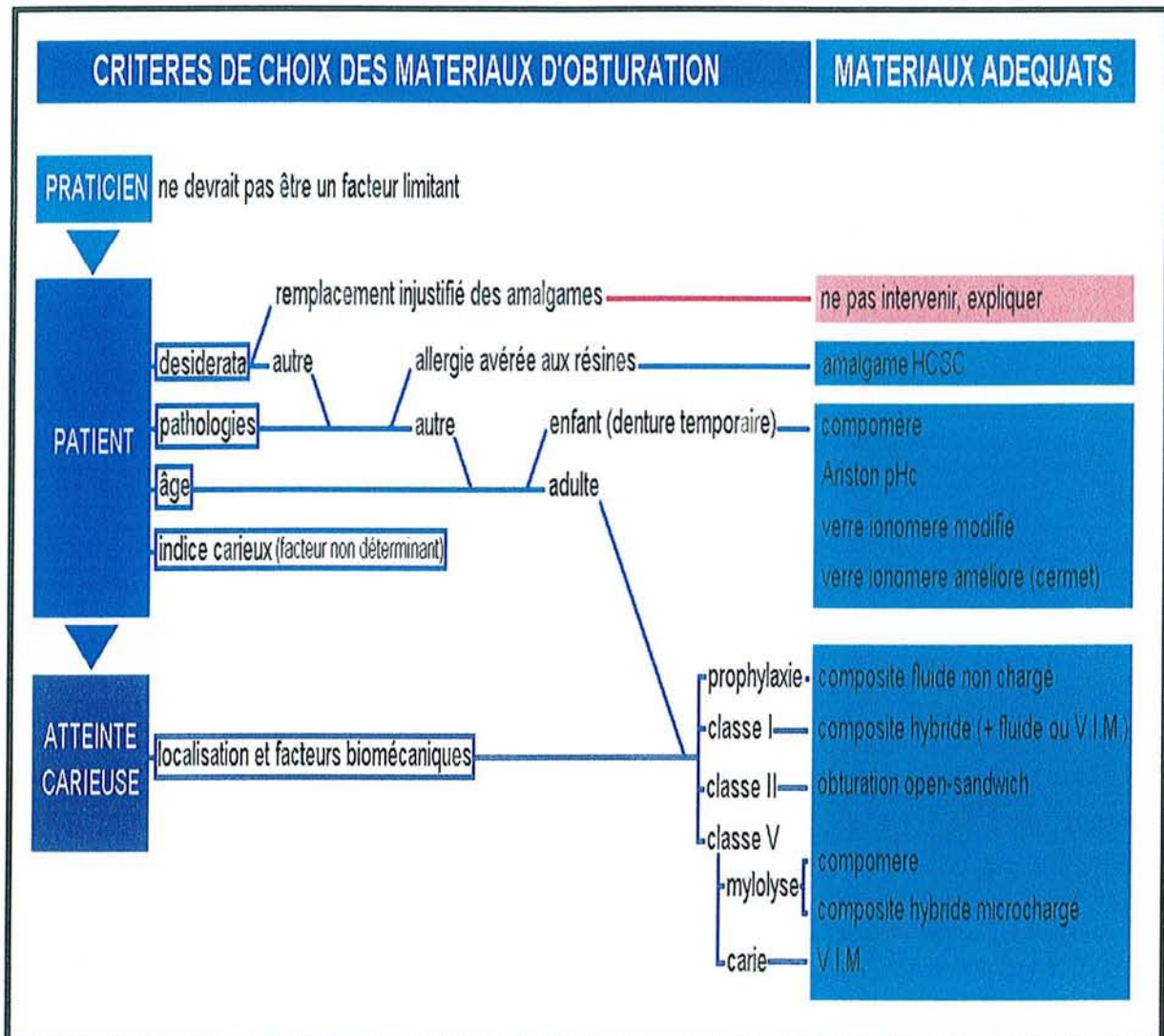
Voici l'arbre décisionnel regroupant les critères de choix des matériaux de restauration coronaire (page suivante).

Les critères de choix sont à considérer dans l'ordre, de haut en bas et de gauche à droite: d'abord le praticien, puis les 4 critères inhérents au patient, puis enfin les critères de localisation de l'atteinte carieuse.

Ainsi, à titre d'exemple, après avoir considéré le choix du patient, l'arbre aboutit à une impasse, ou à la branche correspondant aux pathologies, qui sont le critère suivant, etc..

Le respect de la chronologie de ces critères permet d'aboutir au matériau convenant le mieux à la situation.

La seule situation qui est sans issue est celle correspondant à un patient souhaitant le remplacement injustifié de l'ensemble de ses amalgames. D'après le CONSEIL NATIONAL DE L'ORDRE DES CHIRURGIENS DENTISTES (1999), « compte tenu des données disponibles, il n'est pas éthique de déposer des amalgames ni pour des raisons à prétention médicale, ni pour des raisons esthétiques (...). Seules la récurrence de la lésion carieuse, la fracture ou le vieillissement de l'obturation peuvent justifier cette réponse ». C'est pourquoi nous recommandons alors de s'abstenir de toute intervention et d'expliquer la situation au patient.



Etant donné qu'il n'existe pas de matériau parfait, il est primordial de développer la prophylaxie. A ce propos, les composites fluides permettent de réaliser une obturation satisfaisante de cavités taillées à minima (scellement des puits et des fissures). Il est donc nécessaire de développer un arsenal diagnostique à la hauteur de nos moyens thérapeutiques, nous permettant de dépister les lésions carieuses précoces.



BIBLIOGRAPHIE

- 1 AHMAD I.
Bioesthetic ceromer restorations for the replacement of existing posterior restorations.
Pract. Periodontics Aesthet. Dent., 1998, 10: 416-420
- 2 AKAGI K., OKAMOTO Y., MATSUURA T., HORIBE T.
Properties of test metal ceramic.
Titanium Alloys. J. Prosthet. Dent., 1992, 68: 462-467
- 3 AL-JAZAIRY YH., LOUKA AN.
Effect of bonded amalgam restorations on microleakage.
Oper. Dent., 1999, 24(4): 203-209
- 4 ANUSAVICE KJ.
Quality Evaluation of Dental Restorations: Criteria for Placement and Replacement.
Quintessence Publishing Co., 1989
- 5 ANUSAVICE KJ.
Materials of the future: preservative or restorative?
Oper. Dent., 1998, 23: 162-167
- 6 ARENHOLT-BINDSLEV D.
Environmental aspects of dental filling materials.
J. Oral. Sci., 1998, 106: 713-720
- 7 AROLA D., GALLES LA., SARUBIN MF.
A comparison of the mechanical behaviour of posterior teeth with amalgam and composite MOD restorations.
J. Dent., 2001, 29(1): 63-73
- 8 BAPNA MS., MUELLER UJ.
Fracture toughness, diametrical strength, and fractography of amalgam.
Vonds. Dent. Mater., 1993, 9: 51-56
- 9 BARANSKA-GACHOWSKA M., BORKOWSKI L., ZIAJA M.
Clinical evaluation of Ariston pHc restorations: 1-year results.
Am. J. Dent., 1999, 12: 19-20
- 10 BAYNE SC., THOMPSON JY., SWIFT EJ., STAMATIADES P., WILKERSON M.
A characterization of first-generation flowable composites.
J. Am. Dent. Assoc., 1998, 129: 567-577
- 11 BERRY TG., SUMMITT JB., CHUNG AKH., OSBORNE JW.
Amalgam at the new millennium.
J. Am. Dent. Assoc., 1998, 129: 1547-1556
- 12 BESNAULT C, ATTAL JP.
Influence of a simulated oral environment on microleakage of two adhesive systems in class II composite restorations.
J. Dent., 2002, 30(1): 1-6

- 13 BLACKWELL G., KASE R.
Technical characteristics of light-curing glass-ionomers and compomers.
Aca. Dent. Mater, 1996
- 14 BOUSCHLICHER MR., COBB DS., BOYER DB.
Radiopacity of compomers, flowable and conventional resin composites for posterior restorations.
Oper. Dent., 1999, 24: 20-25
- 15 BRACKETT WW., COVEY DA.
Resistance to condensation of "compactable" resin composites as evaluated by a mechanical test.
Oper. Dent., 2000, 25: 424-426
- 16 BRACKETT WW., GILPATRICK RO., BROWNING WD., GREGORY PN.
Two-year clinical performance of a resin-modified glass-ionomer restorative material.
Oper. Dent., 1999, 24: 9-13
- 17 BROWN WS., DEWEY WA., JACOBS HR.
Thermal properties of teeth.
J. Dent. Res., 1970, 4: 752-755
- 18 BRUNE D.
Corrosion of amalgams.
Scand J. Dent. Res., 1981, 89: 506-514
- 19 BRYANT RW., MAHLER DB.
Modulus of elasticity in bending of composites and amalgams.
J. Prosthet. Dent., 1986, 56: 243-248
- 20 BURDAIRON G.
Abrégé de biomatériaux dentaires (2e ed).
Masson, Paris, 1990
- 21 CAMPANELLA LC., MEIERS JC.
Microleakage of composites and compomers in class V restorations.
Am. J. Dent., 1999, 12: 185-189
- 22 CARE R., BERZINA S., RENCE-BAMBITE I., MACKEVICA I., HEINTZE SD., REICH E.
Efficacy of a new caries-inhibitory restorative material and amalgam as control in 12-13 year-old Latvian adolescents with high caries prevalence: 1-year results.
Am. J. Dent., 1999, 12: 17-18
- 23 CARVALHO AS., CURY JA.
Fluoride release from some dental materials in different solutions.
Oper. Dent., 1999, 24: 14-19
- 24 CATTANI-LORENTE MA., GODIN C., MEYER JM.
Early strength of glass ionomer cements.
Dent. Mater., 1993, 9: 57-62

- 25 CAUTLEY A., CUMBERPATCH G.
Dental amalgam.
NZ. Dent. J., 1995, 91:69
- 26 CHOI KK., FERRACANE JL., HILTON TJ., CHARLTON D.
Properties of packable dental composites.
J. Esthet. Dent., 2000, 12: 216-226
- 27 CHUANG SF., LIU JK., CHAO CC., LIAO FP., CHEN YH.
Effects of flowable composite lining and operator experience on microleakage and internal voids in class II composite restorations.
J. Prosthet. Dent., 2001, 85(2): 177-183
- 28 CHUNG K.
Effects of palladium addition on properties of dental amalgams.
Dent. Mater., 1992, 8: 190-192
- 29 CIVJAN S., BARONE JJ., REINKE PE., SELTING WJ.
Thermal properties of non metallic restorative materials.
J. Dent. Res., 1972, 4: 1030-1037
- 30 COBB DS., MACGREGOR KM., VARGAS MA., DENEHY GE.
The properties of packable and conventional posterior resin-based composites: a comparison.
J. Am. Dent. Assoc., 2000, 131: 1610-1615
- 31 COHEN F
Corrosion électrochimique des amalgames dentaires. Incidences secondaires sur la flore buccale.
Thèse. Univ. René Descartes. Paris V, 1988
- 32 COLLINS CJ., BRYANT RW., HODGE KLV.
A clinical evaluation of posterior composite resin restorations: 8-years findings.
J. Am. Dent. Assoc., 1998, 26: 311-317
- 33 CONSEIL NATIONAL DE L'ORDRE DES CHIRURGIENS-DENTISTES
Amalgames dentaires: données et recommandations.
Paris, Conseil national de l'ordre des chirurgiens-dentistes, 1999, 63 pages
- 34 CONSEIL SUPERIEUR D'HYGIENE PUBLIQUE DE FRANCE
L'amalgame dentaire et ses alternatives, évaluation et gestion du risque.
Technique et Documentation, 1998, 135 pages
- 35 CONSO F., DESCOTES J., HARTMANN P., PANIGHI M., RIVIERE P.
Commission d'enquête sur l'amalgame.
2001
- 36 COTERT HS., SEN BH., BALKAN M.
In vitro comparison of cuspal fracture resistances of posterior teeth restored with various adhesive restorations.
Int. J. Prosthodont., 2001, 14(4): 374-378

- 37 COVEY DA., TAHANEY SR., DAVENPORT JM.
Mechanical properties of heat-treated composite resin restorative materials.
J. Prosthet. Dent., 1992, 68: 458-461
- 38 CRAIG RG.
Restorative Dental Materials. 9th ed.
C. V. Mosby, St. Louis, 1993
- 39 CRAIG RG., O'BRIEN WJ., POWERS JM.
Dental Materials: Properties & Manipulation. 6th ed.
C.V. Mosby, St. Louis, 1996
- 40 CRAIG RG., PEYTON FA.
Elastic and Mechanical Properties of Human Dentin.
J. Dent. Res., 1958, 4: 710-718
- 41 CRAIG RG., PEYTON FA., JOHNSON DW.
Compressive Properties of Enamel, Dental Cements, and Gold.
J. Dent. Res., 1961, 5: 936-945
- 42 CROLL TP.
Alternatives to silver amalgam and resin composite in pediatric dentistry.
Quintessence Int., 1998, 29: 697-703
- 43 DIETSCHI D.
Anatomical applications of a new direct ceromer.
Signature, 1997, 4(1): 8-11
- 44 DIETSCHI D., CAMPANILE G., HOLZ J., MEYER JM.
Comparison of the color stability of ten new-generation composites: an in vitro study.
Dent. Mater., 1994, 353-362
- 45 DUKE E. S.
Packable composites for posterior clinical applications.
Compend. Contin. Educ. Dent., 2000, 21: 604-605
- 46 DUKE ES.
The introduction of a new class of composite resin ceromers.
Compend. Contin. Educ. Dent., 1999, 20(3): 246-247
- 47 EICHMILLER FC., MARJENHOFF WA.
Fluoride releasing dental restorative materials.
Oper. Dent., 1998, 23: 218-228
- 48 EL-KALLA IH., GARCIA-GODOY F.
Mechanical properties of compomer restorative materials.
Oper. Dent., 199, 24: 2-8
- 49 FINGER WJ., LEE KS., PODSZUN W.
Monomers with low oxygen inhibition as enamel/dentin adhesives.
Dent Mater. 1996 Jul; 12(4): 256-61.

- 50 FONTANA M., GONZALES-CABEZAS C., WILSON ME., APPERT C.
In vitro evaluation of a smart dental material for its efficacy in preventing secondary caries using a microbial artificial mouth model.
Am. J. Dent., 1999, 12: 8-9
- 51 FORSS H., SEPPA L., LAPPALAINEN R.
In vitro abrasion resistance and hardness of glass-ionomer cements.
Dent. Mater., 1991, 7: 36-39
- 52 FRANCHI M., BRESCHI L., RUGGERI O.
Cusp fracture resistance in composite-amalgam combined restorations.
J. Dent., 1999, 27(1): 47-52
- 53 GEURTSSEN W.
Substances released from dental resin composites and glass-ionomer cements.
Eur. J. Oral. Sci., 1998, 106: 687-695
- 54 GEURTSSEN W., SCHOELER U.
A 4-year retrospective clinical study of class I and class II composite restorations.
J. Dent., 1997, 25: 229-232
- 55 GEURTSSEN W., SPAHL W., LEYHAUSEN G.
Residual monomer/additive release and variability in cytotoxicity of light-curing glass-ionomer cements and compomers.
J. Dent. Res., 1998, 77(12): 2012-2019
- 56 GLADYS S., VAN MEERBEEK B., BRAEM M., LAMBRECHTS P., VANHERLE G.
Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass-ionomers and resin composite restorative materials.
J. Dent. Res., 1997, 76(4): 883-894
- 57 HASS KH., WOLTER H.
Synthesis, properties and applications of inorganic organic copolymers (ORMOCERs),
Current Opinion in Solid State and Material Science, 1999, 4(6): 571-580
- 58 HEINTZE SD.
A new material concept for inhibiting the formation of secondary caries.
Am. J. Dent., 1999, 12: 4-7
- 59 HELVATJOGLOU-ANTONIADES M., THEODORIDOU-PAHINI S.,
PAPADOGIANNIS Y., KAREZIS A.
Microleakage of bonded amalgam restorations: effect of thermal cycling.
Oper. Dent., 2000, 25(4): 316-323
- 60 HENSTEN-PETTERSEN A.
Skin and mucosal reactions associated with dental materials.
Eur. J. Oral. Sci., 1998, 106: 707-712

- 61 HICKEL R.
Glass-ionomers, cermets, hybrid-ionomers and compomers-(long-term) clinical evaluation.
Aca. Dent. Mater., 1998
- 62 HICKEL R., DASCH W., JANDA R., TYAS M., ANUSAVICE K.
New direct restorative materials.
Int. Dent. J., 1998, 48: 3-16
- 63 HICKEL R., MANHART J.
Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure.
J. Adhes. Dent., 2001, 3(1): 45-64
- 64 HOFMANN N, HUGO B, SCHUBERT K, KLAIBER B.
Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus, and hardness of photoactivated resin composites.
Clin. Oral. Investig., 2000, 4(3): 140-147
- 65 HSU CYS., DONLY KJ., DRAKE DR., WEFEL JS.
Effects of aged fluoride-containing restorative materials on recurrent root caries.
J. Dent. Res., 1998, 77: 418-425
- 66 IGLESIAS AM., SORENSEN SE., CARTER JM., WILKO RA.
Some properties of high-copper amalgam alloys comparing hand and mechanical trituration.
J. Prosthet. Dent., 1984, 52(2): 194-198
- 67 INOKOSHI S., BURROW MF., KATAUMI M., YAMADA T, TAKATSU T.
Opacity and colour changes of tooth-coloured restorative materials.
Oper. Dent., 1996, 21(2): 73-80
- 68 JANTARAT J., PALAMARA JE., MESSER HH.
An investigation of cuspal deformation and delayed recovery after occlusal loading.
J. Dent., 2001, 29(5): 363-370
- 69 JENSEN SJ.
Corrosion products of dental amalgam.
Scand. J. Dent. Res., 1982, 90: 239-242
- 70 JENSEN SJ.
Corrosion of zinc-containing dental amalgam.
Scand J. Dent. Res., 1983, 91: 325-328
- 71 JOHNSON GH., POWELL LV.
Effect of admixed indium on properties of a dispersed phase high-copper dental amalgam.
Dent. Mater., 1992, 8, 6: 366-369
- 72 JOHNSON JR.
X-ray diffraction evidence for the presence of (Ag-Hg) on dental amalgam.
J. Biomed. Mater. Res., 1967, 1: 285-297

- 73 JOHNSON LB., PAFFENBARGER GC.
The role of zinc in dental amalgams.
J. Dent. Res., 1980, 59(8): 1412-1419

- 74 KAEWSURIYATHUMRONG C., SOMA K.
Stress of tooth and PDL structure created by bite force.
Bull. Tokyo Med. Dent. Univ., 1993, 40(4): 217-232

- 75 KAN KC., MESSER LB., MESSER LH.
Variability in cytotoxicity and fluoride release of resin-modified glass-ionomer cements.
J. Dent. Res., 1997, 76(8): 1502-1507

- 76 KARANTAKIS P., HELVATOGLLOU-ANTONIADES M., THEODORIDOU-PAHINI S., PAPADOGIANNIS Y.
Fluoride release from three glass-ionomers, a compomer, and a composite resin in water, artificial saliva, and lactic acid.
Oper. Dent., 200, 25: 20-25

- 77 KELSEY WP., LATTA MA., SHADDY RS., STANISLAV CM.
Physical properties of three packable resin-composite restorative materials.
Oper. Dent., 2000, 25: 331-335

- 78 KIELBASSA A., MÜLLER U., GARCIA-GODOÏ F.
In situ study on the caries-preventive effects of fluoride-releasing materials.
Am. J. Dent., 1999, 12: 13-14

- 79 KIM Y., HIRANO S., HIRASAWA T.
Physical properties of resin-modified glass-ionomers.
Dent. Mater. J., 1998, 17(1): 68-76

- 80 LANDOLT D.
Traité des matériaux : corrosion et chimie de surfaces des métaux.
Presses polytechniques et universitaires romandes, Lausanne, 1993

- 81 LASFARGUES JJ., KALEKA R., LOUIS JJ.
Le concept SiSta, un nouveau guide thérapeutique en cariologie.
Réal. Clin., 2000, 11(1): 103-122

- 82 LEE SY., GREENER EH.
Effect of excitation energy on dentine bond strength and composite properties.
J. Dent., 1994, 22: 175-181

- 83 LEINFELDER KF., BAYNE SC., SWIFT EJ.
Packable composites: overview and technical considerations.
J. Esthet. Dent., 1999, 11: 234-249

- 84 LETZEL H., VAN'T HOF MA., MARSHALL GW., MARSHALL SJ.
The influence of the amalgam alloy on the survival of amalgam restorations: a secondary analysis of multiple controlled clinical trials.
J. Dent. Res., 1997, 76, 11: 1787-1798

- 85 LETZEL H., VAN'T HOF MA., VRIJHOEF MMA., ET COLL.
A controlled clinical study of amalgam restorations: survival, failures, and causes of failure. Dent. Mater., 1989, 5:115
- 86 LETZEL H., VRIJHOEF MMA.
The influence of polishing on the marginal integrity of amalgam restorations. J. Oral. Rehabil., 1984, 11:89
- 87 LIEBENBERG WH.
Restoring proximal integrity in posterior composite resin restorations: innovations using ceromers. S.A.D.J., 1998, 53(3): 129-138
- 88 LIEBENBERG WH.
Direct ceromers: assuring restorative integrity with selective application of two viscosities. Signature, 1997, 4(2): 14-21
- 89 LYGRE H., SOLHEIM E., MOE G.
Organic leachables from polymer-based dental filling materials. Eur. J. Oral. Sci., 1999, 107: 378-383
- 90 MAHLER DB., ADEY JD.
Microprobe analysis of a high cu amalgam alloy. J. Dent. Res., 1977, 56 (4): 379-384
- 91 MAHLER DB., ADEY JD.
Factors influencing the creep of dental amalgam. J. Dent. Res., 1991, 70: 1394-1400
- 92 MAHLER DB., ADEY JD., VAN EYSDEN J.
Quantitative microprobe analysis of amalgam. J. Dent. Res., 1975, 54,2: 218-226
- 93 MAHLER DB., TERKLA LG., VAN EYSDEN J., REISBICK MH.
Marginal fracture vs. mechanical properties of amalgam. J. Dent. Res., 1970, 49(6): 1452-1457
- 94 MAHLER DB., VAN EYSDEN J.
Dynamic creep of dental amalgam. J. Dent. Res., 1969, 48:501
- 95 MAHONEY E., HOLT A., SWAIN M., KILPATRICK N.
The hardness and modulus of elasticity of primary molar teeth: an ultra-micro-indentation study. J. Dent., 2000, 28(8): 589-594
- 96 MAIR LH.
Ten-year clinical assessment of three posterior resin composites and two amalgams. Quintessence Int., 1998, 29: 483-490

- 97 MALHOTRA ML., ASGAR K.
Microstructure of dental amalgams containing high and low copper contents.
J. Dent. Res., 1977, 56, 12: 1481-1487
- 98 MALHOTRA ML., ASGAR K.
X-ray diffract analysis of γ_2 phase in high copper amalgam of varying hg contents.
J. Dent. Res., 1981, 60, 2: 149-153
- 99 MANHART J., CHEN HY., HICKEL R.
The suitability of packable resin-based composites for posterior restorations.
I. Am. Dent. Assoc., 2001, 132: 639-645
- 100 MANHART J., HICKEL R., POWERS JM.
Colour stability of hybrid composites and compomers.
Internal research report, 1998
- 101 MANHART J., KUNZELMANN KH., CHEN HY., HICKEL R.
Mechanical properties and wear behaviour of light-cured packable composite resins.
Dent. Mater., 2000, 16: 33-40
- 102 MAROUF N., SIDHU SK.
A study on radiopacity of different shades of resin-modified glass-ionomers restorative materials.
Oper. Dent., 1998, 23(1), 10-14
- 103 MILICICH G., RAYNEY JT.
Clinical presentations of stress distribution in teeth and the significance in operative dentistry.
Pract. Periodontics Aesthet. Dent., 2000, 12(7): 695-700
- 104 MJOR IA., QVIST V.
Marginal failures of amalgam and composite restorations.
J. Dent., 1997, 25: 25-30
- 105 MJOR IA;
The safe and effective use of dental amalgam.
Int. Dent. J., 1987, 37:147
- 106 MOSZNER N., SALZ U.
New developments of polymeric dental composites.
Progress in polymer science, volume 26, 2001, 4: 535-576
- 107 MOUNT GH., HUME WR.
A revised classification of carious lesions by site and size.
Aust. Dent. J., 1997, 28(5): 301-303
- 108 MOUNT GH., HUME WR.
Cavity classification.
Aust. Dent. J., 1997, 22(3): 210

- 109 MOUNT GH., HUME WR.
A new cavity classification.
Aust. Dent. J., 1998, 43(3): 153-159
- 110 NAASAN M., WATSON TF.
Conventional glass-ionomers as posterior restorations.
Am. J. Dent., 1998, 11: 36-45
- 111 NEME AL., EVANS DB., MAXSON BB.
Evaluation of dental adhesive systems with amalgam and resin composite restorations: comparison of microleakage and bond strength results.
Oper. Dent., 2000, 25(5): 512-519
- 112 OKABE T., MITCHELL RJ., BUTTS MB. ET COLL.
Change in creep rate and microstructure in an aged, low-copper amalgam.
J. Biomed. Mater. Res., 1982, 19: 727-746
- 113 OSBORNE J. W., SUMMITT JB.
Cavity preparations that extend the clinical longevity of amalgam restorations.
J. Ala. Dent. Assoc., 1993, 77: 12-18
- 114 OTANI H., JESSER WA., WILSDORF HGF.
The in vivo and in vitro corrosion products of dental amalgams.
J. Biomed. Mater. Res., 1993, 54: 523-539
- 115 PALAMARA D., PALAMARA JE., TYAS MJ., MESSER HH.
Strain patterns in cervical enamel of teeth subjected to occlusal loading.
Dent. Mater., 2000, 16(6): 412-419
- 116 PARK YJ., CHAE KH., RAWLS HR.
Development of a new photoinitiation system for dental light-curing composite resins.
Dent. Mater., 1999, 15(2): 120-127
- 117 PAYNE JH.
The marginal seal of class II restorations: flowable composite resin compared to injectable glass ionomer.
J. Clin. Pediatr. Dent., 1999, 23(2): 123-130
- 118 PEUMANS M., VAN MEERBEEK B., ASSCHERICKX K., SIMON S., ABE Y.,
LAMBRECHTS P., VANHERLE G.
Do compactable composites help to achieve better proximal contacts?
Dent Mater., 2001, 17(6): 533-541.
- 119 PEUTZFELD A.
Resin composites in dentistry: the monomer systems.
Eur. J. Oral. Sci., 1997, 105: 97-116
- 120 PHILLIPS RW.
Skinner's science of dental materials,
WB. Saunders Company, 1991, 597 pages

- 121 PILO R., BROSH T., CHWEIDAN H.,
Cusp reinforcement by bonding of amalgam restorations.
J. Dent., 1998, 26(5-6): 467-472
- 122 POWELL LV., JOHNSON GH., BALES DJ.
Effect of admixed indium on mercury vapour release from dental amalgam.
J. Dent. Res., 1989, 68:1231
- 123 POWERS JM., BURGESS JO.
Performance standards for competitive dental restorative materials.
Acc. Dent. Mater., 1996
- 124 POWERS JM., FARAH JW.
Apparent modulus of elasticity of dental amalgams.
J. Dent. Res., 1975, 54, 4: 902
- 125 POWERS JM., HOSTETLER RW., DENNISON JB.
Thermal expansion of composite resins and sealants.
J. Dent. Res., 1979, 58, 2: 584-587
- 126 PUJOL F., TOUMELIN-CHEMLA F.
Evaluation de la corrosion des amalgames dentaires par différentes méthodes électrochimiques.
J. Biomat. Dent., 1997, 12 : 43-57
- 127 RANDALL RC., WILSON NHF.
Glass-ionomer restoratives: a systematic review of a secondary caries treatment effect.
J. Dent. Res., 1999, 78: 628-637
- 128 REEH ES., MESSER HH., DOUGLAS WH.
Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures.
J. Endod., 1989, 15(11): 512-516
- 129 ROULET JF.
Benefits and disadvantages of tooth-coloured alternatives to amalgam.
J. Dent., 1997, 25: 469-473
- 130 ROULET JF., DEGRANGE M.
Collages et adhésion, la révolution silencieuse.
Quintessence International, 2000, 358 pages
- 131 SANO H., CIUCCHI B., MATTHEWS WG., PASHLEY DH.
Tensile properties of mineralised and demineralised human and bovine dentin.
J. Dent. Res., 1994, 73: 1205-1211
- 132 SARKAR NK.
Creep, corrosion and marginal fracture of dental amalgams
J. Oral Rehab., 1978; 5: 413-423
- 133 SARKAR NK., EYER C.
Corrosion of zinc in dental amalgam.
J. Dent. Res., 1982, 61: Abstr.n° 446

- 134 SARKAR NK., MARSHALL GW., MOSER JB., GREENER EH.
In vivo and in vitro corrosion products of dental amalgam.
J. Dent. Res., 1975, 54, 5: 1031-1038
- 135 SCHATZ D., ALFTER G, GOZ G.
Fracture resistance of human incisors and premolars: morphological and patho-anatomical factors.
Dent. Traumatol., 2001, 17(4): 167-173
- 136 SCHEDULE A., FRANZ A., RAUSCH-FAN X., SPITTLER A., LUCAS T., SAMORAPOOMPICHIT P., SPEER W., BOLTZ-NITULESCU G.
Cytotoxic effects of dental composites, adhesive substances, compomers and cements.
Dent. Mater., 1998, 14: 429-440
- 137 SCHIFFNER U.
Inhibition of enamel and root dentin demineralization by Ariston pHc: an artificial mouth study.
Am. J. Dent., 1999, 12: 10-12
- 138 SCHMALZ G.
The biocompatibility of non-amalgam dental filling materials.
Eur. J. Oral. Sci., 1998, 106: 696-706
- 139 SEGURA A., RIGGINS R.
Fracture resistance of four different restorations for cuspal replacement.
J. Oral. Rehab., 1999, 26: 928-931
- 140 SETCOS JC., STANINEC M., WILSON NH.
Bonding of amalgam restorations: existing knowledge and future prospects.
Oper. Dent., 2000, 25(2): 121-129
- 141 SKARVEIT L., HALSE A.
Radiopacity of glass-ionomer materials.
J. Oral. Rehabil., 1996, 23(1): 1-4
- 142 SMALES RJ.
Effects of rubber dam isolation on restoration deterioration.
Am. J. Dent., 1992, 5(5): 277-279
- 143 TATE WH., YOU C., POWERS JM.
Bond strength of compomers to dentin using acidic primers.
Am. J. Dent., 1999, 12: 235-242
- 144 TOBI H., KREULEN CM., VONDELING H., VAN AMERONGEN WE.
Cost-effectiveness of composite resins and amalgam in the replacement of amalgam class II restorations.
Community Dent. Oral. Epidemiol., 1999, 27: 137-143
- 145 TRUMMLER A., MÜLLER D., WEISS V.
Clinical experience with a new tooth-coloured dental restorative material (Ariston pHc) on primary teeth.
Am. J. Dent., 1999, 12: 15-16

- 146 TYLER DW., THURMEIER J.
Amalgam bonding: visualization and clinical implications of adhesive displacement during amalgam condensation.
Oper. Dent., 2001, 26(1): 81-86
- 147 VAN DIJKEN JWV., KIERI C., CARLEN M.
Longevity of extensive class II open sandwich restorations with a resin-modified glass-ionomer cement.
J. Dent. Res., 1999, 78(7): 1319-1325
- 148 VRIJHOEF MMA., VERMEERSCH AG., SPANAUF AJ.
Dental Amalgam.
Quintessence Publishing Co., 1980
- 149 VRIJHOEF M., DRIESSENS FCM.
Long term phase changes in dental amalgam after setting.
J. Biomed. Mater. Res., 1974, 8: 435-442
- 150 WATTS DC.
The structural scope of biomaterials as amalgam alternatives.
Aca. Dent. Mater., 1996
- 151 WILLEMS G., LAMBRECHTS P., BRAEM M ET AL.
A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics.
Dent. Mater., 1992, 8: 310-319
- 152 WILSON NHF.
Long-term performance of resin-bonded tooth-coloured restorations.
Academy of dental materials, 1996
- 153 WILSON NHF., DUNNE SM., GAINSFORD ID.
Current materials and techniques for direct restorations in posterior teeth.
Int. Dent. J., 1997, 47: 185-193
- 154 WING G.
Phase identification in dental amalgam.
Austral. Dent. J., 1966, 11: 105-113
- 155 WINKLER MM., RHODES B., MOORE BK.
Retentive strength of an amalgam bonding agent: chemical vs. light dual curing.
Oper. Dent., 2000, 25(5): 505-511
- 156 XU HH., SCHUMACHER GE., EICHMILLER FC., ANTONUCCI JM.
Strengthening composite resin restorations with ceramic whisker reinforcement.
Pract. Periodontics Aesthet. Dent., 2000, 12(1): 111-116

COLOMBAT (Geoffroy).- Biomatériaux alternatifs à l'amalgame : critères de choix.
151 p.

Thèse : Chir. Dent. : Nancy : 2002

Mots-clés : - evidence-based dentistry
- amalgame
- biomatériaux d'obturation directe
- critères de choix



COLOMBAT (Geoffroy).- Biomatériaux alternatifs à l'amalgame : critères de choix.

Thèse : Chir. Dent. : Nancy : 2002

Il existe de nombreux matériaux alternatifs à l'amalgame. Il s'agit des alliages métalliques sans mercure, des composites, des verres ionomères traditionnels et modifiés, des compomères, de l'Ariston pHc et des ormocers.

Le premier chapitre de cet ouvrage présente chronologiquement ces différents matériaux, au moyen d'une revue récente de la littérature. Leur composition, leurs propriétés mécaniques, physico-chimiques et optiques, ainsi que leur biocompatibilité et quelques aspects de leur utilisation clinique (protocole, rapport coût-efficacité), sont étudiés systématiquement. Ce chapitre se conclut par une synthèse des propriétés de l'ensemble des matériaux analysés.

Le second chapitre définit les critères de choix des matériaux d'obturation coronaire. Ces critères sont mis en relation avec les propriétés des différents matériaux, et l'ensemble aboutit à un schéma décisionnel pratique, guidant le praticien dans le choix du matériau de restauration.

JURY :

M. M. PANIGHI	Professeur des Universités	Président
M. J.P. LOUIS	Professeur des Universités	Juge
<u>M. B. JACQUOT</u>	Maître de Conférences des Universités	Juge
M. P. BRAVETTI	Maître de Conférences des Universités	Juge

Adresse de l'auteur : Geoffroy COLOMBAT
10, rue de Lyon
29200 BREST

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Jury : Président : M. PANIGHI – Professeur des Universités
Juges : J.P. LOUIS – Professeur des Universités
B. JACQUOT – Maître de Conférences des Universités
P. BRAVETTI – Maître de Conférences des Universités

THESE POUR OBTENIR LE DIPLOME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

présentée par: Monsieur COLOMBAT Geoffroy

né(e) à: BEAUMONT (Puy de Dôme)

le 03 janvier 1976

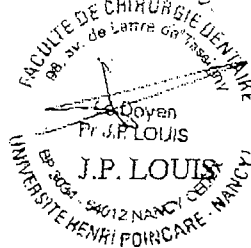
et ayant pour titre : «Les biomatériaux alternatifs à l'amalgame : critères de choix»

Le Président du jury,



M. PANIGHI

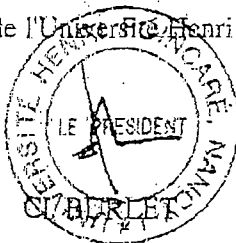
Le Doyen,
de la Faculté de Chirurgie Dentaire



Autorise à soutenir et imprimer la thèse

NANCY, le 3 JUIN 2002 1373

Le Président de l'Université Henri Poincaré, Nancy-1



COLOMBAT (Geoffroy).- Biomatériaux alternatifs à l'amalgame : critères de choix.
151 p.

Thèse : Chir. Dent. : Nancy : 2002

Mots-clés : - evidence-based dentistry
- amalgame
- biomatériaux d'obturation directe
- critères de choix

COLOMBAT (Geoffroy).- Biomatériaux alternatifs à l'amalgame : critères de choix.

Thèse : Chir. Dent. : Nancy : 2002

Il existe de nombreux matériaux alternatifs à l'amalgame. Il s'agit des alliages métalliques sans mercure, des composites, des verres ionomères traditionnels et modifiés, des compomères, de l'Ariston pHc et des ormocers.

Le premier chapitre de cet ouvrage présente chronologiquement ces différents matériaux, au moyen d'une revue récente de la littérature. Leur composition, leurs propriétés mécaniques, physico-chimiques et optiques, ainsi que leur biocompatibilité et quelques aspects de leur utilisation clinique (protocole, rapport coût-efficacité), sont étudiés systématiquement. Ce chapitre se conclut par une synthèse des propriétés de l'ensemble des matériaux analysés.

Le second chapitre définit les critères de choix des matériaux d'obturation coronaire. Ces critères sont mis en relation avec les propriétés des différents matériaux, et l'ensemble aboutit à un schéma décisionnel pratique, guidant le praticien dans le choix du matériau de restauration.

JURY :

M. M. PANIGHI	Professeur des Universités	Président
M. J.P. LOUIS	Professeur des Universités	Juge
<u>M. B. JACQUOT</u>	Maître de Conférences des Universités	Juge
M. P. BRAVETTI	Maître de Conférences des Universités	Juge

Adresse de l'auteur : Geoffroy COLOMBAT
10, rue de Lyon
29200 BREST