

REPUBLICQUE DE COTE D'IVOIRE
UNION - DISCIPLINE - TRAVAIL

MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE ET DE
L'INNOVATION TECHNOLOGIQUE



FACULTE D'ODONTO - STOMATOLOGIE

Année 1995-1996

Thèse n°

THESE

POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN SCIENCES
ODONTOLOGIQUES
(Troisième Cycle)

**CONTRIBUTION A L'ETUDE DES
PROPRIETES MECANIQUES DES
COMPOSITES FIBRES DE CARBONE-RESINE
INTERET DANS LE RENFORCEMENT DES BASES
PROTHETIQUES**

*Présentée et soutenue publiquement le
par*

Docteur N'DINDIN ASSIEHUE CLAUDE

MEMBRES DU JURY

Président : Monsieur le Professeur **EGNANKOU Kouamé Joannès**

Directeur de thèse : Monsieur le Professeur **TOURE Seydou**

Co-Directeur de thèse : Monsieur le Professeur Agrégé **MORENAS MAURICE**

Assesseurs :
Madame le Professeur **BAKAYOKO-LY Ramata**
Monsieur le Professeur Agrégé **ASSI Koffi Delman**

DIRECTEUR HONORAIRE

Monsieur le Professeur VILASCO Jacob

ADMINISTRATION

DOYEN

Monsieur le Professeur EGNANKOU Kouamé Joannès

PREMIER ASSESSEUR

Madame le Professeur BAKAYOKO-LY Ramata

DEUXIEME ASSESSEUR

Monsieur le Professeur ANGOH Yapo

SECRETAIRE PRINCIPAL

Monsieur BLÁY Koffi

SECRETAIRE DU DECANAT

Madame KABLAN AGOH Madeleine

RESPONSABLE DE SCOLARITÉ

Monsieur ELLOUAFRIN Nindjin

PERSONNEL ENSEIGNANT

Année universitaire 1995 • 1996

I- ENSEIGNANTS PERMANENTS

I- DEPARTEMENT DE BIOLOGIE ET MATIERES FONDAMENTALES

EGNANKOU Kouamé Joannès	Professeur
GBANE Moustapha	Assistant Chef de Clinique

II- DEPARTEMENT DE PARODONTOLOGIE

BROU Emmanuel	Professeur
KONE Dramane	Assistant Chef de Clinique
EL RADJ Taleb	Assistant Chef de Clinique

III- DEPARTEMENT D'ODONTOLOGIE CONSERVATRICE

ADIKO Eyholand F.	Maitre de Conférences Agrégé
MANSILLA Edmée C. épouse ABOUATTIER	Maitre Assistant
ASSOUMOU N'Won Marie	Assistante Chef de Clinique
KOFFI-GNAGNE Agnéro Nome Y.	Assistante Chef de Clinique

IV- DEPARTEMENT DE PEDODONTIE-PREVENTION-EPIDEMIOLOGIE

IV-1 Section Pédodontie

LY R. épouse BAKAYOKO	Professeur
KATTIE Aka Louka	Maitre Assistant

IV-2 Section Hygiène-Prévention-Epidémiologie

LY R. épouse BAKAYOKO	Professeur
KOFFI N'guessan A.	Assistant Chef de Clinique

V- DEPARTEMENT DE PROTHESE

V-1 Section de Prothèse Maxillo-Faciale

TOURE Seydou	Professeur
BAMBA Aboudramane	Assistant Chef de Clinique

V-2 Section de Prothèse Conjointe

TOURE Siaka	Maître de Conférences Agrégé
PAASS Christiane	Assistante Chef de Clinique
BAKOU O. Dorcas	Assistante Chef de Clinique

V-3 Section de Prothèse Adjointe

ASSI KOFFI Delman	Maître de Conférences Agrégé
BEYLIE Patrick	Assistant Chargé d'Enseignement
BITTY Marie-Josephe	Assistante Chef de Clinique
N'GUESSAN Koffi Sylvain	Assistant Chef de Clinique

VI- DEPARTEMENT DE CHIRURGIE-PATHOLOGIE ET THERAPEUTIQUE-RADIOLOGIE-ANESTHESIE-REANIMATION

ANGOY Yapo	Professeur
ADOU Akaï	Assistant Chef de Clinique
SOUAGA Kouakou	Assistant Chef de Clinique
KOUAME Patrice Attogbain	Assistant Chef de Clinique
AMANTCHI Daniel	Assistant Chef de Clinique

VII- DEPARTEMENT D'ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE

ROUX Huguette	Professeur
AGNERO-EBOI Georgette	Maître de Conférences Agrégé
DJAHA Konan	Maître de Conférences Agrégé
AKA Aduéni	Assistant Chef de Clinique

VIII- DEPARTEMENT D'ECONOMIE, DE SANTE, ODONTOLOGIE LEGALE INSERTION PROFESSIONNELLE

TOURE Seydou Hamed	Professeur
ARON Marie-Christine	Maître Assistante

II- ENSEIGNANTS APPORTANT LEUR CONCOURS A LA FACULTÉ D'ODONTO-STOMATOLOGIE

A- Faculté de médecine

PROFESSEURS

DAGO A. Augustin	Anatomie Pathologique
DJEDJE André Théodore	Radiologie Biophysique
DOSSO-BRETIN Mireille	Bactériologie - Virologie
EHOUMAN Armand	Cytologie-Histo-Embryologie
GADEGBEKU Samuel	Stomatologie Chirurgie maxillo-faciale
GUESSEND Kouadio Georges	Médecine sociale - Hygiène
KEBE Mémel Jean-Baptiste	Anatomie Urologie
KETEKOU SIE Ferdinand	Biochimie
SARRACINO T. Jeanine	Médecine sociale - Hygiène

MAITRES DE CONFERENCES AGREGES

ASSA Allou	Stomatologie Chirurgie Maxillo-Faciale
ASSOUMOU Aka	Parasitologie
BOGUI Pascal	Physiologie
DIARRA A.J.	Hygiène
DIE KACOU Henri	Pharmacologie Clinique
EDOH Vincent	Bactériologie Virologie
FAYE kété	Bactériologie
KOFFI Kouakou	Anesthésie - Réanimation
LOKROU Lohourignon	Endocrinologie
SESS E. Daniel	Biochimie
TURQUIN Henri	Chirurgie Proctologie

CHEFS DE TRAVAUX

OUHON Jean

Parasitologie

DOSSO Yolande

Physiologie

ASSISTANTS CHEFS DE CLINIQUE

KOFFI Akoua

Bactériologie

SYLLA Koko

Bactériologie

KAKOU Adèle

Bactériologie

KOUAME Julien

Médecine sociale et Hygiène

KOUASSI René

Chirurgie

KOUTOUAN K. Annick

Radiologie - Biophysique

B- Autres établissements

DICK Georgette

Professeur licencié d'Anglais

DEDICACES

A ma très chère et tendre épouse Brigitte,

*Puisse le Seigneur bénir notre petite famille.
Que cette thèse soit pour toi le témoignage de mon amour et de ma reconnaissance.*

A ma fille Laetitia Yannick,

Pour tout le bonheur que tu nous apportes

A mon père et ma mère,

*Votre amour fut le plus précieux des soutiens.
Sans vos encouragements, je n'aurais pas persévéré.*

A mes frères Emmanuel et Joseph,

Pour tout ce que nous avons partagé.

A mes soeurs,

A mon cousin COCO

A toute ma famille,

A ma belle famille GUINAN,

En témoignage d'une grande affection.

A THIAM Mery

A M'PELINGO Jean Louis et KODOLET Solange

Pour l'aide et le soutien moral

A Claude Assé et Lydie

A AHIN Patrick et N'DAH Amani

A Patrick et Arsène BROU

A tous mes amis

A Messieurs LESCHER J., COMPAGNON D., VEYRUNE J.L. LEVADOUX
A. M.

*Pour l'aide et le soutien moral qu'ils m'ont apporté tout au long de ce
travail*

Je ne sais comment vous remercier

A Messieurs COSTE J. L. et JENDREJACK, Prothésistes de la faculté de
chirurgie Dentaire de Clermont.

*Pour la précieuse collaboration qui a permis l'aboutissement de ce
travail.*

REMERCIEMENTS

*A NOS ÉMINENTS MAÎTRES QUI ONT ACCEPTÉ
DE JUGER CE TRAVAIL*

A notre Maître et Président du Jury :
Monsieur le Professeur, ÉGNANKOU Kouamé Joannès

Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur en Sciences Odontologiques
Professeur Titulaire de Biologie et Matières Fondamentales
Doyen de la Faculté d'Odonto-Stomatologie d'Abidjan
Vice-Président de l'Association Internationale Francophone de Recherche
Odontologique (AIFRO) 1978-1980
Secrétaire Général (1985), puis Vice-Président (1988-1991) et Président du
Groupement des Associations Dentaires des États Francophones (GADEF)
Vice-Président de l'Association Internationale pour le Développement de l'Odonto-
Stomatologie Tropicale (1989)
Membre statuaire du Conseil National de l'Ordre des Chirurgiens-Dentistes
Président du Jury du Prix Signal d'encouragement à la recherche bucco-dentaire
(1987-1991)
Membre de la Commission Consultative de Gestion de l'Institut National de Santé
Publique d'Abidjan
Membre du Comité National de Lutte contre le SIDA (CNLS) (1990)
Président de la commission de Restructuration de l'Université Nationale de Côte-
d'Ivoire (Novembre 1991)
Vice-Président de la Conférence Internationale Francophone des Doyens des
Facultés de Chirurgie Dentaire (1992-1994)
Officier des Palmes Académiques Françaises
Chevalier de l'Ordre de la Santé Publique de Côte d'Ivoire.

*Nous sommes très sensibles à l'honneur que vous nous faites en acceptant
de présider ce jury. Nous vous en remercions.
Que ce travail soit une occasion pour nous de vous témoigner notre
profonde reconnaissance.
Recevez nos respects et notre admiration*

**A notre Maître et Directeur de Thèse
Monsieur le Professeur, TOURÉ Seydou Hamed**

Docteur en Chirurgie Dentaire

Certifié d'Études Supérieures en Biomatériaux

Certifié d'Études Supérieures en Prothèse Maxillo-Faciale

Certifié d'Études Supérieures en Prothèse Totale

Diplômé d'Expertise Médicale et Odontologique

Docteur ès-Sciences Odontologiques

Agrégé en Odonto-Stomatologie

Professeur de prothèse et d'Occlusodontie à la Faculté d'Odonto-Stomatologie
d'Abidjan

Chéf de service de prothèse clinique à la Faculté d'Odonto-Stomatologie d'Abidjan

Chef de département de prothèse (Adjointe, Conjointe, Maxillo-Faciale)

Responsable du Centre de Consultations et de Traitements Odonto-Stomatologiques
du CHU de Cocody.

*Nous sommes particulièrement touchés par votre sympathie, votre disponibilité
et votre simplicité.*

*Vous nous avez fait bénéficier de votre enseignement et de la pertinence de vos
jugements.*

*Nous avons pu constater vos qualités humaines et vos compétences
professionnelles*

A notre Co-Directeur de thèse

Monsieur le Professeur Agrégé MORENAS Maurice

Docteur en Chimie

Docteur en Chirurgie Dentaire

Certifié d'Etude Supérieur en Biomatériaux

Certifié d'Etude Supérieur en Prothèse Fixée

HDR (Habilitation à Diriger la Recherche)

Directeur du laboratoire de Biomatériaux Dentaires de Clermont-Ferrand

Doyen de la Faculté de Chirurgie Dentaire de Clermont-Ferrand

Vous avez accepté avec bienveillance de co-diriger cette thèse.

En hommage à votre rigueur professionnelle et votre disponibilité malgré vos nombreuses préoccupations

Nous vous remercions et vous assurons de nos sentiments de respect et de reconnaissance

A notre Maître et juge :
Madame le Professeur, BAKAYOKO-LY Ramata

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Sciences Odontologiques

Certifiée d'Études Supérieures en Anthropologie biologique et Morphologie
quantitative

Certifiée d'Études Supérieures en Prothèse scellée

Certifiée d'Études Supérieures en Pédiodontie-Prévention

Professeur titulaire de Pédiodontie-Prévention

Chef du département de Pédiodontie-Prévention, Épidémiologie

Vice Doyen de la Faculté d'Odonto-Stomatologie d'Abidjan

Membre de la Société Française de Pédiodontie

Présidente du Comité Ivoirien d'Hygiène et de Santé Bucco-dentaire (CIHSBD).

*Nous apprécions la spontanéité avec laquelle vous avez bien voulu faire
partie du jury de cette thèse.*

*Nous sommes très sensibles à votre amabilité, votre simplicité et la
valeur de votre enseignement.*

Nous vous assurons de nos sentiments de respect et de reconnaissance.

A notre Maître et juge :

Monsieur le Professeur ASSI KOFFI DELMAN

- Docteur en Chirurgie dentaire
- Certifié d'Etudes Supérieures de Biomatériaux dentaires
- Certifié d'Etudes Supérieures en Prothèse Adjointe Complète
- Certifié d'Etudes Supérieures de Prothèse Adjointe Partielle
- Docteur en Sciences Odontologiques
- Maître de Conférences Agrégé en Prothèse adjointe
- Responsable de la Section Prothèse Adjointe à la Faculté d'Odonto-Stomatologie d'Abidjan
- Chef du Service des Consultations et des Urgences du Centre de Consultation et de Traitements Odonto - Stomatologiques du CHU de Cocody.

*Nous avons toujours apprécié vos conseils et vos encouragements.
Nous vous témoignons à l'occasion combien nous avons été ravis de
bénéficier de votre compétence et votre savoir.
Nous sommes heureux de vous compter parmi nos juges.*

SOMMAIRE

	Pages
SOMMAIRE	1
INTRODUCTION	6
PREMIERE PARTIE: ETUDES BIBLIOGRAPHIQUES	8
1-Fracture des plaques de résine acrylique des prothèses complètes	9
1-1- Origines des fractures	9
1-2-Prévention des fractures	10
1-2-1-Amélioration des facteurs anatomo- pathologiques.	10
1-2-2-Amélioration de la qualité du matériau	10
1-2-3-Les différents renforts utilisés	12
2- L'élément carbone	16
2-1-Un élément remarquable	16
3- Le matériau carbone	16
3-1- Le matériau carbone : singulier ou pluriel ?	16
4- les fibres de carbone	17
4-1- Qu'est-ce qu'une fibre de carbone ?	17
4-2- Historique	17
4-3-Fabrication des fibres de carbone	19
4-3-1- Le précurseur	19
4-3-2- Stabilisation - Oxydation de la fibre de PAN	23
4-3-3- La carbonisation	23
4-4- Structure de la fibre de carbone	26
4-4-1- Structure moléculaire	26
4-4-2- structure fibrillaire	26
4-5- Propriétés des fibres de carbone	29
4-5-1- Propriétés mécaniques	29
4-5-2- Propriétés thermiques	33
4-5-3- Propriétés chimiques	34
4-6- Limite d'utilisation des fibres de carbone	34

4-7- Biocompatibilité de la fibre de carbone	34
4-7-1-Biocompatibilité	34
4-7-2-Evaluation de la biocompatibilité de la fibre de carbone	37
4-7-3-Bases prothétiques incluant des fibres de carbone	39
4-7-4- Conclusion	41
4-8- Traitement des fibres de carbone	41
4-8-1- Ensimage	41
4-8-2- Déshydratation	42
4-9- Les autres fibres	42
4-9-1 - La classification	42
4-9-2-Les fibres de verre	43
4-9-3- La fibre d'aramide	50
4-9-4- La fibre de bore	55
4-9-5-Les fibres polyesters	55
4-9-6- Autres fibres	56
4-9-7-Conclusion	56
5-Les résines compatibles	59
5-1- Les Polymétacrylates de méthyle ou PMMA	59
5-1-1- Composition	59
5-1-2-Polymérisation des PMMA	60
5-1-3- Propriétés des PMMA	61
5-1-4- Mise en œuvre des PMMA	62
5-2-Les autres résines	64
5-3-Conclusion	65
6- Les matériaux composites	65
6-1-Généralités	65
6-1-1- Définition	65
6-2-Domaine d'emploi des composites	66
6-2-1- Domaine de l'aéronautique	66
6-2-2- Domaine des sports et loisirs	66
6-2-3- Domaine médical	67
6-2-4- Intérêt et utilisation en chirurgie dentaire	67

7-Adhésion fibre-matrice	70
7-1 -Wiskérisation	70
7-2-Oxydation	71
7-3- Traitement par polymère	71
8-Le thermocyclage: études bibliographiques	72
8-1-Intérêt de l'étude du vieillissement	72
8-2-Les techniques de cyclage thermique	73
8-3- Choix des différents paramètres	74
8-3-1-Choix de la température	74
8-3-2-Choix de la durée du cycle	75
8-3-3-Choix du nombre de cycles	75
 <i>DEUXIEME PARTIE: PARTIE EXPERIMENTALE</i>	 76
 1- Introduction	 77
2- Objectifs	77
3-Matériels et méthodes	77
3-1-Matériaux	77
3 -2-Matériels	79
3-3-Les matériaux annexes	84
3-4-Protocole d'élaboration des éprouvettes	86
3-4-1 - Réalisation des éprouvettes témoins	86
3-4-2- Réalisation des éprouvettes composites	90
3-5- Le thermocyclage	94
3-5-1-La machine à thermocycler	94
3-5-2-La méthode	94
3-6-Essais mécaniques	96
3-6-1-La machine d'essai	96
3-6-2-Méthode	96

4- Résultats	98
4-1-Validité de l'essai comme test de fatigue	98
4-2-Tableaux et histogrammes	101
4-3-Analyse des résultats	101
4-4-Comparaison de résultats de 2 tests en fatigue de flexion	115
TROISIEME PARTIE: DISCUSSION	118
1-Point de vue technique	119
2-Point de vue mécanique	124
3-Point de vue clinique	124
4-Point de vue économique	125
<i>CONCLUSION</i>	<i>126</i>
<i>BIBLIOGRAPHIE</i>	<i>128</i>

En 1984, au Royaume Uni, à l'issue d'une enquête, MANLEY et BOWMAN(65) rapportent que le coût des réparations des Prothèses Totales Adjointes s'est élevé à plus de 2 millions de livres sterling; ce qui correspond à 1,4 milliards de francs C.F.A.. C'est une somme considérable qui prouve combien les felures et les fractures restent une réalité de l'exercice quotidien du chirurgien dentiste. L'évolution des procédés de polymérisation, tout en permettant une meilleure maîtrise des variations dimensionnelles n'a pas entraîné la disparition de ces incidents liés au matériau et aux conditions anatomo-pathologiques d'instabilité de la prothèse.

Plusieurs propositions ont été faites pour pallier ces insuffisances ; le plus souvent par l'adjonction de matériau renforçant la résistance des résines.

-L'inclusion d'un fil métallique dans la résine a tout d'abord été essayé : la rigidité de l'ensemble ne s'en trouve que faiblement améliorée.

-L'incorporation d'une grille métallique régulièrement alvéolée a donné un résultat meilleur .

-La réalisation des bases métalliques constitue une solution mais le problème de la liaison avec la résine se pose.

-L'apparition de fibres de carbone il y a quelques années a révolutionné la technologie des matériaux. Ces fibres, primitivement réservées au domaine industriel (aéronautique, marine, automobile, sports) ont vu leur champ d'application s'étendre à la recherche médicale au travers de disciplines telles que la chirurgie orthopédique, la chirurgie plastique, la chirurgie cardiaque et l'implantologie.

Dès lors, il est intéressant de rechercher dans quelle mesure les composites résines polyméthacrylate de méthyle (PMMA) - fibres de carbones apportent une amélioration aux propriétés mécaniques des bases de Prothèse Adjointe.

PREMIERE PARTIE
ETUDES BIBLIOGRAPHIQUES

1-Fracture des plaques de résines acryliques des prothèses complètes

1-1-Origine des fractures

Les felures et les fractures des bases prothétiques en résine représentent l'un des soucis majeurs des praticiens et surtout des patients porteurs de prothèses complètes. Des études statistiques réalisées au Royaume Uni ont montré qu'environ un million à un million et demi de prothèses sont réparées chaque année (54).

Une autre analyse sur les fractures de prothèses en Angleterre suggère que 68% des prothèses se sont fracturées 3 ans après leur réalisation (54;65)

Dans le service de prothèse clinique de l'U.F.R d'Odontologie de Bordeaux, COULAUD et coll. (25) montrent que dans un intervalle de six mois, le laboratoire a réalisé 379 prothèses à base de résine et 160 réparations de fractures et de felures.

Ces fractures sont dues selon KELLY cité par JOHNSTON (54) à la présence de particules étrangères, aux porosités, aux surfaces irrégulières des bases résines et au choc (appareil échappé lors du nettoyage).

Pour COULAUD et coll. (25), deux facteurs sont à l'origine des fractures:

- Les facteurs technologiques dus aux matériaux prothétiques
- Les facteurs anatomo-pathologiques (facteurs d'instabilité de la prothèse)

D'après BEYLI et coll. (11), la fragilisation des plaques de prothèses est due aux propriétés d'expansion et de compression de la résine acrylique, augmentées en milieu humide salivaire

D'autre part, SPRENG (86) affirme que l'altération physico-chimique des résines est due à leur contact avec certains aliments, certaines boissons et certains médicaments

COULAUD et coll. (25) mettent en évidence l'influence des rapports occlusaux dans le phénomène de fracture de la plaque résine surtout lorsqu'elles sont opposées à des dentures naturelles ou partiellement édentées.

Autant d'exemples qui montrent l'importance de la fracture des bases résines

1-2-Prévention des fractures

Plusieurs propositions ont été faites par différents auteurs pour améliorer les propriétés mécaniques des résines acryliques.

Pour COULAUD et coll. (25), la prévention des fractures doit s'effectuer au niveau du patient et au niveau des matériaux en améliorant leur qualité ou en les renforçant.

1-2-1-Amélioration des facteurs anatomo-pathologiques et cliniques

COULAUD et coll. (25) proposent un examen minutieux des surfaces d'appuis, un plan d'occlusion compatible avec une prothèse complète, des empreintes fonctionnelles donnant une bonne image des différentes dépressibilités de la fibromuqueuse et des organes péri-prothétiques, des rapports intermaxillaires enregistrés en relation centrée dans une dimension verticale correcte, un montage équilibré respectant les règles de l'occlusion balancée et une bonne hygiène.

1-2-2-Amélioration de la qualité du matériaux

SMITH et coll. (85) ont écrit que la polymérisation sous pression d'eau améliore les propriétés des résines.

Pour MARIANI (67), un mode de refroidissement lent pendant 15 heures après la cuisson réduit les variations volumétriques des résines.

DONOVAN (37) a étudié les propriétés physiques des résines acryliques polymérisées par quatre différentes techniques et affirme que les résines acryliques polymérisées sous pression présentent des propriétés mécaniques meilleures et moins de porosités que les résines polymérisées à l'air ambiante.

BAUDUIN et coll.(7) ont étudié l'influence de 5 facteurs de mise en oeuvre sur la déformation des bases.Ce sont:

- la nature de la résine,
- la pression sur les moufles,
- la composition poudre - liquide,
- le chauffage à 100°C
- le temps de cuisson à 70°C.

Ils ont conclu qu'aucun des facteurs précités ne saurait permettre d'améliorer la stabilité dimensionnelle des bases résines lors de leur cuisson.

POSTAIRE (74) affirme que les résines présentent une bonne stabilité chimique intrinsèque lorsqu'elles sont mises en oeuvre selon des procédés précis et rigoureux.

COEURIOT et coll. (26) comparent les variations dimensionnelles et la fidélité de reproduction des bases prothétiques selon trois types de résines utilisées et leur mode de polymérisation :

- Une résine thermopolymérisable « FUTUR ACRYL 2000 »
- Une résine chémozopolymérisable pressée « FUTURA SELF »
- Une résine chémozopolymérisable injectée « FUTURA-JET »

Ils concluent que la résine chémozopolymérisable pressée est significativement plus fiable.

Certains laboratoires ont mis au point depuis quelques années de nouvelles techniques de polymérisation qui permettent de mieux maîtriser les variations dimensionnelles. Ce sont la diminution de la température de polymérisation et les procédés de remplissage du moule par injection continu

Diminution de la température

Le système PERFORME-INKOVAC

C'est un système de polymérisation à basse température sous la double action : pression-dépression permettant de compenser la rétraction de la résine.

La pression (5 bars) appliquée sur la surface externe de la prothèse combinée avec une aspiration au niveau de l'intrados de l'appareil (0,7 bars) entraîne un placage de la résine sur le maître-modèle durant la polymérisation (45°C pendant 30 min). Cette polymérisation à basse température évite les phénomènes de variations dimensionnelles relevées au niveau des plâtres au delà de 60°C. Ainsi le recours à des plâtres compensateurs n'est pas nécessaire.

La contre-partie coulée en hydrocolloïde PERFORM-INKOVAC assure l'enregistrement parfait des maquettes en cire même après plusieurs utilisations . Cette résine produit une excellente adaptation de la prothèse sur le maître-modèle, l'absence de porosités et de micro-craquelures, une densité de résine accrue pour une résistance mécanique augmentée de la prothèse et un taux de monomère résiduel inférieur à 1%.

Procédés d'injection de la résine

Le système INTOPRESS-FLOW (KULZER) (52;53)

L'INTOPRESS-FLOW est une résine autopolymérisable spéciale pour le procédé d'injection KULZER. Elle est utilisée avec l'injecteur automatique.

Elle a de grandes valeurs mécaniques qui ne sont en rien inférieures à celles des produits thermodurcissables. Elle permet une grande précision de l'ajustage en bouche à cause de la destruction rapide du monomère et de la grande pression d'injection assurant ainsi des prothèses homogènes et non poreuses.

C'est ce système de polymérisation qui est utilisé pour réaliser les éprouvettes de l'expérimentation.

Le système PALAJET et PALA-XPRESS (KULZER)

C'est le dernier système de polymérisation par injection du laboratoire KULZER.

Il est constitué d' un appareil à injection (PALAJET). Il utilise une résine spécifique (PALA-XPRESS) et d'un dispositif de polymérisation (PALAMAT).

Après avoir déclenché le processus d'injection, le moufle est laissé sous pression pendant 5 minutes dans le PALAJET. La polymérisation a lieu dans le PALAMAT pendant 30 minutes à 55°C et 2 bars.

PALA-XPRESS est une résine de base universelle. Elle peut être utilisée tant en injection qu'en coulée et constitue la solution complète aux travaux de prothèses totales et partielles. Elle présente une précision d'adaptation optimale et une bonne stabilité.

C'est un procédé relativement simple .

1-2-3 Les différents renforts utilisés

De nombreux auteurs ont tenté de renforcer les prothèses en résine par divers moyens.

JOHNSTON et coll. (54) suggèrent que le PMMA renforcé résiste mieux aux forces de flexion que les autres prothèses à base résine habituellement utilisées.

Renforts métalliques

COULAUD (25) propose:

-l'incorporation de grilles métalliques régulièrement alvéolées à la résine au moment de la mise en moufle,

-l'incorporation d'un anneau métallique plat coulé dans l'épaisseur de la résine.

CARROLL (21) utilise des fils de métal de plusieurs diamètres, certains droits, d'autres courbés aux extrémités. Les tests révèlent que seules les éprouvettes contenant des fils de gros diamètre (1,3 mm), voient leur rigidité augmenter. Mais ceci est dû à la résistance même des fils car l'adhésion métal-résine est médiocre. Les éprouvettes sont lourdes et d'épaisseur minimale trop importante.

A ce propos SMITH écrit qu'un renfort métallique n'est significativement efficace que s'il occupe 50 % de la section de la prothèse

En fait, les renforts métalliques posent un problème d'adhésion avec les résines. De plus, avec le vieillissement du matériau, l'infiltration des fluides buccaux devient plus important .

Fibre de nylon

KELLY cité par DE BOER (34) constate une diminution de la résistance à la fatigue pour les composites P.M.M.A.-fibres de nylon.

Fibre de polyéthylène

LADIZESKY et coll. (57) préconisent le renforcement des bases par la fibre de polyéthylène

CLARKE (23) écrit après une étude comparative des propriétés mécaniques des bases résines conventionnelles et renforcées au polyéthylène que l'incorporation d'environ 48% de fibres entraîne une hausse approximative de 70% de la résistance à la flexion, de 600% de rigidité et de 1000% pour la résistance au choc.

D'autres auteurs (57) ont montré la parfaite adhésion entre renfort et matrice et l'absence de propagation de fissures à travers les fibres.

D'autre part LADIZESKY et coll. proposent une technique de dispositions particulières des fibres en fonction des zones de contraintes maximales dues à la déformation de la base :

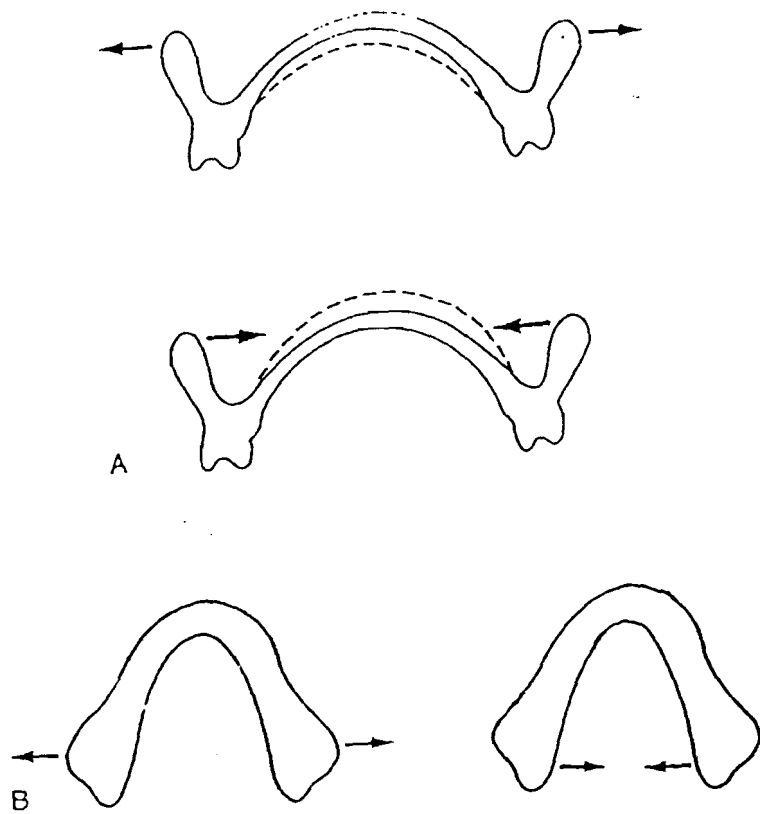


Fig 1. Schéma des différents types de déformation des prothèses complètes maxillaires (A) et mandibulaire (B) (d'après LADIZESKI et coll.(57))

-Au maxillaire, les bases sont renforcées par 4 couches de fibres : 2 dans la direction latérale prise en sandwich avec 2 autres couches à 45° de celles du milieu.

-A la mandibule les déformations sont stabilisés par des fibres parallèles suivant le contour de la prothèse. Le même arrangement va s'opposer à la déformation.

Fibre de carbone simple

Bon nombre d'auteurs s'accordent à montrer que le renforcement des bases résines par la fibre de carbone donne de meilleurs résultats.

DE BOER (34) évalue l'effet de l'orientation des fibres de carbone sur la résistance à la flexion de fatigue et constate que les fibres de carbone placées perpendiculairement à la direction d'application du stress produit la meilleure combinaison pour augmenter la résistance à la flexion de fatigue.

BOWMAN (15) se contente de renforcer une plaque palatine par une bandelette de fibres de carbone, préalablement traitée (le « prepreg »), rejoignant transversalement les deux canines. Pour obtenir ce prepreg, les fibres sont imprégnées avec du monomère, et trempées dans le polymère. Ce composite est alors cuit à 90° C. Après ce premier traitement, le matériau est moulé en une bande de 25 mm de large, et 0,6 mm d'épaisseur, à l'aide d'une presse hydraulique chauffant à 120° C, afin d'obtenir un produit final exempt de bulles.

La prothèse classique devant être renforcée est creusée sur l'extrados, selon une tranchée qui suit la voûte palatine, et allant de la 13 à la 23, sur une profondeur d'environ 1,2 mm. Une bandelette est découpée dans le prepreg, de forme adaptée à la préparation, et réchauffée à environ 150° C, avant d'être placée dans le logement, entre deux couches de résine fraîche. La prothèse est ensuite mise en moufle et cuite selon le cycle habituel de température.

Une étude statistique sur plusieurs années a montré que l'amélioration de la résistance à la fracture de telles prothèses était considérable (15).

Fibre de carbone après silanisation

SKIRVIN et col (84) obtiennent 42 à 100% d'augmentation de la résistance à la fatigue du métacrylate par l'incorporation de fibre de carbone traité au silane.

Pour GRAVE (50), l'inclusion de fibre de carbone ou d'aramide fragilise la résine acrylique du fait de la mauvaise liaison fibre-matrice. Il apparaît des plans de clivage (délaminage) au niveau du tissu de renfort. Il

préconise donc de placer des fibres en surface, et d'utiliser un silane comme agent de couplage.

2- L'élément carbone

2-1-Un élément remarquable

Sixième élément de la classification périodique, avec un poids atomique de 12 (ou 14 pour son isotope le plus connu), l'élément carbone est remarquable à plus d'un titre.(61)

C'est le constituant fondamental de la matière vivante puisqu'il forme la trame de la grande majorité des molécules qui la constituent.

Dans la nature, le carbone se trouve sous forme combinée, dans les roches calcaires (carbonates), le gaz carbonique de l'air (base de la synthèse chlorophyllienne), le pétrole, les houilles, le gaz naturel et à l'état élémentaire sous la forme de graphite et de diamant

La singularité de l'élément carbone est accentuée par le caractère paradoxal des propriétés de ses deux formes cristallines : le diamant, transparent et isolant, est en effet le plus dur des minéraux alors que le graphite, opaque et bon conducteur, figure parmi les plus tendres.(61)

3- Le matériau carbone

3-1-Le matériau carbone:singulier ou pluriel

Pour le LITRE, le mot «matériaux» n'existe qu'au pluriel et le singulier n'apparaît qu'avec les dictionnaires modernes. (22)

L'élément carbone reste le composant exclusif du « matériau carbone » et seule la diversité de structures et de textures qui lui est propre rend compte de la très large gamme de ses qualités(61).

Aucun autre matériau ne présente à l'état solide autant de variations de formes ou de textures et ne résiste à plus de 2000 °C sans voir ses caractéristiques mécaniques se dégrader (36).

Il cumule les qualités des autres matériaux, quelquefois de manière paradoxale: conducteur comme les métaux, il peut être isolant comme les céramiques (48).

4- Les fibres de carbone

4-1- Qu'est-ce qu'une fibre de carbone ?

Dans le langage courant, l'appellation «fibres de carbone» évoque essentiellement les fibres à hautes caractéristiques mécaniques (module d'élasticité et résistance à la rupture élevée) dont la résistance dépasse celle des meilleurs aciers avec l'avantage d'une densité quatre fois plus faible.(42)

En réalité, on distingue deux catégories de fibres de carbone (48):

-les fibres dites « haute résistance » (HR) obtenues par une carbonisation entre 1200 et 1600°C

-les fibres dites « haut module » (HM) obtenu par un post traitement de graphitisation aux environs de 2500°C.

4-2-Historique (30;61;75)

Les premières fibres de carbone furent sans aucun doute les filaments pour lampes à incandescence fabriqués par EDISON à la fin du siècle dernier (EDISON carbonisait des fils de coton ou de fines fibres de bambou).

Mais ce n'est que 80 années plus tard, au cours des années 1950, que furent réellement entreprises la production de fibres de carbone à partir de rayonne (cellulose régénérée) et celle de tissus et de feutres pour l'isolation thermique à haute température.

Les premières fibres à caractéristiques mécaniques élevées ne furent produites qu'en 1959 par UNION CARBIDE, qui montra que le module d'élasticité pouvait être augmenté de manière spectaculaire en étirant les fibres (ex rayonne)(fig 2) à très haute température et en obtenant ainsi une orientation des lamelles graphitiques parallèlement à l'axe. A partir de là, les progrès se succèdent rapidement :

- En 1961, le docteur SHINDO produit au laboratoire la première fibre d'origine acrylique (avec comme objectif le remplacement des fibres de bore envisagées pour les programmes spatiaux mais très onéreuses).

- En 1964, le ROYAL AIRCRAFT ESTABLISHMENT britannique met au point la technique de production de fibres de carbone de hautes caractéristiques à partir de PAN (polyacrylonitrile) tandis que des recherches parallèles sont poursuivies aux Etats Unis par l'AIR FORCE MATERIALS LABORATORY.

- En 1965, le docteur OTANI explore la possibilité de produire des fibres à partir de brai (brai de houille ou de pétrole)

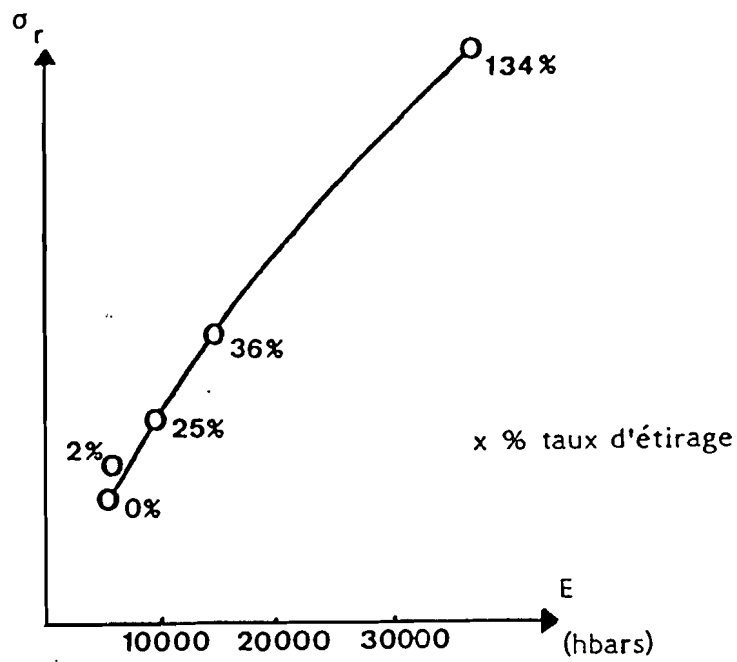


Fig 2: Evolution du module d'élasticité et de la résistance à la rupture en fonction du taux d'étirage à haute température (précurseur cellulosique) (d'après DONNET (36))

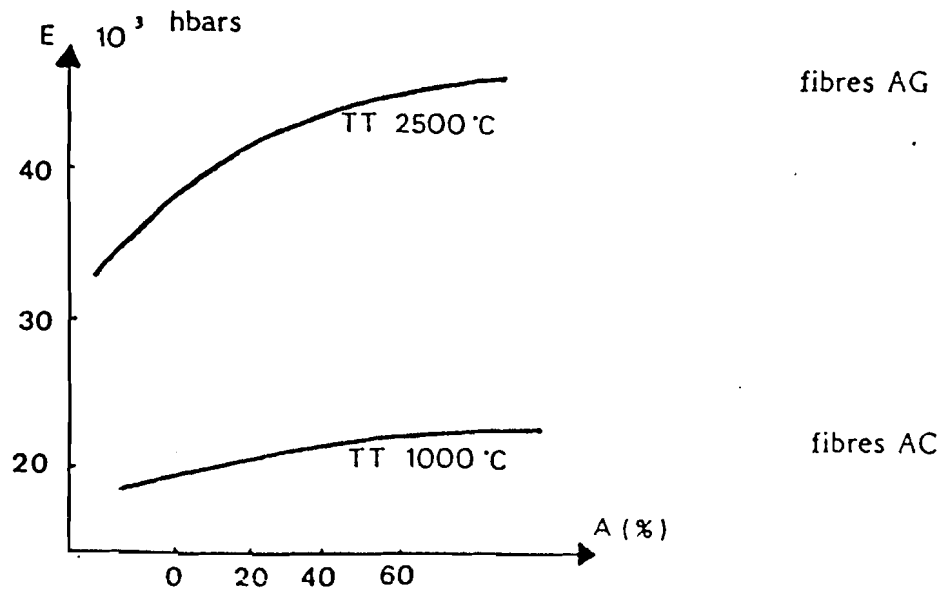


Fig 3: Augmentation du module d'élasticité (E) en fonction de l'étirage au cours de la préoxydation (précurseur PAN) (d'après DONNET (36))

- Au début des années 1970, la production industrielle de fibres de haute résistance est entreprise à partir de polyacrylonitrile (PAN).

- Au cours des années 1970, les fibres de carbone s'affirmeront comme principal matériau de renforcement des composites à hautes performances. Leur utilisation par les industries aéronautiques pour la réalisation de structures rigides, résistantes et cependant légères constitue un des principaux succès technologiques de cette période.

- Dans la deuxième moitié des années 1970 commence la production de fibres à haut module d'élasticité à partir de brai et en 1977 UNION CARBIDE prend un brevet sur la production de fibres à partir de mésophase (véritable cristal liquide constitué de molécules aromatiques de haut poids moléculaire disposé en couches parallèles).

- On produit aujourd'hui, chaque année, à partir de polyacrylonitrile ou de brai, plusieurs milliers de tonnes de fibres de carbone très performantes (la production de 1990 a dû approcher 7 000 tonnes).

4-3-Fabrication des fibres de carbone ex-pan (à partir du polyacrylonitrile)

La fabrication des fibres de carbone fait appel à une technologie très délicate. En effet, les caractéristiques de la fibre obtenue en fin de processus dépendent non seulement de la qualité de la fibre polyacrylonitrile de départ (ou précurseur), mais également du déroulement précis et rigoureux de chaque étape du procédé de fabrication dont le schéma général est représenté à la figure 4 et 5 (61)

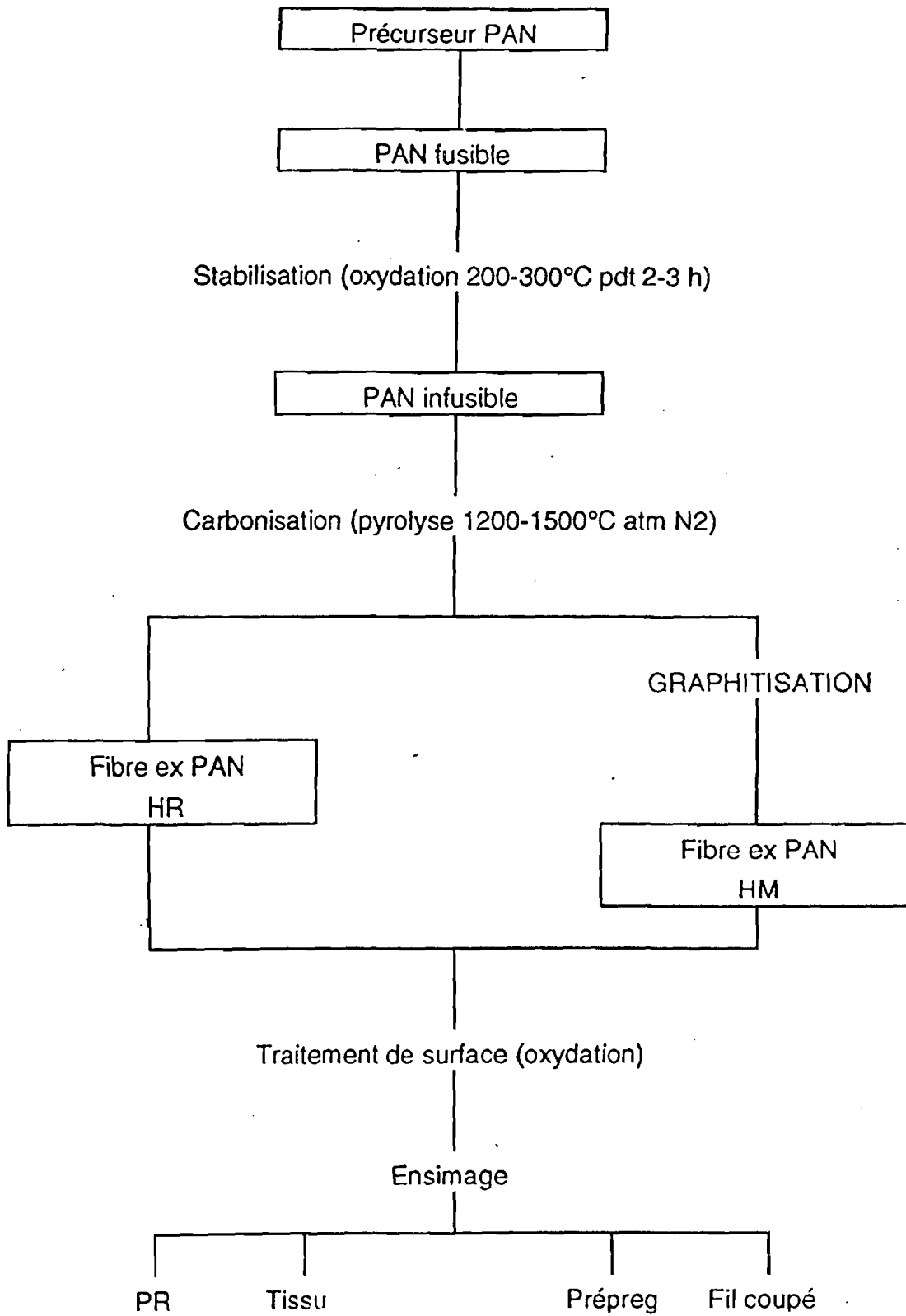
4-3-1-Le précurseur (22;48)

Lors de la production de fibres polyacryliques textiles, le monomère acrylonitrile contient 10 à 12 % d'un **comonomère** (en général de l'acrylate d'éthyle) destiné à assouplir la fibre et permettre une filature aisée.

Pour la fabrication de PAN (Polyacrylonitrile) destiné à la réalisation de **fibres de carbone**, le taux de comonomère (en général acide aminé ou dérivé soufré) est réduit de 1 à 2 % afin de préserver au maximum la cristallinité et la rigidité tout en permettant un filage correct.

La fabrication du précurseur est effectuée sur une ligne spéciale (figure 6). Le produit liquide obtenu est aspiré par des pompes doseuses qui le transfèrent dans une filière (1 500 trous en général). (figure 6) (22)

Fig 4: Schéma de transformation des fibres de carbone (d'après GAY (48))



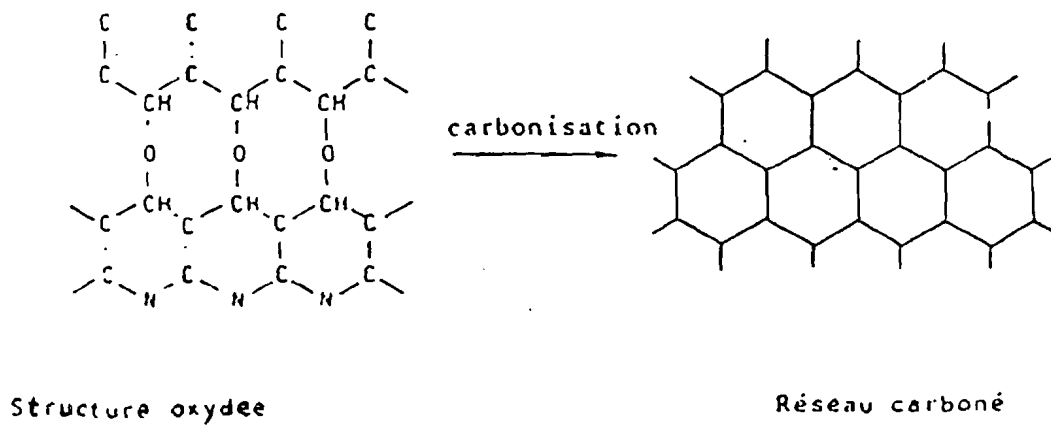
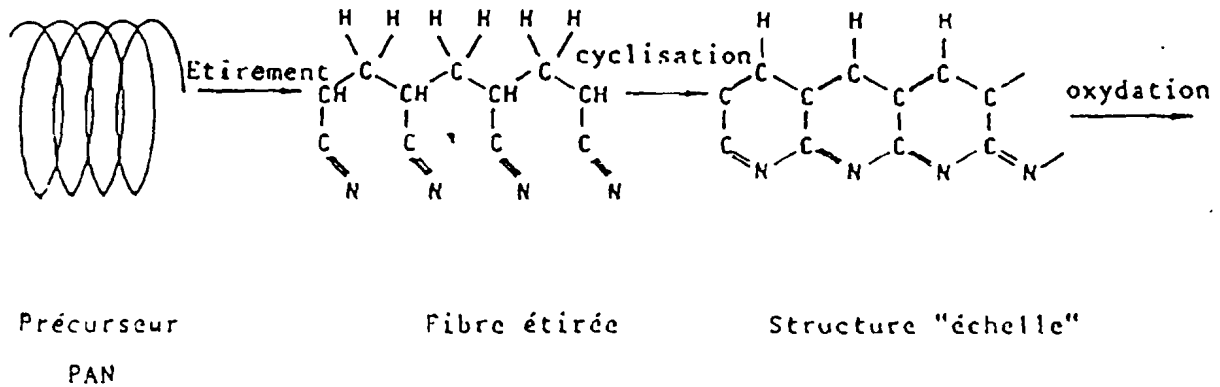
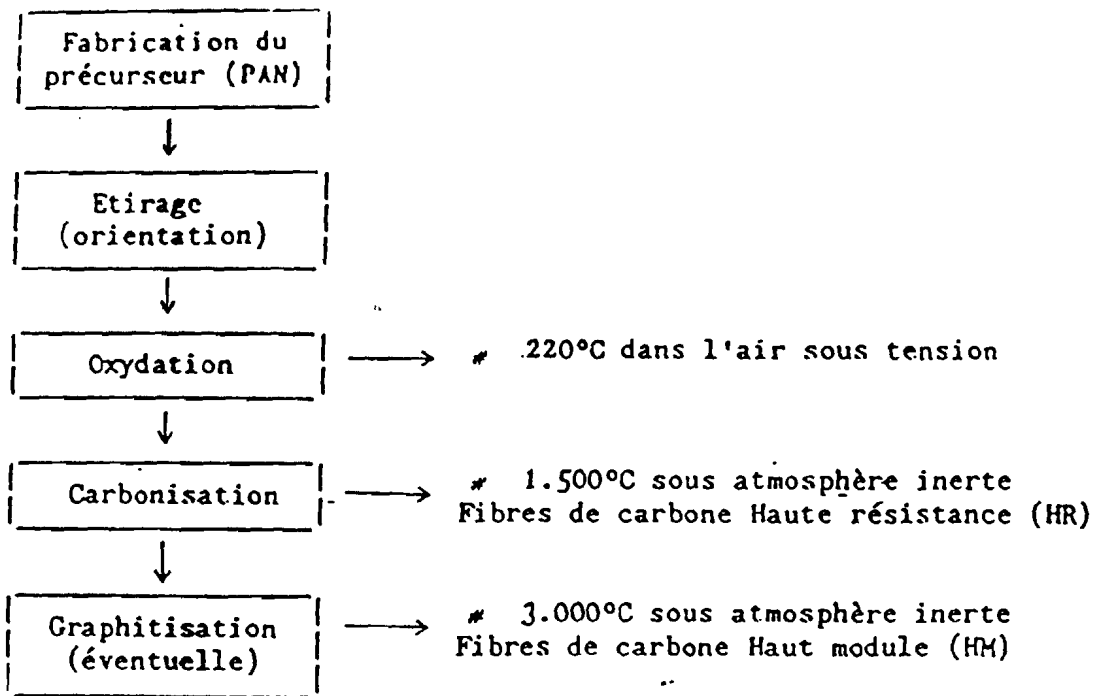


Fig 5: Etapes schématiques de la fabrication des fibres de carbone ex PAN (d'après LEGENDRE (61))

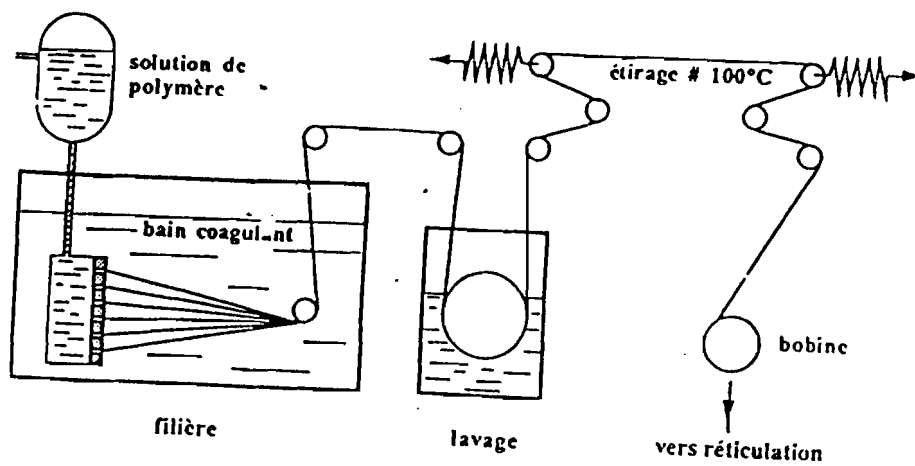


fig 6 Filature (d'après CHRETIEN (22))

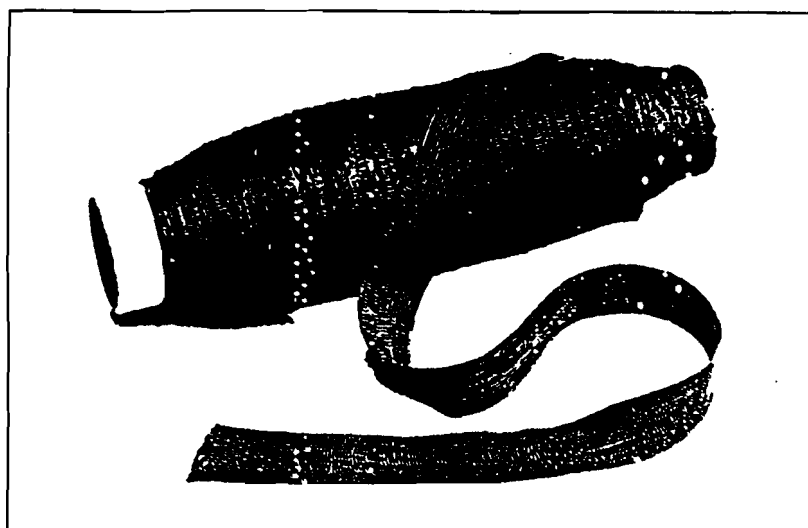


Fig 7 Ruban en tissu de carbone (d'après CHRETIEN (22))

En sortie de filière, le fil est «coagulé» par passage dans un bac contenant de l'eau additionnée de solvant et maintenue à une température précise. On obtient ainsi une fibre dont la section a une forme de haricot.

Les faisceaux de filaments sortant du bac de coagulation sont pris par des rouleaux qui leur font subir un étirage destiné à améliorer la cristallinité et l'orientation, le filament final voit ainsi son diamètre réduit de moitié.

Les fils sont ensuite lavés, afin d'éliminer toute trace de solvant et de catalyseur, puis séchés en étuve. Le précurseur, sous forme d'un faisceau de filaments unitaires est recueilli sur une bobine (fig 7) (22)

La structure théorique d'une molécule de PAN est illustrée à la figure 8

4-3-2-Stabilisation - oxydation de la fibre de pan (22;61)

Afin d'obtenir ultérieurement des fibres de carbone de résistance et de module élevés, il est d'abord nécessaire d'orienter les chaînes moléculaires dans le sens de la fibre et de les stabiliser afin d'éviter les phénomènes de relaxation et les réactions de scission qui pourraient se produire dans l'étape de carbonisation.

La fibre de PAN étant thermoplastique, il faut donc la réticuler et la technique classique consiste à effectuer une oxydation partielle. Le fil précurseur est repris par un train de rouleaux, dans une étuve, où il est chauffé à une température de 200° à 250°C, et étiré en présence d'air.

Lorsque la fibre de PAN est stabilisée dans une atmosphère oxydante, des réactions parasites entre l'oxygène et le polymère se produisent et différentes structures ont été proposées pour le polymère oxydé (Fig 9).

Des études plus récentes menées sur l'oxydation du PAN ont montré la présence de groupes carbonyle et hydroxyle. La figure 10 donne une structure plus proche de la réalité du polymère oxydé. (61)

4-3-3-La carbonisation (48;61)

A la sortie de l'étuve d'oxydation, le fil, toujours par l'intermédiaire de trains de rouleaux, passe sous atmosphère d'azote dans une série de fours de pyrolyse à température croissante de 600 à 700°C jusqu'à 1 300°C.

Au fur et à mesure du passage de la fibre dans les fours de plus en plus chauds, on extrait de moins en moins de produits volatiles, et une structure « graphitique » se met en place avec le départ progressif des atomes d'azote.

La figure 11 propose un mécanisme de formation de la structure graphitique au cours de l'étape de carbonisation.

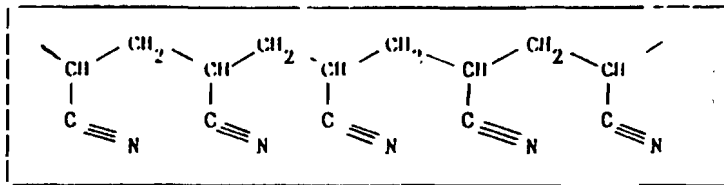


Fig 8 Structure théorique de la molécule de PAN (d'après LEGENDRE (61))

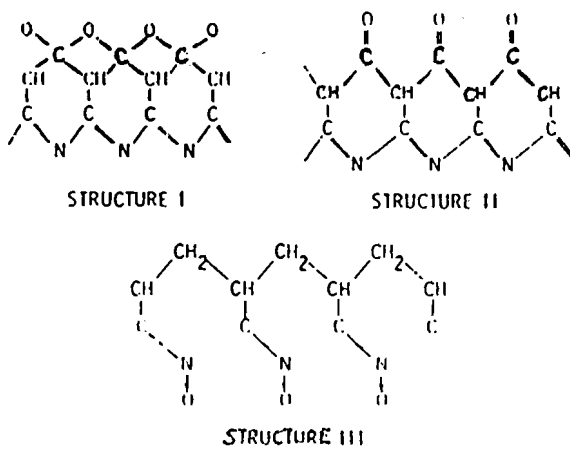


Fig 9: Structures proposées du PAN oxydé (d'après LEGENDRE (61))

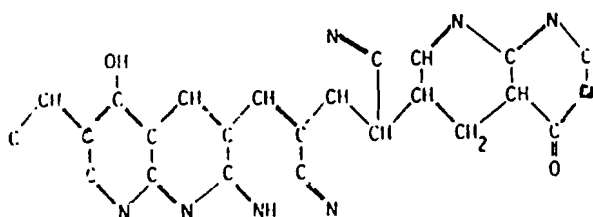


Fig 10: Structure probable du PAN oxydé (d'après LEGENDRE (61))

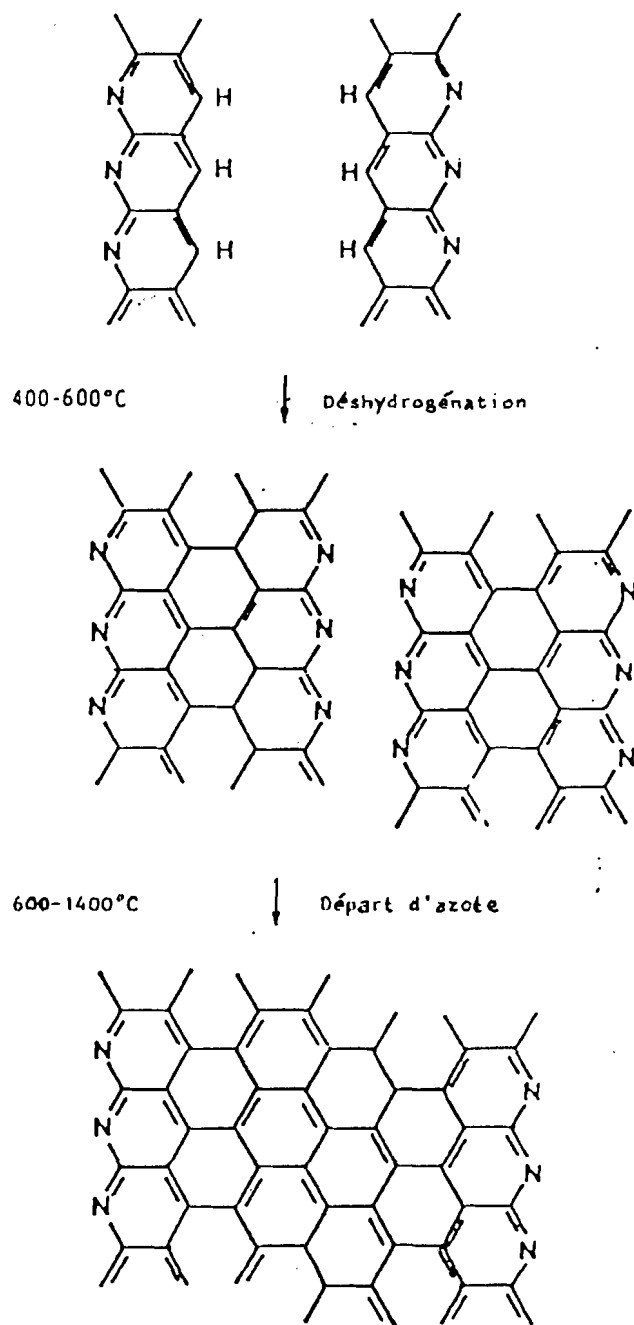


Fig 11: Mécanisme de la carbonisation (d'après LEGENDRE (61))

La phase de carbonisation se traduit par le départ des atomes d'hydrogène, d'azote et d'oxygène sous forme d'ammoniac, d'acide cyanhydrique et de divers composés de carbone que l'on brûle immédiatement à la sortie des fours.

La figure 12 résume les phénomènes intervenant depuis la filature et la figure 13, l'obtention des carbonés à partir des différents précurseurs..

4-3-3-La graphitisation (61)

Les fibres de carbone sont chauffées à une température supérieure à 2600 °C en atmosphère neutre; ce qui provoque une réorientation des réseaux hexagonaux et augmente le module d'élasticité. Ainsi les fibres obtenues sont appelées fibres à haut module (H.M.). Elles contiennent 99 % de carbone.

4-4-Structure de la fibre de carbone

Toutes les formes usuelles du carbone sont formées par l'enchevêtrement de cristallites de graphite.(36)

4-4-1-Structure moléculaire (20)

Les molécules doivent être linéaires et de poids moléculaire relativement élevé.

L'étude des diagrammes de diffraction aux rayons X sur fibres broyées montre que les atomes de carbone sont engagés dans une structure parfaitement définie à type hexagonal ou graphitique(Fig 14).(20). Dans cette structure, les atomes sont disposés en couches planes empilées parallèlement mais décalées les unes par rapport aux autres de telle sorte que l'on obtienne une superposition régulière toutes les deux couches

4-4-2-Structure fibrillaire

D'après la structure de graphite, et à la lumière des travaux précédents (20), il apparaît que les propriétés mécaniques les meilleures seraient obtenues lorsque les plans graphitiques sont orientés parallèlement à l'axe de la fibre.

Parmi les modèles de structure fibrillaire présentés jusqu'alors et qui vérifient cette condition, le plus généralement admis est le modèle structural de RULAND et collaborateurs : les plans graphitiques constituent des rubans allongés formant des fibrilles séparées de vide et dont la direction générale est celle de l'axe de la fibre (36).

	phénomènes intervenant	composition %			
		C	H	N	O
Filature	étirement et alignement des chaînes de PAN	68	6	26	
Réticulation	déshydrogénation fixation d'oxygène formation de ponts entre chaînes	65	5	22	8
Carbonisation > 1 100°C	cyclisation avec départ O ₂ , H ₂ , N ₂ sauf certains atomes d'azote résiduels	93	1	6	
Traitement à haute temp. > 2 500°C	départ des derniers hétéro-atomes croissance de l'orientation et de la taille des feuillets polyaromatiques	100			

Fig 12 : Evolution en cours de fabrication (d'après CHRETIEN (22))

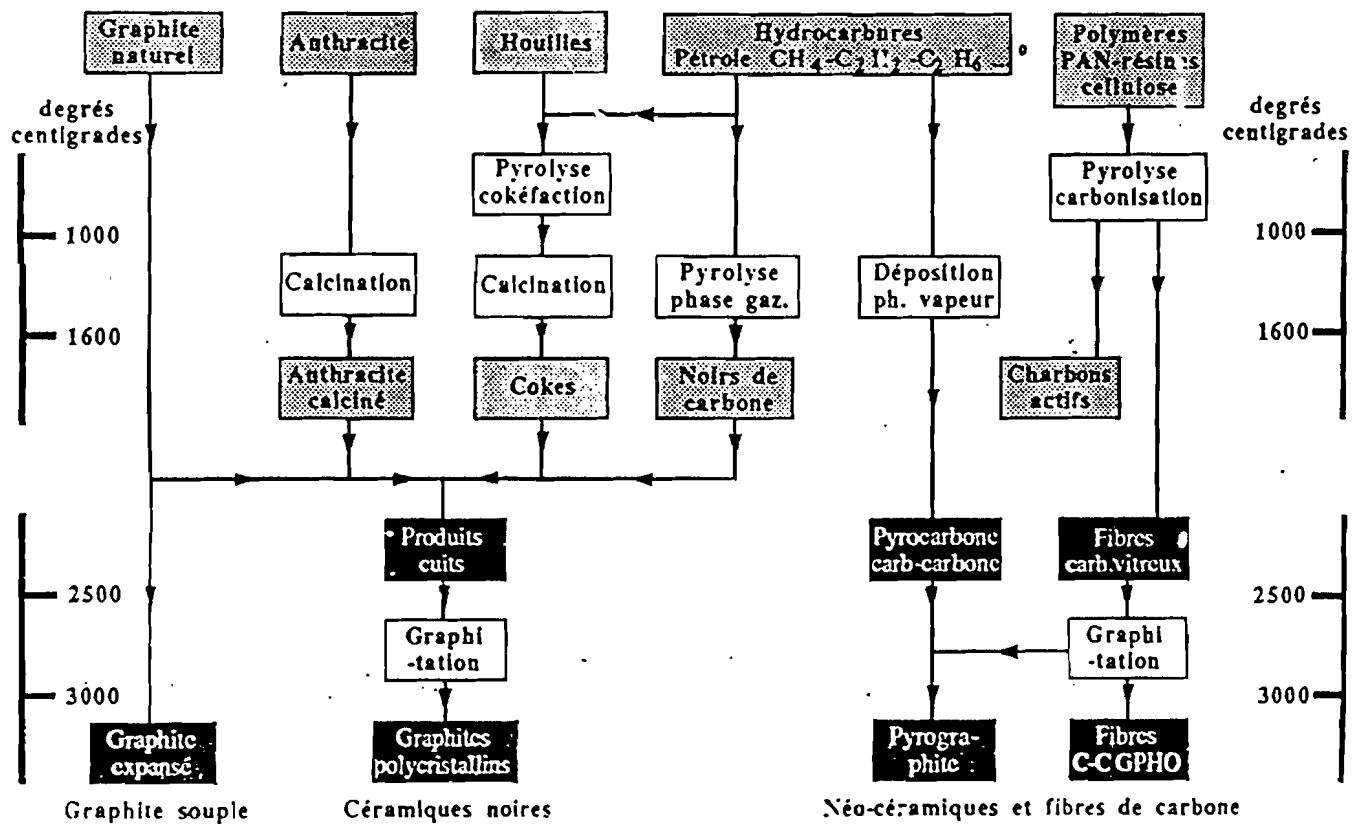


Fig 13 Obtention des carbones (d'après CHRETIEN (22))

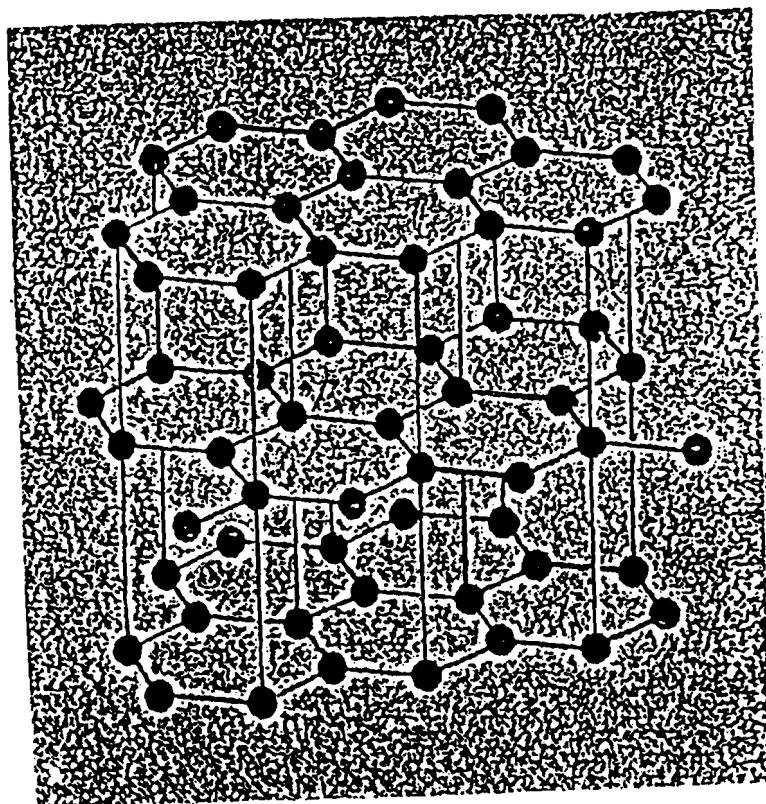


Fig 14: Molécule de graphite: structure de type hexagonal (d'après
CARBONE LORRAINE S. A. RIGILOR(20))

4-5-Propriétés des fibres de carbone

4-5-1-Propriétés mécaniques

Les fibres de carbone ont d'excellentes caractéristiques mécaniques.

Elles apportent aux matériaux une résistance à la rupture très grande aussi bien en traction qu'en compression, ainsi qu'une rigidité très importante.(16)

4-5-1-1-Résistance à la traction (36;42;43)

Elle est très bonne.

Sa valeur pour: -les fibres HR (Haute Résistance) est de 3400 à 4500Mpa
-lesfibres HM (Haut module) est de 2 000 à 2 500 Mpa

La résistance en traction est maximale pour une température de carbonisation de 1 200°C environ et décroît au delà.(Fig 15) (42)

La figure 17 met en évidence l'intérêt des fibres de carbone pour les emplois à haute température (36)

La figure 19 montre:

-que les fibres de carbone à haut module d'élasticité ont une rigidité 2,5 fois supérieure à celle des meilleurs aciers et plus de 5 fois supérieure à celle des alliages légers utilisés en construction aéronautique;

-que les fibres de carbone à haute résistance offrent une résistance supérieure de 50% a celle du verre et 10 fois plus élevés que celle des alliages légers.(36)

4-5-1-2-Module en traction (42)

Sa valeur pour: -les fibres HR est de 230 à 250 Gpa

-lesfibres HM est de 390 à 450 Gpa

Le module en traction dépend fortement des conditions de fabrication. Il croît avec la température de graphitation.(Fig 16) (42)

4-5-1-3-Elongation à la rupture (43)

Par définition, l'élongation à la rupture correspond à l'allongement subi par une fibre soumise à une traction jusqu'à sa rupture. Elle est souvent exprimée en pourcentage de la longueur initiale de la fibre.

Cette élongation à la rupture pour les fibres de carbone est faible:

-pour les fibres HR elle est comprise entre 1,4 et 1,8 %.

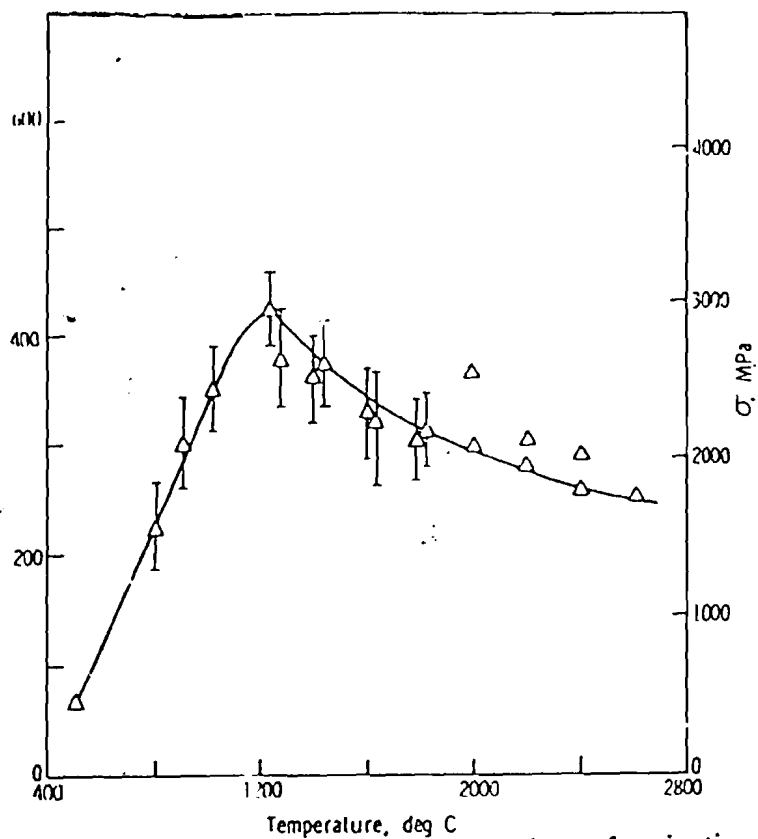


Fig 15: Influence de la température de carbonisation sur la résistance en traction (d'après Encyclopédie des Sciences et Techniques (42))

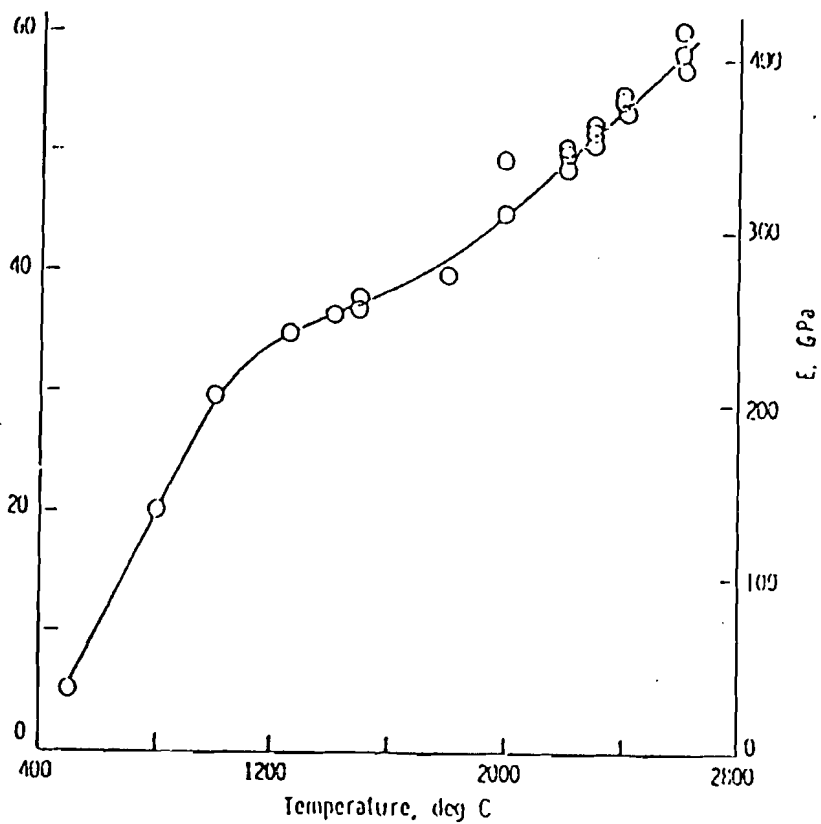


Fig 16: Influence de la température de graphitisation sur le module en traction (d'après Encyclopédie des Sciences et Techniques (42))

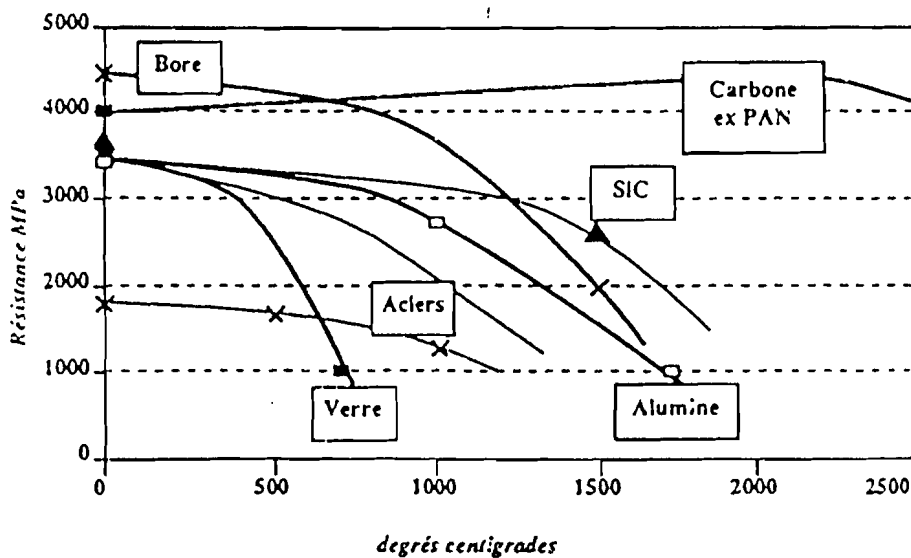


Fig 17 Résistance à la traction des fibres minérales en fonction de la température (d'après DONNET (36))

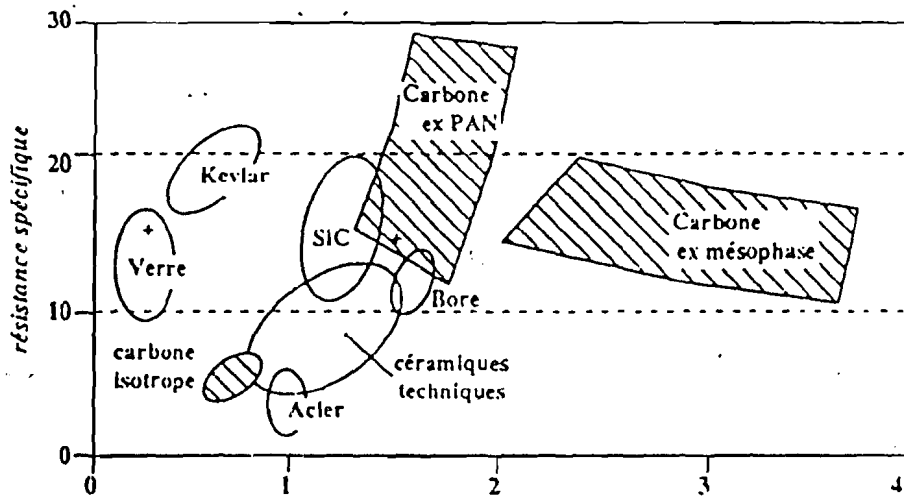


Fig 18: Résistance à la traction et module d'élasticité spécifiques (d'après DONNET (36))

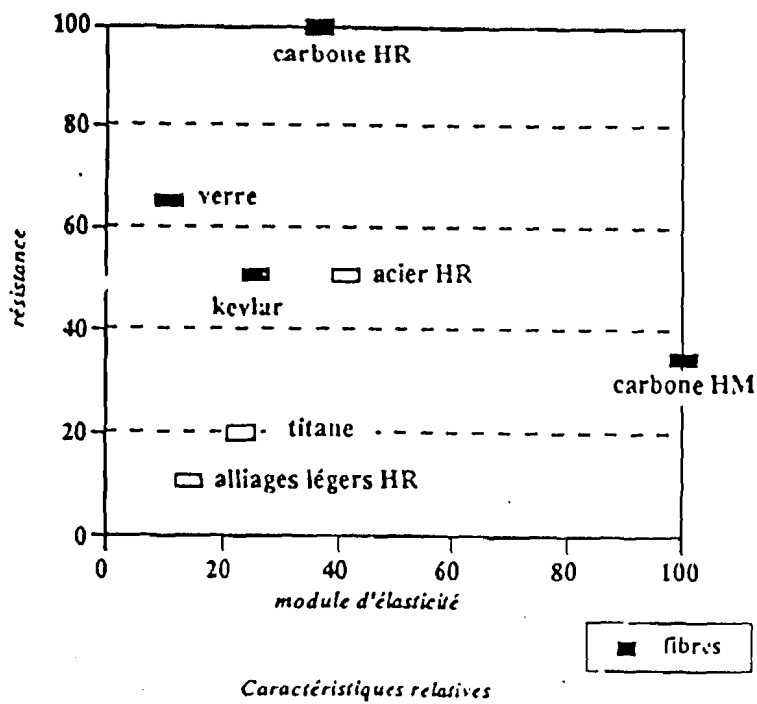


Fig 19 Caractéristiques relatives (d'après DONNET (36))

-pour les fibres HM elle est comprise entre 0,5 et 0,6 %.

4-5-1-4-Résistance au choc et à l'abrasion (24)

Les fibres de carbone possédant une rigidité élevée et un faible allongement à la rupture sont très sensibles aux chocs et à l'abrasion.

4-5-1-5-Résistance à la fatigue (43)

La fatigue est le phénomène selon lequel un corps soumis à des efforts d'intensité périodiquement variables et de natures différentes, peut se rompre sans déformation, par suite d'une microfissuration évoluant plus ou moins rapidement, même si les contraintes restent constamment inférieures à la limite élastique du matériau (43)

Dans la partie expérimentale de notre étude nous nous intéressons à la résistance à la fatigue d'éprouvettes de fibres de carbone noyées dans une matrice résineuse.

Durant les tests de fatigue effectués, les charges simulant les pressions masticatoires sont appliquées au niveau de cette matrice. Transmises aux fibres, ces charges pourront alors pleinement jouer leur rôle d'éléments renforçants, en assurant la résistance aux contraintes répétitives.

Il nous a donc paru intéressant d'introduire la notion de résistance à la fatigue des fibres de carbone.

La résistance à la fatigue des matériaux carbonés est de loin supérieure à celle de tous les alliages et aux autres types de fibres d'utilisation courante (verre, aramide).(CHRETIEN -22)

4-5-1-6-Masse volumique (24)

Les fibres de carbone sont relativement légères. Leur masse volumique est comprise entre 1,75 et 1,9 kg/dm³.

4-5-2-Propriétés thermiques (24)

En atmosphère oxydante, les fibres de carbone ont une remarquable tenue en température.

4-5-3-Propriétés chimiques (53)

Les fibres de carbone sont inertes à température ambiante, en présence de la plupart des agents chimiques. Elles sont attaquées à chaud (température supérieure à 400°C) par l'oxygène de l'air et les acides oxydants.

D'autre part les fibres de carbone ont une excellente tenue à l'humidité.

4-6- Limite d'utilisation de la fibre de carbone (fig 20) (24)

L'utilisation des fibres de carbone présente des limites:

- les prix sont encore relativement élevés
- des précautions doivent être prises lors de la mise en oeuvre (fibres cassantes)
- la tenue aux chocs est faible
- la tenue à l'abrasion est limitée
- Une mauvaise tenue chimique avec :
 - l'oxygène à partir de 400°C
 - les acides oxydants à chaud
 - les métaux pouvant former des carbures (corrosion galvanique)

4-7-Biocompatibilité de la fibre de carbone (4;16;38;52;75)

D'après DUCASSOU (38), « La recherche de nouveaux matériaux va de pair avec celle visant à mieux caractériser les réactions d'un tissu vivant à l'introduction d'une substance inerte ».

S'inspirant de cette recommandation, il a paru essentiel de faire le point sur nos connaissances actuelles au sujet de la tolérance biologique de la fibre de carbone. Même si cette étude a pour but une amélioration des propriétés mécaniques, il convient avant de proposer tout nouveau matériau de s'assurer de sa biocompatibilité.

4-7-1-Biocompatibilité

La biocompatibilité est une notion relativement récente, apparue après que l'emploi des matériaux synthétiques en chirurgie ait commencé à se répandre (4).

CARACTERISTIQUES DISTINCTIVES	LIMITES D'UTILISATION
<ul style="list-style-type: none"> - densité : 1,75 à 1,9, - excellentes caractéristiques mécaniques en traction et compression, - bonne résistance à la fatigue, - bonne tenue en température (sauf en atmosphère oxydante), - excellente inertie chimique à température ambiante, - très faible coefficient d'expansion thermique, - bonne conductibilité thermique, - bonne biocompatibilité. 	<ul style="list-style-type: none"> - sensibilité aux chocs, - faible résistance à l'abrasion, - attaque à chaud par l'oxygène de l'air et les acides oxydants, - corrosion de type galvanique au contact des métaux et alliages, - couleur.

Fig 20: Caractéristiques distinctives - Limites d'utilisation (d'après COLLIN et coll.(24))

4-7-1-1-Définitions

Un matériau est déclaré biocompatible, lorsque son intégration au sein de l'organisme humain n'a aucune conséquence néfaste à court, à moyen et à long terme tout en assurant parfaitement son rôle mécanique sans perturber les fonctions des organes avec lesquels il est en relation (52).

4-7-1-2-Notion de tolérance biologique (52)

On doit distinguer la notion de biocompatibilité de celle de tolérance biologique: celle-ci traduit une simple absence d'interaction entre le biomatériau et le milieu biologique qui permet leur cohabitation prolongée, mais qui est insuffisante pour les amener à coapter en vue d'une meilleure stabilité mécanique ou fonctionnelle de leur association (52)

La biocompatibilité, elle, peut induire ce phénomène de coaptation entre surface du matériau et tissu vivant, à condition que l'un et l'autre répondent à certains critères.

4-7-1-3-Critères de biocompatibilité (4;16)

Les critères qui conditionnent la biocompatibilité se rangent, en deux catégories :

- Les critères objectifs qui tiennent au matériau,
- Les critères subjectifs rattachés d'une part au contexte pathologique du receveur et d'autre part à l'art de l'équipe qui effectue l'implantation.

Pour notre part, nous pensons plus important de développer les critères objectifs liés au matériau.

L'étude des critères objectifs sera divisée en deux parties :

- Les critères liés aux propriétés du matériau,
- Les critères liés aux éventuelles manifestations allergiques post-opératoires dues à la présence du matériau.

Critères liés aux propriétés du matériau

Ce sont:

-l'état des surfaces destinées à être confrontées au milieu biologique.

-la valeur des propriétés mécaniques du matériel fini. Les qualités mécaniques du matériau influent considérablement sur la fonction de renfort qu'il est chargé d'assurer et sur la durée de celle-ci. (4)

Critères liés à d'éventuelles manifestations allergiques post-opératoires (16)

Etant donné la difficulté à décrire ce que doit être un matériau biocompatible, on préfère classiquement décrire ce qu'il ne doit pas être ou ce qu'il ne doit pas entraîner. C'est en ce sens que notre définition de la biocompatibilité est plutôt négative

Nous nous limiterons à une énumération des risques que le matériau ne doit pas engendrer chez le receveur :

- l'infection
- la corrosion
- la toxicité
- les phénomènes inflammatoires
- la cancérogénèse.

4-7-2-Evaluation de la biocompatibilité de la fibre de carbone

Le but de toute étude de biocompatibilité reste la sélection à partir de paramètres déterminants, de biomatériaux utilisables en toute sécurité dans l'organisme humain (4)

Dans ce but, il faut mettre au point des tests d'évaluation de la biocompatibilité effectués :

- soit « in vitro » sur des cultures de cellules humaines,
- soit « in vivo » en appliquant les matériaux nouveaux à la clinique animale ou humaine.

-Essais « in vitro » (52)

Le principe de base est de reconstituer « in vitro » un parallélisme effectif entre l'état de la cellule « in vivo » et l'état de la cellule « in vitro ».

«In vitro » sont étudiées principalement la toxicité et la biocompatibilité cellulaire. Pour apprécier ces deux comportements, on place le matériau en contact direct avec la culture cellulaire. La biocompatibilité est évaluée à partir de plusieurs éléments : adhésion des cellules, mode de recouvrement du matériau, cinétique de multiplication, paramètres morphologiques etc...

Ainsi, une équipe de l'INSERM de BORDEAUX (73) a réalisé des cultures de fibroblastes du tissu conjonctif sous-épithélial de la gencive et de cellules de l'épithélium gingival. Au contact des fibres de carbone, les

fibroblastes gingivaux « peuvent construire en quelques semaines au fond de la boîte de culture des structures tissulaires épaisses entourées par une matrice riche en fibres de collagène ». Les cellules épithéliales présentent une morphologie pavimenteuse.

Tout comme ces fibroblastes, les chondrocytes, les ostéoblastes d'os spongieux, les ostéoblastes d'os alvéolaire, les fibroblastes pulpaire mis en contact avec la fibre de carbone ne subissent que des modifications morphologiques mineures et sécrètent toutes, à des taux élevés, du collagène et des phosphatases alcalines. Les tissus qui sont susceptibles de s'élaborer à partir de ces sécrétions sont tous sains.

Ces essais « in vitro » sont nécessaires pour un premier tri mais doivent être complétés par des essais « in vivo » chez l'animal avant d'envisager l'application en clinique humaine des matériaux sélectionnés grâce à eux.

-essais « in vivo » (49)

Les résultats obtenus au cours des essais « in vitro » apportent certes une somme d'éléments en faveur de la biocompatibilité de la fibre de carbone, mais ceux-ci ne peuvent être qualifiables pour l'utilisation en clinique humaine qu'après des essais en clinique animale.

Ainsi, nous devons préciser nos connaissances fondamentales concernant l'interface matériau-milieu biologique afin d'évaluer les axes d'amélioration des propriétés physico-chimiques de celui-ci en vue de l'obtention de l'interface la plus parfaite possible. Dans cette optique, plusieurs équipes médicales ont réalisé des applications du matériau carbone dans des domaines aussi variés que l'OTOLOGIE, l'ORTHOPEDIE, la CHIRURGIE CARDIAQUE et enfin l'ODONTOLOGIE.

Applications odontologiques (19;59)

Les applications odontologiques se limitent essentiellement jusqu'à présent à des poses d'implants transgingivaux.

Des test « in vivo » sont pratiqués chez le chien et consistent à insérer un modèle d'implant en composite carbone-carbone, dont la forme est étudiée, à la place d'une racine dentaire avulsée. Ces tests ont confirmé le rôle biologique attendu du carbone-carbone:

- tolérance tissulaire remarquable,
- ostéogénèse au contact du sommet de l'implant et consolidation structurale géométrique de l'os alvéolaire.

Cette double constatation a conduit certaines équipes médicales à tenter chez l'homme le comblement d'une alvéole après avulsion par enfouissement de composite carbone-carbone. Ils ont alors observé le maintien du niveau osseux de la crête alvéolaire. La microscopie électronique à balayage utilisée avec un grossissement 140 montre l'intrication entre l'os et les fibres de carbone.

Discussion

Les fibres de carbone sont-elles biocompatibles ? (4,16)

Les tests précédents sont suffisamment persuasifs pour répondre par l'affirmative. En effet, la biocompatibilité correspond à la manière dont les propriétés mécaniques du matériau et la régénération tissulaire interfèrent sans entraîner de dégradations ni au niveau de l'un, ni au niveau de l'autre (4)

Les facteurs contrôlant la réaction tissulaire à un matériau biodégradable sont nombreux. Il y a les facteurs chimiques, le matériau lui-même, les facteurs physiques (l'état de surface, la forme, la taille), et les facteurs biologiques. Tous ces paramètres sont à l'origine d'une réaction tissulaire de l'hôte qui n'est pas obligatoirement liée à la présence du matériau (16). Cette réaction tissulaire est toujours possible face à l'intégration d'une prothèse composite. Elle peut se manifester par une réaction toxique de type allergique.

Les fibres n'ont jamais entraîné une telle réaction; ceci permet de croire en leur biocompatibilité.

4-7-3-Bases prothétiques incluant des fibres de carbone

Dans le cas précis qui nous intéresse, la fibre de carbone renforce la base dentaire prothétique tout en étant entièrement noyée dans la matrice résineuse. A la première réflexion, il pourrait sembler inutile de s'interroger au sujet de la biocompatibilité de la fibre de carbone celle-ci n'étant jamais, dans le cas des composites proposés, en contact avec le milieu buccal que sous la forme d'une prothèse dont la surface est en polyméthacrylate de méthyl.

A ce sujet, une expérience de SCHREIBER (80) nous a paru fort intéressante. SHREIBER réalise pour des patients, des prothèses expérimentales contenant des fibres de carbone afin de déterminer comment se comportait le matériau dans les conditions cliniques. Une technique fut développée selon laquelle les fibres étaient incorporées dans ces prothèses avec une concentration extrême.

Dans le cadre de la surveillance, certains patients furent convoqués chaque année pour vérifier la santé de la muqueuse gingivale et de la gencive marginale. La muqueuse, sous la surface prothétique, semblait saine. Quelques

prothèses vérifiées après 2 ou 3 ans de port montraient une surface d'abrasion due à un nettoyage intempestif. En conséquence, l'aire comprenant les fibres de carbone devint exposée et fut en contact avec la muqueuse. Il faut préciser alors que ni effets néfastes, ni ulcérations, ni inflammation n'étaient à signaler en regard de la surface carbonée en contact avec les tissus biologiques.

SHREIBER considère cette étape expérimentale comme concluante.

Cependant si la fibre de carbone mise à nu n'altère en rien la muqueuse buccale, on peut concevoir à l'inverse que cette fibre puisse être endommagée au contact du milieu buccal (salive, microorganismes) (13).

Ainsi, les facteurs susceptibles d'engendrer la mise à nue de la fibre devront être éliminés. Ces différents facteurs sont les suivants:

- la mauvaise intégration de la fibre dans la résine.

- au cours des étapes de fabrication et particulièrement sous l'effet des pressions nécessaires à la mise en moufle, la fibre peut migrer au sein de la matrice résineuse pour aller se loger en bordure de la prothèse et ne plus être recouverte par la résine.

- un polissage excessif peut éliminer la résine enrobant la fibre. Cette condition étant toute relative car dépendante de l'épaisseur de la couche de résine.

- les meulages des bords prothétiques quelquefois nécessaires lors de la pose des prothèses adjointes pour améliorer le confort du patient et la rétention de la prothèse. Il peut s'agir :

- d'agrandir une échancrure de frein ;

- de diminuer l'épaisseur de la voûte palatine ;

- de diminuer la longueur d'un volet paralingual ou vestibulaire ;

- de diminuer la longueur de la plaque prothétique au niveau du bord postérieur ;

- de retoucher l'intrados.

Afin d'éviter la mise à nu de la fibre lors de ces différents « réglages », les étapes cliniques et les étapes de laboratoire doivent être conduites avec une

extrême rigueur et précision. Au cours des premières, les reliefs anatomiques et les fonctions buccales doivent être parfaitement définis et intégralement respectés. Les secondes doivent être réalisées selon un protocole technique déterminant un tracé définitif de la plaque composite minimisant ainsi les retouches.

4-7-5-Conclusion

Au terme de cette étude, force est de constater que la biocompatibilité de la fibre de carbone doit se traduire par une sorte d'équilibre entre la dégradation du matériau au contact des cellules et les réactions tissulaires dues à la présence de ce matériau. A ce propos, les tests précités sont suffisamment concluants : les fibres de carbone n'ont jamais entraîné de réactions toxiques ou de rejet. Toutefois, seules les informations fournies par la clinique humaine pourront infirmer ou confirmer les résultats positifs apportés par l'approche « in vitro » d'abord et l'évaluation « in vivo » ensuite, de la biocompatibilité de la fibre de carbone.

4-8-Traitement des fibres de carbone

4-8-1-L'ensimage

L'ensimage consiste à déposer un produit en faible quantité sur les renforts fibreux, lors de leur élaboration ou de leurs transformation, de façon à les rendre manipulables, aptes aux opérations textiles, ou pour faciliter la liaison filament-matrice (48). Il existe deux sortes principales d'ensimage : textile et plastique (30).

4-8-1-1-Les ensimages textiles

Ils donnent à la fibre du glissant, afin de permettre le mouvement du peigne lors du tissage.

4-8-1-2-Les ensimages dits plastiques

Ils emploient des produits collants et lubrifiants compatibles avec un grand nombre de résines et de produits d'imprégnation. Ils contiennent en outre un agent de pontage, destiné à assurer la liaison chimique entre la fibre et la matrice. Ils assurent de bonnes propriétés interlaminaires et des caractéristiques satisfaisantes en vieillissement et en fatigue.

Pour désensimer un tissu réalisé avec un fil dit textile, trois méthodes sont principalement utilisées (30) :

4-9-1-3- Présentation

On trouve ces fibres sous différentes formes : filament; élémentaires, fibres continues, hachées, coupées, associées sans torsion en stratifil (ou roving), ou bien sous forme de tissages à une ou plusieurs directions, ou encore sous forme de mat (nappe de fibres distribuées dans toutes les directions).

-Présentation industrielle(48)

Dans le commerce, les fibres sont disponibles sous un très grand nombre de formes : mèche, cordonnet, câble (aramide), tresse plate ou tubulaire, mat, tissu (à 1, 2 ou 3 directions dans l'espace), feutre.(fig 21 et 22).

Les tissus sont caractérisés par :

- leur armure (taffetas, satin, sergé.) (fig. 22')
- l'angle de tissage
- leur masse par unité de surface
- leur composition

L'armure correspond au type d'entrecroisement des fils de trame avec les fils de chaîne .Selon son armure, le tissu est plus ou moins déformable. Une toile (ou taffetas) est plus raide qu'un satin. Pour épouser une concavité, un satin ou un sergé sera mieux adapté.

Dans notre expérimentation, nous avons surtout utilisé des tissus de type sergé, relativement déformables et maniables, ainsi que la tresse plate ou tubulaire.

4-9-2-Les fibres de verre (13;44)

4-9-2-1-Généralités - historique (44)

La naissance du verre textile se situe vers 1930 grâce à d'importantes améliorations de son processus de fabrication. Sa première application en industrie fut l'isolation de conducteurs électriques, la deuxième fût l'avènement des premières résines thermodurcissables pour la stratification.

Ce sont des fibres de synthèse à hautes performances.

La fibre de verre est encore aujourd'hui le renfort le plus répandu dans l'industrie des matériaux composites de grande diffusion.

4-9-2-2-Différents types de verres (13;44)

On les classe selon :

- leur procédé de fabrication,

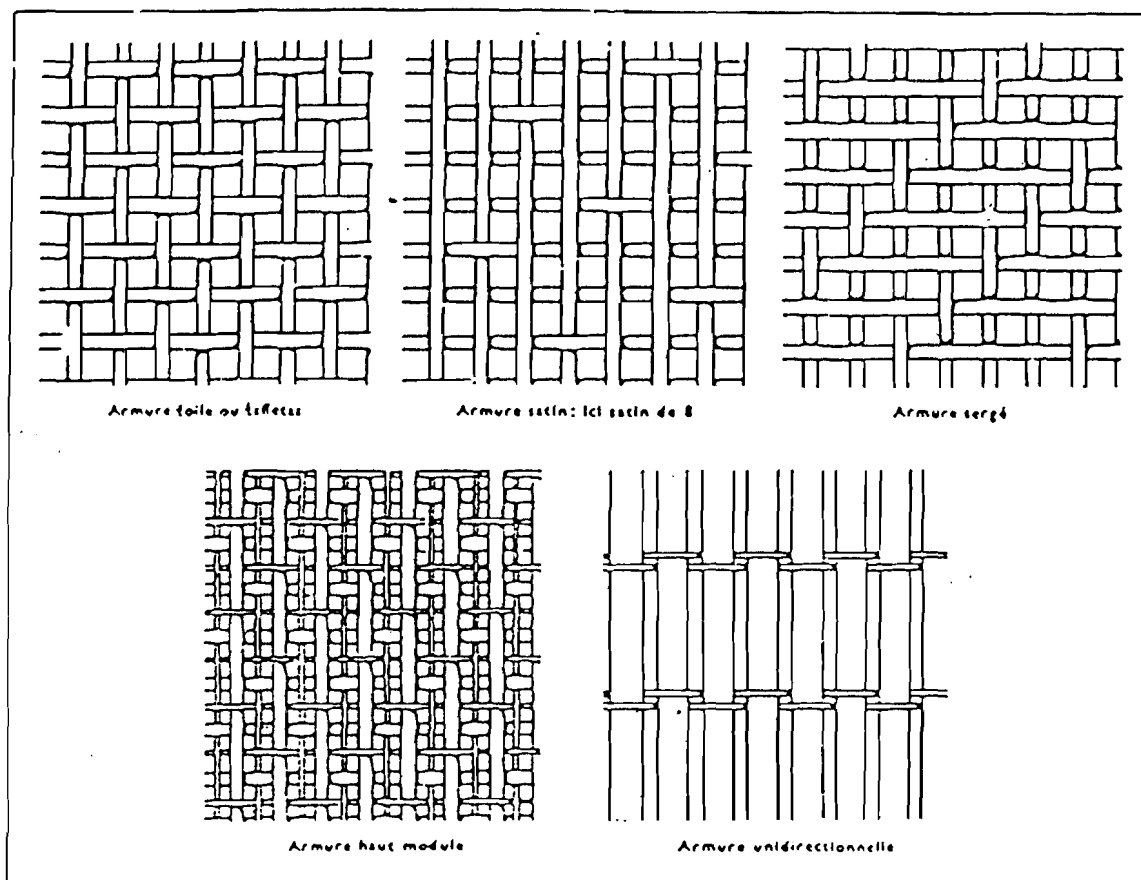


Fig 22' Principaux types d'armature utilisées pour le tissage de tissus en verre textile destinés au renforcement des plastiques thermodurcissables (d'après COLLIN et coll.(24))

Variétés	Composition %				d	E _{0T} GPa	RT MPa
	SiO ₂	Al ₂ O ₃	CaO + MgO	B ₂ O ₃			
E	50 à 55	15	20 à 25	6 à 10	2,59	73	2 500 à 3 000
R ou S	60 à 65	20 à 25	10 à 15	1	2,54	86	3 500 à 4 000
C	60 à 65	2 à 5	10 à 15	2 à 3 + 10 % oxydes alcalins	2,45	70	2 000 à 2 500

Fig 23: Composition des différents verres (d'après FAVRE (44))

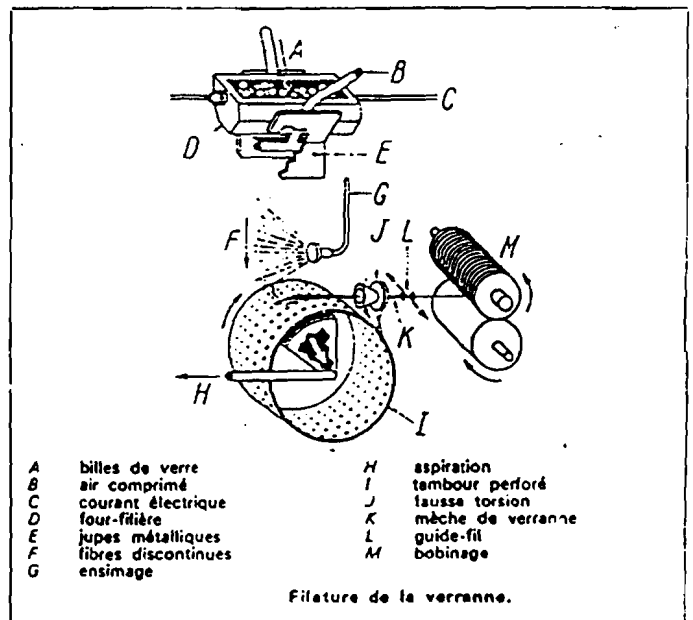
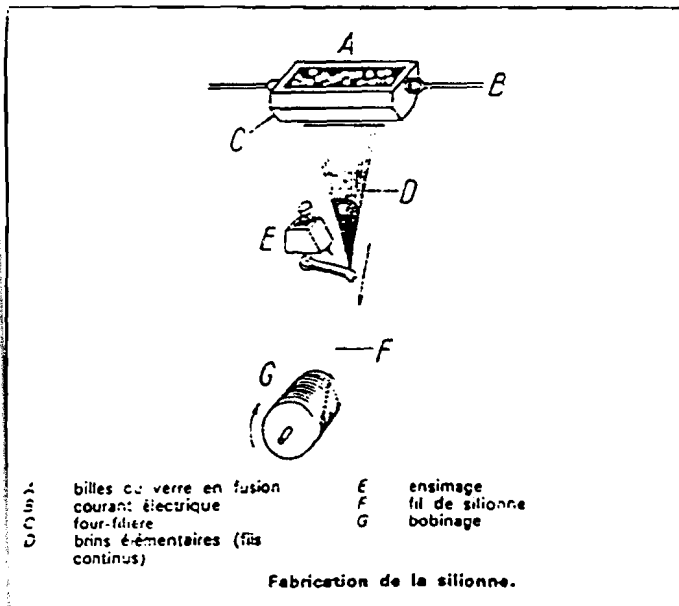


Fig 24: Filière (d'après FAVRE (44))

- bonne résistance à température élevée,
- dilatation thermique faible,
- conductibilité thermique relativement faible,
- bonnes propriétés diélectriques,
- bonne résistance à l'humidité et à la corrosion,
- couleur et aspect compatibles avec les critères d'esthétique d'une prothèse.

b) Limites (13)

Ses limites sont les suivantes:

- performances mécaniques spécifiques moyennes (comparées à celles des fibres de carbone par exemple),
- faible rigidité,
- résistance à la fatigue moyenne,
- densité relativement élevée (2,5 à 2,6).

c) Propriétés biologiques (44)

-Tolérance chimique.

Elle doit être excellente, car le verre entrant dans la composition de ces fibres est de qualité peu différente du verre alimentaire qui est reconnu comme totalement neutre, et assurément mieux toléré que la résine. Cependant, nous n'avons pas de preuve expérimentale de sa parfaite biocompatibilité.

-Tolérance physique.

Elle est directement liée aux variations de l'état de surface de la prothèse. Si le renfort apparaît lors du polissage, ou du meulage, ou encore par usure normale d'une des faces (et surtout au niveau de l'intrados), la prothèse deviendra rapidement insupportable. En effet, le verre étant bien plus dur que la résine, l'abrasion se fera de façon inégale, et des pointes de verre très fines vont apparaître et léser la muqueuse

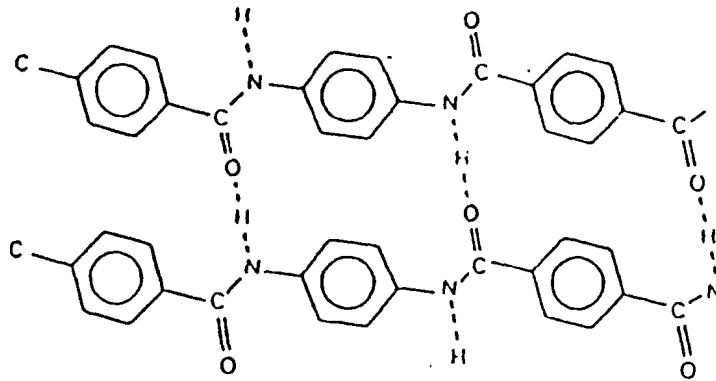
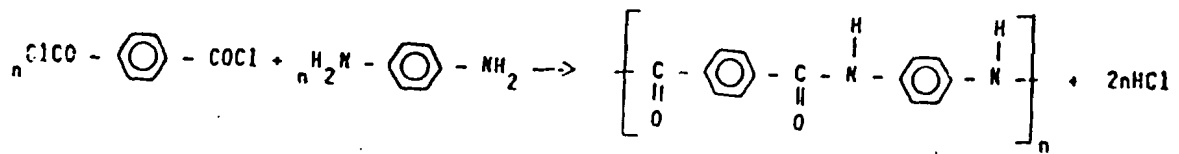


Fig 26: Structure des fibres de kevlar (d'après VANTHIER (89))

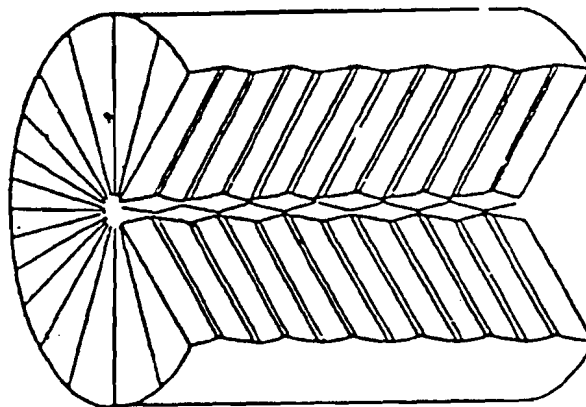


Fig 26': Schéma de l'arrangement des nappes de molécules dans une fibre de kevlar. La structure moléculaire est pliée en accordéon (d'après VANTHIER (89))

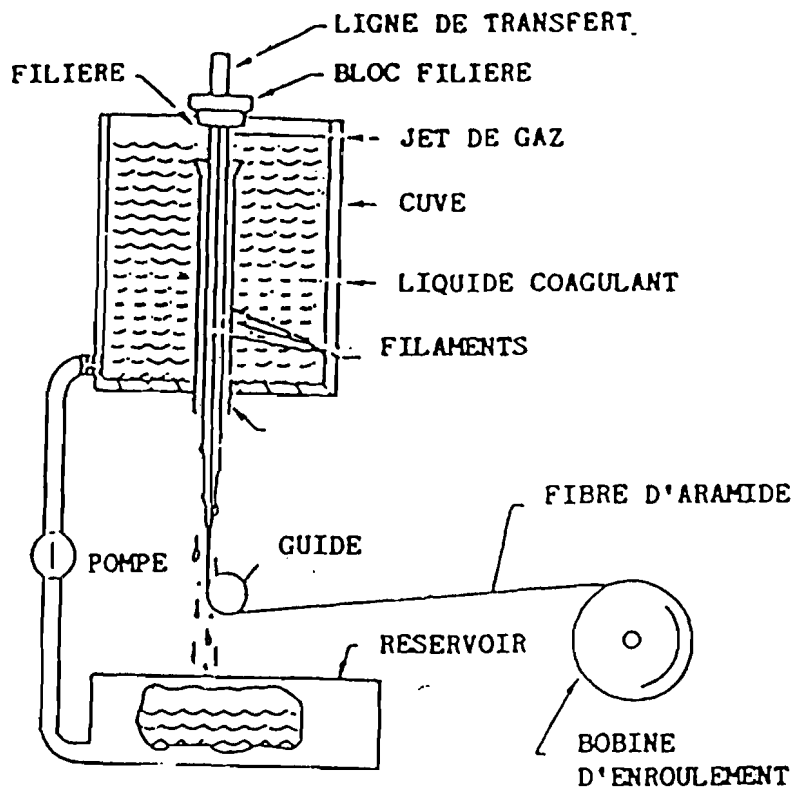


Fig 28: Filière pour l'étrage des fibres d'aramide (d'après VANThIER (89))

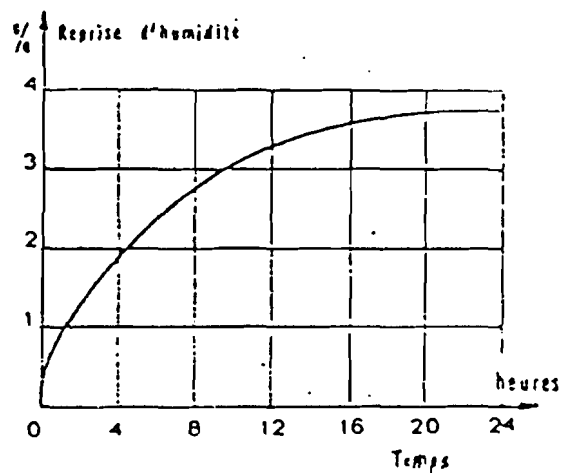


Fig 29: Reprise d'humidité (après déshydratation), à 20°C et 65 % d'humidité relative (D'après VANThIER (89))

-Kevlar 49 (ou Arenka D 930) : fibre à haute résistance mécanique et très haut module (utilisée dans les matériaux composites).

-Masse volumique :

Elle est de 1,45 kg/dm³ c'est à dire:

- 20 % moins dense que la fibre de carbone,
- 40 % moins dense que la fibre de verre,
- Plus de 5 fois moins dense que l'acier.

-La résistance à la compression

Elle est en revanche très faible : 275 Mpa, contre 1100 pour le carbone et 490 pour le verre (32).

-Allongement à la rupture :

Il est de 2 à 4 %.

-Reprise d'humidité

Elle est élevée : l'adhérence aux matrices et la résistance au cisaillement interlaminaire des composites sont améliorées si les fibres sont séchées avant leur mise en oeuvre (Fig 29)

b) Propriétés biologiques (12)

Aucune fibre créée par l'homme ne peut être considérée comme biologiquement inerte. Cependant aucune des études réalisées sur les fibres d'aramide n'ont permis de mettre en évidence une quelconque toxicité. Des expériences cliniques ne révèlent pas de réponse adverse des muqueuses mises en contact avec de la résine acrylique contenant des fibres d'aramide.

4-9-3-5- Avantages et Limites

a) Avantages

Les fibres d'aramide présentent les avantages suivants:

- résistance spécifique à la rupture excellente
- faible densité
- dilatation thermique nulle ou négative
- excellente absorption des vibrations et des chocs
- bonne résistance chimique aux solvants
- très bonne résistance à la fatigue

-bon comportement au feu.

b)Limites

Leurs limites se traduisent par:

- une faible résistance à la compression
- une reprise d'humidité assez importante (4 %) nécessitant un étuvage juste avant l'imprégnation (ce phénomène est relativement rapide)
- une faible adhérence aux résines
- une sensibilité aux UV
- l'usinabilité délicate des matériaux renforcés (exige des outils de coupe spécialisés)
- la faible résistance aux acides et bases fortes concentrés
- le procédé de fabrication très complexe et lent; ce qui rend le prix de ces fibres très élevé (200 fois plus onéreuse que la fibre de verre). Aussi, leur utilisation est limitée à certains secteurs de pointe comme l'armement et l'aéronautique.

4-9-4-La fibre de bore (20)

C'est une fibre inorganique connue depuis le début des années 60.

Ses propriétés mécaniques sont remarquables:

- résistance à la rupture: 3500 à 4000 MPa
- module d'élasticité: 400Gpa
- densité: 2,6
- très bonne résistance à la chaleur.

Les fils de bore sont utilisés pour le renforcement de matrices plastiques (époxy), et surtout de matrices métalliques (AL, Mg,) à très hautes performances. Leur prix élevé limite leur emploi aux applications suivantes: pièces aéronautiques, pales de turbine, cannes de golf, mats de voilier...

4-9-5-Les fibres polyesters (22)

Il en existe de nombreuses variétés qui sont pour la plupart utilisées dans l'industrie textile.

Elles présentent une résistance au choc remarquable, une résistance à l'abrasion intéressante, une résistance à la rupture en traction supérieure à 1000 Mpa, une faible densité et une faible absorption d'humidité.

Par contre leur élongation à la rupture est importante et leur résistance diminue considérablement avec la température.

4-9-6-Les autres fibres

Un grand nombre d'autres types de fibres sont présentes dans le commerce mais leurs propriétés ne correspondent pas à celles recherchées pour notre étude.

Nous citerons :

- Les fibres synthétiques (22)** à haute performance thermique (fibres polyamide-imides et polyamides aromatiques, fibres phénoliques.) ;

- Les fibres d'origine naturelle (22):**

 - d'origine végétale (jute, lin, bois, coton...),

 - d'origine minérale (amiante).

- les fibres de polyéthylène (57)**

Elles présentent un module d'élasticité élevé et une excellente résistance à la rupture.

4-9-6-Conclusion (fig 30;31;32;33)

L'ensemble des types de fibres présentés ci-dessus montre des caractéristiques et des opportunités d'utilisation diverses. Compte tenu des objectifs qui sont les nôtres et des impératifs de mise en oeuvre au laboratoire de prothèse dentaire, nous avons choisi d'utiliser les fibres de carbone pour leur rigidité et leur résistance à la rupture en dépit de leur comportement moyen au choc et vis à vis de l'abrasion.

La mise en oeuvre des autres fibres citées aurait pu être réalisée. Toutefois elles présentent toutes un inconvénient; ce qui a provoqué leur rejet:

- La fibre de verre présente des propriétés mécaniques inférieures à celles de la fibres de carbone ;

- La fibre d'aramide est difficile d'emploi, elle présente une faible résistance à la compression et une reprise d'humidité importante ;

- Les fibres de bore et de carbure de silicium sont trop onéreuses ;

- Les fibres de polyester ont une faible résistance à la chaleur au delà de 50° C ;

	Densité	Ø µm	R _T	E _T GPa	Allonge- ment à la rupture	Reprise d'humidité à 20° C et 65% HR
Verre E	2.6	14	2.5 à 3.5	75	3.5	< 0.1
Verre R	2.55	14	4.2	86	4.5	< 0.1
Carbone THR	1.75	7 - 8	7	295	1.9	0.1
Carbone HR	1.75	7 - 8	3	230	1.3	0.1
Carbone HM	1.9	8	2.5	400	0.5	0.1
Carbone THM	2	10	2.4	700	0.4	0.1
Aramide Kevl 29	1.44	12	2.8	65	3.8	4
Aramide Kevl 49	1.45	12	3.2 - 3.6	120 - 136	2	4
Bore	2.6	100 - 200	3.5	400	1	
Polyester HT	1.38	25	0.8	90 - 110	10 à 20	0.4
Whiskers de carbure de Si	3.2	1 à 6	10	600		
Acier filament	7.8		3.5	200		

Fig 30: Valeurs des propriétés mécaniques, tableau comparatif (d'après CHRETIEN^o(22))

Verre E	1
Verre R	5
Polyester HT	2
Aramide	20 - 30
Silice	50
Carbone	40 - 150
Bore	250 - 500

Fig 31: Prix moyen des fibres nues

Echelle de prix, base 1 pour le verre.

(Verre E en 1983: moins de 10 francs le kg (d'après COLLIN et coll.(24))

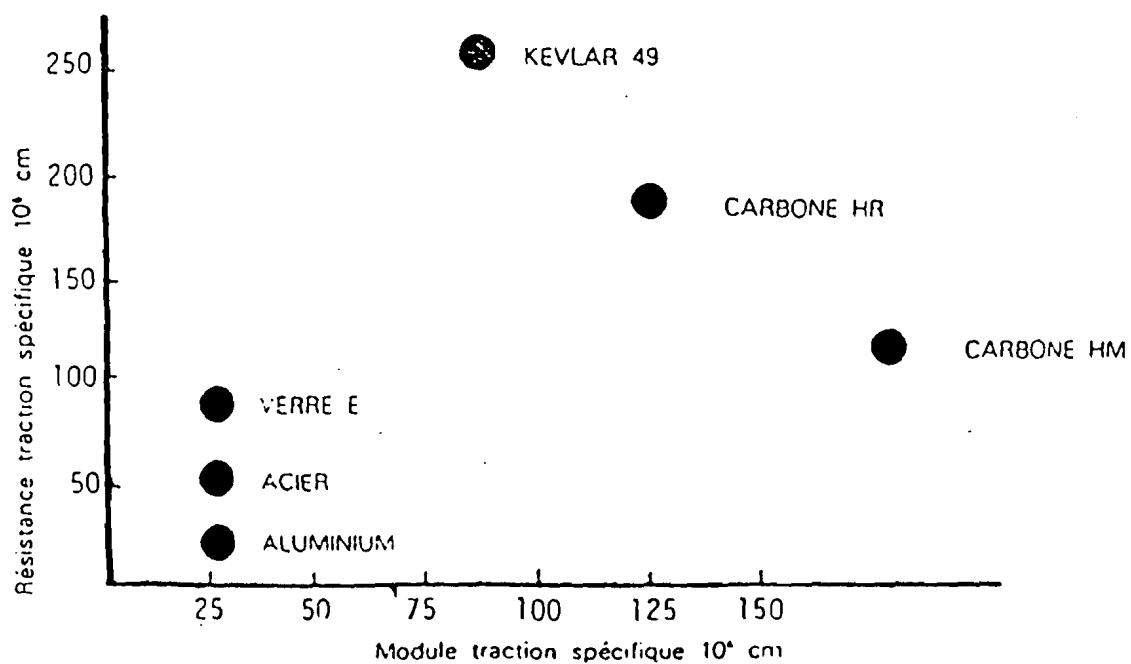


Fig 32: Résistance et modules spécifiques des principales fibres de renfort (d'après COLLIN et coll.(24))

-Les autres types de fibres commercialisées ne présentent pas de propriétés utiles pour notre étude.

5-Les résines compatibles

Ces résines donnent au composite sa cohésion. Leur rôle est avant tout mécanique et consiste à assurer la liaison entre les fibres de renforcement et à les enrober .

Elles permettent une répartition équilibrée des charges entre les fibres unitaires et doivent également limiter leurs déplacements qui pourraient provoquer une déformation exagérée de la pièce pouvant aller jusqu'au délaminage.

Elles assurent de plus l'étanchéité du composite.

5-1-Les polymétacrylate de méthyle (PMMA)

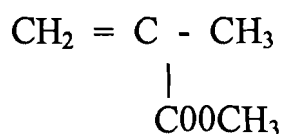
Découverts en 1937, ils appartiennent au groupe des résines acryliques.

5-1-1-Composition (83)

Les résines à base de polymétacrylate de méthyle, utilisées en art dentaire, se présentent sous la forme d'une poudre et d'un liquide.

a)Le liquide

Clair, transparent, ce liquide à odeur caractéristique est très volatil et inflammable. Il contient du métacrylate de méthyle (M. A. M.) ou monomère.



Formule chimique du M.A.M.

Il contient en plus des traces d'hydroquinone destinées à éviter l'oxydation. Elles servent également d'inhibiteur, empêchant toute réaction spontanée.

Dans le cas des résines chémozpolymérisables ou « autopolymérisantes », une petite quantité d'amine tertiaire est rajoutée.

b) La poudre

Elle est constituée essentiellement de polymétacrylate de méthyle. Elle contient aussi l'initiateur de réaction, le peroxyde de benzoyle, des colorants organiques et des pigments minéraux.

5-1-2-Polymérisation des P.M.M.A. (64)

5-1-2-1-Les différentes étapes de la polymérisation

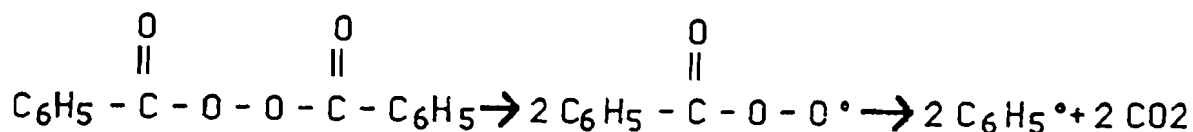
La polymérisation des P.M.M.A. se décompose en trois étapes :

- l'induction,
- la propagation,
- la terminaison.

a) L'induction

Le peroxyde de benzoyle contenu dans la poudre provoque cette induction. Ce corps est un inducteur : il intervient directement dans la réaction en se combinant avec la molécule de P.M.M.A.. Il faut le distinguer d'un catalyseur, qui lui, est retrouvé intact à la fin de la réaction.

La réaction est la suivante :

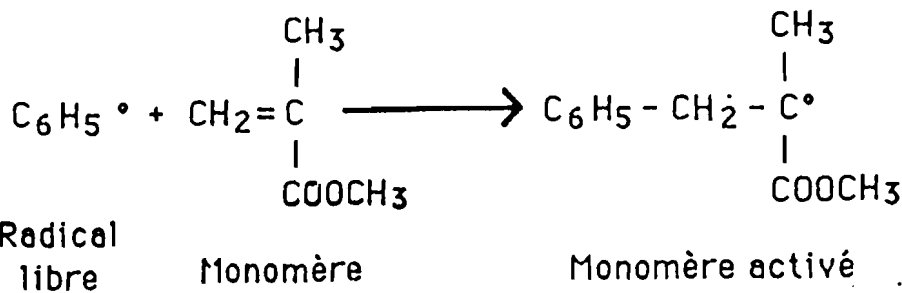


Peroxyde de benzoyle

Cette décomposition se fait par l'action de la chaleur dans une résine dite thermopolymérisable. Dans le cas d'une résine autopolymérisante, l'induction se fait par l'intervention de l'amine tertiaire : le diméthyl-p-toluidine le plus souvent.

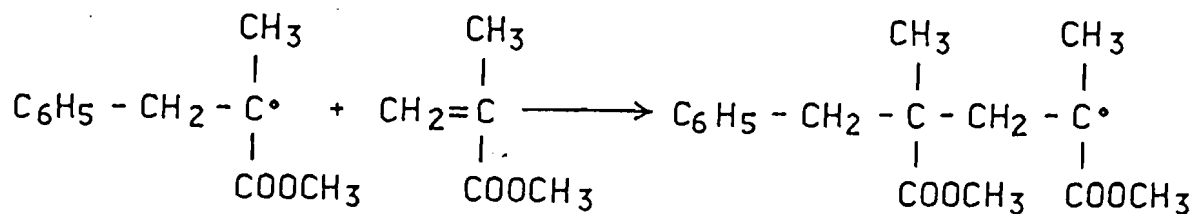
La différence entre une résine chémozpolymérisable et une résine thermopolymérisable se situe uniquement à ce niveau de la réaction.

Dans un deuxième temps, les radicaux libres $\text{C}_6\text{H}_5^\bullet$ réagissent avec le métacrylate de méthyle, pour former une molécule activée par ouverture de la double liaison.



b) La propagation

La molécule de monomère activée va ensuite réagir avec une molécule de M.A.M. non activée.



Cette réaction en chaîne appelée polyaddition, se déroule théoriquement jusqu'à épuisement total du monomère

c) La terminaison

Lorsqu'il n'y a plus de monomère libre, la réaction de propagation se termine soit par couplage direct entre deux chaînes, soit par transfert d'hydrogène d'une chaîne en train de se développer à une autre.

5-1-2-2-La copolymérisation

Les fabricants préfèrent mélanger généralement deux ou plusieurs monomères dans le liquide. Ainsi, lors de la polymérisation, on obtient des copolymères aux propriétés améliorées par rapport à chacun des polymères pris séparément.

5-1-3-Propriétés des P.M.M.A.

5-1-3-1-Propriétés mécaniques (88)

Les propriétés mécaniques des P.M.M.A. sont médiocres. En effet, ils présentent une faible résistance à la traction et un faible module d'élasticité.

Le fluage des P.M.M.A. est assez important. En bouche, lorsque ce matériau est soumis à des contraintes permanentes, il subit des déformations lentes qui le fragilise.

Un de leurs intérêts en dentisterie est leur légèreté : leur masse volumique est de $1,19 \text{ kg/dm}^3$.

5-1-3-2-Propriétés chimiques (51;88)

Le P.M.M.A. est insipide et sans odeur et est reconnu de qualité alimentaire. Comme toutes les résines acryliques, le P.M.M.A. a tendance à prendre l'eau par imbibition. Il n'est attaqué ni par acides, ni par les aliments.

Leur qualité de surface peut être altérée par l'entretien répété des prothèses : certains produits préconisés pour la maintenance et l'hygiène des prothèses détériorent en surface les P.M.M.A..

Il possède des propriétés optiques remarquables : sa translucidité est excellente et permet de vastes possibilités de coloration.

5-1-3-3-Propriétés biologiques (49)

La tolérance des tissus biologiques vis à vis du P.M.M.A. est remarquable. Les cas d'incompatibilité ou d'allergie sont très rares et sont le plus souvent dus à des polymérisations incomplètes, à des colorants ou à des défauts de surface.

Cette excellente tolérance biologique fait du P.M.M.A. la résine la plus couramment employée lors de la réalisation des bases prothétiques dentaires.

5-1-4-Mise en oeuvre des P.M.M.A. (55;67;87)

5-1-4-1-Les P.M.M.A. thermopolymérisables

Utilisés le plus souvent par les prothésistes dentaires, ils nécessitent une mise en oeuvre très spécifique.

Après mélange des deux composants selon les prescriptions du fabricant, on obtient un produit visqueux qui, après dix minutes, le devient encore plus.

Cette pâte, mise en place entre les deux contreparties du moufle, est comprimée progressivement sous une charge de plusieurs centaines de kgf. Les excédents de résine sont éliminés et le moufle est serré entre deux brides.

L'expérimentation consiste à insérer des fibres de carbone dans cette résine de façon précise. Or, si on met en place une bande de fibres entre deux couches de résine thermopolymérisable encore visqueuse, elle va avoir tendance à se désagréger et à se positionner de façon quelconque sous l'effet de la compression.

Les éprouvettes ont donc été réalisées en trois fois : réalisation d'une première plaque de résine sur laquelle sont mises en place les fibres recouvertes par une deuxième couche de résine.

De plus, entre les deux contreparties du moufle, se glisse un film de résine qui ne peut être évité quelle que soit la pression utilisée. En fin de prise, on obtient une plaque de dimensions supérieures à celles souhaitées.

Ce problème n'est pas très grave lors de la réalisation de prothèses dentaires. Par contre, un des objectifs de notre expérimentation est l'obtention d'éprouvettes d'épaisseur constante. Ainsi, l'utilisation de résine thermopolymérisable nous semble peu compatible avec notre étude.

Le moufle fermé est ensuite placé dans un récipient rempli d'eau appelé polymérisateur, où la résine va effectuer sa prise selon un cycle thermique très précis.

De nombreuses études ont été réalisées en vue de déterminer le cycle thermique donnant une résine aux qualités mécaniques optimales.

Selon S. SKINNER (83), le moufle doit être maintenu à 65° C pendant 90 minutes. La température est ensuite portée à 100° C et est maintenue pendant une heure. La descente en température doit être ensuite lente et progressive.

Selon P. MARIANNI (67), la polymérisation doit se faire selon une courbe de température très précise : deux heures de montée jusqu'à 100° C, une demi-heure de palier à 100° C, puis quinze heures de redescente jusqu'à la température ambiante.

Dans tous les cas, cette polymérisation est longue. Pour l'expérimentation, des éprouvettes nécessitant deux polymérisations de résine ont été réalisées. Ainsi, pour écourter le temps d'élaboration des éprouvettes, une résine chémpolymérisable qui effectue sa prise en une vingtaine de minutes a été utilisée. C'est la résine injectée de type KULZER .

5-1-4-2-Les PMMA chémpolymérisables

Ces résines ne diffèrent que par l'adjonction dans le liquide d'un composé chimique qui permet l'induction de la réaction. Le temps de prise de ces résines est beaucoup plus court que celui des résines thermopolymérisables.

Ces résines sont le plus souvent employées comme résine de réparation des prothèses avec des plaques métalliques de Stellite.

Ces résines peuvent également être utilisées avec un système de bourrage par injection. Ce procédé de fabrication garantit une bonne précision

dimensionnelle des pièces élaborées (55). C'est le procédé choisi pour la réalisation des éprouvettes.

Il nécessite une machine et des moufles spéciaux .Les moufles verrouillés sont placés dans la machine face au cylindre d'admission de la résine qui est refoulée dans le moufle sous la pression d'un piston.(55)

5-2-Les autres résines

On trouve actuellement sur le marché un très grand nombre de produits habituellement dénommés résines. Toutefois le nombre de résines utilisées en art dentaire est réduit.

Outre les P.M.M.A. on peut citer :

-Les polyvinyls (51), dérivés de l'éthylène qui présentaient de nombreuses contraintes et déformations permanentes. Ces contraintes n'étant pas libérées spontanément réduisent la résistance à la fatigue, et les bases prothétiques se fracturent fréquemment, ce qui a rendu leur emploi de plus en plus rare.

-Les polyesters(51) qui offrent des propriétés mécaniques relativement médiocres et une résistance à la température faible.

-Les résines époxy (90) qui sont le plus couramment utilisées dans l'industrie pour la fabrication de composites à base de fibres.

Elles sont caractérisées par le groupe réactif éthoxylé et possèdent des propriétés d'adhésion aux éléments renforçants, de stabilité chimique et de résistance très importantes. Elles sont de même connues pour leur mise en oeuvre aisée et pour leur prix de revient peu élevé.

Pour ces qualités, on a tenté d'utiliser des résines époxy comme matériau pour bases prothétiques dentaires. Mais des problèmes tels que la stabilité en couleur, l'absorption d'eau et la sensibilité du patient n'ont pu être éliminés dans les produits dentaires présentés. Ce dernier fait est particulièrement gênant et la toxicité de certaines amines intervenant dans la réticulation a pu être démontrée.

A ce propos, dans le but d'une utilisation en prothèse fixée, VIGUIE a cherché une résine ayant les avantages des époxy sans leur inconvénient: le diacryl 101. C'est un dérivé dimétacrylique du Bisphénol-A éthoxylé (DMABE) mis au point par la société AKZO (AKZO-CHEMIE, FRANCE-COMPIEGNE). Il possède les propriétés suivantes:

- absence de toxicité
- absence de monomère léger,
- résistance chimique élevée,

-mise en oeuvre et durcissement selon les procédés conventionnels,

-propriétés mécaniques du niveau des autres résines et notamment celles des époxy.

5-3-Conclusion

Actuellement ce sont les résines à base polyméthacrylate de méthyle qui restent les plus utilisées pour la confection de bases prothétiques dentaires bien qu'on leur reconnaisse un grand nombre d'inconvénients en ce qui concerne leurs propriétés mécaniques notamment leur faible résistance à la fatigue.

6-Les matériaux composites

6-1-Généralités

6-1-1-Définitions

De façon générale, un **composite** est défini comme la réunion au sein d'un même matériau de plusieurs phases dont les qualités respectives se complètent pour former un matériau aux performances globales améliorées(68).

C'est le principe du béton armé : le ciment seul est fragile, mais une fois renforcé par des tiges de fer, il devient capable de résister à d'énormes charges. La caractéristique principale des composites est de combiner les vertus des matériaux qui les composent. En effet, ils présentent, à l'usage, des propriétés mécaniques et dynamiques impossibles à obtenir avec l'un ou l'autre de leurs composants, pris séparément.(1)

Les deux phases principales sont le renfort et la matrice.(18)

Le renfort, sous forme fibreuse, filamentaire ou lamellaire, assure la rigidité, la résistance mécanique, ou d'autres propriétés physiques.

La matrice est le liant qui protège le renfort et lui transmet les sollicitations. Elle peut-être de différentes natures: organique ou minérale (il existe des composites alliant des fibres de bore à une matrice métallique de titane ou d'aluminium). Dans le cas de notre étude, il s'agit de résine acrylique.

Ces deux phases sont souvent associées à la manière d'un sandwich : une couche de fibres incluse entre deux couches de matrice

Dans les composites stratifiés, plusieurs types de renforts sont empilées, chacune séparée de la suivante par une épaisseur de résine.C'est une solution qui donne de très bons résultats.

Il existe des composites naturels tels que le bois (à fibre de cellulose et à matrice de lignine), ou l'os (associant des fibres de collagène à une matrice minérale) (87).

Les matériaux composites qui vont servir de base à notre étude comprennent des fibres de carbone agglomérées dans un liant organique de type résine.

6-2-Domaine d'emploi des composites

Les premières applications répondaient aux préoccupations des industries aéronautiques qui recherchaient un matériau tout à la fois résistant, rigide et léger.

Si les applications dans ce domaine restent très importantes, elles se sont étendues depuis aux domaines industriels et des sports et loisirs (sans parler des applications qualitativement importantes mais quantitativement modestes du domaine médical) (48).

6-2-1-Domaine de l'aéronautique (24)

Les composites sont utilisés pour les avions civils aussi bien que militaires, comme éléments de structure:

- externes tels que les dérives (les dérives verticales de l'Airbus A 320), les ailerons, les portes.

- ou internes: les éléments supports du plancher et armatures des sièges.

Un avion d'affaires américain, le Learjet va jusqu'à utiliser des composites fibre de carbone / résine pour l'intégralité de sa structure. Cet avion « noir » laisse pressentir ce que pourrait être la pénétration du marché de la construction aéronautique dans l'avenir.

6-2-2- Domaine des sports et loisirs (24)

Si l'importance qualitative de l'utilisation des composites carbone-résines dans le domaine aérospatial est notoire, leur poids dans le secteur sports et loisirs est le plus souvent méconnu alors que les quantités de composites mises en oeuvre sont équivalentes dans chacun de ces secteurs. Ils concernent un certain nombre d'articles de sports tels que: canne et moulinet de pêche, mâts et coque de bateaux de sport et de plaisance - avions - skis et bâtons - clubs de golf - crosses de hockey - cadres de bicyclettes...

6-2-3- Domaine médical (22)

L'emploi dans le domaine médical est très large et est appelé à s'étendre:

-comme prothèses osseuses (épaule, genou, hanche, oreille interne, plaques d'ostéosynthèse, implants dentaires...)

-comme prothèse vasculaire : valves cardiaques, coeur artificiel (des dizaines de milliers de valves cardiaques revêtues de pyrocarbone ont déjà été implantées);

-dans les appareils externes assurant une circulation du sang (reins et poumons artificiels)

6-2-4-Intérêt et utilisation en chirurgie dentaire

Actuellement, le champ d'application dentaire des fibres de carbone et de kevlar se situe principalement dans le domaine de la prothèse.

Trois débouchés sont possibles:

a)En prothèse fixée

Les composites , résine époxy - fibre de kevlar, aux très grandes qualités mécaniques pourraient remplacer les résines classiques utilisées pour l'élaboration des éléments de prothèse fixée.

Les polyépoxydes ont été choisis parmi les nombreuses matrices pour leurs hautes performances mécaniques, leur bonne stabilité hydrolytique et leur faible absorption d'eau (VIGUIE- 90). Mais BERRUET (10) écrit que si une fois réticulée, cette matrice répond aux tests de biocompatibilité, les éléments constitutifs pris séparément présentent une toxicité non négligeable.

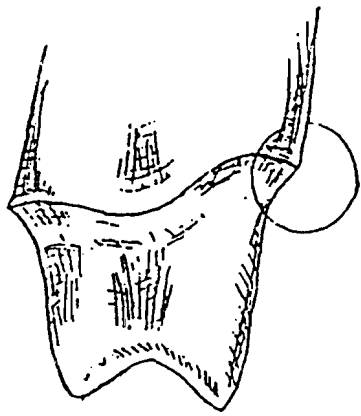
Schématiquement, les premières couronnes ont été réalisées selon la technique suivante (MALQUARTI 64) (fig 34):

Une cire calibrée (5/10 mm) est placée sur le moignon en plâtre. Sur cette cire la suprastructure cosmétique est élaborée en résine ISOSIT. L'espaceur est enlevé après polymérisation et remplacé par un carré de tissu de carbone imbibé de DGEBA-DDM (Diglycidyl Ether du Bisphénol A / Diamino Diphényl Méthane) . Le DGEBA représente le prépolymère et le DDM le durcisseur. L'ensemble est remis sur le moignon et réticulé à l'étuve sous pression mécanique.

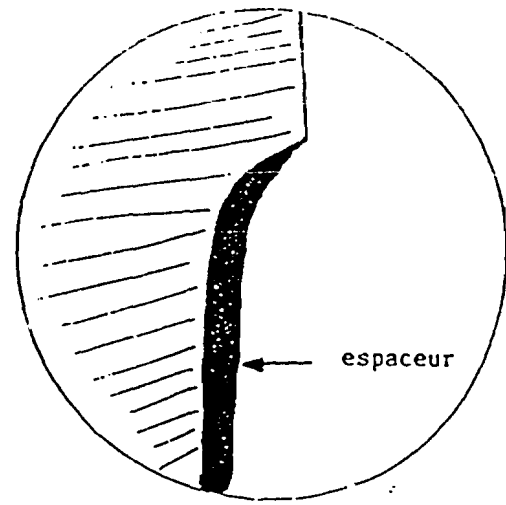
VIGUIE (90) y trouve les inconvénients suivants:

-la liaison entre les deux matrices (composite carbone - résine ISOSIT est de mauvaise qualité et représente une zone de faiblesse..

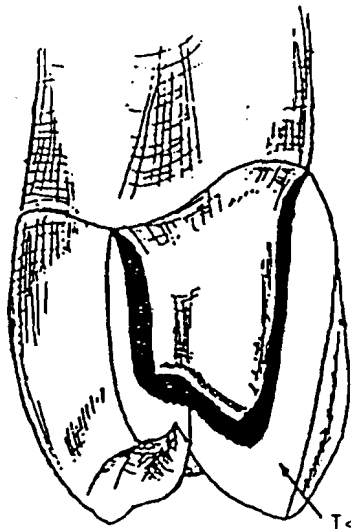
a
Modèle
Positif



b

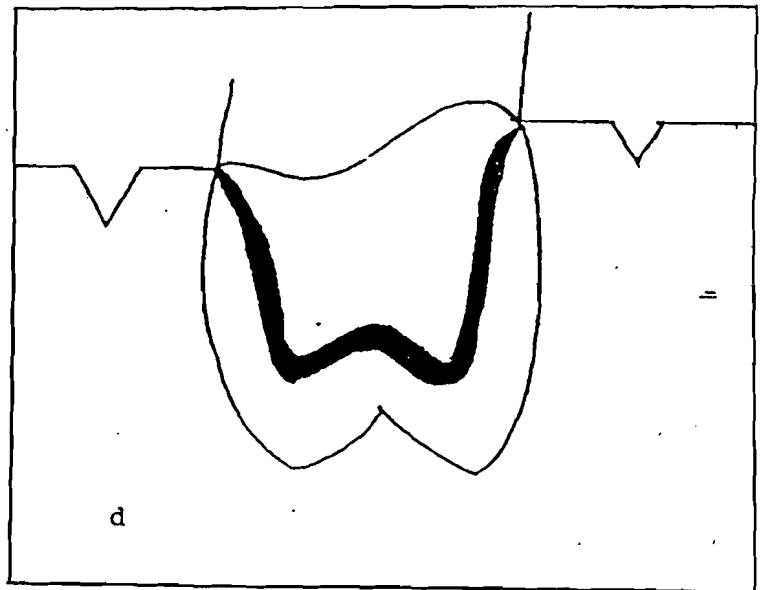


c



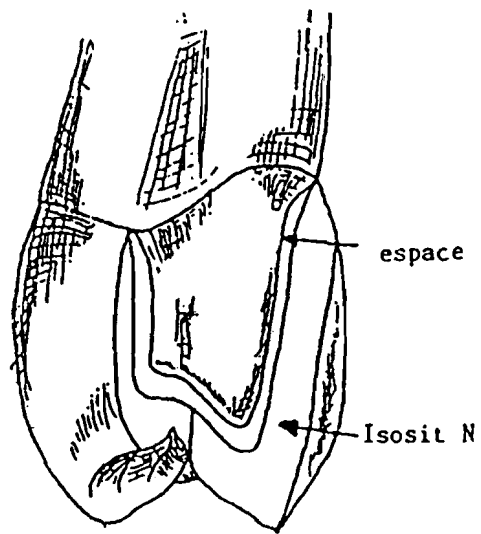
Couronne Composite avec espaceur

d



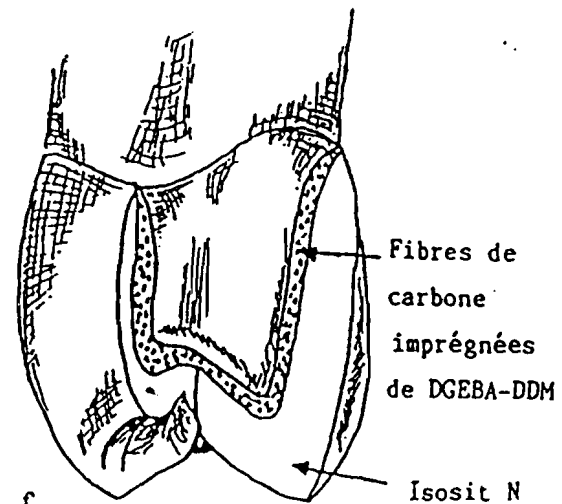
Contre - Partie

e



Couronne Composite espaceur enlevé

f



Couronne Composite epoxy/carbone

• Fig 34: Etapes de la réalisation d'une couronne unitaire époxy / carbone (d'après MALQUARTI (64))

-l'impossibilité de maîtriser le taux de vide (présence de bulle d'air au sein de la résine) et le taux de fibre directement responsable des propriétés mécaniques.

VIGUIE continue en affirmant que la seule solution réellement pratique et surtout fiable consiste à réaliser d'abord le matériau composite en maîtrisant les taux de vide et de fibre. Ce matériau est ensuite usiné sous forme d'armature précises et reproductibles par une techniques d'usinage: CFAO (Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur).

VIGUIE conclut en écrivant que l'utilisation d'un matériau composite à base de carbone pour réaliser des armatures de bridges à la fois précises et performantes dépend en grande partie du développement des systèmes de conception par ordinateur ainsi que des systèmes d'usinage.

La technique de mise en moufle permet de n'obtenir que des résultats moyens, quant à la précision et la qualité du matériau composite.

b)Appareil de protection

La fibre de kevlar pourrait être utilisée dans le traitement préventif des luxations dentaires et alvéolaires fréquentes, causées par la pratique de certains sports violents tels que la boxe sous forme de gouttière protège-dents. Ses grandes qualités mécaniques alliées à une grande légèreté permettraient de réaliser des appareils de protection d'une efficacité et d'un encombrement intéressants (13)

A ce propos, AUROY (3) et coll. ont écrit que l'association du silicone aux fibres de verre présente de meilleures propriétés d'absorption au choc et une meilleure biocompatibilité que les composites couramment utilisés parmi lesquels un des plus connus est le polyvinyl-acétate-polyéthylène.

c)-En prothèse amovible

Ces fibres pourraient avoir une application au niveau des zones fragiles et inaccessibles au regard, comme la face linguale des prothèses totales mandibulaire ou la face palatine des prothèses maxillaires. Pour les prothèses palatines, les fibres de carbone ou de kevlar, utilisées sous formes de tissus (roving) plus efficaces que les fibres courtes, joueraient le rôle de grilles de renfort (13).C'est l'objet de notre étude.

7-Adhésion fibre - matrice

Les caractéristiques mécaniques des composites fibres de carbone-résine dépendent non seulement des propriétés intrinsèques du matériau de renfort et de la matrice mais également de la qualité de la zone de transition formée par l'interface renfort - matrice (39).

Pour comprendre comment s'effectue le transfert des contraintes, il faut analyser les déformations séparées de la matrice et des fibres sous l'action d'une même charge (39).

Lorsque la plaque prothétique est soumise à une tension, fibres et matrice se déforment mais par suite des différences de module d'élasticité, la matrice s'allonge davantage que les fibres. A l'interface, les deux composants subissent la même déformation alors qu'à une certaine distance de la fibre, la matrice se déforme suivant ses propres caractéristiques. Ce gradient d'élasticité détermine des contraintes de cisaillement qui s'établissent particulièrement au niveau de l'interface.

Dans ces conditions, la qualité de la liaison interfaciale fibres - matrice, conditionne le transfert des contraintes de la matrice aux fibres. Or il est déplorable que les matériaux composites fibres de carbone -résine en général n'offrent qu'une adhésion fibres matrice médiocre (39) et par conséquent une résistance au cisaillement faible : les fibres n'adhèrent que très peu à la masse résineuse, elles glissent dans leur logement sous l'effet d'une charge et le transfert des contraintes ne peut s'effectuer dans des conditions optimales. Le composite se rompt en délaminage (68).

L'amélioration de la résistance au cisaillement passe par l'amélioration de l'adhésion fibre - matrices. De nombreuses solutions susceptibles d'accroître la liaison chimique fibres de carbone - résine ont été proposées dans cette optique. (53) .

Ce sont:

- * des traitements de WISKERISATION
- * des traitements oxydants
- * des traitements par polymères ou copolymères compatibles avec la résine utilisée.

7-1-Wiskérisation

Cette opération consiste en la réduction des silicates produisant des whiskers de carbone de silicium, qui, déposés sur des fibres de carbone, permettent d'augmenter la résistance au cisaillement des composites à matrice résineuse renforcés par ces filaments.

Ce procédé est en aucun doute celui qui conduit jusqu'à présent aux meilleurs résultats.

7-2-Oxydation

L'oxydation ménagée est effectuée soit en milieu liquide (acide nitrique, hypochlorite, bichromate de potassium) soit en milieu gazeux (air à 500 ou 600°C, ozone). Les traitements en milieu liquide (attaque nitrique, attaque basique, attaque potassique) bien qu'altérant considérablement les propriétés intrinsèques des fibres conduisent à de nettes augmentations de la résistance au cisaillement des plaques résine renforcées par les fibres ainsi traitées.

7-3-Traitement par polymères

Dans le but d'améliorer les propriétés mécaniques des composites fibres de carbone-résine, BOURDEAUX (14) a étudié la possibilité qui consiste à interposer entre la fibre et la matrice, un polymère capable de compenser les tensions induites à l'interface des deux matériaux.

Les polymères utilisés présentent les caractéristiques suivantes :

- être capable de se fixer sur la fibre par liaison ionique
- être compatible avec la résine matrice utilisée.

BOURDEAUX (14) a choisi des copolymères alternés styrène - anhydride maléïque (S.A.M.) pour des composites en résine époxy.

Les résultats obtenus ont montré que les fibres ainsi traitées déterminent :

- une amélioration de la résistance au cisaillement
- une augmentation de la résistance au choc
- une meilleure tenue à l'humidité.

De telles observations appellent une expérimentation précise au niveau des plaques P.M.M.A renforcées par des fibres de carbone, afin de rechercher des polymères compatibles avec le polyméthacrylate et avec le milieu buccal comme par exemple des polyesters insaturés ou des mélanges polyesters insaturés/époxydes(38)

8- Thermocyclage

Le procédé de thermocyclage consiste à faire subir à des échantillons des chocs thermiques destinés à accélérer le processus de vieillissement (66)

8-1-Intérêt de l'étude du vieillissement (29;66)

On peut définir le vieillissement des matériaux comme étant l'ensemble de toutes les modifications chimiques ou physiques irréversibles se produisant dans un matériau au cours du temps (définition du dictionnaire encyclopédique LAROUSSE).

Cette notion d'irréversibilité entraîne la notion de durée de vie d'un matériau. C'est le temps nécessaire pour qu'une propriété (physique, chimique,...) atteigne un seuil au dessus duquel le matériau devienne inutilisable (66).

Tous les matériaux se dégradent dans le temps; dégradation due à l'effet du milieu ambiant. Cette évolution est fonction (29):

- des caractéristiques intrinsèques du matériau
- des agressions auxquels il est soumis.

La clinique permet de constater quotidiennement l'évolution que subissent les résines composites, les amalgames, les reconstructions prothétiques (conjointes ou adjointes). Le milieu buccal est un milieu complexe dans lequel les biomatériaux sont soumis à de nombreuses contraintes (66):

- chimiques y compris les variations du pH
- mécaniques:compression, traction, cisaillement,
- électro-chimiques
- thermiques
- bactériennes (ROBILLARD- 76)

Le thermocyclage permet d'approcher le devenir des biomatériaux à moyen et à long terme.

Différentes méthodes de vieillissement peuvent être proposées (72)

Ce sont:

- les méthodes utilisant des colorants
- les méthodes utilisant des radio-isotopes
- la technique utilisant la pression d'un gaz
- la microscopie photonique

- la microscopie électronique à balayage
- la conductimétrie
- les méthodes avec marqueurs particuliers
- les techniques de cyclage thermique

8-2-Les techniques de cyclage thermique

Les techniques utilisant les stress thermiques répétés sur les matériaux ont dorénavant un rôle important dans l'étude du vieillissement. Ceci est dû pour une grande part aux travaux de BAUER et coll(8)

La température et le nombre de cycles utilisés pour les stress thermiques varient selon les chercheurs. Ces derniers se basent sur les études réalisées sur les variations de température enregistrées en bouche (5). Pour CRIM et coll (27;28), en ce qui concerne les techniques de cyclage thermique, la prise en compte des paramètres tels que:

- durée du stockage avant thermocyclage
- temps de plongée dans les différents bains
- nombre de cycles
- températures des bains

pourrait remettre en cause d'éventuelles résultats expérimentaux.. D'où la nécessité d'une étude comparative des différentes méthodes de thermocyclage.

Dans une autre étude, CRIM (27) s'est attaché à comparer les méthodes de thermocyclage en fonction du temps de stockage avant cyclage et du nombre de cycles effectués; ces deux paramètres pouvant affecter les résultats d'une étude du vieillissement. En effet, certains chercheurs commencent le thermocyclage directement après que le matériau ait été polymérisé et fini, alors que d'autres vont stocker les échantillons dans l'eau pendant des périodes allant de 1 heure à 1 an avant de les tester (29). La période usuelle de stockage semble se situer entre 24 et 48 heures alors que le nombre de cycles thermiques varie entre 20 et 2500 cycles.

Quoique comprenant généralement deux bains à température différente (l'un à haute température, l'autre à basse température), d'autres techniques de thermocyclage proposent trois bains à différentes températures (une haute, une basse, et une intermédiaire à température buccale moyenne). C'est le cas de la machine utilisé pour l'expérimentation.

Selon BAUER et HENSON (8), les variations thermiques relevées dans la cavité buccale au cours des repas expliquent 90% des phénomènes de vieillissement.

Pour BARKMEIR et col (4), les températures buccales extrêmes relevées chez l'homme sont de 9°C (avec de l'eau à 4°C) et 52°C (avec du café à 60°C)

Pour DARBYSHIRE (30), ces variations se situent entre 15 et 45°C.

En déterminant le nombre de cycles qui correspondrait le plus à la réalité clinique, certains auteurs (46) ont établi qu'il était courant que des incisives fussent soumises à des gradients de température de 50°C plusieurs centaines de fois par an lors de la consommation de nourriture à différentes températures. Les stress thermiques subis par les dents entraînent une fatigue à long terme qui causerait un accroissement des microfissures initialement créées par les contraintes d'origine mécanique. Cette rapide propagation des fissures débiterait aux alentours de 2000 cycles avec une prépondérance au niveau de l'émail du fait de sa faible épaisseur.

Le gradient de température maximale entre la surface de l'émail et la jonction émail-dentine se développe pendant la première seconde d'exposition à une température extrême. Il semblerait que la dent in-vivo subisse les mêmes dommages après plusieurs années qu'après quelques centaines de cycles in vitro.

8-3 -Choix des différents paramètres

L'analyse de la littérature montre une très grande disparité dans le choix des trois principaux paramètres du cyclage thermique.

8-3-1-Choix de la température

Selon les auteurs (29) on relève des températures extrêmes qui vont de 1°C pour la température minimale à 80°C comme valeur maximale

a) La température minimale

Elle est de 4°C selon ELIADE (40), TANAKA et NAGABAYASHI (70), de 5°C pour ROTHERMEL(78), O'SULLIVAN (71), FERRARI (45) et LIVADITIS (63), de 7°C selon BARZILAY (6), et de 8°C pour GAREY (47)

b) La températures maximale

Elle est de 54°C pour ROTHERMEL, de 55°C selon O'SULLIVAN et BARZILAY , de 60°C pour LIVATIDIS, NAGABAYASHI et TANAKA

8-3-2-Choix de la durée du cycle

La durée d'exposition des échantillons aux différentes températures s'échelonne de 2 secondes à 4 heures (66)

8-3-3-Choix du nombre de cycles (18, 20)

La variation du nombre de cycles est encore plus manifeste puisqu'elle varie de 1 cycle à 5000 cycles selon les auteurs.

Elle est de 36 cycles pour ROTHERMEL°, de 60 cycles pour FERRARI et NAGABAYASHI de 300 cycles pour BARZILAY de 400 cycles selon GAREY, de 1000 cycles pour LIVADITIS, de 1250 cycles pour ROULET (75) et de 2000 cycles pour TANAKA

Certains auteurs ne donnent pas tous les paramètres. Ces études citées à titre d'exemple montrent le manque de standardisation en la matière.

Selon CRIM (29), Le premier système comprenait quatre bacs dont le temps de passage et la température de chacun d'eux étaient de 4 secondes à 60°C, de 23 secondes à 37°C, de 4 secondes à 12°C et de 23 secondes à 37°C sur 1500 cycles.

Le second système était constitué de deux bacs (60°C et 12°C); chaque cycle durait 30 secondes sur 1500 cycles.

DEUXIEME PARTIE
PARTIE EXPERIMENTALE

1-Introduction

L'objet de l'étude expérimentale est de réaliser, dans les conditions du laboratoire de prothèse dentaire, des éprouvettes confectionnées en matériau composite et de tester leurs propriétés mécaniques dans des conditions expérimentales reproductibles. Leur élaboration consiste à incorporer des fibres de carbone sous forme de matrice classiquement utilisée en prothèse adjointe : le polyméthacrylate de méthyle (PMMA). Ces fibres doivent être positionnées de manière précise dans le P.M.M.A. Pour cela, une technique « sandwich » sera utilisée: une première plaque de P.M.M.A sera réalisée sur laquelle sont placées les fibres avant qu'une deuxième couche de P.M.M.A. recouvre le tout.

Nous garderons toujours à l'esprit l'optique finale de notre travail, qui est l'application à la réalisation de prothèse complète adjointe avec ce nouveau matériau

2-Objectifs

2-1-Confection d'armatures composites reproductibles

Ceci implique la mise au point d'un protocole opératoire rigoureux pour confectionner des éprouvettes facilement réalisables avec du matériel courant et dans les conditions du laboratoire de prothèse dentaire.

2-2- Comparer la résistance à la fatigue par un essai mécanique des éprouvettes précédentes après fabrication ou après vieillissement artificiel

2-3-Passer de la réalisation des éprouvettes à celle de bases prothétiques

3- Matériels et méthodes

La polymérisation du PMMA fait appel au procédé par injection commercialisé par la société KULZER-CHOPLIN.

3-1-Les matériaux

3-1-1-Les résines (55)

3-1-1-1-Résine de confection des éprouvettes

La résine utilisée pour la réalisation des éprouvettes est l'Intropress flow (photo 1) commercialisée par KULZER. C'est la résine spécifique à l'Injector

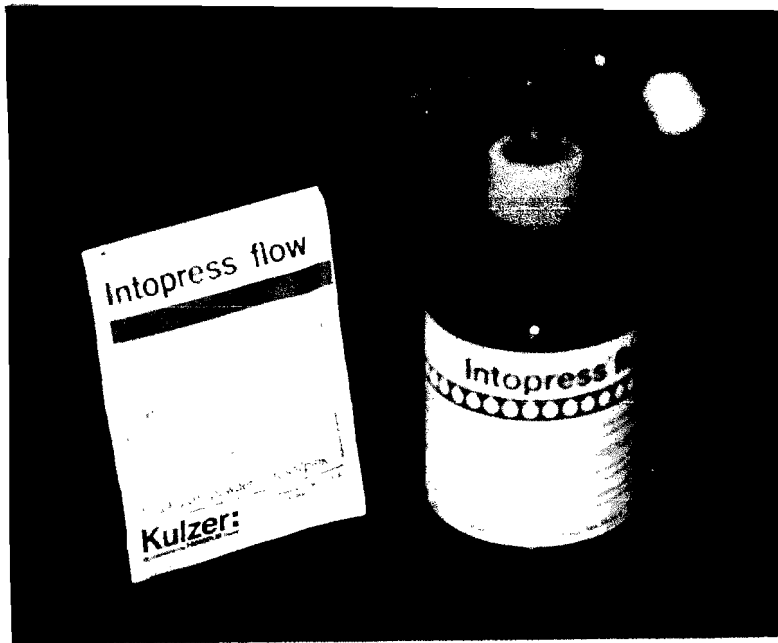


photo n°1: résine Intopress flow

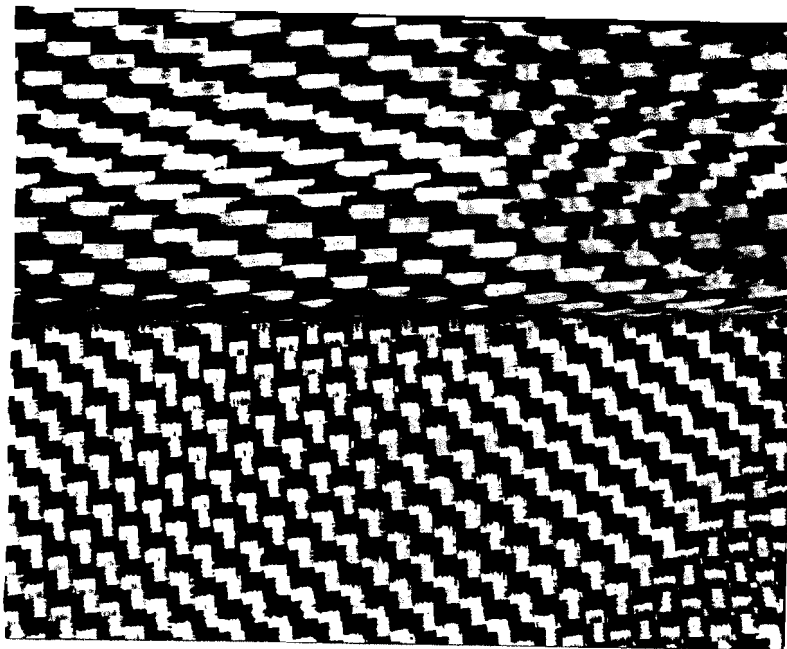


photo n°2: 2 types de Fibres

Automatic. C'est un méthacrylate de méthyle autopolymérisant dont la prise s'effectue en une vingtaine de minutes. Cette résine est réalisée dans les proportions suivantes : 30g de poudre (sachet pré-dosé) mélangés à 15 ml de monomère liquide.

3-1-1-2-Résine de collage des fibres

La résine utilisée pour le collage des fibres de carbone sur la première plaque de résine de 0,5 mm est la résine Paladur commercialisée par KULZER. C'est un méthacrylate de méthyle autopolymérisant utilisé le plus souvent pour les réparations et les rebasages de prothèses dentaires. Cette résine est utilisée dans les proportions suivantes: 2 doses de liquide pour 1 dose de poudre en poids. Ces proportions permettent l'obtention d'une résine suffisamment liquide, se déposant en une couche très fine.

3-1-2-Les fibres

Nous avons le choix entre deux types de tissus (photo 2) :

-Un tissu classique bidirectionnel où chaîne et trame se croisent selon un angle de 90°.

-Un tissu où chaîne et trame se croisent selon un angle de 33°.

Ces tissus sont déformables, ce qui présente l'avantage de pouvoir s'adapter à tous les reliefs comme la voûte palatine. Par contre ils présentent l'inconvénient d'être difficiles d'emploi, surtout celui tissé selon un angle de 33° qui s'effiloche et se désagrège lors de son découpage. C'est pourquoi, nous avons préféré utiliser les tissus tissés à 90°

Au moment de l'utilisation, les fibres sont déshydratés dans une étuve pendant 10 heures à la température de 60°C. Ceci, parce que la réaction du PMMA étant exothermique, toute humidité au niveau des fibres au contact de la résine en cours de polymérisation se transforme en vapeur d'eau et crée au sein des éprouvettes de petites porosités.

3-2-Matériels

3-2-1-La machine à injecter la résine.

La machine utilisée est l'Injector Automatic (I. A.) commercialisée par KULZER (55;56). L'Injector Automatic sert à la fabrication entièrement automatique des prothèses par un procédé d'injection de matière synthétique polymérisée à froid.

Sa description peut être scindée en deux parties : (Fig 35 et photo 4)

-La partie supérieure correspond au bloc de commande.

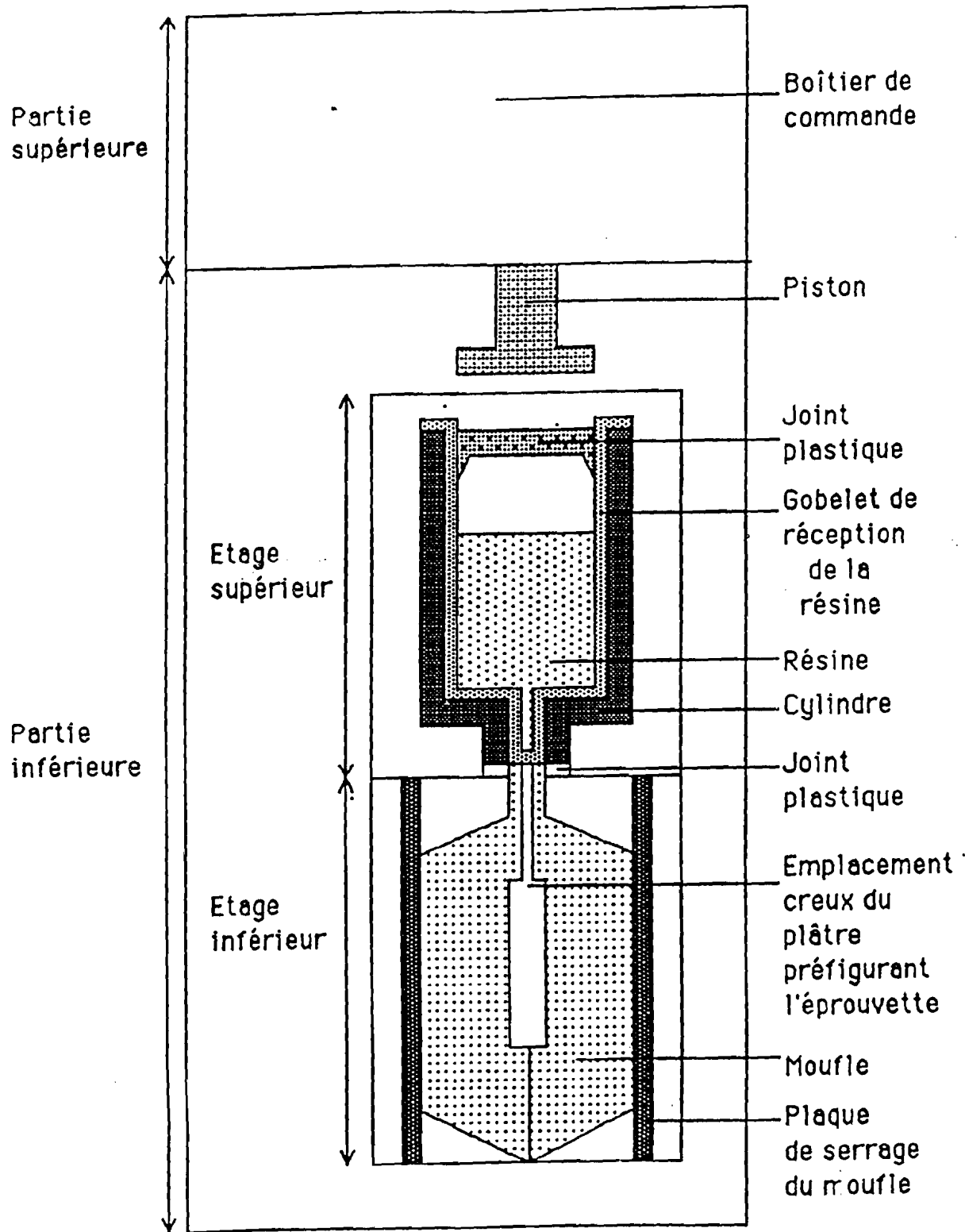


Fig 35: Schéma de l'injector automatique (d'après KULZER (55))

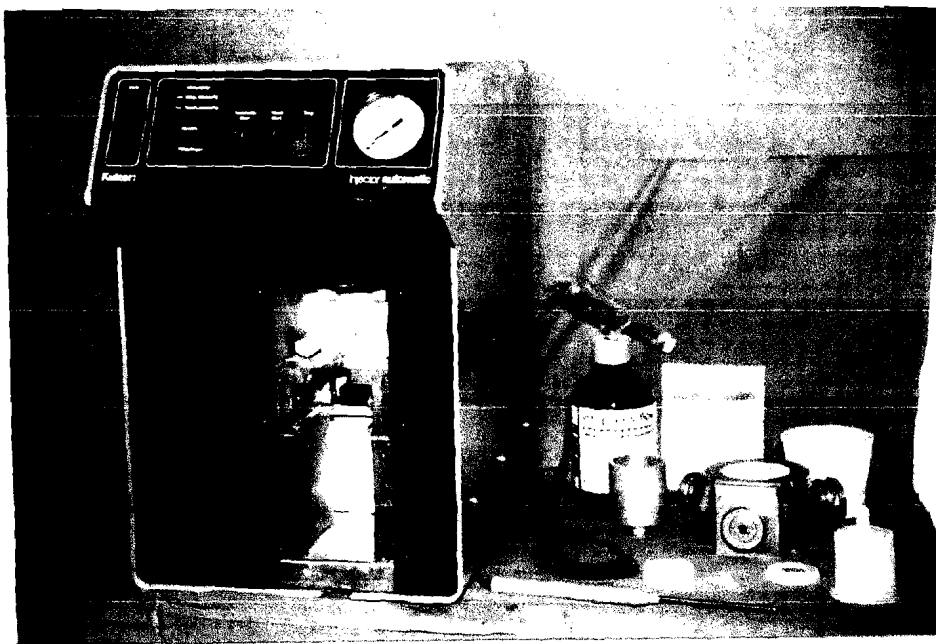


photo n°4: l'injector automatic

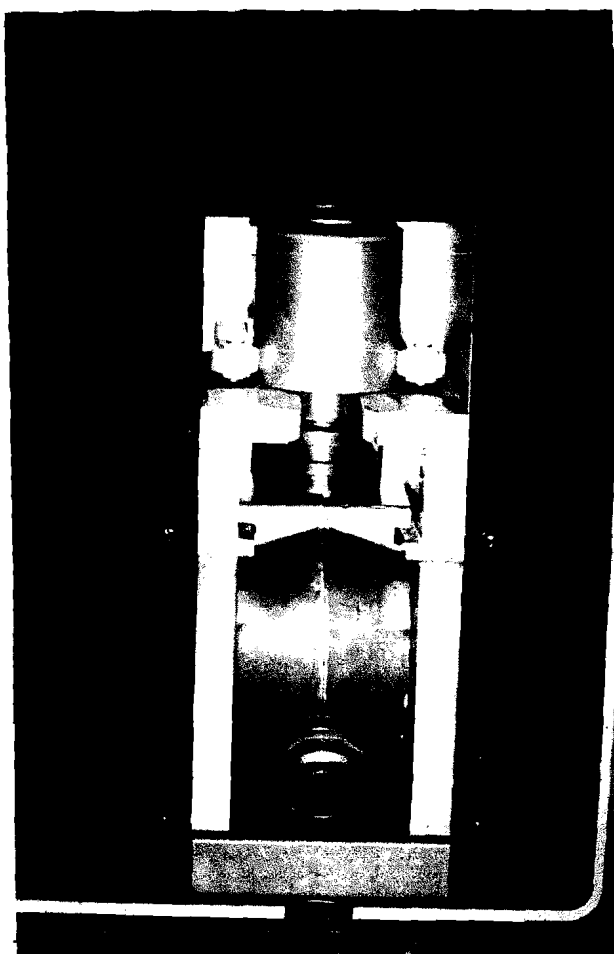


photo n°5: godet et moufle encastrés dans la partie en creux de l'injector automatique.

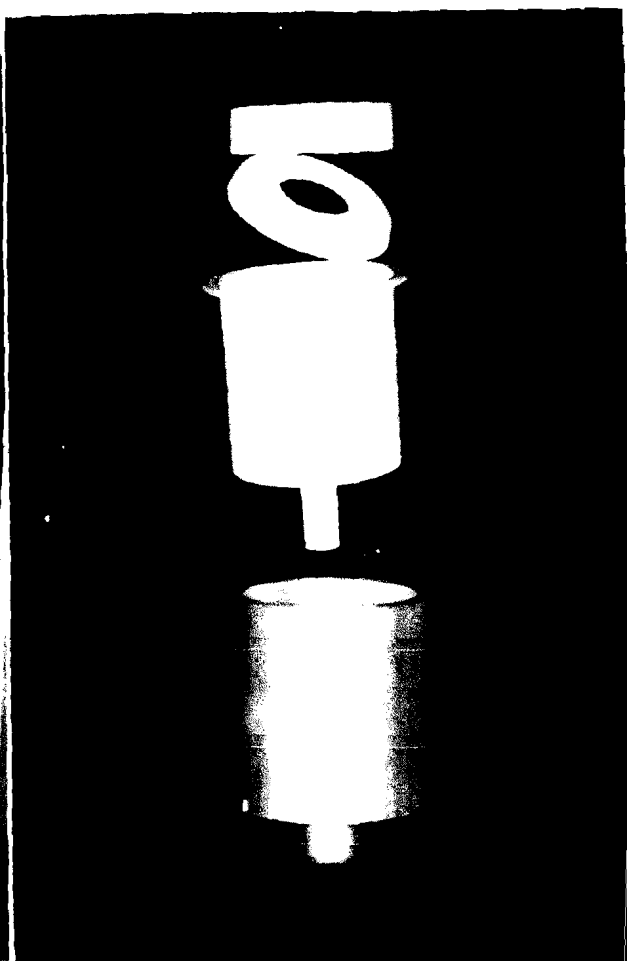


Photo n°6: dispositif de mise en place de la résine :
 -disque de couverture
 -gobelet
 -cylindre

-La partie inférieure en creux (photo 5), lieu de l'injection de la résine, présente deux étages :

-L'étage inférieur dans lequel vient s'encaster le moufle qui est automatiquement verrouillé. Le moufle est inséré de sorte que le prolongement présentant la tige de coulée soit vers le haut.

-L'étage supérieur dans lequel est déposé le godet contenant la résine ; ce godet est maintenu en place par deux mors.

En face de ce godet se situe le piston. Déclenché automatiquement par la machine, ce piston se mettra en route, comprimera la résine, puis injectera celle-ci dans le moufle.

L'appareil implique une pression de fonctionnement de 170 Mpa.

Sur la gauche de la machine se trouve une sonde thermique reliée au microprocesseur de la machine. Cette sonde est plongée dans la résine spatulée et indique au microprocesseur la température de celle-ci. Le microprocesseur, selon la température de résine, dans l'intervalle de 16 à 31° C, déclenche le piston de manière à ce que la consistance de la résine injectée soit toujours égale. Ainsi les éprouvettes confectionnées sortent d'une qualité égale.

3-2-2-Les moufles

Chaque moufle est composé de deux contreparties circulaires, concaves en dedans, percées en leur fond (photo 7). Ces contreparties présentent trois prolongements en forme de demi-cônes coupés dans la longueur, faisant entre eux un angle de 120°. Ces prolongements permettent le bon positionnement des deux contreparties, l'une en face de l'autre. En effet, deux de ces demi-cônes présentent pour l'une de ces contreparties, un ergot et pour l'autre un creux. L'ergot de la contrepartie antagoniste vient s'encaster dans le creux. Le troisième prolongement est creusé de manière à permettre l'écoulement de la résine lors de l'injection. Entre ce troisième prolongement et la partie circulaire de la contrepartie existe une plaque creusée d'une rainure permettant l'insertion du moufle dans la machine à injecter.

La solidarisation des deux contreparties (photo 8) est réalisée grâce à trois anneaux goupilles enserrant les deux demi-cônes des contreparties antagonistes. Ces anneaux sont insérés en force.

Avant utilisation, ces contreparties sont légèrement vaselinées.

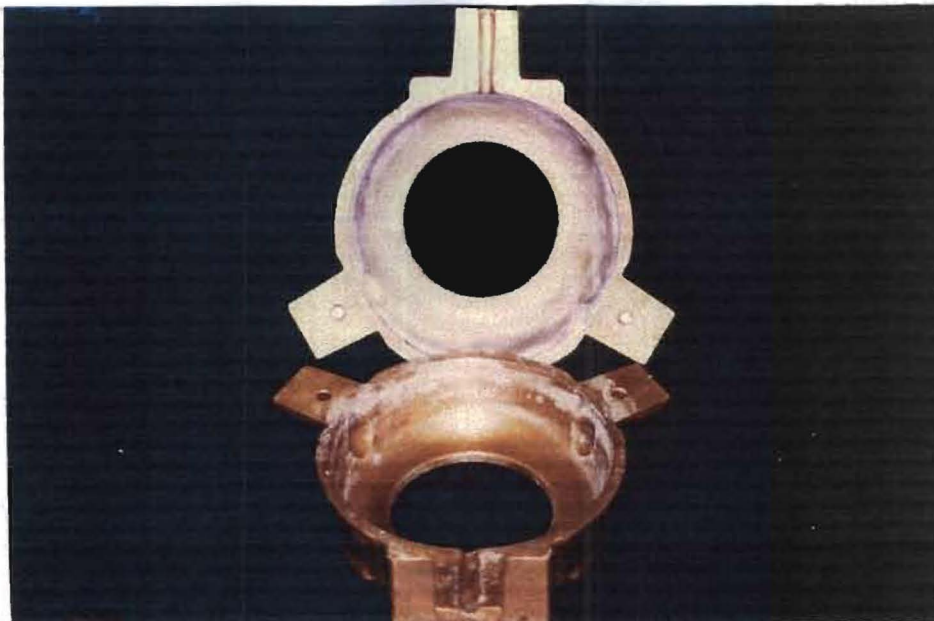


Photo n°7: les 2 contreparties concaves du moufle.

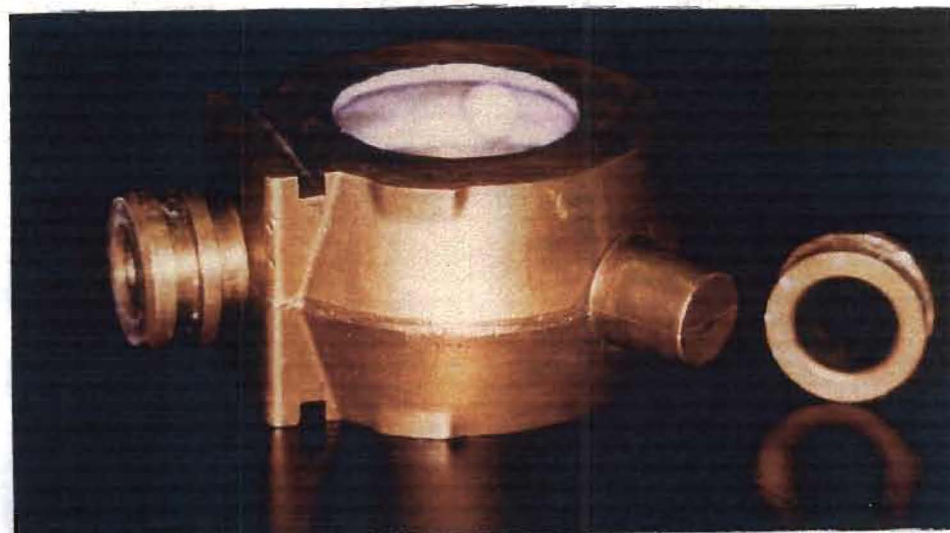


Photo n°8: les 2 contreparties solidarisées par les anneaux goupilles.

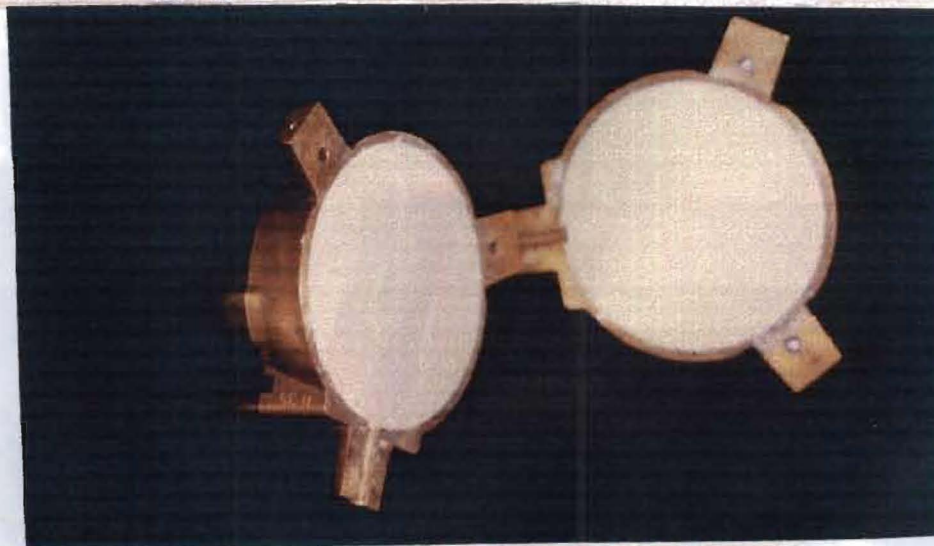


Photo n°9: le moufle: coulée et contre-coulée.

3-3-Les matériaux annexes

3- 3-1-Les préformes plastiques

A partir de plaques de plastiques thermoformable de 2 mm d'épaisseur, une préforme ou patron des futures éprouvettes est réalisée aux dimensions retenues (fig 36). Elle a une forme d'haltère de 80 mm de long sur 20 mm de large aux extrémités et 15 mm à la partie centrale. Ces préformes sont découpées dans des plaques plastiques thermoformables de 0,5 mm. Celles-ci sont utilisées habituellement pour la réalisation de gouttières thermoformées.

Ces préformes en plastique sont préférées à des préformes en cire pour des raisons de stabilité, de rigidité, et pour leur épaisseur régulière.

3-3-2-Le plâtre

Pour l'enrobage des préformes, un plâtre dur a été utilisé: le microroc, commercialisé par ODONCIA, pouvant résister à une pression de 46,7 Mpa après une heure de prise.

Les premières éprouvettes ont été réalisées avec un plâtre standard. Mais lors de l'injection de résine sous forte pression, ce plâtre éclatait face à de fines porosités présentes sous l'échantillon de résine.

3-3-3-Les cires

La tige de coulée, allant du prolongement creux du moufle à la préforme, est réalisée grâce à une cire en bâtonnet très malléable, d'un diamètre de 7 mm, commercialisée par KULZER avec le système Injector Automatic.

A l'opposé de cette tige de coulée par rapport à la préforme, un évent est créé en cire d'utilisation courante.

3-3-4-L'isolant

Le même isolant est utilisé: le Separating Fluid, commercialisé par IVOCLAR pour séparer les plâtres lors des contre-coulées et la résine du plâtre avant chaque injection.

3-4-Protocole d'élaboration

3-4-1-Réalisation des éprouvettes témoins

3-4-1-1-Préparation`

Des préformes sont découpées dans le plastique thermoformable de 2 mm d'épaisseur. Elles ont une forme d'haltère de 80mm de long sur 20mm de large aux extrémités et 15mm à la partie centrale.(fig 36)

3-4-1-2-Mise en moufle

Pour l'enrobage des préformes le plâtre dur Microroc est utilisé.

Ce plâtre est mélangé selon les prescriptions du fabricant, c'est-à-dire 100 g de plâtre pour 22 à 24 ml d'eau.

Le plâtre est malaxé sous vide pendant 45 secondes et est vibré toujours sous vide, à nouveau pendant 45 secondes. Cette opération est réalisée afin de faire disparaître un maximum de bulles et donc, avoir un plâtre exempt de porosités après sa prise.

La contrepartie avec ergots, légèrement vaselinée au préalable, est remplie de plâtre jusqu'à son bord supérieur.

Sur un côté de la préforme de 2mm d'épaisseur, une partie de ce même plâtre est déposée et étalée sur toute la surface grâce au vibreur.

La préforme est posée progressivement (fig 37) sur le plâtre de la contrepartie, afin d'éviter la naissance de bulles d'air. Cette préforme est disposée de façon à ce qu'un de ses angles soit distant d'à peu près 1 cm du prolongement par où la résine sera injectée.

Après la première prise du plâtre, c'est-à-dire après 5 à 10 minutes, les excédents sur la contrepartie et la préforme sont éliminés par simple rinçage.

La prise du plâtre s'effectue 1 heure avant de réaliser la contre-coulée.

Avant d'effectuer celle-ci :

-La préforme est dégagée du plâtre sur environ 1 mm, afin de laisser la même partie en creux dans chaque contrepartie. Ceci facilite la désinsertion des éprouvettes et diminue les fractures de plâtre au bord de la préforme lorsque celle-ci est enlevée avant l'injection de résine.

-Une tige de coulée en cire allant du canal d'injection au bord de la préforme est réalisée.

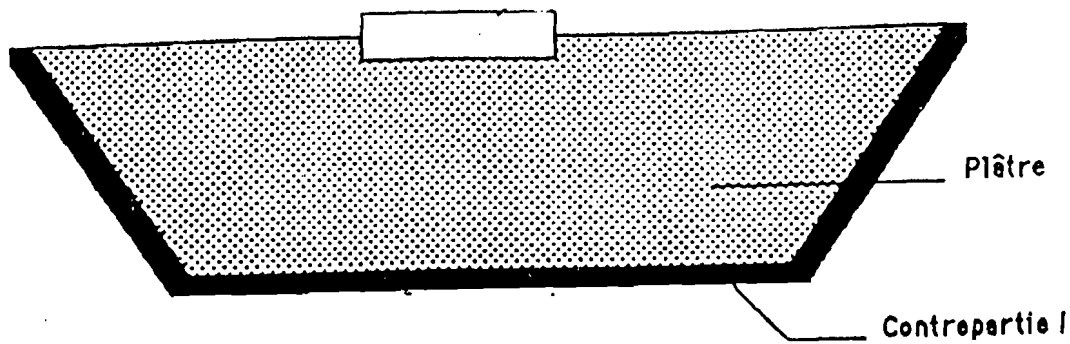


Fig 37: Mise en place de la préforme de 2mm d'épaisseur dans la première contrepartie

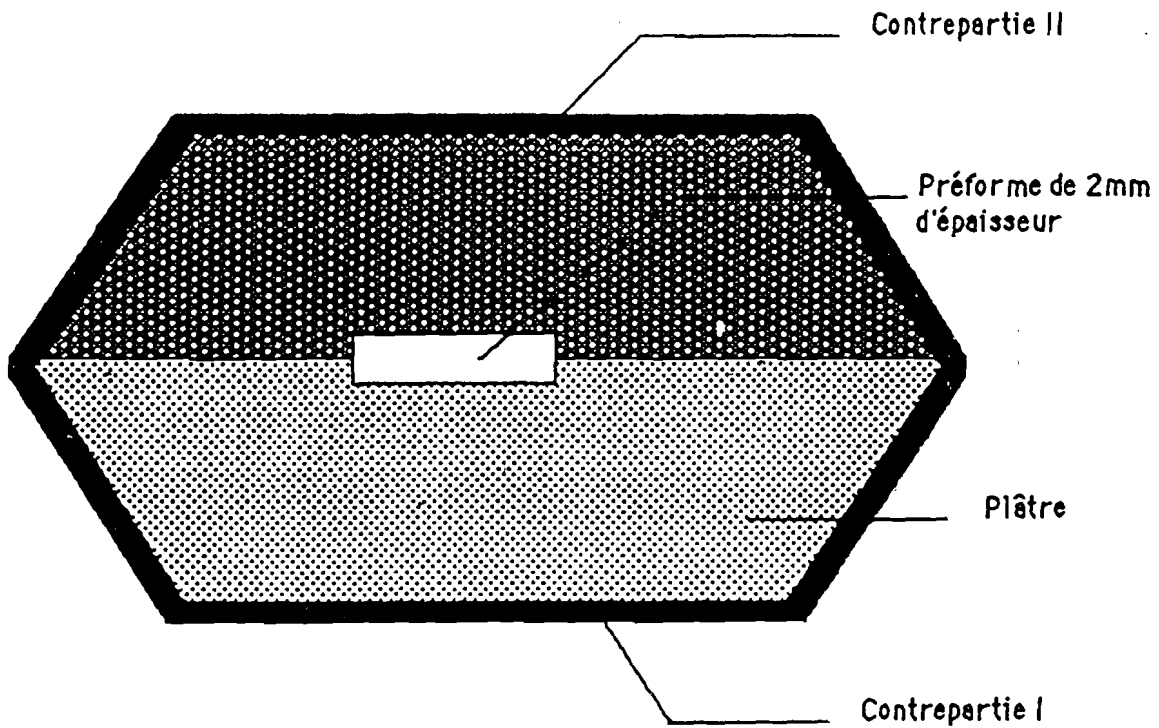


Fig 38: Mise en moufle de la préforme de 2 mm d'épaisseur

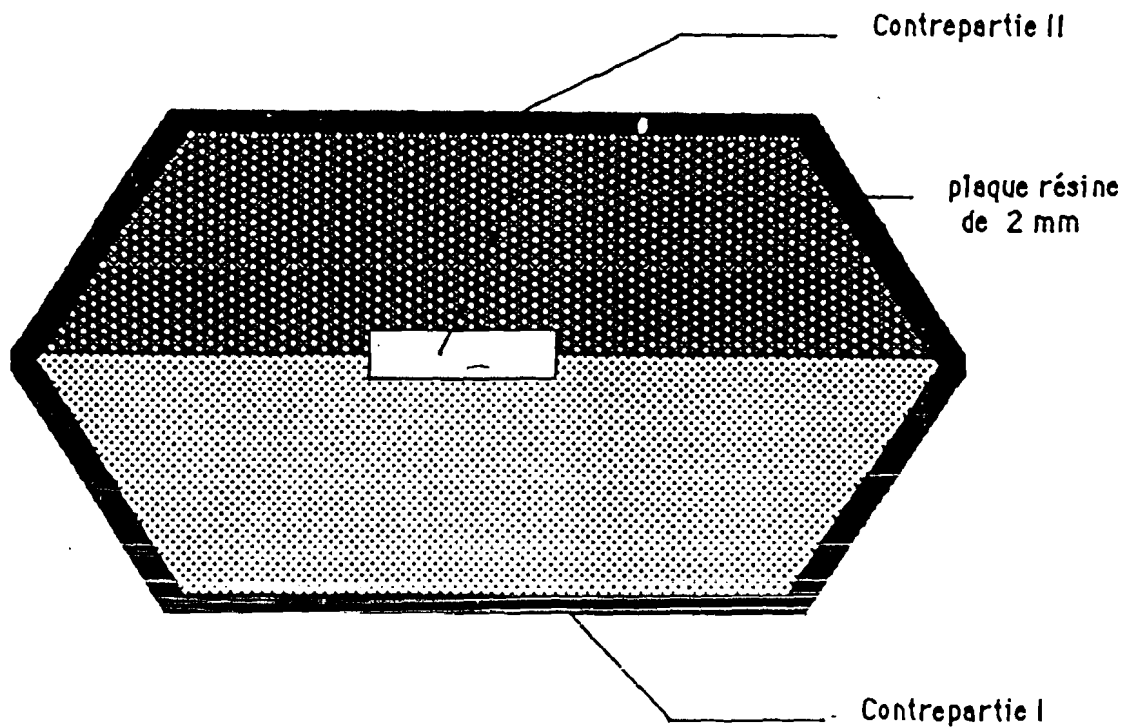


Fig 39: Plaque résine de 2mm, encore en moufle, obtenue après injection.

-Un évent trapézoïdal situé à l'opposé de cette tige de coulée est élaborée. Il sert de canal d'aération, de sorte que la résine injectée coule dans le canal d'injection, dans la partie creuse du plâtre, puis dans l'évent, sans être opposé à un barrage d'air.

-La partie en plâtre est isolée avec le Separating Fluid .

-La deuxième contrepartie est posée, présentant les creux sur les deux demi-cônes, face à celle déjà remplie de plâtre. Les trois anneaux goupilles sont positionnés et enfoncés grâce à un embout et un marteau pour fermer ainsi l'ensemble.

Avant cette fermeture, il est nécessaire de vérifier s'il n'existe pas de cire ou d'isolant débordant sur les parties métalliques des deux contreparties qui s'affrontent . Ce, pour éviter les fuites de résine lors de l'injection.

La contre-partie est réalisée (fig 38) grâce au même plâtre mélangé comme précédemment. Lors du remplissage de la deuxième contrepartie, l'ensemble est disposé sur le vibreur, toujours pour éviter la création de bulles d'air.

3-4-1-3-Elimination de la préforme et des cires

La prise du plâtre s'effectue pendant une heure.

Les trois anneaux goupilles sont enlevés, les deux contreparties désolidarisées avec précaution afin de ne pas briser les bords fins de plâtre entourant la préforme. Celle-ci est ensuite retirée progressivement pour ne pas briser les bords de plâtre.

Les cires sont éliminées en plongeant les contreparties pendant 5 à 7 minutes dans une eau à 70 - 80°C.

3-4-1-4-Isolation - Mise à température des contreparties

Chaque contrepartie est séchée et les résidus de vernis que la température a fait cailler sont éliminés par jet d'air. Pour un déroulement optimal de la polymérisation de la résine, la température du plâtre dans le moufle, lors de sa mise en place dans l'Injector Automatic, doit être de 40°C. Ainsi, lors du début de l'injection, le plâtre est à une température de 37- 40°C. Les contreparties sont laissées à refroidir jusqu'à une température de 45°C et isolées avec du vernis : le liquide isolant rouge est étendu en une couche mince sur la partie du plâtre encore chaude. Il ne doit pas subsister de liquide isolant dans les coins car, lors de l'injection, des manques de résine peuvent se produire à ces endroits.

Ces deux contreparties sont assemblées et les trois anneaux goupilles mis en place.

3-4-1-5-Mise en place du moufle dans l'Injector Automatic (photo 5)

L'anneau situé sur le prolongement percé du canal d'injection ne doit pas dépasser la surface du cône, auquel cas le moufle ne pourrait être inséré dans l'Injector Automatic. A l'extrémité de ce cône, un joint plastique est ajouté; ce qui évitera les fuites de résine lors de l'injection. Le moufle est mis en place, le canal d'injection vers le haut, dans la machine à injecter jusqu'à la butée. Le verrouillage se fait automatiquement.

3-4-1-6-L'injection

Le gobelet de réception de la résine Intopress flow[™] est mis dans le cylindre s'insérant dans la machine (photo 6).

Dans un godet, 15 ml de monomère liquide et un sachet dosé de 30 g de poudre sont mélangés de façon à obtenir une pâte homogène exempte d'air. Cette pâte est malaxée jusqu'à ce qu'un signal acoustique retentisse. La sonde thermique est alors plongée dans la pâte. Cette sonde est actionnée et va transmettre les mesures de température au microprocesseur de la machine. Pendant ce processus un signal optique et acoustique s'allume. A la fin de celui-ci, la sonde est retirée de la pâte. Et le godet de mélange est secoué afin d'exclure les bulles d'air de la résine. En un écoulement mince, la pâte est versée dans le gobelet de réception de la résine, situé dans le cylindre de mise en place dans la machine (photo 6). Un joint plastique qui évitera les fuites de résine lors de l'injection est placé sur le gobelet.

Le cylindre est fermé avec le disque de couverture, placé de façon à coïncider avec le bord supérieur du cylindre. Le cylindre ainsi préparé est poussé dans le creux de la machine situé au dessus du moufle. Il est alors immobilisé par deux mors. Au dessus de ce cylindre, se trouve un piston qui sera déclenché par la machine au bout d'un certain temps (durée variable selon la température indiquée par la sonde). L'injection se fait alors automatiquement : le piston hydraulique descend, et à une certaine pression, le gobelet se perce à sa partie inférieure, permettant à la résine de s'écouler dans le moufle. Une fois la pression de 170 MPa atteinte, le piston s'arrête et reste en place une dizaine de minutes. Le piston remonte ensuite et la machine desserre le moufle qui est retiré.

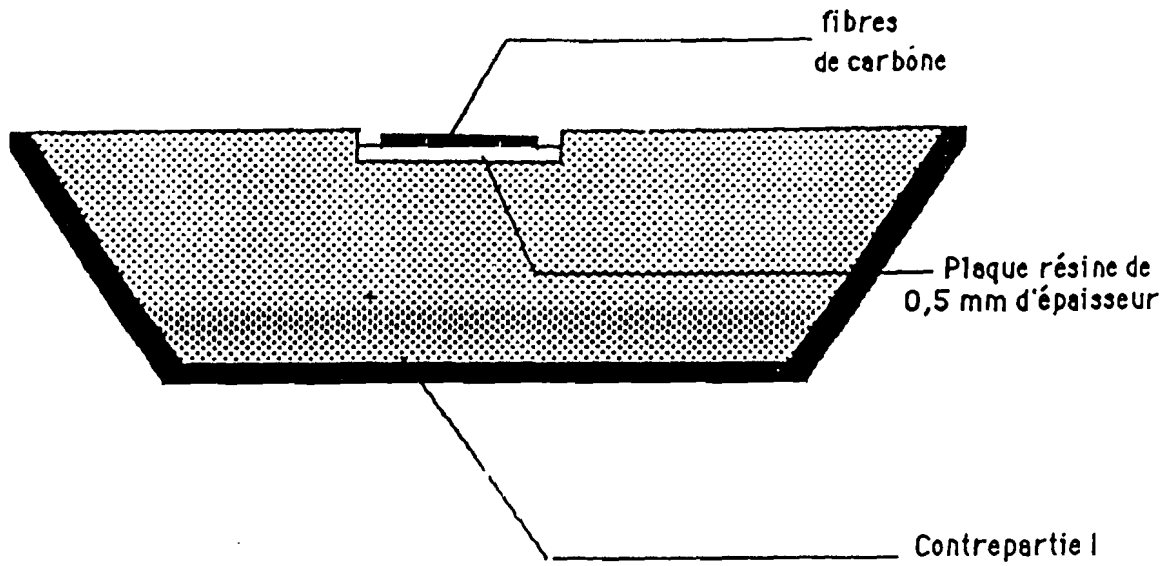


Fig 43: Mise en place de la fibre de carbone sur la plaque de résine de 0,5 mm d'épaisseur.

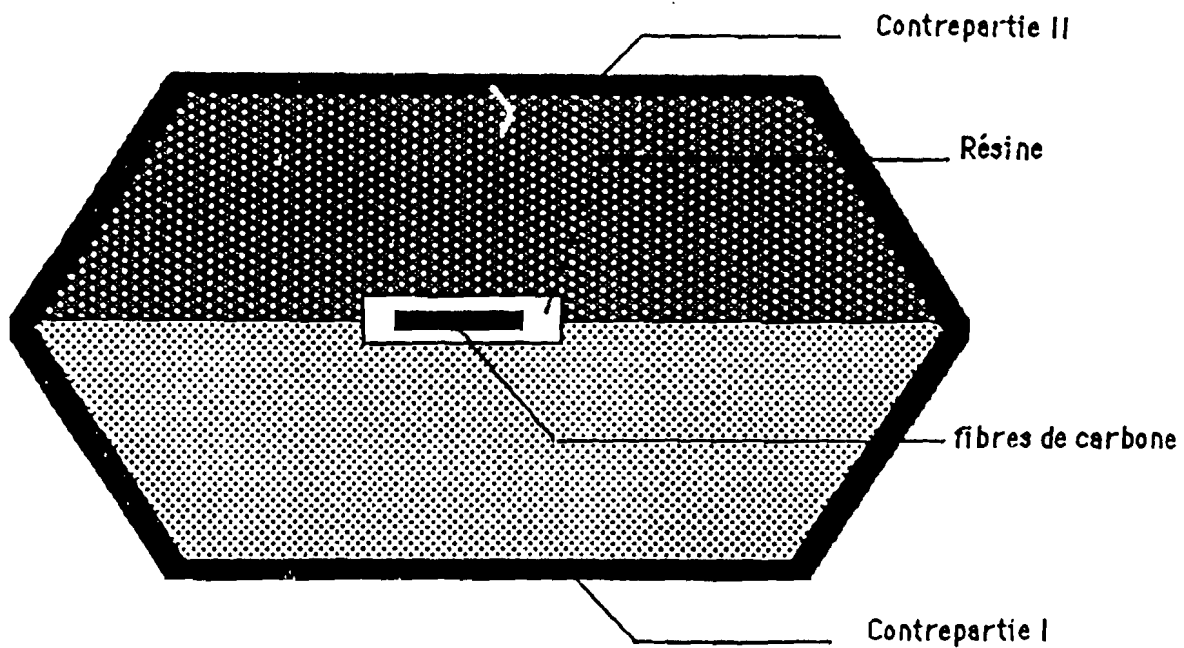


Fig 44: Eprouvette contenant des fibres de carbone encore en moufle

sont mis à température de 40° C dans l'étuve. Après avoir isolé, la deuxième injection de résine Intopress flow peut commencer. (Fig. 44). Le démouflage est effectué et les éprouvettes sont ébarbées. Leur dimensions définitives sont données.

Nous avons réalisé 20 éprouvettes en résine renforcées par des fibres (20 PMMA -fibres) dans des formes et dimensions (figure 36) .

-10 éprouvettes seront thermocyclées (10 PMMA-fibres thermocyclées)

-5 seront soumises à la flexion alternées

-5 seront soumises à la torsion alternée

-10 éprouvettes seront conservées telles (10 PMMA-fibres)

-5 seront soumises à la flexion alternée

-5 seront soumises à la torsion alternée

3-5-Thermocyclage

3-5-1-La machine à thermocycler

Elle a été conçue et réalisée au Laboratoire de Biomatérial de Clermont-Ferrand.

Elle est composée par 3 bains aqueux thermostatés (photo 10), stabilisés par de la chloramineT à 1% et reliée à un système informatique (photo 11) qui permet de programmer tous les paramètres du thermocyclage.

Les éprouvettes sont fixées sur un chariot (photo 12) qui sera solidarisé à une tige verticale qui les plonge alternativement dans les trois bains.

3-5-2-Méthode

Le thermocyclage sera effectué dans les conditions suivantes:

-les températures sont respectivement de 2°C, 35°C et 57°C.

-le temps d'immersion est de 2 secondes pour les températures extrêmes et de 10 secondes pour la température intermédiaire.

-le nombre de cycles effectué pour chaque éprouvette est de 5000cycles

4 thermocyclages de 5 éprouvettes ont été réalisés

-2 fois 5 PMMA (10 PMMA thermocyclés)

-2 fois 5 PMMA/fibres (10 PMMA/fibres thermocyclés)

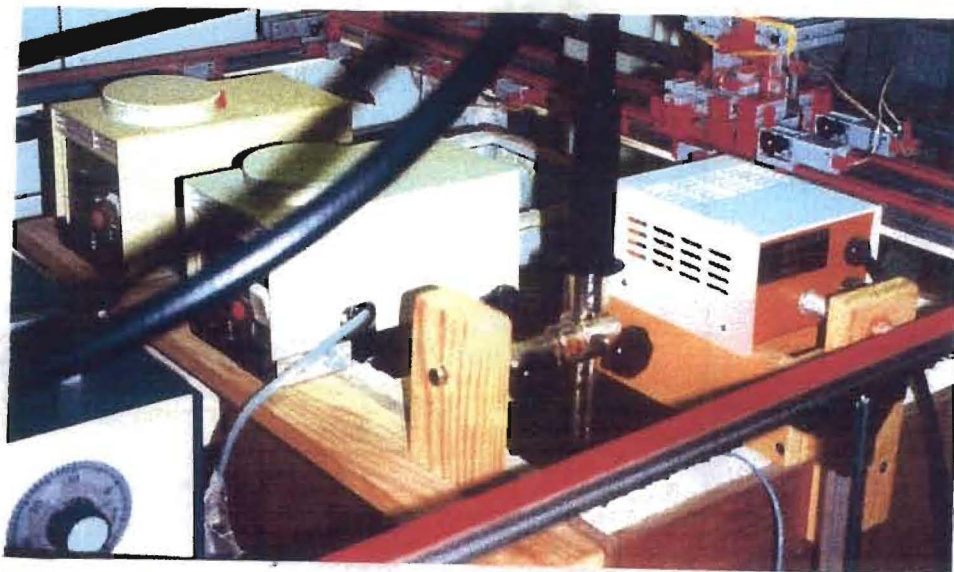


Photo n°10: machine à thermocycler: vue de haut.

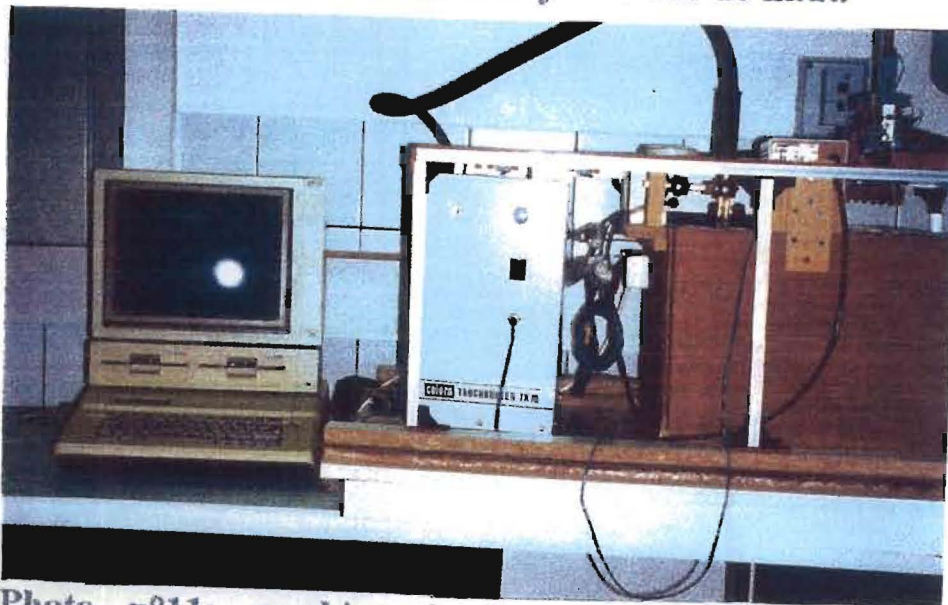


Photo n°11: machine à thermocycler relié au système informatique

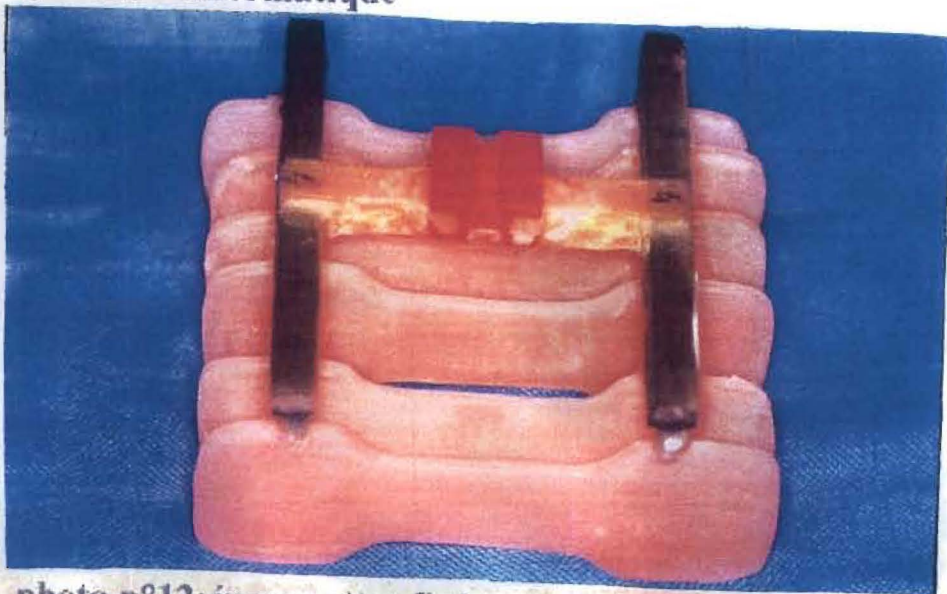


photo n°12: éprouvettes fixées sur le chariot

3-6-Essai mécanique

3-6-1-La machine d'essai mécanique

La machine utilisée pour les essais a été conçue et réalisée au CUST (Centre Universitaire des Sciences et Techniques) en collaboration avec le Laboratoire de Biomatérial de la faculté de Chirurgie Dentaire de Clermont-Ferrand. Son principe correspond à la norme AFNOR T51-119.

Elle a été conçue pour soumettre les éprouvettes à un mouvement de torsion (photo 13) et de flexion alternée (photo 14). En effet, les mouvements alternés semblent correspondre au mieux à la sollicitation des prothèses dentaires au cours de la mastication. Elle permet de tester 2 échantillons à la fois: une éprouvette est soumise à la flexion pendant que l'autre subit la torsion.

Un compteur (photo 15) relié à la machine permet de mesurer le nombre de cycles

3-6-2-Méthode

Pour leur mise en place, les éprouvettes sont positionnées entre deux bras (un bras mobile et un bras fixe) et vissés entre deux mors (photo 13).

Dans cette expérimentation, l'amplitude est réglée à 7mm. La partie travaillante de l'éprouvette mesure 55mm (distance entre les mors de la partie fixe et ceux du bras mobile).

Cette valeur de 7 mm a été choisie afin d'obtenir des sollicitations entraînant un vieillissement accéléré des éprouvettes dans un délai relativement bref, sans toutefois être trop énergétique.

Cette amplitude de mouvement est bien supérieure à toutes celles pouvant être générées en bouche par des prothèses totales mêmes mal équilibrées dans le cadre d'une utilisation normale.

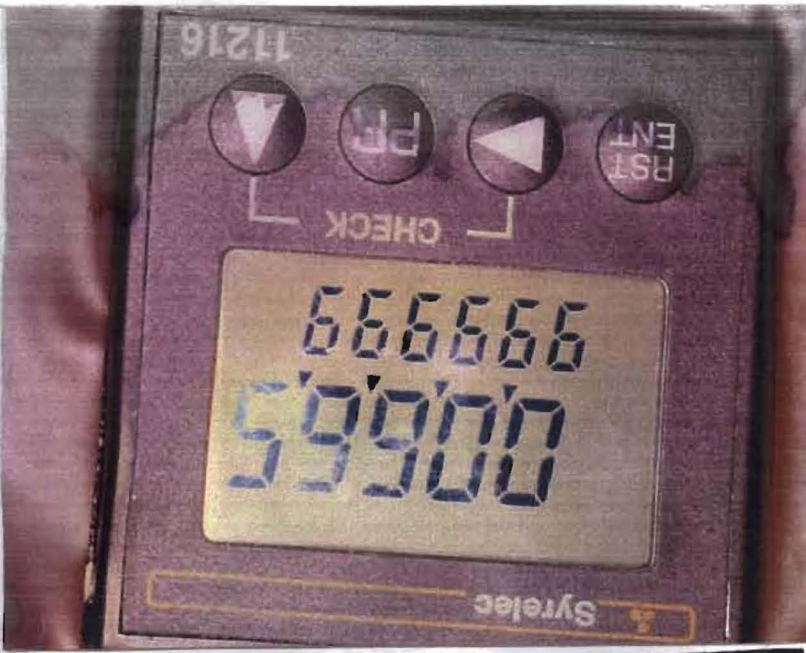
Quand les éprouvettes se fracturent franchement (PMMA frais), le bras mobile qui n'est plus tenu va percuter un coupe-circuit et la machine s'arrête.

La fréquence des cycles a été programmé à 1000 cycles par minute et le compteur à 1 million de cycles. Les deux tests de résistance en flexion et torsion alternée ont été réalisés simultanément à la même amplitude et à la même fréquence

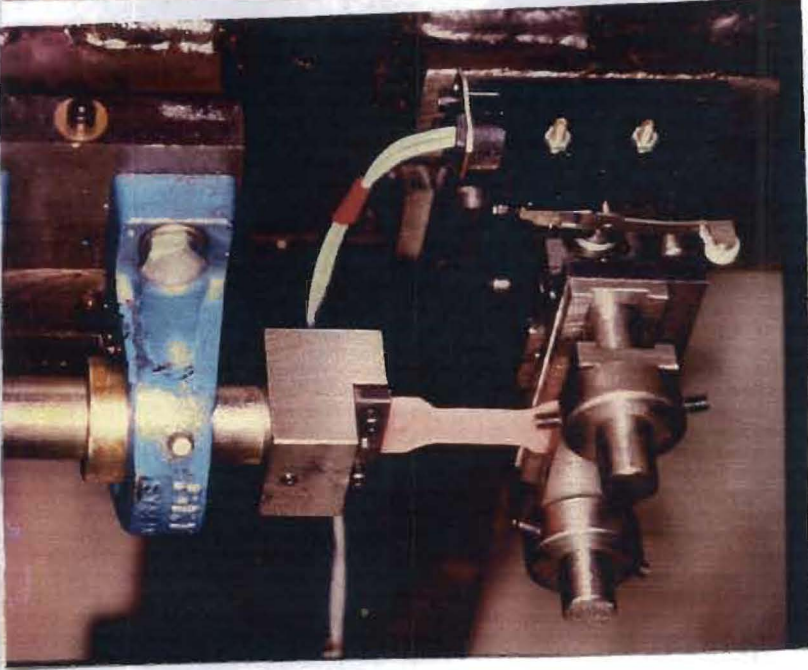
a) La flexion alternée (photo 14)

A l'une de ses extrémités, l'éprouvette est prise entre les mors de la partie fixe, et à l'autre ceux du bras mobile. Ce bras effectue un mouvement de va et vient vertical d'amplitude réglable.

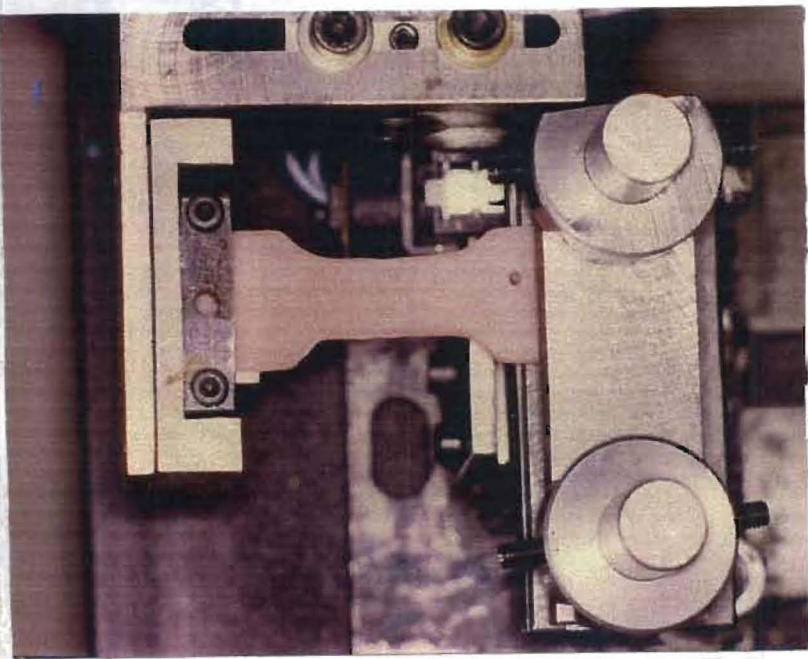
le compteur de cycles
photo n°15:



machine d'essai: torsion
photo n°14:



machine d'essai: flexion
photo n°13:



L'extrémité mobile se déplace de 7 mm vers le haut par rapport à sa position de repos, puis redescend de 7 mm avant de revenir à sa position initiale. Un cycle correspond à un déplacement vertical du mors mobile de 14 mm.

b) La torsion alternée (photo 13)

Comme en flexion, l'éprouvette est prise entre un mors fixe et un mors mobile. Mais le mors mobile effectue non pas un mouvement de translation vertical mais un mouvement de rotation de même amplitude qu'en flexion (7mm); ce qui correspond à environ 20°.

Ainsi l'extrémité mobile se déplace vers le haut de 20° par rapport à sa position de repos puis redescend de 20°.

Comme en flexion, un cycle comprend deux déplacements et la fréquence de cycles de torsion est la même (1000 cycles par minute)

4-Résultats

4-1-Validité de l'essai comme test de fatigue (WEIBULL°) (69)

WEIBULL a proposé une quantification de la résistance de pièces industrielles soumises à des contraintes fonctionnelles et sa méthode a été étendue aux phénomènes de vieillissement. Si la probabilité de fracture d'une éprouvette saine entre les instants t et dt est $H(t)$, la probabilité de rupture entre le temps 0 et le temps t s'exprime par la formule de WEIBULL:

$$H(t) = \int_0^t h(t) \cdot dt = \left(\frac{t - \lambda}{\eta} \right)^\beta$$

avec

λ : temps d'instauration de la fracture,

β : coefficient de susceptibilité à la fatigue

η : temps moyen de survie de 37% des éprouvettes.

En considérant la fonction de répartition $F(t)$ telle que

$$F(t) = \int_0^t f(t) \cdot dt \approx \frac{i}{N+1}$$

avec

$f(t)$: pourcentage d'éprouvettes intactes au temps t qui vont se fracturer entre les instants t et dt ,

N : nombre total d'éprouvettes testées,

i : nombre d'éprouvettes fracturées à l'instant t .

Alors

$$f(t) = h(t)[1 - F(t)] \Rightarrow h(t) = \frac{f(t)}{1 - F(t)}$$

$$H(t) = \int_0^t h(t) dt = \int_0^t \frac{f(t)}{1 - F(t)} dt = \left(\frac{t - \gamma}{\eta} \right)^\beta$$

$$\Rightarrow \int_0^t \frac{f(t)}{1 - F(t)} dt = \text{Log} \left(\frac{1}{1 - F(t)} \right) = \left(\frac{t - \gamma}{\eta} \right)^\beta$$

$$\Rightarrow \text{Log} \left[\text{Log} \left(\frac{1}{1 - F(t)} \right) \right] = \beta \text{Log}(t - \gamma) - \beta \text{Log}(\eta)$$

souvent $\gamma \approx 0$

$$\Rightarrow \text{Log} \left[\text{Log} \left(\frac{1}{1 - F(t)} \right) \right] = \beta \text{Log}(t) - \beta \text{Log}(\eta)$$

η étant assimilable à une constante, cette expression est du type $Y = aX + b$.

Les résultats obtenus sont reportés sur des graphes millimétrés spéciaux, ce qui permet d'évaluer expérimentalement la pente. Selon les travaux de WEIBULL,

si la pente est telle que:

$-\beta > 1 \Rightarrow$ les phénomènes de rupture sont homogènes et répondent à une détérioration liée à la fatigue du matériau

$-\beta \leq 1 \Rightarrow$ la rupture est aléatoire et due à des défauts non reproductibles des éprouvettes

fig 45 : Application de la LOI de WEIBULL
FLEXION ALTERNEE

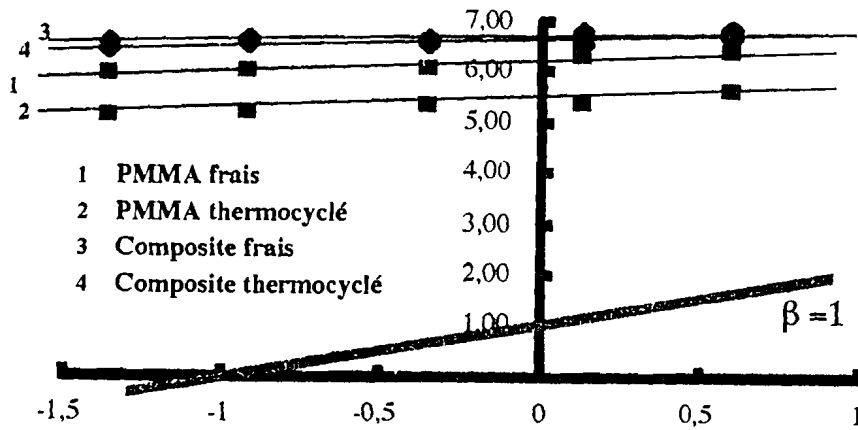
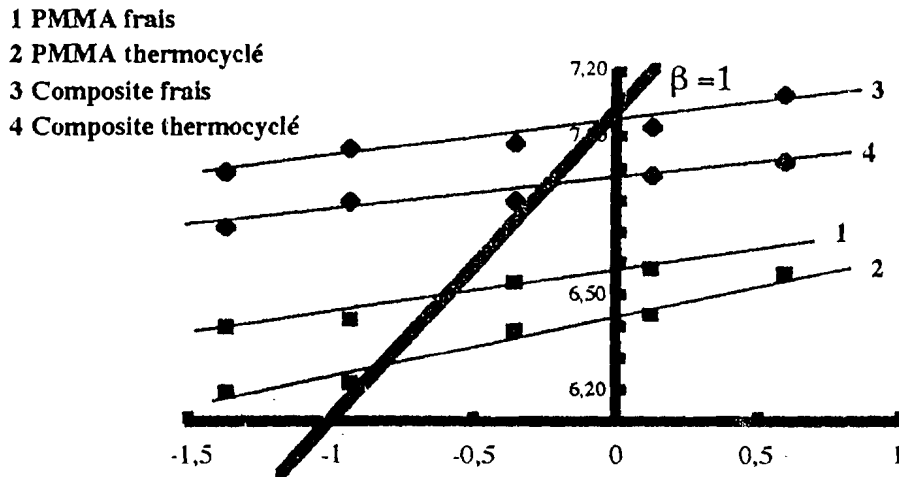


fig 46 Application de la LOI de WEIBULL
TORSION ALTERNEE



Les tableaux 1 à 8 donnent successivement pour la flexion et la torsion, les valeurs de $Y\left(\frac{i}{N+1}\right)$ en fonction du logarithme népérien du temps d'apparition de la première fissure (F) ainsi que de la rupture (R) pour l'ensemble des éprouvettes codifiées PMMA.

Les figures 45 et 46 justifient le caractère de test en fatigue des essais effectués sur ces éprouvettes. Pour l'ensemble des éprouvettes, et quelle que soient l'amplitude imposée, la pente β est supérieure à 1 qualifiant l'ensemble des mesures comme des mesures de résistance en fatigue.

4-2- Tableaux et histogrammes

Les résultats sont rapportés sous forme de quatre séries d'histogrammes pour chaque type de test (flexion et torsion alternée).

Pour les éprouvettes en PMMA, ils correspondent à la rupture totale (photo 16 et 17). Le mors mobile va donc percuter un coupe-circuit et la machine s'arrête. Le moment exact de la fracture de ces éprouvettes peut donc être noté (photo 15).

Les résultats pour les éprouvettes chargées en fibres sont beaucoup plus difficiles à apprécier: les échantillons ne se rompent pas mais présentent des fissures (photo 18 et 19). L'apparition de ces fissures n'empêche pas la poursuite du test puisque la forme générale des éprouvettes est maintenue.

Le test est arrêté lorsqu'une fissure transversale totale apparaît (photo). Les mesures rapportées sont relatives à la fissuration sur une face de l'éprouvette car la rupture totale n'a jamais pu être atteinte.

La comparaison des valeurs moyennes de résistance est rapportée (graphe 10).

4-3-Analyse des résultats

a) Flexion alternée

Les éprouvettes de PMMA fraîchement préparées sont rompues en moyenne à 484200 cycles (tableau 1 et graphe 1) alors qu'après thermocyclage, la rupture intervient pour une moyenne de 213000 cycles (tableau 3 et graphe 3) soit un affaiblissement supérieur à 55% (graphe 9)

Le rapport PMMA-fibres (839500cycles) (tableau 5 et graphe 5) / PMMA-fibres thermocyclés (715200 cycles) (tableau 7 et graphe 7) est égal à 1,17, soit un affaiblissement d'environ 15 %.

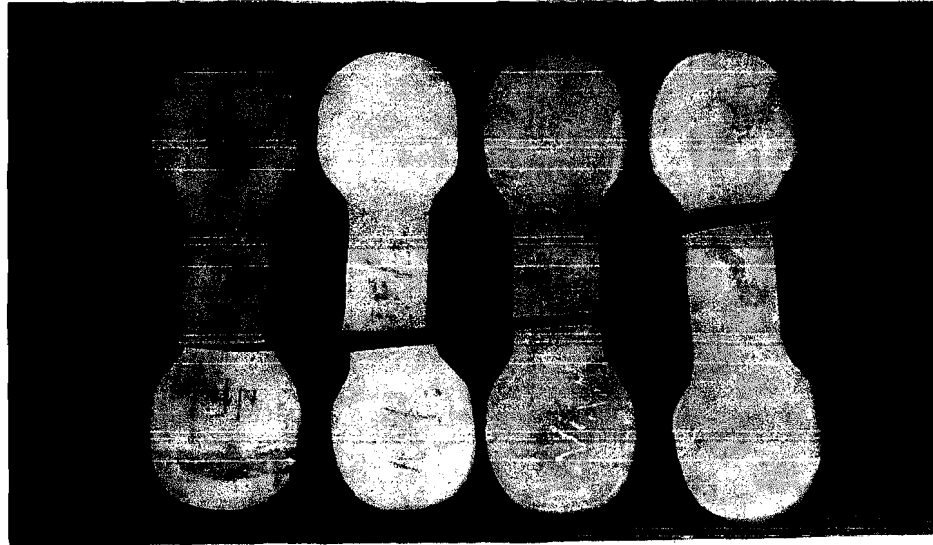


photo n°16: fracture de PMMA en flexion



photo n°17: fracture de PMMA en torsion

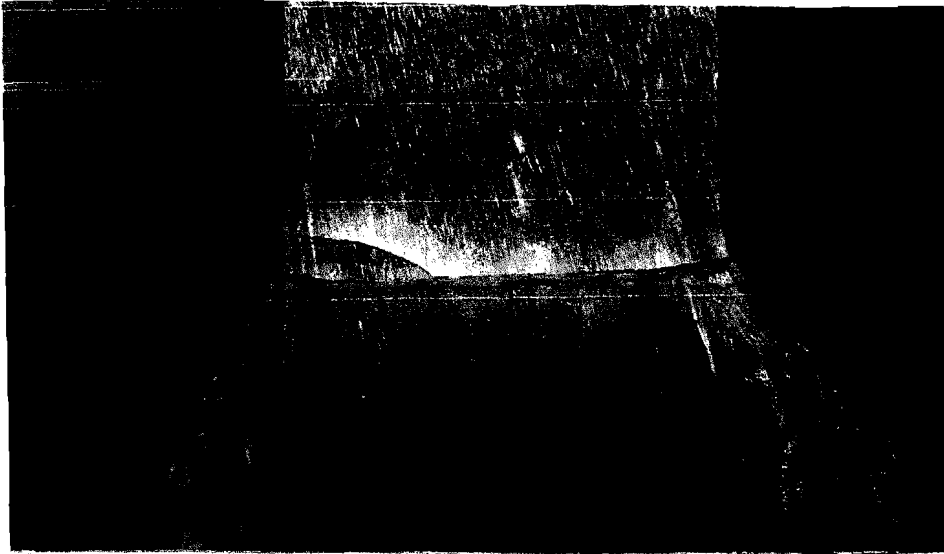


photo n°18: fissure de composite en flexion

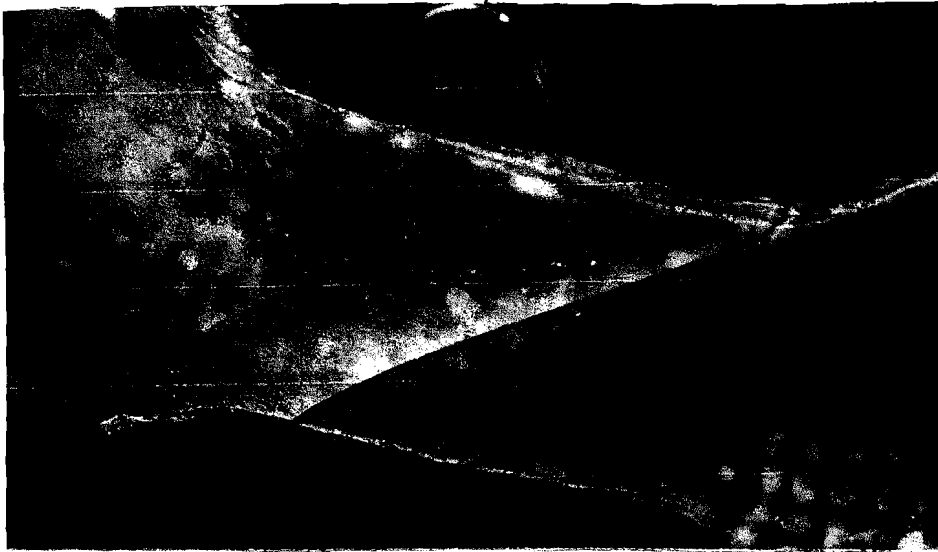


photo n°19: fissure de composite en torsion

Les éprouvettes de PMMA frais sont fracturées en moyenne à 484200 cycles (tableau 1 et graphe 1) alors que les PMMA-fibres fraîchement préparées sont fissurées en moyenne à 839500 cycles (tableau 5 et graphe 5). Ces dernières semblent dans ces conditions avoir un accroissement de leur résistance supérieur à 70 % (graphe 9) par rapport aux éprouvettes PMMA.

La comparaison des PMMA thermocyclés (fracturés en moyenne à 213000 cycles) aux PMMA-fibres thermocyclés (fissurées à 715200) (tableau 7 et graphe 7) montre que ces derniers ont un accroissement de résistance supérieur à 230 % (graphe 9) par rapport aux éprouvettes PMMA thermocyclées.

b)Torsion alternée

Les PMMA thermocyclés (585500 cycles en moyenne) (tableau 4 et graphe 4) présentent une baisse de résistance d'environ 20 % (graphe 10) par rapport aux PMMA fraîchement préparés (729200) (tableau 2 et graphe 2)

Le rapport entre PMMA-fibres (1096800 cycles en moyenne) (tableau 6 et graphe 6) et PMMA-fibres thermocyclés (921700 cycles en moyenne) (tableau 8 et graphe 8) est égal à 1,19 soit un affaiblissement de 16 % (graphe 10). Il faut noter que ce rapport est pratiquement identique à celui de la flexion alternée.

Les PMMA frais sont fracturés en moyenne à 729200 cycles (tableau 2 et graphe 2) alors que les PMMA-fibres sont fissurés en moyenne à 1096800 cycles (tableau 6 et graphe 6). Ces derniers présentent un accroissement de leur résistance d'environ 50 % (graphe 10).

Les PMMA-fibre thermocyclés (921700 cycles en moyenne)(tableau 8 et graphe 8) montrent un accroissement de leur résistance de 57 % (graphe 10) par rapport aux PMMA thermocyclés (585500 cycles)(tableau 4 et graphe 4).

c)Flexion et torsion (tableau 9 et graph 11)

EPROUVETTES	FLEXION	TORSION	TORSION/FLEXION
PMMA FRAIS	484200	729200	1,51
PMMA thermocyclés	213000	585500	2,75
PMMA fibres frais	839500	1096800	1,31
PMMA thermocyclés	715200	921700	1.29

Tableau 1
PMMA FRAIS-FLEXION

	Nbre de cycles	Moyenne	Ecart-type	durée t (min)	log t	Y
1	396047	484242	100149	396	5,98	-1,37
2	407867	484242	100149	407,9	6,01	-0,93
3	436820	484242	100149	436,8	6,08	-0,36
4	560343	484242	100149	560,3	6,33	0,12
5	620137	484242	100149	620,1	6,43	0,59

Graphique 1. ESSAI de FLEXION ALTERNEE.
Eprouvettes PMMA fraîchement préparées.

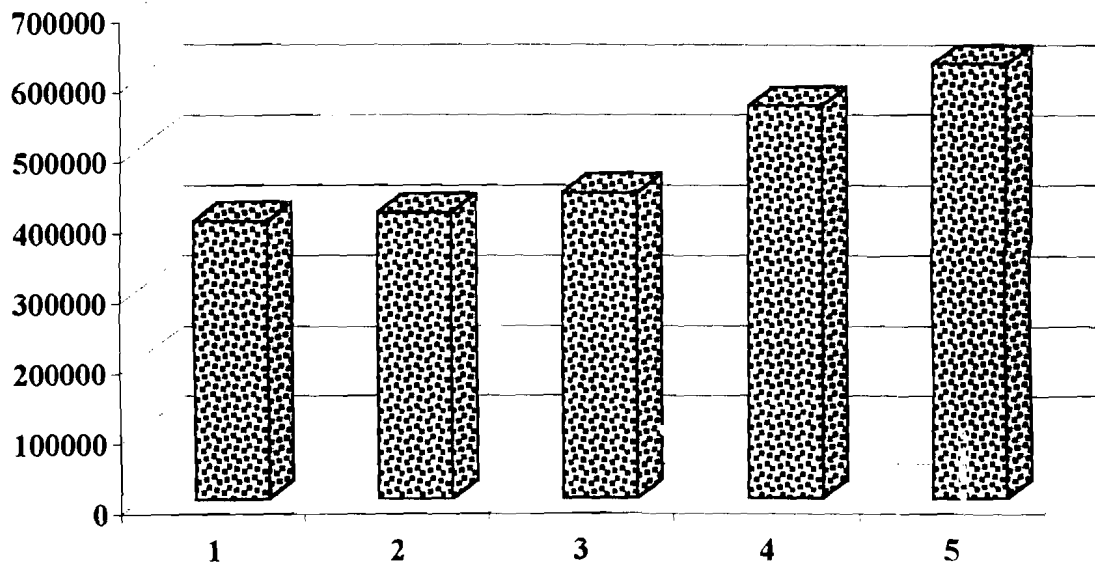


Tableau 2
PMMA FRAIS-TORSION

	Nbre de cycles	Moyenne	Ecart-type	durée t (min)	log t	Y
1	600192	729263	58309	600,2	6,39	-1,37
2	612020	729263	58309	612	6,42	-0,93
3	689102	729263	58309	689,1	6,53	-0,36
4	719699	729263	58309	719,7	6,58	0,12
5	1025305	729263	58309	1025,3	6,93	0,59

Graphique 2. ESSAI de TORSION ALTERNEE.
Eprouvettes PMMA fraîchement préparées.

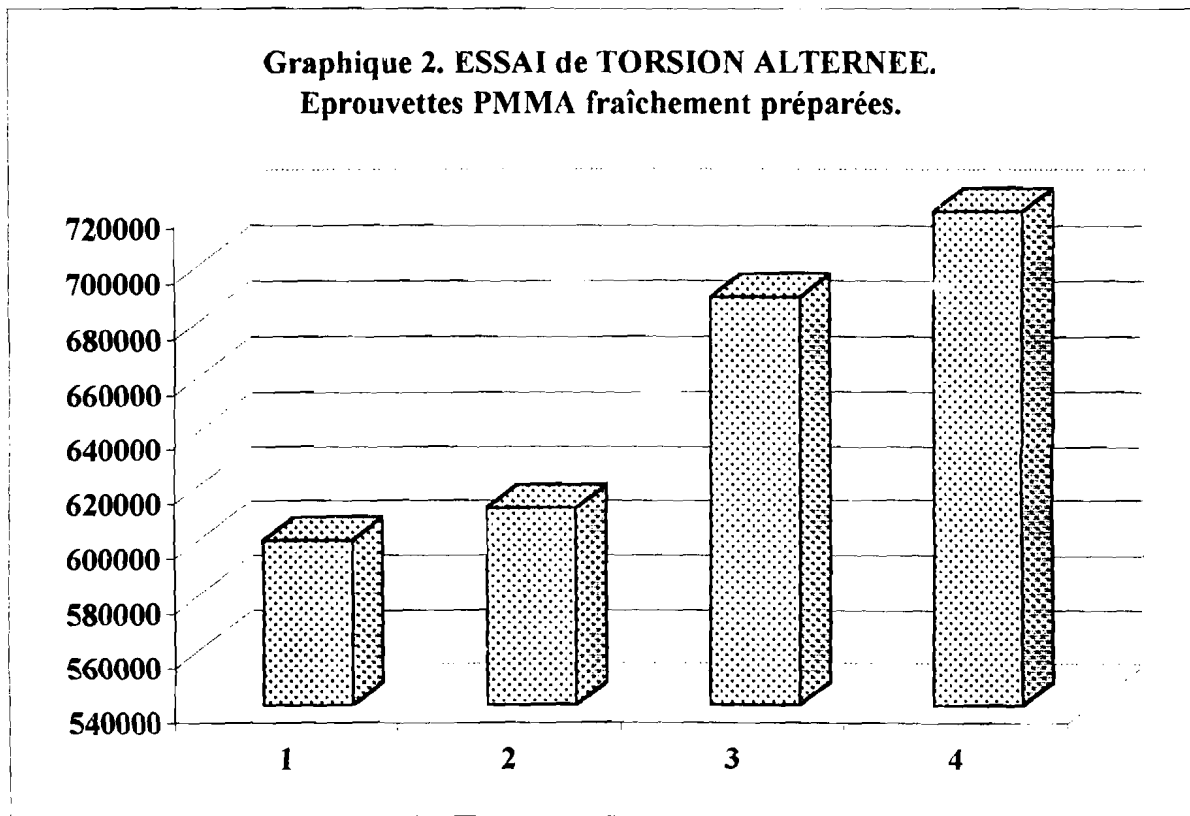


Tableau 3
PMMA THERMO TORSION

	Nbre de cycles	Moyenne	Ecart-type	durée t (min)	log t	Y
1	170800	213077	42564	170,8	5,14	-1,37
2	181571	213077	42564	181,6	5,2	-0,93
3	210153	213077	42564	210,2	5,34	-0,36
4	223900	213077	42564	223,9	5,41	0,12
5	278964	213077	42564	279	5,63	0,59

Graphique 3. ESSAI DE FLEXION ALTERNEE.
Eprouvettes de PMMA thermocyclées.

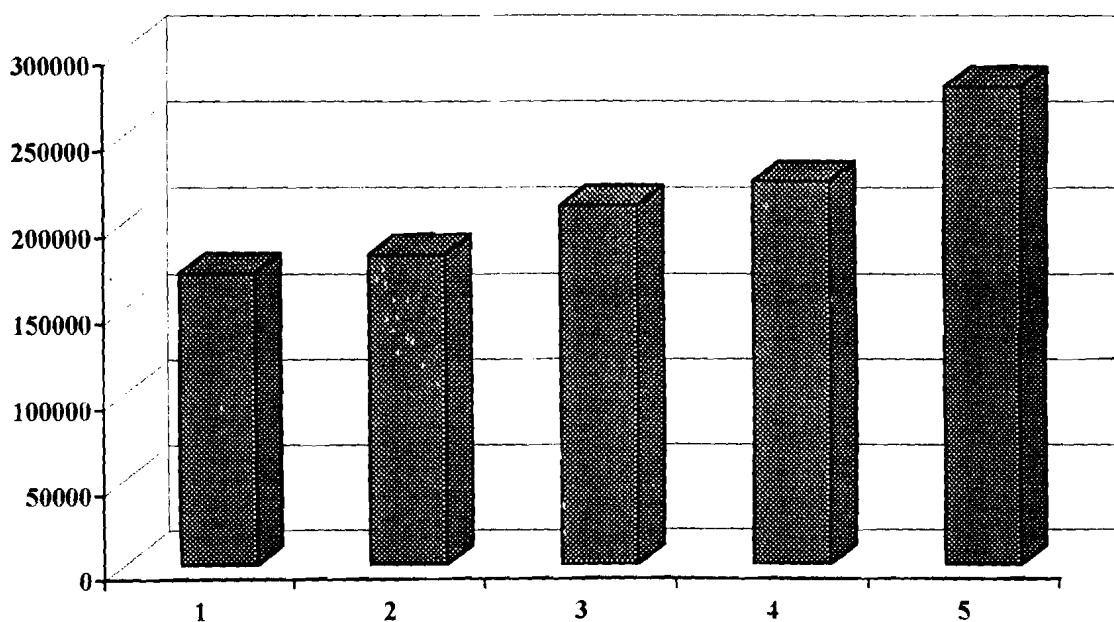


Tableau 4
PMMA THERMO-TORSION

	Nbre de cycles	Moyenne	Ecart-type	durée t (min)	log t	Y
1	486992	585577	93498	487	6,2	-1,37
2	503325	585577	93498	503,3	6,22	-0,93
3	597030	585577	93498	597	6,39	-0,36
4	625515	585577	93498	625,5	6,44	0,12
5	715025	585577	93498	715	6,58	0,59

Graphique 4. ESSAI DE TORSION ALTERNEE.
Eprouvettes de PMMA thermocyclées.

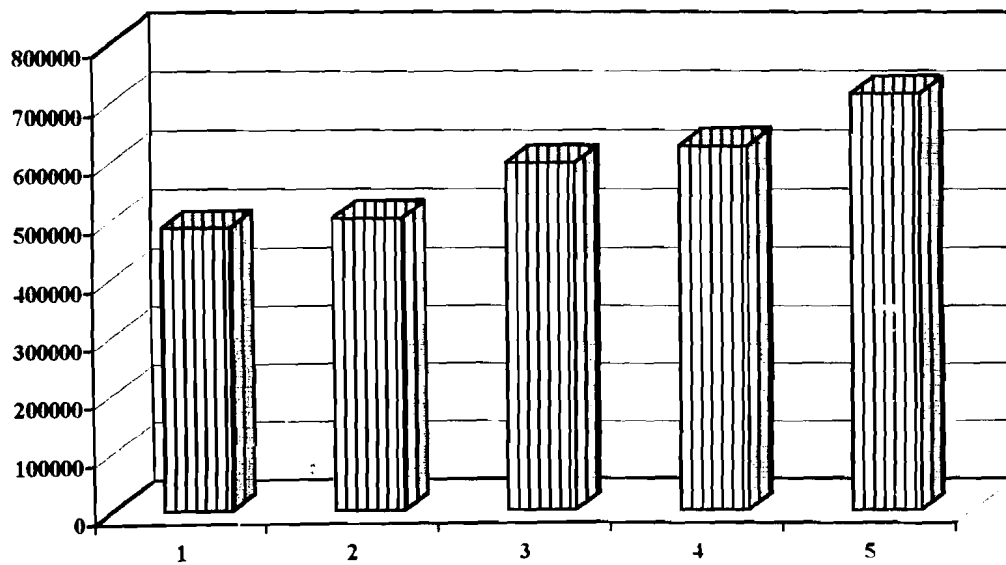


Tableau 5
FIBRES -FLEXION

	Nbre de cycles	Moyenne	Ecart-type	durée t (min)	logt	Y
1	733250	839564	94290	733,3	6,6	-1,37
2	786976	839564	94290	787	6,67	-0,93
3	800120	839564	94290	800,1	6,69	-0,36
4	927175	839564	94290	927,2	6,83	0,12
5	950302	839564	94290	950,3	6,9	0,59

Graphique 5. ESSAI DE FLEXION ALTERNEE. Eprouvettes composites fraîchement préparées.

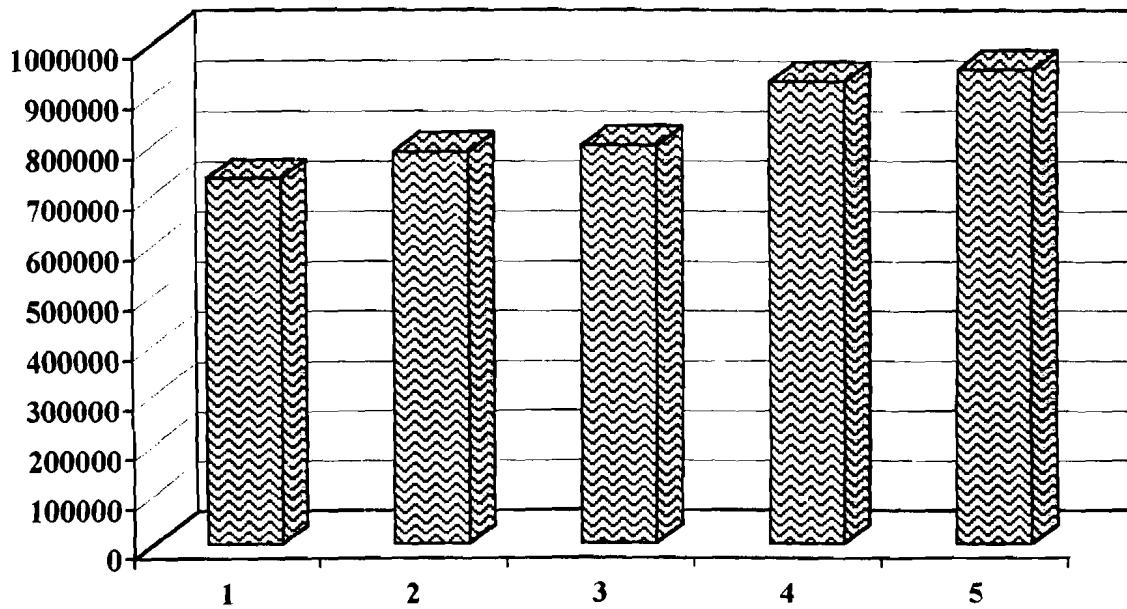


Tableau 6
FIBRES -TORSION

	Nbre de cycles	Moyenne	Ecart-type	durée t (min)	log t	Y
1	987175	1096856	99174	978,2	6,9	-1,37
2	1050613	1096856	99174	1050,6	6,96	-0,93
3	1070300	1096856	99174	1070,3	6,98	-0,36
4	1125571	1096856	99174	1125,6	7,03	0,12
5	1250622	1096856	99174	1250,6	7,13	0,59

Graphique 6. ESSAI DE TORSION ALTERNEE. Eprouvettes composites fraîchement préparées.

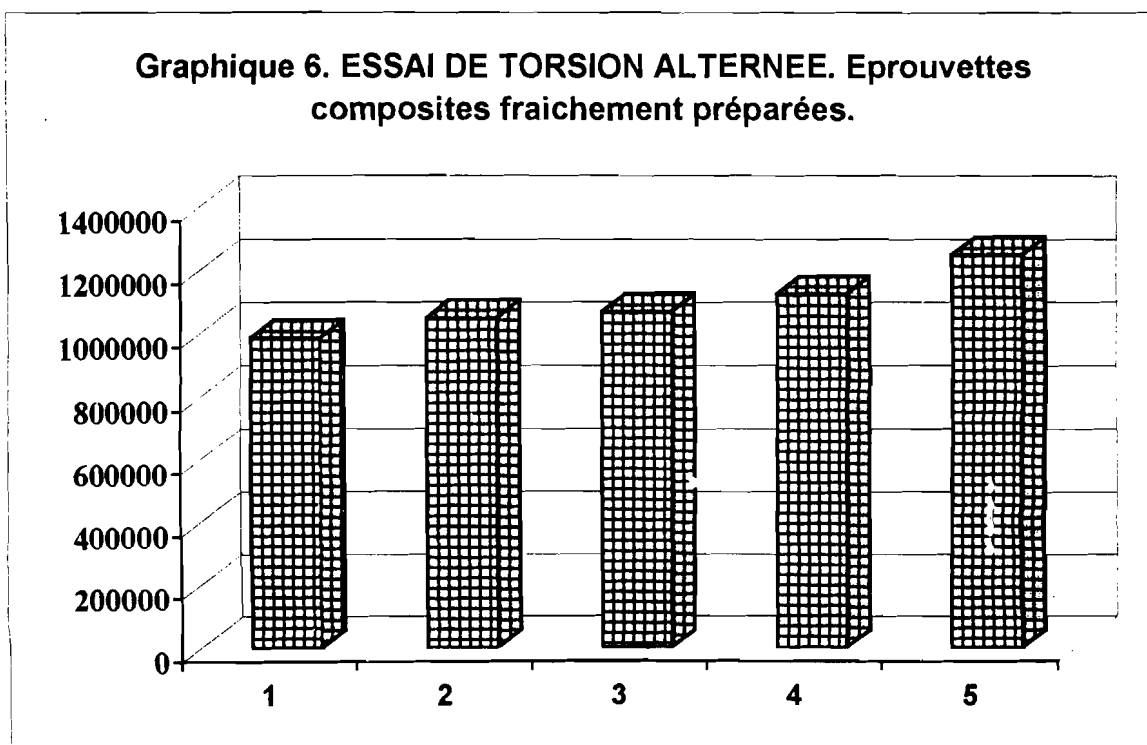


Tableau 7
FIBRES THERMO - FLEXION

	Nbre de cycles	Moyenne	Ecart-type	durée t (min)	log t	Y
1	631420	1096856	99174	978,2	6,9	-1,37
2	697421	1096856	99174	1050,6	6,96	-0,93
3	712129	1096856	99174	1070,3	6,98	-0,36
4	1125571	1096856	99174	1125,6	7,03	0,12
5	1250622	1096856	99174	1250,6	7,13	0,59

Graphique 7. ESSAI DE FLEXION ALTERNEE. Eprouvettes composites thermocyclées.

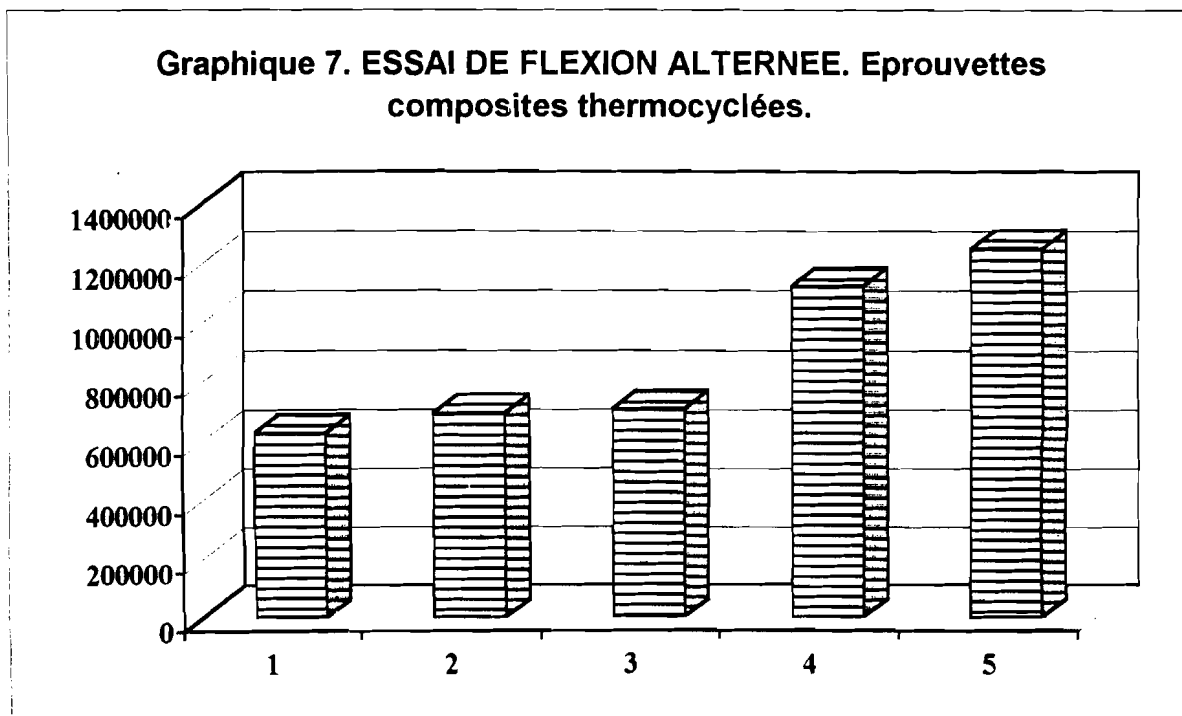
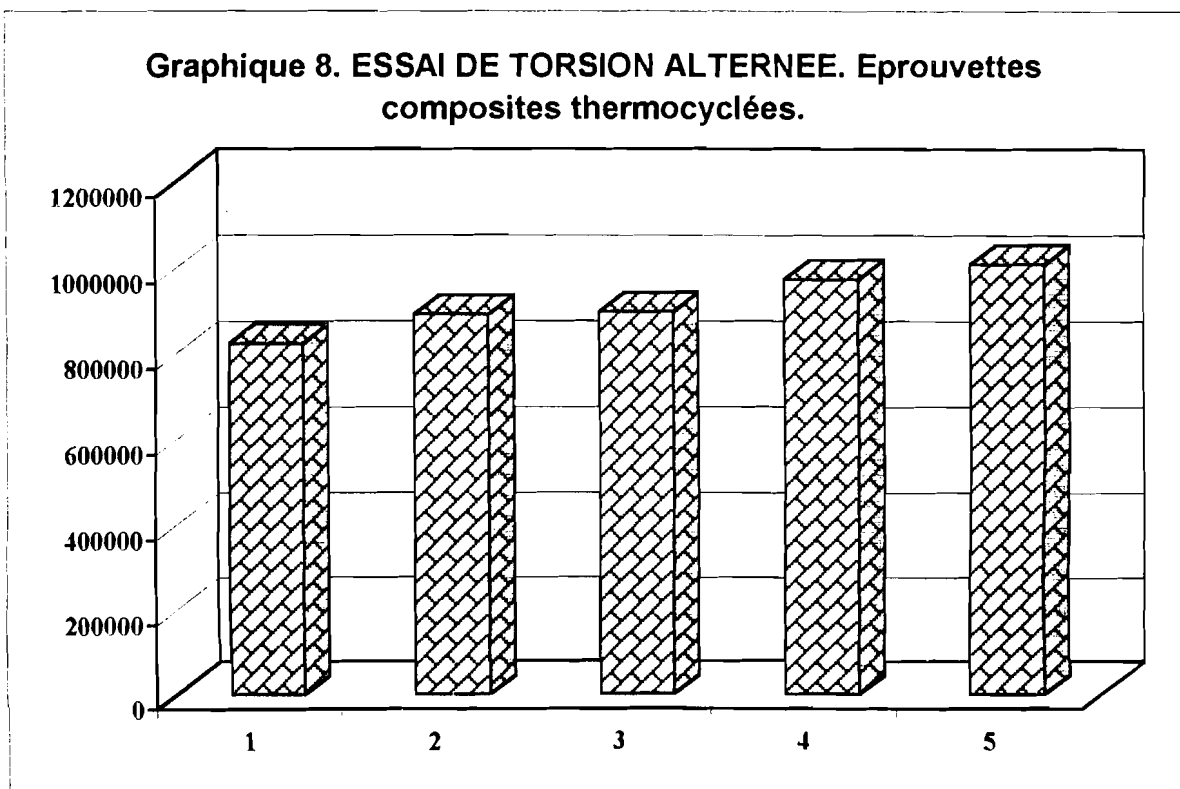


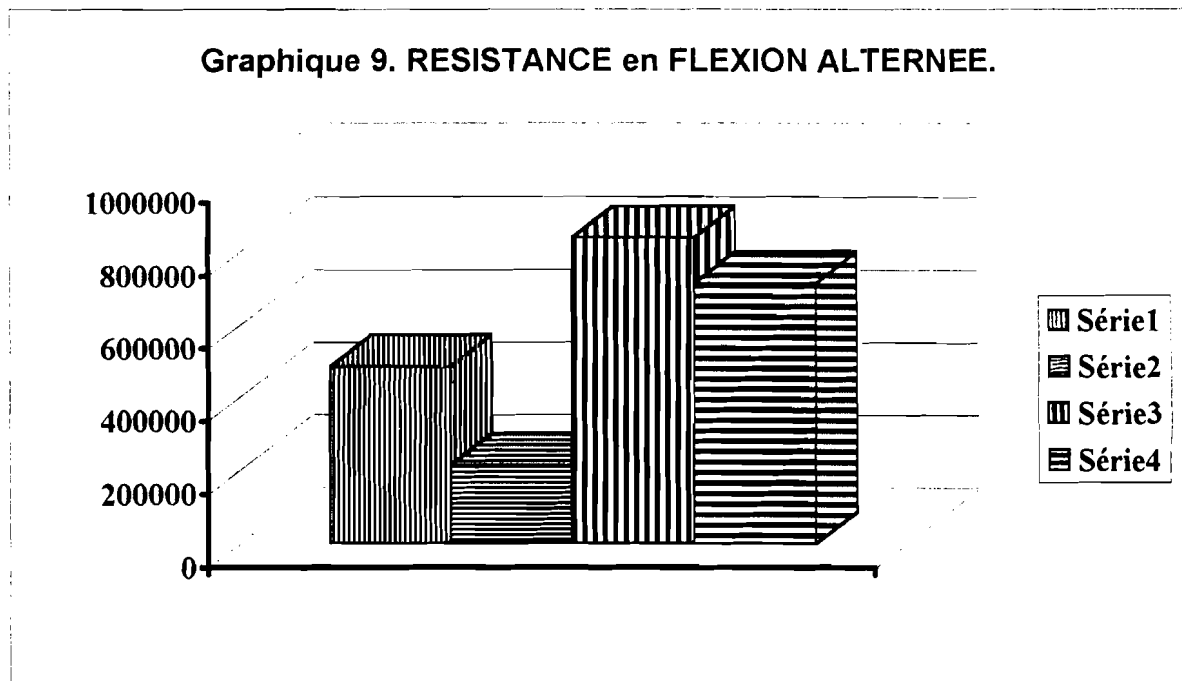
Tableau 8
FIBRES THERMO-TORSION

	Nbre de cycles	Moyenne	Ecart-type	durée t (min)	log t	Y
1	825945	921706	73434	825,9	6,72	-1,37
2	893946	921706	73434	893,9	6,73	-0,93
3	900145	921706	73434	900,1	6,8	-0,36
4	976362	921706	73434	976,4	6,89	0,12
5	1012134	921706	73434	1012,1	6,92	0,59

Graphique 8. ESSAI DE TORSION ALTERNEE. Eprouvettes composites thermocyclées.



Graphique 9. RESISTANCE en FLEXION ALTERNEE.



Série 1: PMMA frais

Série 2: PMMA thermo

Série 3: PMMA-fibres frais

Série 4: PMMA-fibres thermo

Graphique 10. RESISTANCE en TORSION.

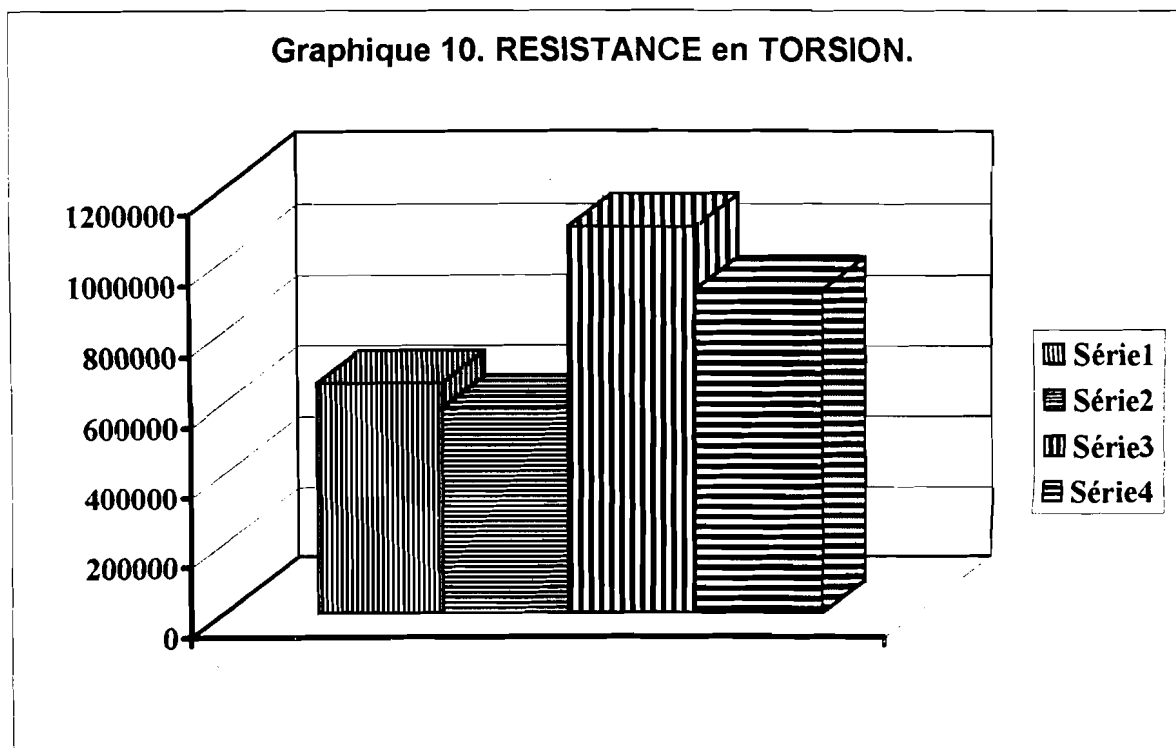
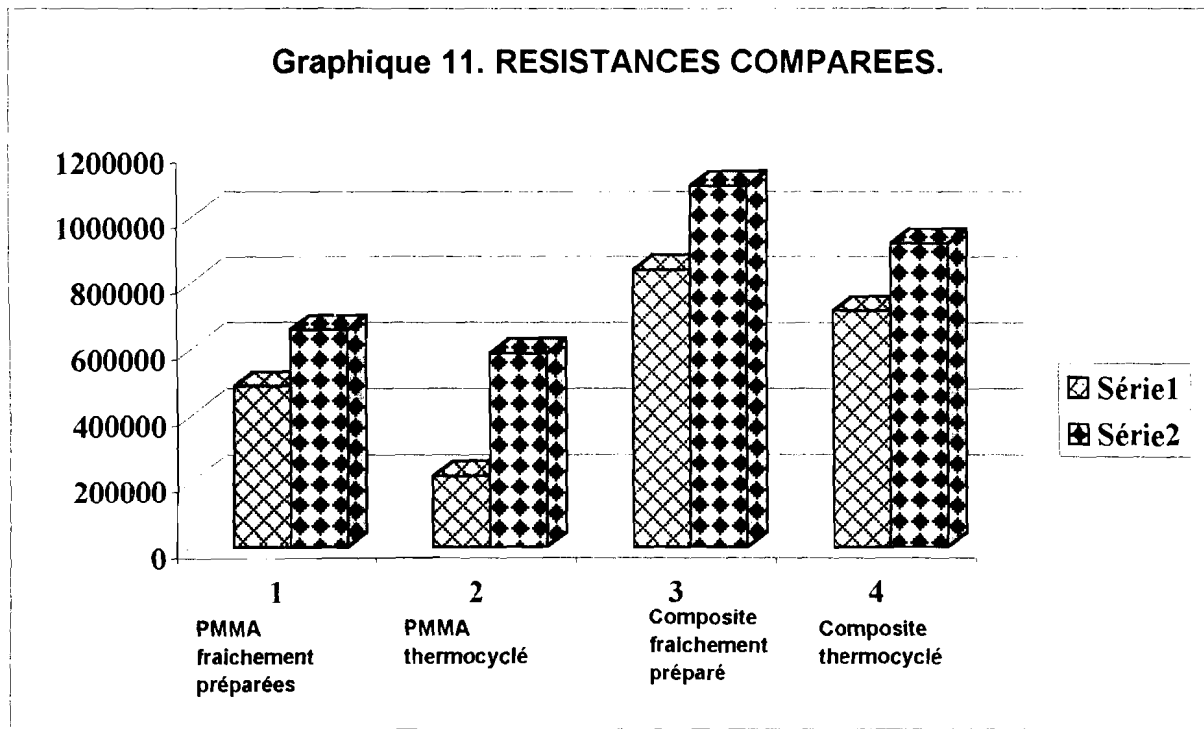


Tableau 9. Résistances comparées.

	FLEXION		TORSION		
PMMA frais	1	484242	PMMA frais	2	655253
PMMA thermo	1	213077	PMMA thermo	2	585577
Fibres frais	1	839564	Fibres frais	2	1096856
Fibres thermo	1	715232	Fibres thermo	2	921706

Graphique 11. RESISTANCES COMPAREES.



Série 1: essai de flexion alternée
Série 2: essai de torsion alternée.

Le nombre de cycles nécessaire pour fracturer ou fissurer les éprouvettes est beaucoup plus élevé en torsion alternée qu'en flexion alternée.

Les histogrammes des 2 tests présentent la même allure .

Les rapports des PMMA non renforcés (frais et thermocyclés) sont plus élevés que ceux des PMMA renforcés. Les premiers apparaissent nettement plus fragiles en flexion qu'en torsion. Cette fragilité semble plus accentuée quand elles ont au préalable été thermo d'où le rapport de 2,75 nettement plus élevé.

Quand elles sont renforcées, les éprouvettes présentent des rapports moins élevés et assez proches (1,31 et 1,29). Elles sont beaucoup plus résistantes à la flexion alternée que les éprouvettes PMMA correspondantes.

4-4-Comparaison de résultats de 2 tests en fatigue en flexion alternée

Nous avons comparé nos résultats avec ceux d'une étude précédente réalisée au sein du laboratoire par EL MOHTARIM (41).

a) Matériels et méthodes

Les mêmes matériels et matériaux ont été utilisés. Les éprouvettes sont identiques. Par contre au niveau de la méthode, l'amplitude de la flexion est de $\pm 7\text{mm}$ au lieu de $\pm 5\text{mm}$ et la fréquence de 1000 cycles par minute au lieu de 1200 cycles par minute.

b) Résultats

Les deux histogrammes ont la même allure.

Dans la seconde expérimentation, les éprouvettes se sont fracturés pour un nombre de cycles moins élevé que dans la première.

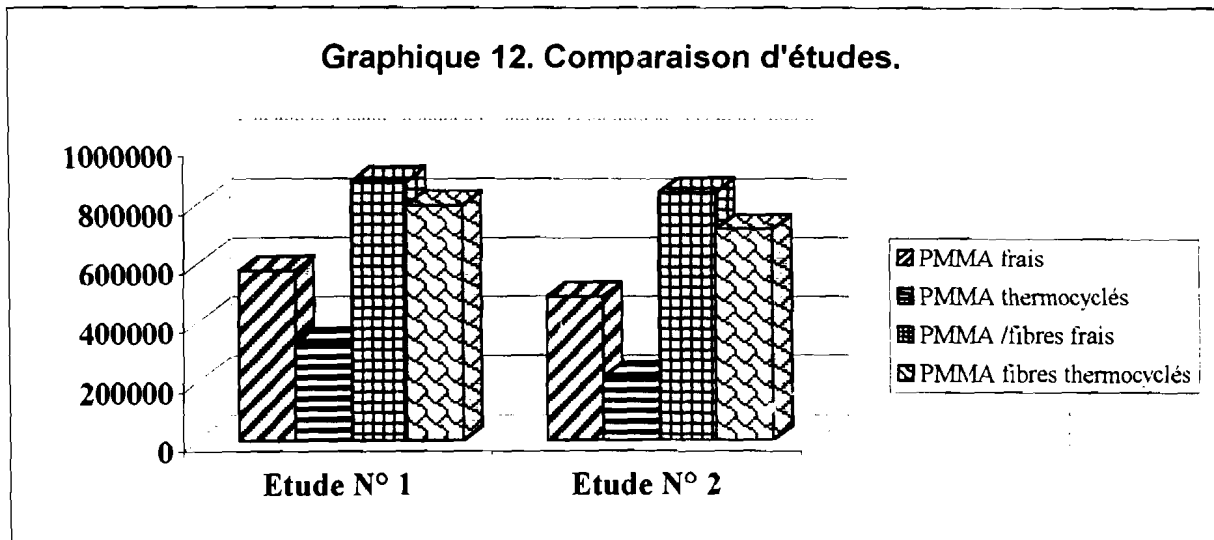
Les rapports entre les différents types d'éprouvettes sont sensiblement proches sauf pour les PMMA thermocyclés où le rapport est un peu plus élevé.

	PMMA	PMMA thermocyclés	PMMA fibres	PMMA fibres thermocyclés
étude n°1	573300	328700	87700	796000
étude n°2	484200	213000	839500	715200
RAPPORT 1/2	1,18	1,54	1,05	1,11

Tableau 10. COMPARAISON D'ETUDES

	PMMA frais	PMMA thermocyclés	PMMA /fibres frais	PMMA fibres thermocyclés
Etude N° 1	573300	328700	877000	796000
Etude N° 2	484200	213000	839500	715200
Rapport 1/2	1,18	1,54	1,05	1,11

Graphique 12. Comparaison d'études.



c) Discussion

La diminution du nombre de cycles nécessaire à la destruction des éprouvettes résulte de l'augmentation de l'amplitude de 5 à 7 mm.

Au terme de cette comparaison, nous pouvons déduire que:

-quelle que soit l'amplitude ou la fréquence utilisée, les éprouvettes composites présentent une résistance très accrue par rapport aux éprouvettes non renforcées.

- les deux études montrent que le thermocyclage abaisse la résistance des éprouvettes particulièrement pour les PMMA .

-à l'exception des éprouvettes de PMMA frais, les rapports des résultats des deux études sont homogènes.

TROISIEME PARTIE
DISCUSSION

Introduction

Les éprouvettes testées ont été réalisées dans les conditions d'élaboration du laboratoire de prothèse dentaire. Quatre points de vue sont à considérer: technique, mécanique, clinique et économique

1-Point de vue technique

1-1-Différentes techniques d'élaboration

Plusieurs processus d'élaborations sont envisageables.

1-1-1- Première technique (75)

Conditionnement du tissu

Le traitement du tissu, préalable à son incorporation dans la résine constituant la base prothétique, est indispensable à l'obtention d'un produit composite de bonne qualité. Ainsi la déshydratation du tissu est effectué.

Choix de la résine

Bien que les propriétés mécaniques et physiques du polyméthylmétacrylate soient légèrement inférieures à celles des résines époxy, la bonne tolérance des tissus buccaux vis à vis des polyméthylmétacrylates permet de conserver ces derniers pour en faire la matrice .

Conditionnement de la résine

Le monomère et le polymère sont mélangés selon les proportions indiquées par le fabricant ou le plus souvent à saturation du monomère par le polymère.

Le temps de malaxage est d'environ une minute. Ensuite on laisse reposer le mélange dans le récipient pendant le temps nécessaire pour atteindre le stade pâteux.

A ce stade, la résine n'est plus collante et n'adhère plus aux parois du récipient. Cette consistance correspond au stade 3 de la réaction physique entre la poudre et le liquide .

Mise en oeuvre

La mise en moufle a été effectuée, les deux parties ~~sont~~ isolées. Des feuilles de cellophanes sont superposées jusqu'à obtention d'une épaisseur de 0,2 mm ne compensant pas complètement celle du tissu.

La résine est préparée selon les conditions précitées. Au stade pâteux, elle est roulée en boudin, courbée en forme de fer à cheval afin d'être placée dans la contre partie en regard des crêtes alvéolaires. On coiffe la résine des feuilles de cellophane. Ces feuilles jouent un double rôle :

-Elles empêchent l'adhésion de la résine au plâtre de la contrepartie au moment de la pression

-Elles créent l'espace nécessaire au tissu dans la résine en le centrant dans l'épaisseur de celle-ci.

Le moufle est fermé et mis sous pression (charge sensiblement égale à 11500 N). A l'ouverture du moufle, les excès sont éliminés et le tissu carboné est mis en place avec des dimensions plus grandes que la future prothèse débordant ainsi les limites de celle-ci.

Le moufle est refermé et remis sous pression. A l'ouverture, le tissu est déjà légèrement inclus dans la couche de résine. Une seconde couche de résine est appliquée. Après fermeture du moufle, l'élévation de la pression est progressive afin de minimiser le déplacement du tissu. Le moufle est ouvert. A l'aide d'un bistouri, le tissu (pris dans la résine) est découpé de façon régulière à 1 ou 2 mm en deçà des bords de la future plaque. Le moufle est refermé. La charge est alors totalement appliquée; sous l'effet de cette pression, la résine va fuser en bordure et combler le millimètre éliminé précédemment, réalisant ainsi un bord prothétique en résine pure.

La polymérisation est ensuite conduite dans les conditions habituelles.

Conclusion

Ce protocole présente certains avantages :

- diminution des porosités
- centrage du tissu en épaisseur
- découpage du tissu facilité par son maintien dans la résine
- maintien du tissu dans les limites de la prothèse

Toutefois, il impose un plus grand nombre d'étapes et un temps de fabrication allongé.

1-1-2- Deuxième technique

Cette technique est la plus simple.

Les prothèses sont réalisées conventionnellement jusqu'au stade de l'essayage esthétique et fonctionnel. La maquette est réduite à minima sur son extrados (photo 20). Elle est ensuite mise en moufle et polymérisée classiquement.

A l'aide d'un papier souple qui sert de guide pour la découpe du tissu carboné, on réalise un patron de la zone réduite précédemment. Il est ensuite mis en place (photo 21) correctement et noyé complètement (photo 22) par la résine PMMA chémo-polymérisable (type palapress). La polymérisation finale a lieu dans un polymérisateur à 55°C sous pression pendant 10 minutes.

On termine par un polissage soigneux. La mise à nu des fibres est à éviter absolument. Un contrôle minutieux de l'inclusion des fibres dans la résine et de l'épaisseur de la base prothétique est indispensable.

1-2-Temps de mise en œuvre au laboratoire

La réalisation de plaques prothétiques renforcées telles qu'elle est proposée nécessite au laboratoire un temps de mise en œuvre légèrement plus long que celles des plaques classiques. L'incorporation du renfort fibrillaire entraîne certes des étapes de laboratoire plus délicates et plus nombreuses, demandant au technicien une organisation précise et une attention accrue.

Cependant, gardant à l'esprit la notion de prix de revient imposée à tout prothésiste, nous nous sommes efforcés de mettre au point un procédé de fabrication (la deuxième technique) qui peut être relativement rapide lorsque le technicien l'aura maîtrisé.

Il faut noter que T.R MANLEY (65) a évalué à cinq minutes le supplément de temps mis par le prothésiste pour confectionner une prothèse renforcée avec un tissu de fibres.

Certains procédés nouveaux et plus élaborés (méthode de polymérisation par injection) peuvent permettre de réduire le temps et les difficultés de réalisation aux dépens d'une augmentation sensible du prix des matériels à mettre en œuvre.

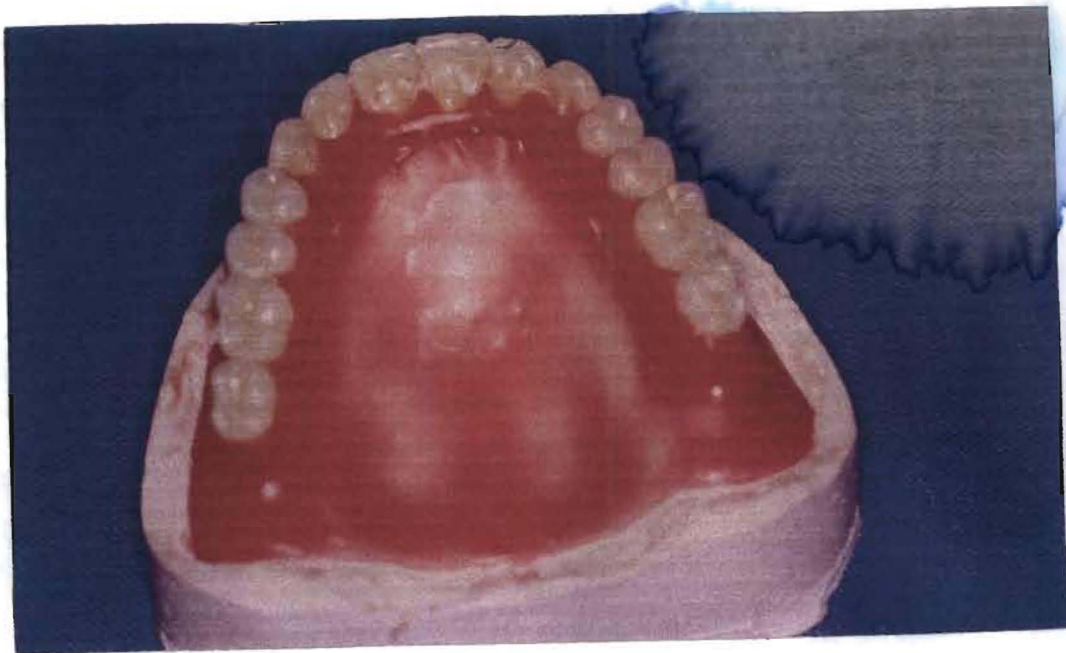


photo n°20: appareil réduit sur son extrados

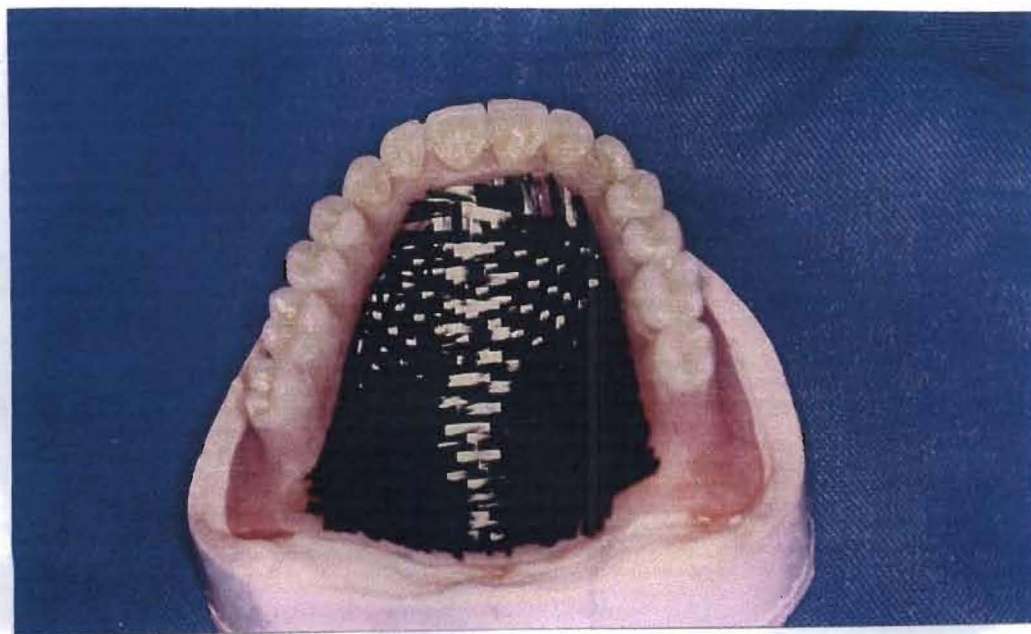
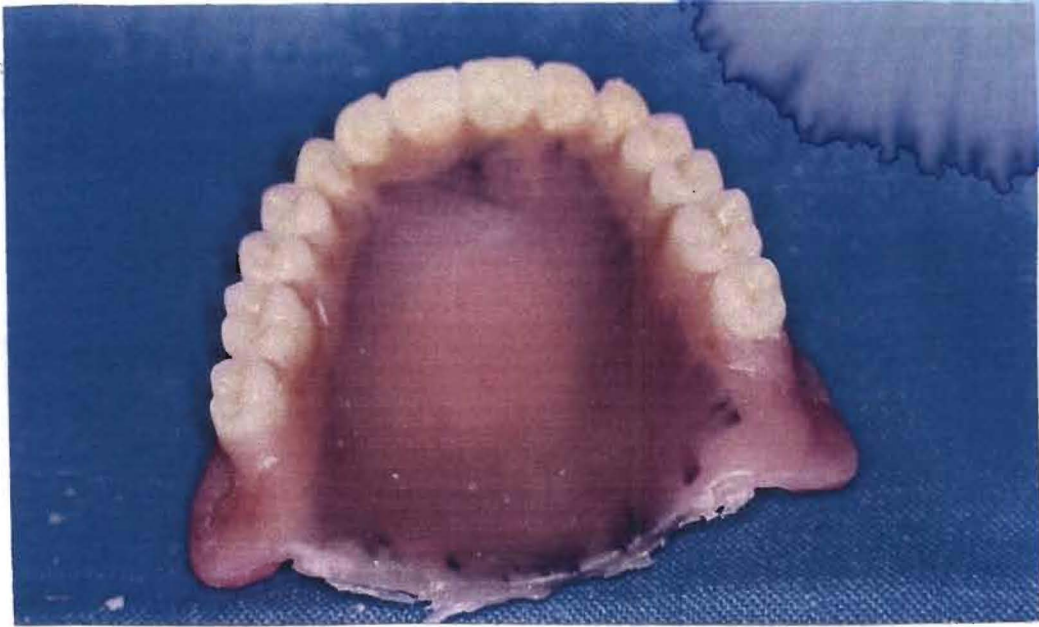


photo n°21: mise en place de la fibre



**photo n°22: fibre de carbone noyé par la résiné
chémpolymérisable**

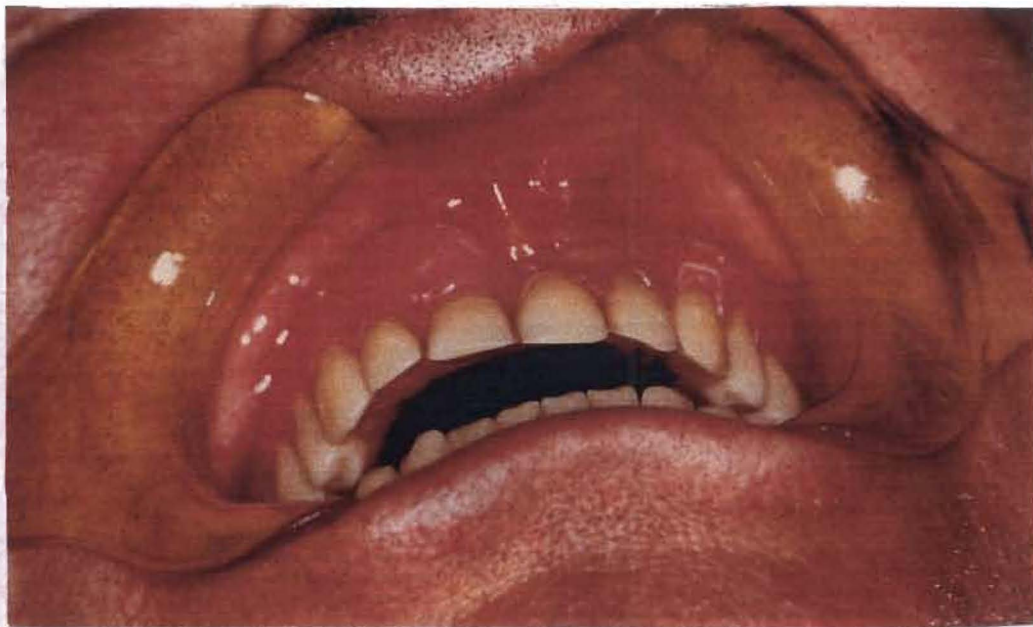


photo n° 23: appareil en bouche

2-Point de vue mécanique

La présence de renforts en fibres de carbone améliore considérablement le potentiel de résistance à la fatigue aussi bien en flexion qu'en torsion alternée pour des éprouvettes fraîches ou pour des éprouvettes vieilles artificiellement.

Cette amélioration est supérieure à 70 % en flexion alternée et d'environ 50 % en torsion alternée. Il faut préciser que les éprouvettes renforcées ne se fracturent jamais; l'essai étant arrêté au stade de la seule fissuration sur une face de la matrice en PMMA.

Pour ce qui est de l'influence du vieillissement, l'on constate en flexion alternée, que le thermocyclage abaisse de plus de 50% la résistance à la rupture pour les éprouvettes en PMMA alors que cette diminution est de 15 % pour les éprouvettes composites.

Les PMMA-fibres thermocyclées sont 230 % plus résistants que les PMMA thermocyclés. Ce qui montre l'importance du renforcement surtout quand les éprouvettes ont vieilli. La résine renforcée a donc une durée de vie très améliorée.

Les éprouvettes mettent beaucoup plus de temps à se fracturer ou à se fissurer en torsion alternée qu'en flexion alternée parce qu'il est logique qu'on fracture plus vite un matériau en le pliant qu'en le tordant. Cela est donc lié à la nature même du mécanisme de torsion.

Aussi, QUEUILLE (75) a montré que, que ce soit sur des éprouvettes standards ou sur des simulations cliniques (éprouvettes types base de prothèse totale adjointe), la présence de renforts en fibre de carbone améliore considérablement le potentiel de résistance aux tests de fatigue des PMMA.

En outre, les fibres de carbone conduisent à une adhésion acceptable avec la matrice de PMMA (39) alors que pour un renfort métallique, le problème de la liaison alliage-résine se pose avec le vieillissement pour lequel on constate quasi-systématiquement des infiltrations.

3-Point de vue clinique

L'un des principaux inconvénients des plaques renforcées par une trame de tissu carboné est l'aspect inesthétique du produit.

Par translucidité au travers de la résine polyméthylmétacrylate, la couleur sombre du renfort apparaît nettement. Quelques solutions simples

établissant un juste compromis entre le respect de l'esthétique et le maintien des propriétés mécaniques peuvent être proposées:

Première solution

L'évolution de la technique du matériau permet d'imaginer l'emploi d'« opaque » susceptible de cacher la teinte noire du tissu fibreux d'une manière analogue à celle de l'élaboration des éléments céramo-métalliques de la prothèse fixée. Mais une première étude n'a pu déboucher car l'adhésion du PMMA s'est révélée médiocre.

Deuxième solution

Nous avons pensé à limiter l'incorporation du tissu au niveau de certaines parties de la plaque prothétique, dont l'accès visuel direct est réduit voire nul.

- Renfort palatin : le tissu est délimité de la même façon qu'une plaque métallique.

- Renfort crestal : le tissu est placé sous le talon des dents et au niveau du joint postérieur.

Ces deux schémas de renforts tissulaires, en libérant le vestibule de fibres de carbone, maintiennent une esthétique convenable.

Ce type de prothèse pourrait être esthétiquement mieux accepté par les populations noires africaines qui présentent en général des muqueuses pigmentées. D'autre part, malgré la bonne tolérance reconnue du carbone, il est indispensable que les fibres soient totalement immergées au sein de la matrice pour éviter les micro-blessures sur des muqueuses.

4-Point de vue économique

Il faut retenir la relative simplicité technique de la seconde méthode. De plus, la réalisation de ces plaques ne nécessite pas l'utilisation d'autres matériels que ceux habituellement utilisés au laboratoire de prothèse.; ce qui implique un surcoût réduit.

Le nombre de réparations est considérablement diminué d'où une meilleure satisfaction du patient tant sur le plan psychologique pour la qualité de son appareil, que sur le plan économique du fait qu'il n'y a pas de travaux supplémentaires.

Cette technique représente une alternative possible envers une armature coulée dans un plus grand nombre de cas inhérents à des patients à forte musculature .

CONCLUSION

Depuis quelques années, l'utilisation des fibres de carbone dans le but d'améliorer les qualités mécaniques de divers matériaux s'est généralisée.

Les matériaux composites sont les matériaux de l'avenir et ils ont bien sûr pris rapidement une place importante dans la technologie médicale.

Les résultats de notre expérimentation confirment l'amélioration importante des propriétés mécaniques des résines prothétiques lorsqu'elles sont renforcées par la fibre de carbone; cette amélioration est encore plus marquée avec les éprouvettes vieillies artificiellement.

Parmi les diverses méthodes possibles pour réaliser ces renforts, une proposition relativement simple et de surcoût limité a été proposée et appliquée en clinique.

Cependant, il reste à résoudre de façon plus convaincante le préjudice esthétique peut être avec des opaques ou autres matériaux capables d'atténuer le reflet noirâtre de la fibre.

Dès lors, les plaques renforcées de cette façon deviendront une véritable alternative aux plaques en chrome-cobalt et même en titane plus lourdes pour des vertus mécaniques pas tellement supérieures et d'une mise en oeuvre plus longue, plus complexe et plus coûteuse.

Une telle proposition constitue une solution pertinente pour certains des pays du sud en difficulté face aux problèmes économiques et technologiques imposés par la prothèse à armature métallique coulée.

BIBLIOGRAPHIE

(1) ABBEG J.

Etude expérimentale de composites stratifiés à base de polymétacrylate de méthyle -

Thèse Doct. Chir. Dent., Strasbourg ;1981

(2) ANDRE V.

Développement d'une machine d'essai de fatigue de matériaux composites.

Mini-projet du CUST Clermont-Ferrand 1996.

(3) AUROY P; DUCHATELARD P ; ZMANTAR N E; HENNEQUIN M

Hardness and shock absorption of silicone rubber for mouth guards

J. Prost. Dent., 1996, 75, 4: 463-471

(4) BAQUEY M; CEEMASI A. E.

Biocompatibilité des matériaux implantables

Biomat., 1983, p 6 - 14

(4) BARKMEIER W W; KELSEY W P; COOLEY R L; BERRY T.D.

The effect of topical fluoride on microleakage.

J. Prost. Dent., 1983, 7: 452-456

(6) BARZYLAY;MYERS M.L.; COOPER L.B.; GASER G.N.

Mechanical and chemical retention of laboratory cured composite to metal surfaces.

J. Prost. Dent., 1988, 59, 2: 131-136

(7) BAUDUIN G; FLEURY E ; PIETRASANTA Y; VIDAL J;
ALBOUY JG

Les matériaux acryliques des bases prothétique en odontologie : les conditions de mise en oeuvre peuvent elles servir à limiter les déformations des bases?

Cah. Prothèses , 1988, 63: 96-102

- (8) BAUER J. G; HENSON J G:
Microleakage: a mesure of the performance of direct filling materials.
J. Prost. Dent., 1984, 9: 2-9.
- (9.) BEJUY D.
Comportement intraarticulaire des fibres de carbone
Biomat, 1983: 24-30
- (10) BERRUET R
Utilisation des composites polyépoxydes/carbone comme biomatériaux
biocompatibles et biofonctionnalités du système
Thèse Doct. Chir. Dent, Lyon 1, 1987
- (11) BEYLI J.
Fatigue studies on some denture base polymers
J. Prost. Dent., 1979 , 29: 252 - 256
- (12) BIHL E.
Intérêts comparés des fibres de verre, de carbone et d'aramide en
prothèse totale adjointe -
Thèse Doct. Chir. Dent., Clermont-Fd, 1988.
- (13) BONJEAN P.
Application odonto-stomatologique de la fibre de carbone
Thèse Doct. Chir. Dent., Bordeaux, 1982
- (14) BOURDEAUX M.
Matériaux composites résines-fibres de carbone : étude des traitements
des surfaces carbonées par des copolymères alternés à séquence styrène
coanhydre maléique.-
Thèse Doctorat Ingénieur, Mulhouse 1974

(15) BOWMAN A.J.

The elimination of breakages in upper dentures by reinforcement with carbon fiber.-

Br. Dent. J. ; 1984, 156: 87-89

(16) BRISOU C.; VERDIER J. L.

Réactions tissulaires et cellulaires aux implants en matériau composite

Biomat, 1980, p 62-6

(17) BROWN R.W; JACOBS HR; BOVIS S.C.; THOMPSON R.E. :

Thermal fatigue in teeth

J.Prost. Dent.; 1972, 51 : 461-468

(18) BUNSELL J C.

Composite carboné en Odontostomatologie

Thèse Doct. Chir. Dent., Bordeaux 1986

(19) BUTTAZONI B., MALASSINE V.

Adaptation des composites carbone-carbone à la miniaturisaion des implants.

Biomat., 1984: 124-129

(20) CARBONE LORRAINE S.A. RIGILOR

Fibre de carbone:

fiche technique, Paris 1977: 1-7

(21) CAROLL CE; VON FRAUNHOFER J.A

Wire reinforcement of acrylic resin prostheses

J. Prost. Dent., 1984, 52, 5: 639-641

(22) CHRETIEN G.

Matériaux composites à matrice organique.

Ed. Technique et Documentation Lavoisier, Paris 1986: 1-52.

- (23) CLARKE D.A ; LADISZESKY N.H ; SHOW T.W
Acrylic resins reinforced with highly drawn linear polyethylene
woven fibres.
Brit. Dent.J.,1988; 164: 109-113
- (24) COLLIN G. ; ISAAC M.; LANGEREUX P.
Matériaux composites: la révolution noire
AIR et COSMOS, 1979 ,789 : 23-26
- (25) COULAUD H, LUSSAC J., DUPUIS V
Prévention des fractures des plaques de résine acrylique des prothèses
complètes maxillaires opposées à des dentures naturelles ou mixtes.-
Rev. Odonto. Stomatol., Midi Fr.;1985, 43, 2: 83-87
- (26) COEURJOT JP; MARTIN JP.; MILLET P; CITTERIO H ; MILLET B :
Fidélité de reproduction des bases prothétiques
J. Biomat. Dent. 1992, 7: 93-101
- (27) CRIM. G. A.; MATTINGLY S. L. :
Evaluation of two methods for assessing marginal leakage
J. Prost. Dent. ; 1981, 45: 160 - 163
- (28) CRIM. G. A. ; SWARTZ M. L. .; PHILLIPS R.W. :
Thermal cycling in the investigation of leakage
J. Prost . Dent. ; 1985,53 : 50-53
- (29) CRIM. G. A. :
Assesment of microleakage of 12 restoratives systems
Quintessence Int.; 1987,18 : 419-421
- (30) DAVIAUD R., FILLIATRE C.
Introduction aux matériaux composites.-
Ed. du CNRS, 1983: 233-240.

- (46) FUSAYAMA A. ; KOHNO A. :
Marginal closure of composit restorations with the gingival wall in
cementum dentin.
J.Prosth.Dent.1989,61:293-296
- (47) GAREY D.J.; TJAN A.H.; JAMES R.A ; CAPUTO A.A
A machine for thermal cycling
J. Prost. Dent. , 1994, 71, 2 : 124-132.
- (48) GAY D.
Matériaux composites; 3ème édition.-
Paris, Hermès, édit., 1991.
- (49) GUITA J.L., GRAVER I., ZABLOTSKY N.
Allergic contact stomatitis caused by acrylic resin.-
J. Prosth. Dent. ; 1979, 42, 188-190.
- (50) GRAVE A.M.H.; CHANDLER H.D.
Denture base acrylic reinforced with high modulus fiber.
J. Prost. Dent., 1981, 5: 185-187
- (51) GOSSOT J.
Matières plastiques : Fabrication, Technologie.
Ed. Weka Industrie, 1986: 46-49
- (52) HARMAND M.F., BORDENAVEL, L. ; JEANDOT R., DUCASSOU D.
Les cultures de cellules : modèles d'évaluation de la biocomptabilité
des matériaux implantables.
Biomat., 1983,4: 11-20.

- (53) HERQUE J. J.
Etude de l'oxydation anodique de la fibre de carbone: évolution de leurs propriétés et de leur comportement dans un matériau composite
Thèse Doctorat Ingénieur Mulhouse 1975
- (54) JOHNSTON E.P. NICHOLLS J.I. SMITH D.E.
Flexure fatigue of 10 commonly used denture bases resins.
J. Prost. Dent., 1981, 46, 5:478-483.
- (55) KULZER
Injector Automatic : Betriebsanleitung
Verarbeitungs-hinweise. 1989.
- (56) KULZER
Intopress flow system : Herstellung von ptohesen im
injektionsverfahren. 1990.
- (57) LADIZESKY N.H.; LEIST C.F; CHOW T.W
Reinforcement of complet denture bases with continuoushigh
performance polyethylene fibers .
J. Prost. Dent; 1992, 68, 25-31
- (58) LALLICH B.
Intégrité tissulaire en prothèse totale.-
Thèse 3^{ème} Cycle Sc. Odont., Lyon I, 1977.
- (59) LAROCHE J.F.
La fibre de carbone et la fibre de Kevlar 29. Eventuelles application en
prothèse.-
Thèse Doct. Chir. Dent. Bordeaux, 1982.
- (60) LEJOYEUX J.
Traitement de l'édentation totale
Ed. Maloine S. A. Tome III, p148-153

(61) LEGENDRE A.

Le matériau carbone : des céramiques noires aux fibres de carbone.
Paris , Eyrolles, édit., 1992 :

(62) LESCHER J; MORENAS M.; QUEUILLE G.

Bases de PTA: que peut-on attendre de l'association fibre de carbone-
polyméthacrylate de méthyle

Actualités Odonto Stomat., 1988, 161:85-93

(63) LIVADITIS G.J; TATE: D.L

Gold-plating etched -metal surfaces of resin bonded retainers

J. Prost. Dent., 1988, 59 : 153-158

(64) MALQUARTI G

Prosthetic use of carbon fiber reinforced epoxy resin for estetic crows
and fixed partial Denture.

J. Prost. Dent., 1990, 63: 251-257

(65) MANLEY T.R. BOWMAN A.J.

Denture bases reinforced with carbon.

Br. Dent. J., 1979 , 146: 25-32.

(66) MARGERIT J.

Etude du vieillissement in vivo et in vitro des différents matériaux
destinés à assurer l'interface dento prothétique

Thèse Doct. Chir. Dent. Montpellier 1994.

(67) MARIANI P.

Variation dimensionnelle de la résine acrylique utilisées en prothèse
complète, étude expérimentale.

Thèse 3^{ème} Cycle Sc. Odont., Marseille, 1978.

- (68) MESTRE M.
Contribution à l'étude des paramètres améliorant les caractéristiques mécaniques des composites carbone - résine.
Mémoire CNAM , Clermont-Ferrand 1986,
- (69) MORENAS M; JENDREJACK J.M.; THEVENET P.
Structures composites et prothèse Adjointe :éléments de résistance mécanique
J. Biomat. Dent.; 1993, 8: 185-194.
- (70) NAGABACHI N.; TAKEYAMA M.
Adhesion of polimethylmetacrylat odonto hard tissues.
J.Prost.Dent.,53,1: 50-53
- (71) O'SULLIVAN B.P; JOHNSON P; BLOSSER R.L.
One strenght of eluting agent composite to dentin with different bonding system
J. Prost. Dent. ; 1987,58 : 171-175
- (72) PLUCHART G.
Conception et mise au point d'un appareil de thermocyclage
Thèse Doct Chir. Dent., Clermont- Ferrand 1992
- (73) PORTMAN M.; BAGOT d' ARC M.
Le carbone-carbone : un nouveau matériau biocompatible pour la chirurgie de l'oreille moyenne.
Biomat., 1983, p 66- 70
- (74) POSTAIRE M.
Etude sur la stabilité chimique intrinsèque des résines pour prothèses adjointes. Actualités Odonto-Stomat. 1991, 173 : 81-91
- (75) QUEUILLE G.
Intérêt des fibres de carbone en prothèse complète maxillaire
Thèse Doct. Chir. Dent. Clermont- Ferrand 1986

(76) ROBILLARD J.

Contribution à l'étude de la biodégradation des ciments ou phosphate de zinc utilisés pour le scellement.

Thèse de 3ème Cycle Sc. Odont. Lille 1975.

(77) ROCHER J.

Etude mécanique et biologique des matériaux de bases prothétiques en prothèse complète

Thèse 3ème cycle sc. odontologiques Paris IV, 1972

(78) ROTHERMEL R.A.; KELLY J.R.

Resin bonded protheses : microleakage and luting agent thickness of etched and cast mesh works retainers ,

J. Prost. Dent. 1986 ,56, : 47-50

(79) ROULET J.F.

Degradaion of dental polymers

J. Prost. Dent. ,1987,57: 574-576

(80) SCHREIBER C. K.

Polymetacrylate reinforced with carbon fibres

Brit. Dent. J. 1971,130: 29 - 30

(81) SCHREIBER C.K.

Clinical application of carbon fiber / polymer denture bases

Brit. Dent. J.1974,136: 11-15

(82) SHINDO A.

Matériaux composites

Traité des nouvelles technologies; 1961,317:5-12

(83) SKINNER E.W.; PHILIPS R.W.

Science des materiaux dentaires.

Julien Prelat, Paris 1971

- (84) SKIRVIN J.; VERMILYEA S.G.; BRADY R. E.
Polymethylmetacrylate reinforcement: effet on fatigue failure
Military Med. ,1982,147 : 1097-1102
- (85) SMITH D.E
Studies in denture base materiel with special reference to polymethyl
metacrylate.
Brit. Dent. J.;1961,110 : 257-260
- (86) SPRENG A.
Acrylic resine for denture.
J. Prost. Dent., 1986, 55: 374-381
- (87) THEVENET P.
Structure composite et PTA: considération mécanique.
Thèse Doct. Chir. Dent. 1991; Clermont- Ferrand
- (88) TROTIGNON J.P.
Précis de matière plastique : structure, Propriétés, Mise en œuvre et
Normalisation,
Mat et Tech: 1986,7: 56-57.
- (89) VANTHIER D.
La fibre aramide, renfort de matériaux composites à haute performance.-
Mat. et Tech. 1982, 3 :16-21
- (90) VIGUIE G.
Mise au point et caractérisation d'un composite polymère par des fibres
de carbone pour application en Prothèse Dentaire.
Thèse Doct. Chir. Dent., 1994, LYON

(91) WEISS J., BORD C.

Les matériaux composites : structure, constituants, fabrication .
Publication du ministère de l'industrie et de la recherche et du centre
d'études techniques des industries mécaniques, 1983: 43-67

(92) WOLFAHRDT J.F.; CLEATON-JONES P; FATTI P

The influence of porosity of processing variables on dimensional change
of heat-cured poly (methylmetacrylate)

J. Prost. Dent., 1986, 55, 4 : 518-525.

N'DINDIN (Assiéhué Claude). -Contribution à l'étude des propriétés mécaniques des composites fibres de carbone - résine: intérêt dans le renforcement des bases prothétiques en résine acrylique.
(Thèse Doct. Sc. Odont. Abidjan 1996)

Les felures et fractures des prothèses réalisées en résine acrylique sont une réalité de l'exercice quotidien du chirurgien dentiste.

Plusieurs propositions ont été faites pour tenter de palier à ce problème.

Le renforcement par un tissu en fibre de carbone est une solution qui améliore nettement les propriétés mécaniques et notamment la résistance à la fatigue de ces bases prothétiques.

La technique d'élaboration de ce type de prothèse proposée dans cette étude a très peu d'incidence aussi bien sur l'esthétique que sur le coût final.

Ainsi, une telle proposition constitue une solution pertinente pour certains des pays du sud en difficulté face aux problèmes économiques et technologiques imposés par la prothèse à armature métallique coulée.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT

Matériaux et Prothèse Adjointe

MOTS CLES:

fibres
PMMA
Prothèse totale adjointe
Fatigue

MOTS CLES ANGLAIS:

resin reinforced
carbon fibers
fatigue resistance

JURY

Président: M. EGNANKOU Joannès, Professeur titulaire

Assesseurs: M. MORENAS Maurice, Maître de conférence d'Université

M. TOURE Seydou Ahmed, Professeur titulaire

M. ASSI Delman, Maître de conférence agrégé

Mme BAKAYOKO Ly Ramatta, Professeur titulaire

ADRESSE DE L'AUTEUR

N'DINDIN Assiéhué Claude
08 BP 503 ABIDJAN 08