

12/099

République Algérienne Démocratique et Populaire

Ministère de l'Enseignement Supérieur  
et de la Recherche Scientifique



Ecole Nationale Polytechnique

DEPARTEMENT DE GENIE MECANIQUE

المدرسة الوطنية المتعددة التقنيات  
المكتبة — BIBLIOTHEQUE  
Ecole Nationale Polytechnique

*Projet de fin d'études*

En vue de l'obtention du diplôme d'ingénieur d'état  
en Génie mécanique

*Thème*

**Synthèse bibliographique sur les  
biomatériaux**

Proposé et dirigé par :  
Mr : B. DEMRI

Etudié par :  
A.MEHASSOUEL

*Promotion : SEPTEMBRE 1999*

*E.N.P.10, Avenue Hassen-Badi, 16200 EL-HARRACH, ALGER.*

الطبعة الوطنية المتعددة التقنيات  
BIBLIOTHEQUE — المكتبة  
Ecole Nationale Polytechnique



**MOTS CLEES :**

Biomatériaux – Propriétés mécaniques – Composites – Polymères de synthèse  
– Biomatériaux céramiques.

تهدف هذه الدراسة لإنجاز حوصلة شاملة حول البيومواد حيث تم التركيز على الخصائص الميكانيكية لهذه البيومواد.

Résumé :

Nous avons fait une synthèse bibliographique sur les biomatériaux, et nous nous sommes basés sur les caractéristiques mécaniques de ces biomatériaux.

Abstract :

In this study we have realized an exhaustive bibliographical study on biomaterials, we have particularly developed the mechanical properties aspect.



*Dédicace*

Je dédie ce modeste travail,  
Aux êtres les plus tendres à mes  
yeux et les plus  
chers à mon cœur, à qui je dois  
énormément  
et que je ne remercierai jamais  
assez :

Mes parents.

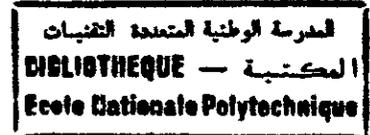
A mes frères et sœurs, en  
particulier .....???????

**A Toute la famille MEHASSOUEL.**

A tous mes amis de Bouraoui, l'ENP  
et JIJEL.

*Ahmed.*

## REMERCIEMENTS



Ce travail a été effectué au laboratoire des biomatériaux à l'école nationale polytechnique d'Alger.

Je voudrais remercier en premier lieu mon promoteur, Monsieur B. DEMERI de m'avoir intégré au sein du laboratoire et de diriger par les nombreux conseils l'ensemble de mes travaux.

J'exprime toute ma reconnaissance à Monsieur M. BENBRAIKA et je le remercie de m'avoir fait l'honneur d'accepter la présidence du jury de cette thèse.

Je remercie sincèrement Monsieur M. MADANI d'avoir bien voulu s'intéresser à ce travail et d'avoir accepté de l'examiner.

Que tous les professeurs et enseignants du Département de Génie Mécanique trouvent ici l'expression de mes sincères gratitude pour les efforts qu'ils n'ont cessé de me prodiguer pour ma bonne formation.

je suis enfin reconnaissant à tous ceux qui ont contribué, de loin ou de près à la réalisation de cette thèse.

Introduction générale.

<b>Chapitre I: Théories de base à l'étude des biomatériaux</b> .....	2
I-1: Rappel de quelques propriétés mécaniques et métallurgiques des matériaux.....	2
I-2: Essais mécaniques.....	2
I-2-1: Essai de dureté.....	2
I-2-1-1: Essai VICKERS.....	3
I-2-1-1-1: Symbole et désignation.....	3
I-2-1-1-2: Conditions d'essai.....	4
I-2-1-1-3: Domaine d'utilisation.....	4
I-2-1-2: Essai BRINELL.....	5
I-2-1-2-1: Symbole et désignation.....	6
I-2-1-2-2: Conditions d'essai.....	6
I-2-1-2-3: Domaine d'utilisation.....	6
I-2-1-3: Essai ROCKWELL.....	6
I-2-2: L'essai de traction.....	6
I-2-2-1: L'allongement.....	7
I-2-2-2: L'allongement relatif (à la rupture).....	7
I-2-2-3: La contrainte.....	8
I-2-2-4: Diagramme Contrainte- Allongement.....	8
I-2-2-5: Module de YOUNG.....	8
I-2-2-6: limite élastique (R).....	8
I-2-2-7: résistance à la traction ( $R_m$ ).....	9
I-2-3: L'essai de fatigue.....	9
I-2-3-1: Cycle de contrainte.....	10
I-2-3-2: Limite de fatigue ( $\sigma_D$ ).....	11
I-2-3-3: Limite d'endurance ( $\sigma_D$ (N)).....	12
I-2-3-4: Exemple.....	13
<b>Chapitre II : Biomatériaux métalliques - Etude Mécanique</b> .....	15
II-1: Propriétés des biomatériaux métalliques.....	15
II-2: Tableau comparatif.....	16
II-3: Perspectives.....	17
<b>Chapitre III: comportement mécanique des matériaux composites</b> .....	18
III-1: Rappels théoriques.....	18
III-1-1: Matrice réduite [C] dans le cas d'un solide orthotrope.....	18
III-1-2: Matrice réduite [C] dans le cas d'un solide isotrope.....	19

III-2: Comportement mécanique des couches d'un matériau composite.....	21
III-2-1: Introduction.....	21
III-2-2: Milieu élastique linéaire.....	22
III-2-3: Milieu homogène.....	22
III-2-4: Matériaux orthotropes.....	22
III-2-5: Matériaux isotropes transverses.....	23
III-2-6: Constantes élastiques d'un composite unidirectionnel.....	23
III-2-6-1: Module suivant la longueur.....	24
III-2-6-2: Coefficient de poisson.....	26
III-2-6-3: Module dans le sens transverse $E_t$ .....	26
III-2-6-4: Module de cisaillement $G_{tt}$ .....	28
Chapitre IV biomatériaux à base de polymères de synthèse.....	30
IV.1 généralités.....	30
IV.2 polymères de synthèse utilisés comme biomatériaux.....	35
IV.2.1 élastomère.....	35
IV.2.1.1 silicone.....	35
IV.2.1.2 polyuréthane.....	37
IV.2.2 polymères acrylique.....	39
IV.2.3 polyméthacrylate diméthyle.....	39
IV.3 les hydrogels.....	41
IV.4 polyesters et polyamides.....	41
IV.5 polyéthylène.....	43
Chapitre V biomatériaux céramique	
V.1 Généralités sur les matériaux céramiques.....	46
V.1.1 Céramique traditionnelle.....	48
V.2 Céramiques utilisés comme biomatériaux.....	49
V.2.1 Céramique dites bio-inertes.....	49
V.3 Céramique à base d'oxyde.....	50
V.3.1 alumine.....	50

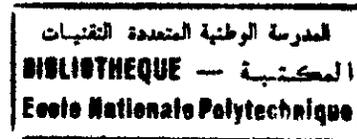
V.3.2 La zircone.....	51
V.4 Céramique à base de carbone et de nitrure:.....	52
V.4.1 Carbure de silicium.....	52
V.4.2 Nitrure de silicium.....	52
V.4.3 Carbure de nitrure de titane (TiC, Tin).....	52
V.5 Les carbones.....	53
V.6 Céramique d'hydroxyapatite.....	55
V.7 Fluoroapatite de calcium.....	56
V.8 Céramique à base de carbonate de calcium.....	56
V.9 Céramique à base de sulfate de calcium.....	57
V.10 Céramique à base d'aluminate de calcium.....	57

## Conclusion Générale

## Annexes

## Bibliographie

# Introduction générale:



Les biomatériaux sont à la base de ce que certains considèrent comme la révolution thérapeutique majeure du dernier tiers du XX siècle.

Réservés initialement à des situations critiques, ils sont maintenant employés pour satisfaire des besoins que le patient perçoit en terme de réhabilitation, de confort, d'agrément et d'esthétique.

Selon la définition du consensus de chester (1991), les biomatériaux sont des matériaux destinés à être en contact avec les tissus vivants.

La science des biomatériaux peut être définie comme l'étude de la connaissance des matériaux dans le contexte de leurs interactions avec les systèmes vivants.

Le développement des biomatériaux et biomatériels est une tâche complexe, que seul des groupes multidisciplinaires peuvent mener à bien, en réunissant des spécialistes qui souvent n'avaient pas l'habitude de dialoguer entre eux: cliniciens, physiciens, mécaniciens, chimistes, biologistes, industriels et économistes.

Dans ce travail, j'ai envisagé faire cinq parties:

- La première partie, c'est des théories de base à l'étude des matériaux.
- La deuxième partie concerne les biomatériaux métalliques
- La troisième partie consacrée au comportement mécanique des matériaux composites.
- La quatrième partie c'est les biomatériaux à base de polymères de synthèse,
- La cinquième partie c'est les biomatériaux céramiques

# **CHAPITRE I-THEORIE DE BASE A L'ETUDE DES MATERIAUX**

## **I-1: Rappel de quelques propriétés mécaniques et métallurgiques d'un biomatériau:**

### **I-1-1: Résistance:**

C'est la disponibilité du matériau à résister aux efforts appliquées sans rupture.

### **I-1-2: Dureté:**

Elle caractérise la résistance à la déformation d'un matériau. Éventuellement, elle est définie par la résistance à la pénétration par un autre corps du matériau.

### **I-1-3: Élasticité:**

L'aptitude du matériau à retrouver sa forme originale après déformation.

### **I-1-4: Plasticité:**

L'aptitude du matériau à prendre une autre forme sans rupture et de garder cette nouvelle forme après le retrait de l'effort.

### **I-1-5: Ductilité:**

Le pouvoir du matériau à être étiré sans rupture.

### **I-1-6: Malléabilité:**

Le matériau garde sa structure (pas de rupture) après compression jusqu'à une nouvelle forme.

### **I-1-7: Résilience (ténacité, résistance aux chocs):**

Aptitude du matériau à résister aux forces subites sans rupture.

### **I-1-8: Fragilité:**

C'est L'opposée de la résilience. Évidemment, il n'y a aucune plasticité après fracture.

## **I-2: Essais mécaniques:**

Pour pouvoir choisir le meilleur matériau susceptible de s'adapter aux conditions de fonctionnement, il est essentiel de relever les mesures de ses propriétés.

Cela conduit à la réalisation des différent essais mécaniques, métallurgiques, physiques et chimiques. Dans ce travail, on va se baser sur les différents essais mécaniques: essais de dureté, de traction, de cisaillement et l'essai de fatigue.

### I-2-1: Essai de dureté:

La plupart des essais de dureté s'effectuent par pénétration comme l'essai BRINELL, ROCKWELL et VICKERS.

L'essai VICKERS est le plus courant dans la mesure de la dureté.

#### I-2-1-1: Essai VICKERS:

Il consiste à imprimer dans la pièce à tester un pénétrateur en diamant et qui a une forme de pyramide droite à base carrée, d'angle au sommet  $136^\circ$ , sous une charge constante,  $F$ , et à mesurer la diagonale de l'empreinte laissée sur la surface après l'enlèvement de la charge (voir fig-1).

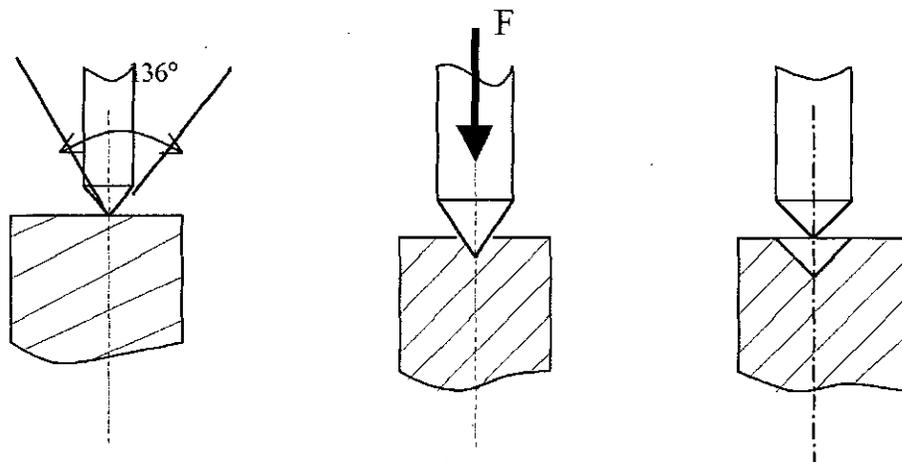


Fig. 1-a: Principe d'essai VICKERS

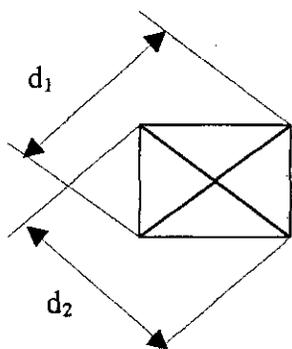


Fig. 1-b: Mesure effectuée sur l'empreinte

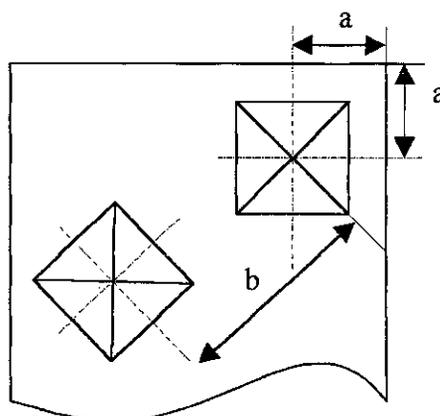


Fig. 1-c: Principe d'essais successifs

La dureté VICKERS est proportionnelle au rapport  $F/S$ .

S: surface de l'empreinte considérée comme pyramide droite.

### **I-2-1-1-1: Symboles et désignations:**

Angle au sommet du pénétrateur:  $136^\circ$

F: Charge d'essai en newton:  $\pm 16^\circ$

d: Diagonale de l'empreinte en mm.

$$d = \frac{d_1 + d_2}{2} \quad (\text{Fig.1-b})$$

$$H_v = 0.189 F/d^2 \quad (\text{Mpa}).$$

⇒ La dureté VICKERS est proportionnelle au rapport F/S.

### **I-2-1-1-2: Conditions d'essai:**

- L'essai est normalement effectué à température ambiante.
- La charge est appliquée progressivement et sans choc ni vibration et est maintenue à sa valeur finale pendant 10 à 15 s.
- On préparera la surface pour éviter toutes altérations.
- On choisira l'épaisseur de la pièce  $\geq 1.5 \times d$ .
- Pour des essais successifs on choisira :
  - $b$  et  $a \geq 2.5 \times d$  (Fig.1-c) ( pour les aciers).
  - $a \geq 3 \times d$  et  $b \geq b \times d$  ( pour Al, Cu, et Alliage).
- La charge d'essai sera:  $49 \text{ N} \leq F \leq 981 \text{ N}$  ( pour les aciers).
- La charge normale étant  $F=294 \text{ N}$ ;
  - $49 \leq F \leq 1180 \text{ N}$  ( pour Al, Cu, et alliages).

### **I-2-1-1-3: Domaine d'utilisation:**

- Méthode à éviter pour pièces à gros grains (pièces moulées).
- Les écarts entre les longueurs des diagonales peuvent exister dans le cas de métaux anisotropes.

- La préparation des surfaces, qui doit être très soignée (rectification, palissage), est un inconvénient de l'essai VICKERS, qui est par ailleurs le plus précis.
- Pour la mesure de dureté des pièces sphériques ou cylindriques, il existe dans la norme des tableaux de corrections.

Exemple: 640 H<sub>v</sub> 50/20 : Charge 490.3 N appliquées 280.

### I-2-1-2: Essai BRINELL:

L'essai consiste à imprimer dans la pièce à essayer une bille en acier ou en carbone de Tungstène de diamètre D sous une charge F et à le diamètre de l'empreinte laissée sur la surface de la pièce après l'enlèvement de la charge (Fig.2).

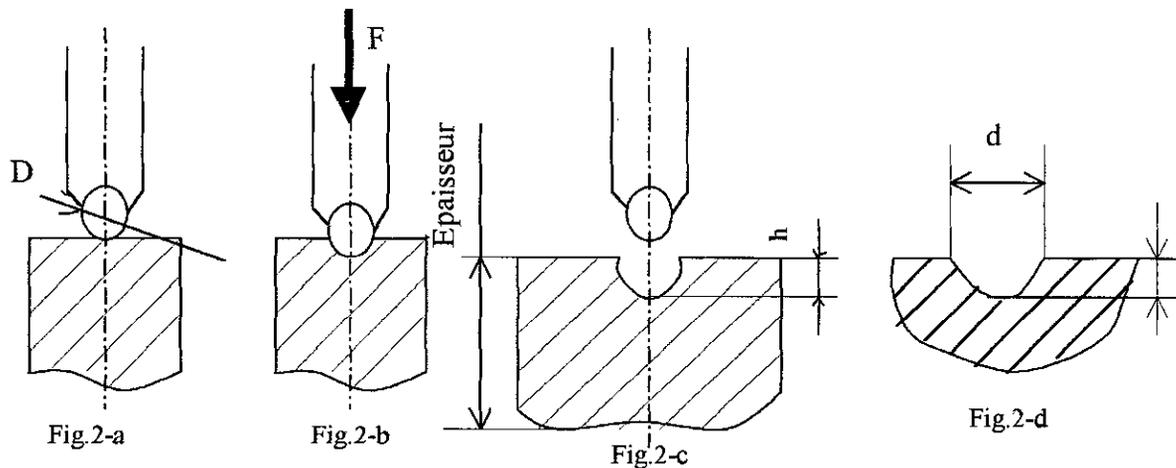


Fig.2: Principe d'essai BRINELL

#### I-2-1-2-1: Symboles et désignations:

F: Charge d'essai en Newton.

D: diamètre de la bille en mm.

d: diamètre de l'empreinte en mm.

$$HB = \frac{0.102 * 2F}{\pi D(D - \sqrt{D^2 - d^2})}$$

$$F = K * 9.81 * D^2$$

K=30 pour les aciers.

K=2.5 ; 5 ou 10 pour l'aluminium et alliages.

K=5, 10 ou 30 pour le cuivre et ses alliages.

#### **I-2-1-2-2: Conditions d'essai:**

- Épaisseur de la pièce  $\geq 8 * \text{profondeur d'empreinte (acier)}$ .
- Épaisseur de la pièce  $\geq 10 * \text{profondeur d'empreinte (Al, Cu et alliages)}$ .
- Pour essais successifs, on choisira:
  - a  $\geq 2.5 d$ ; b  $\geq 4d$  (Fig. I-c) avec empreintes sphériques (Aciers).
  - a  $\geq 3 d$  ; b  $\geq 6d$  (Al, Cu et alliages).
- La pièce doit reposer sur un support rigide.

#### **I-2-1-2-3: Domaine d'utilisation:**

Bille en acier HBS < 450.

Bille en carbure et tungstène HBW < 650.

Exemple: 350 HBS /5/750/20: dureté BRINELL 350, bille d'acier, charge 7355 N maintenue 20 s.

#### **I-2-1-3: Essai ROCKWELL:**

L'essai consiste à imprimer, en deux temps, dans la couche superficielle de la pièce à essayer, un pénétrateur de type normalisé (cône ou bille et à mesurer l'accroissement permanent e de la profondeur de pénétration.

#### **I-2-2: L'essai de traction:**

Parmi tous les essais utilisés dans mesure des propriétés mécaniques des matériaux, l'essai de traction est le test le plus courant, il permet de déterminer :

- La limite d'élasticité  $R_e$  ,
- La résistance à la traction  $R_m$  ,
- L'allongement A,
- La striction Z.

L'essai s'effectue sur une éprouvette caractérisée par:

$L_0$  : longueur initiale,

$S_0$  : section initiale.

Les forces sont appliquées aux extrémités de l'éprouvette pour un dispositif mécanique ou hydraulique.

L'allongement est mesuré par un extensomètre.

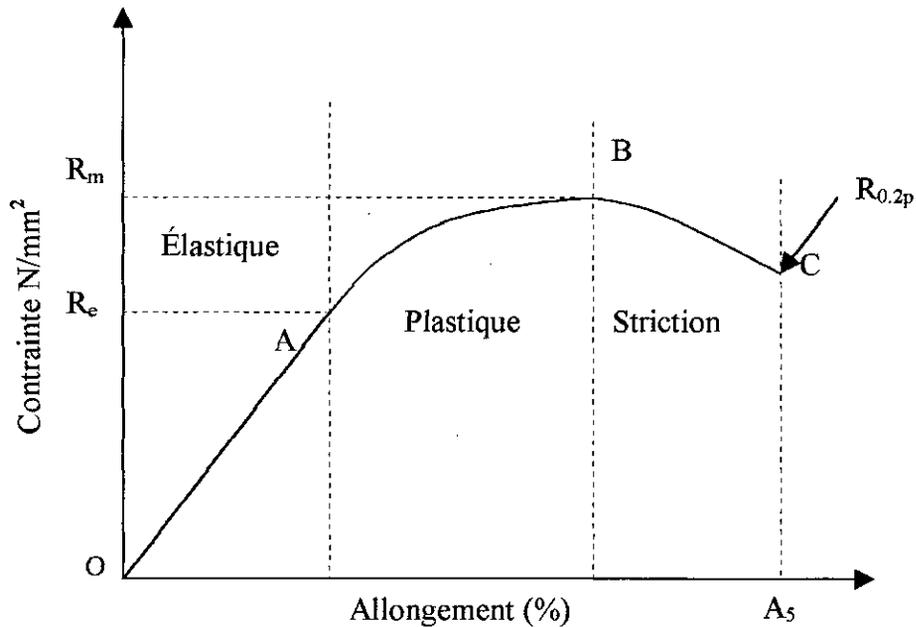


Fig.3- la courbe contrainte- allongement

### I-2-2-1: L'allongement:

Il caractérise l'allongement du matériau sous la charge appliquée,

$$= \frac{\text{variation de la longueur}}{\text{longueur initiale}} = \frac{\Delta l}{l_0}$$

Vu les valeurs réduites de ce coefficient, il est exprimé par un pourcentage; Exemple:

$$A=0.006 \text{ donc } A=0.6\%.$$

### I-2-2-2: l'allongement relatif (à la rupture):

C'est l'élongation permanente de l'éprouvette après fracture, exprimé comme pourcentage de la longueur initiale de cette éprouvette.

Si  $l_u$  est la longueur de l'éprouvette après rupture et  $l_0$  la longueur initiale, on a :

$$A_5 = \frac{l_u - l_0}{l_0} \times 100$$

Ce paramètre détermine la plasticité du matériau autrement dit la ductilité.

Les matériaux ductiles possèdent une valeur d'environ 80 %.

### **I-2-2-3: la contrainte:**

La contrainte dans une direction déterminée et en un point précis du matériau, est le rapport de la force agissante à ce point et dans cette direction à la surface dans laquelle cette force est appliquée.

### **I-2-2-4: Diagramme contrainte- allongement:**

Entre les points O et A, une phase élastique où la déformation est réversible, et où il y a proportionnalité entre charge et déformation, c'est la loi de HOOKE

$$\sigma = E \frac{\Delta l}{l_0}$$

- de A à B une déformation permanente homogène appelée aussi déformation plastique répartie,
- de B à C, la déformation plastique se localise dans une petite partie de l'éprouvette et n'est plus homogène, c'est la striction; on aboutit à la rupture en C.

En Générale, la limite d'élasticité correspond à un allongement de 0.2% et la limite de rupture à A=80% pour les métaux et 100% pour les thermoplastiques.

### **I-2-2-6: limite élastique:**

Elle est marquée par la fin de la linéarité de la courbe contrainte- allongement. Les céramiques ont les plus grandes valeurs et les polymères ont les plus faibles valeurs; c'est la

limite d'élasticité avec un allongement permanent de 0.2 % qui est la plus répandue, elle s'écrit  $R_{e0.2}$ .

### I-2-2-7: Résistance à la traction:

C'est la valeur maximale de la contrainte sur la courbe contrainte- allongement ( $R_m$ ). Ce paramètre est le plus commode dans les spécifications d'un matériau.

### I-2-3: L'essai de fatigue:

Il est connu actuellement qu'un matériau résistant à des charges statiques élevées, ne pourra pas résister à ces mêmes charges répétées plusieurs courbes de cycles. (charges dynamiques).

Si les essais de traction et de compression sont utilisés pour évaluer la résistance des matériaux à des charges (efforts) statiques, l'essai de fatigue détermine le nombre de cycles de contraintes auquel le matériau pourra résister.

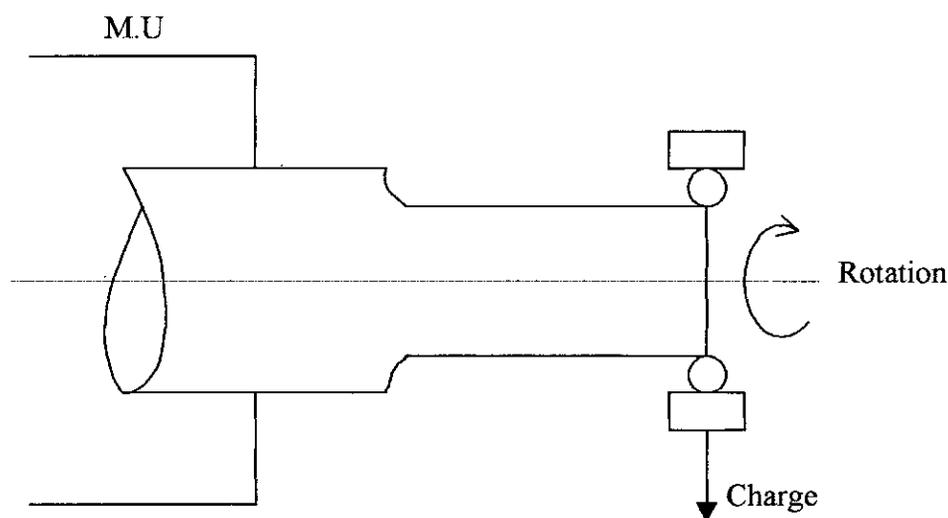


Fig.4: Essai de fatigue

La partie entaillée de l'éprouvette est parcourue par un palier à billes sous une charge fixe.

La forme la plus simple de l'essai de fatigue est représentée par la flexion rotative, où la contrainte varie entre deux valeurs (traction, compression) et une contrainte moyenne nulle (limite de fatigue purement alternée).

À chaque rotation de la pièce, tous les points de la circonférence passent d'un état de tension à un état de compression.

Et on constate que le nombre de cycles de contraintes jusqu'à la rupture dépend de l'amplitude de cette contrainte.

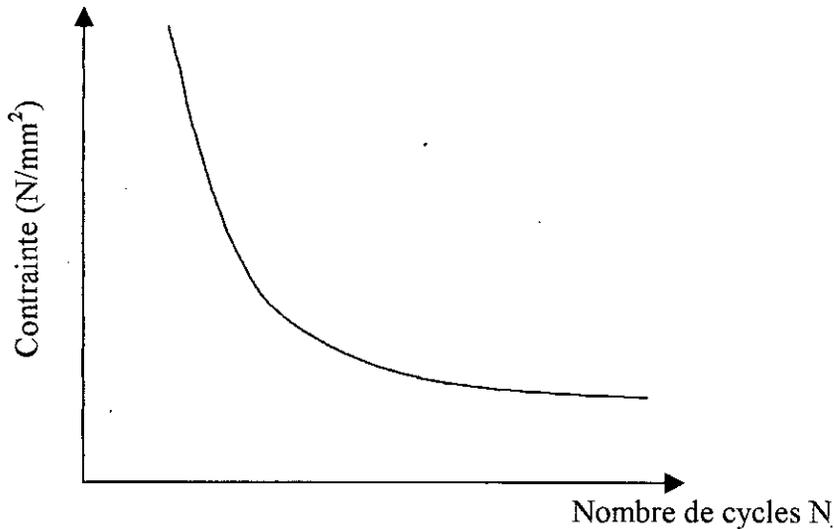


Fig.5: la courbe de fatigue montrant  
La variation de la durée de vie  
en fonction de la contrainte

Beaucoup de facteurs influencent sur la fatigue mécanique des matériaux, parmi les facteurs les plus importants, l'état de surface du matériau et la concentration de contrainte, ceci est dit, presque les fissurations par fatigue débutent à la surface du matériau.

### I-2-3-1: cycle de contrainte:

Il y a cycle de contrainte quand une contrainte d'amplitude variable dans le temps se répète périodiquement. Le cycle le plus utilisé est le cycle sinusoïdale.

On peut considérer que tout se passe comme si l'on avait affaire à deux contraintes superposées:

- L'une constante, que l'on appelle contrainte moyenne, et est notée ( $\sigma_m$ ), considérée comme statique et pouvant prendre des valeurs négatives, positives ou nulles.
- L'autre purement alternée, notée  $\pm \sigma_a$ , considérée comme dynamique.

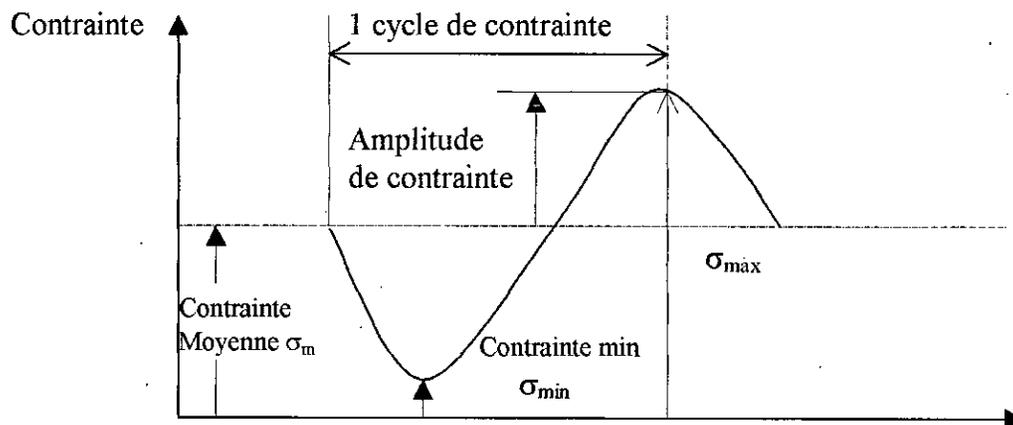


Fig.6- cycle de contrainte et définition des différents niveaux

### I-2-3-2: limite de fatigue:

Pour une contrainte moyenne donnée ( $\sigma_m$ ), la limite de fatigue est la plus grande amplitude de contrainte pour laquelle il n'est pas constaté de rupture après un nombre infini de sollicitations ( Fig.7).

La limite de fatigue se note ( $\sigma_D$ ) lorsque la contrainte moyenne  $\sigma_m$  est nulle (limite de fatigue purement alternée) et  $\sigma_a$  lorsque  $\sigma_m$  est différente de zéro (limite de fatigue alternée, répétée ou ondulée).

Dans le dernier cas, la valeur de  $\sigma_m$  doit être impérativement associée à celle de  $\sigma_a$  :

Dans le cas particulier des aciers, on a expérimentalement constaté que le nombre infini de cycles peut être ramener à  $10^7$  cycles. En revanche, pour les aciers en présence de corrosion et pour certains alliages d'aluminium et de cuivre ou de titane, on a encore rien constaté de semblable.

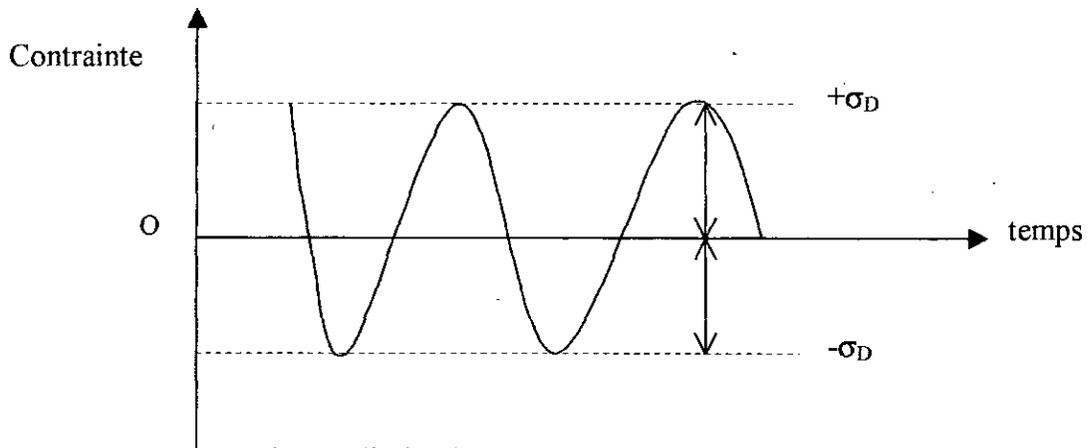


Fig.7-a: limite de fatigue purement alternée ( $\sigma_m = 0$ )

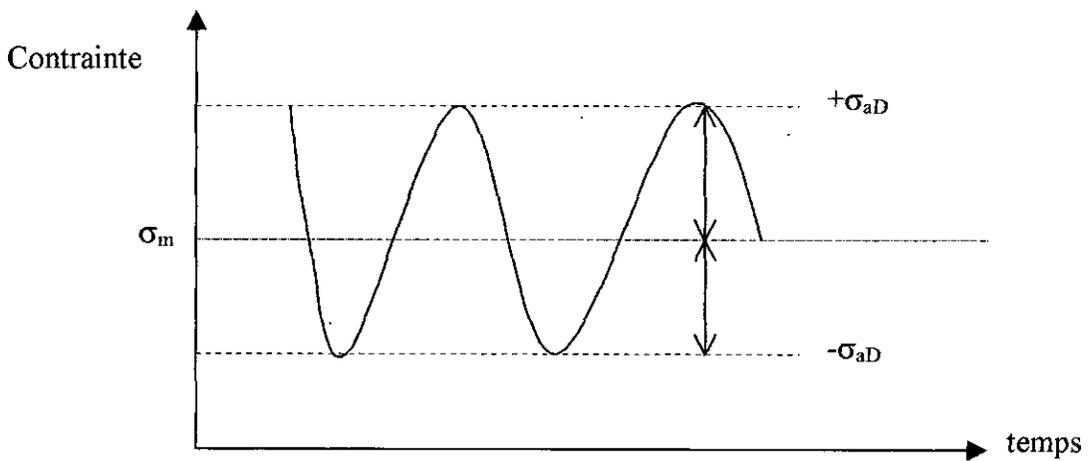


Fig.7-b: limite de fatigue purement alternée ( $\sigma_m \neq 0$ )

Fig.7- définition de la limite de fatigue

### I-2-3-3: Limite d'endurance:

Pour une contrainte moyenne  $\sigma_m$ , la limite d'endurance est la plus grande amplitude de contrainte pour laquelle il est constaté 50% de rupture après un nombre fini de cycle appelé (censure) de sollicitations.

La limite d'endurance en contrainte purement alternée s'écrit  $\sigma_D(N)$ .  
 Cette définition est tout à fait générale puisqu'elle couvre tout le domaine de la fatigue dite classique ( $5 \times 10^5$  à  $10^7$  voire  $10^9$  cycles).

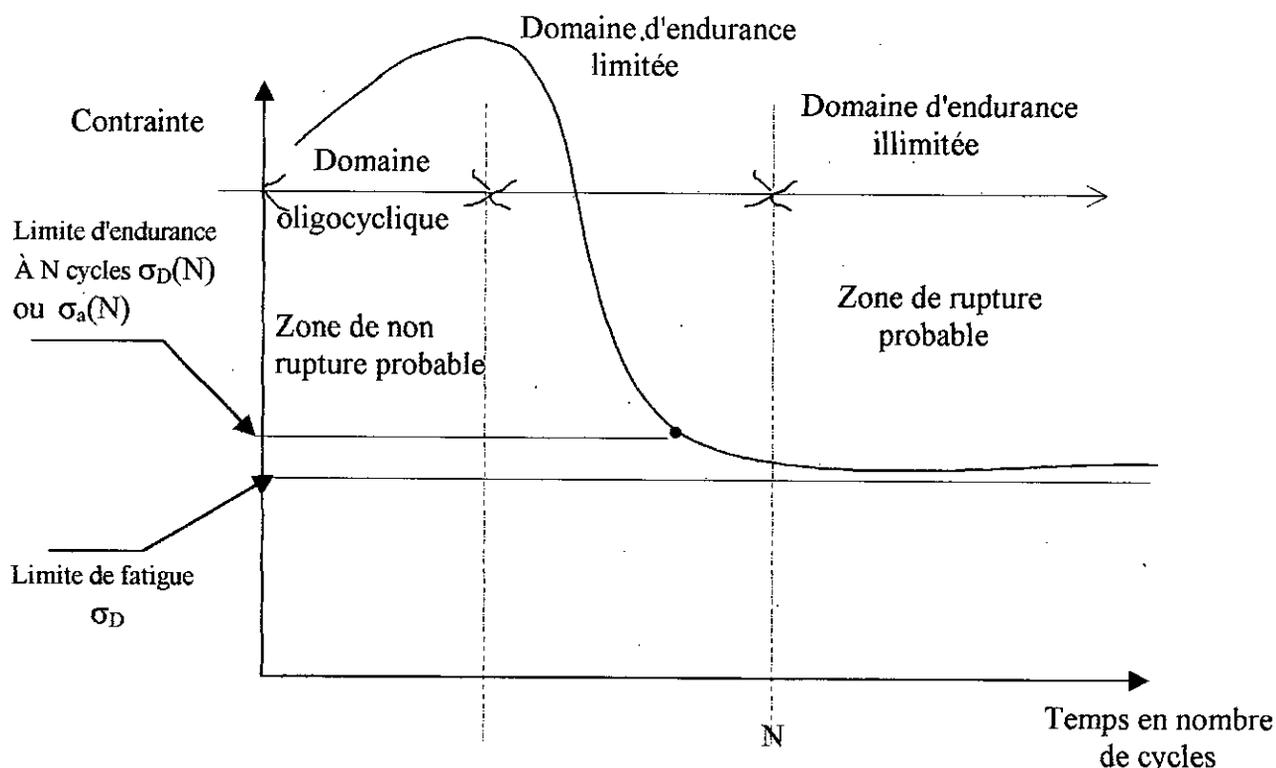


Fig 8- Allure de la courbe de wihler

**I-2-3-4: Exemple:**

La forme la plus pure de fatigue des matériaux se produit au cours des processus de roulement tel qu'on les trouve dans les roulements à bille et à rouleaux.

La figure-9 présente de façon schématique et exagérée comment la piste et le rouleau se déforment.

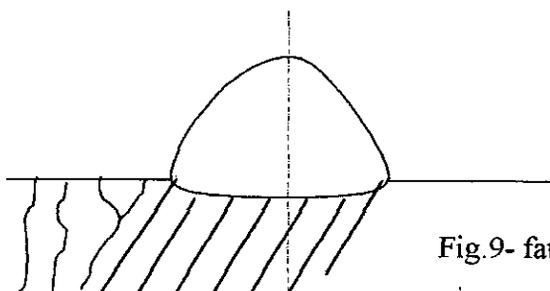


Fig.9- fatigue des roulements

Avant la zone de contact, le matériau se gonfle et après le passage du rouleau et le matériau retrouve sa forme d'origine.

On suppose ici que les forces et les surfaces de contact correspondent à des déformations dans la limite élastique des deux matériaux.

Pour des matériaux idéaux, par exemple des monocristaux, il n'y aurait aucune raison pour que le matériau s'use.

Les matériaux polycristalins présentent des grains de solidité variable, plus ou moins solidaires les uns des autres.

Ces matériaux ne répondent pas favorablement à des déformations élastiques.

# CHAPITRE II

## BIOMATERIAUX METALLIQUE:

### ETUDE MECANIQUE

#### II-1: propriétés des biomatériaux métalliques:

Les matériaux métalliques utilisés comme biomatériaux doivent avoir les caractéristiques suivantes:

- résistance à la corrosion.
- Biocompatibilité.
- Bioadhésion.
- Favorables propriétés mécaniques:
  - module d'élasticité (young) proche de celui de l'os.
  - une limite de fatigue convenable à l'application.
- processabilité (coulage, déformation, frittage, usinabilité, .....)

Un nombre très limité des matériaux métalliques pourra répondre aux propriétés ci-dessus:

Se sont généralement:

1. les aciers inoxydables (ISO 5832/1 ou 316L)
2. alliages Cr-Co (coulés ISO 5832/4 ou forgé ISO 5832/6)
3. alliages à base de titane ISO 5832/3, Ti-6Al-4v
4. (C.P)Ti .
5. C.P. Niobium.
6. C.P T ou ta ASTM 560-78

Dans cette étude, nous n'allons pas nous intéresser à toute les propriétés ci-dessus, mais uniquement aux propriétés mécaniques et ainsi, nous établissons une comparaison des différents biomatériaux métalliques.

## II-2: Tableau comparatif:

Le tableau suivant montre les valeurs typiques des propriétés des biomatériaux métalliques.

- un module de young similaire à celui de l'os ( $10000-30000 \text{ N/mm}^2$ ),
- une suffisante limite de fatigue,

et une bonne résistance à la rupture sont exigées.

Le titane et ses alliages et le niobium possèdent un module de young d'environ  $100000-110000 \text{ (Mpa)}$ . C'est la valeur la plus proche à celle de l'os de tous les biomatériaux métalliques.

La résistance à la fatigue du Ti et ses alliages est égale ou supérieur à celle des autres matériaux métalliques commerciaux (purs ou alliages).

Considérons les valeurs de biofonctionnalité au tableau comparatif II-1, le titane et ses alliages démontrent leur supériorité aux autres biomatériaux.

	E(Gpa)	R <sub>p</sub> (Mpa)	σ <sub>D</sub> (Mpa)	A <sub>5</sub> (%)	Dureté
Ti-6Al-4v	105	900	550	13	310-350
Ti-5Al-2.5Fe	105	900	550	15	310-350
C.P-Ti	100	300	200	30	240-280
Cp-Nb	120	250	150	70	-
Cp-T7	200	300	200	40	-
C <sub>o</sub> C <sub>r</sub> (coulé)	200	500	300	8	300
C <sub>o</sub> N <sub>i</sub> C <sub>r</sub> (forgé)	220	850	500	20	240- 450
XiCrNiM <sub>0</sub> 1812 (3162)	210	450	250	40	183-365

Tableau comparatif II-1: propriétés mécaniques  
(valeurs caractéristiques)

### **II-3: Perspectives:**

Considérons les valeurs de biofonctionnalité au tableau II-1, le titane pure commercial (Cp-Ti) et ses alliages démontrent leurs supériorités aux autres biomatériaux ; ainsi le titane raffiné, réduit ou écroui et les alliages de titane parmi lesquels Ti-5AL-2.5Fe; TiNb et TiTa sans éléments toxiques offrent à cause de l'étendue de leurs propriétés mécaniques, un grand choix pour la réalisation d'implants chirurgicaux.

Les implants donc, de titane et alliages sont utilisées dans tous les domaines de la chirurgie, en traumatologie et en chirurgie orthopédique.

# Chapitre III

## Comportement mécanique des matériaux composites

### III-1: Rappels théoriques:

Les relations contraintes- déformations pour un solide tridimensionnel sont données par:

$$\begin{Bmatrix} \sigma_{xx} \\ \sigma_{yy} \\ \sigma_{zz} \end{Bmatrix} = \begin{pmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} \\ C_{21} & C_{22} & C_{23} \\ C_{31} & C_{32} & C_{33} \end{pmatrix} \begin{Bmatrix} \varepsilon_{xx} \\ \varepsilon_{yy} \\ \varepsilon_{zz} \end{Bmatrix}$$

#### III-1-1: Matrice réduite [C] dans le cas d'un solide orthotrope:

Nous savons que:

$$\begin{pmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ 2\varepsilon_{12} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1/E_1 & -\nu_{12}/E_2 & 0 \\ -\nu_{12}/E_1 & 1/E_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1/G_{12} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{12} \end{pmatrix}$$

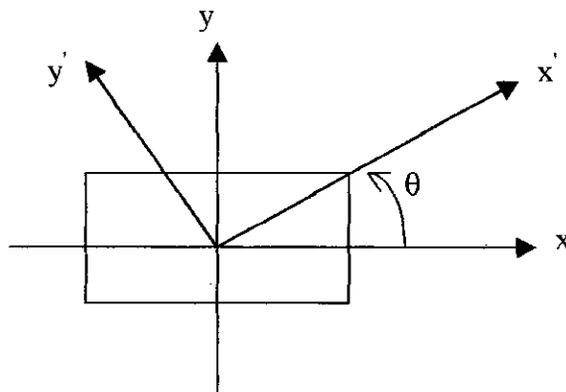
Après inversion on aboutit à:

$$\begin{pmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{12} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} E_1/\alpha & \nu_{12}E_2/\alpha & 0 \\ \nu_{12}E_2/\alpha & E_2/\alpha & 0 \\ 0 & 0 & \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \gamma_{22} \end{pmatrix}$$

Avec  $\alpha = 1 - \nu_{12}\nu_{21}$

$$\text{et } \nu_{12}E_2 / (1 - \nu_{12}\nu_{21}) = \frac{\nu_{21}E_1}{1 - \nu_{22}\nu_{12}}$$

Et nous avons la relation matricielle qui lie les contraintes dans la direction des fibres et celle dans la direction quelconque.



$$\{\sigma'\} = [T_1] \{\sigma\} \Rightarrow \begin{Bmatrix} \sigma_{11}' \\ \sigma_{22}' \\ \sigma_{12}' \end{Bmatrix} = \underbrace{\begin{pmatrix} C^2 & S^2 & 2CS \\ S^2 & C^2 & -2CS \\ -CS & CS & C^2 - S^2 \end{pmatrix}}_{[T_1]} \begin{Bmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{12} \end{Bmatrix}$$

Avec :

$$\begin{cases} C = \cos \theta \\ S = \sin \theta \end{cases}$$

La même chose pour les déformations:

$$\begin{Bmatrix} \varepsilon_{11}' \\ \varepsilon_{22}' \\ \varepsilon_{12}' \end{Bmatrix} = \begin{pmatrix} C^2 & S^2 & -C_3 \\ S^2 & C^2 & CS \\ 2CS & -2CS & C^2 - S^2 \end{pmatrix} \begin{Bmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \gamma_{12} \end{Bmatrix}$$

**N.B:** les axes  $x'$  et  $y'$  sont toujours déduites de  $x, y$  par une rotation d'angle " $\theta$ ".

Après substitution on obtient:

$$\begin{Bmatrix} \sigma_{11}' \\ \sigma_{22}' \\ \sigma_{12}' \end{Bmatrix} = \begin{pmatrix} C^2 & S^2 & 2CS \\ S^2 & C^2 & -2CS \\ -CS & CS & C^2 - S^2 \end{pmatrix} \underbrace{\begin{pmatrix} \bar{E}_1 & \nu_{21} \bar{E}_2 & 0 \\ \nu_{12} \bar{E}_2 & \bar{E}_2 & 0 \\ 0 & 0 & G_{12} \end{pmatrix}}_{[T_1]} \underbrace{\begin{pmatrix} C^2 & S^2 & -CS \\ S^2 & C^2 & CS \\ 2CS & -2CS & C^2 - S^2 \end{pmatrix}}_{[T_1]} \begin{Bmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \gamma_{12} \end{Bmatrix}$$

$$\text{avec } \bar{E}_1 = \frac{E_1}{1 - \nu_{12}\nu_{21}}, \quad \bar{E}_2 = \frac{E_2}{1 - \nu_{12}\nu_{21}}$$

### III-1-2: Matrice réduite [C] dans le cas d'un solide isotrope:

Dans ce cas:

$$E_1 = E_2, \nu_{12} = \nu_{21} \text{ et } \frac{1}{G_{12}} = 2 \frac{(1 + \nu)}{E}$$

Et les relations déformations- contraintes seront de la forme:

$$\begin{Bmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \varepsilon_{12} \end{Bmatrix} = \begin{pmatrix} 1/E & -\nu/E & 0 \\ -\nu/E & 1/E & 0 \\ 0 & 0 & \frac{2(1+\nu)}{E} \end{pmatrix} \begin{Bmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{12} \end{Bmatrix}$$

Après inversion de la matrice, on obtient:

$$\begin{Bmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{12} \end{Bmatrix} = \underbrace{\begin{pmatrix} \frac{E}{1-\nu^2} & -\frac{\nu E}{1-\nu^2} & 0 \\ -\frac{\nu E}{1-\nu^2} & \frac{E}{1-\nu^2} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{E}{2(1-\nu^2)} \end{pmatrix}}_{[c]} \begin{Bmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \gamma_{12} \end{Bmatrix}$$

De même pour les déformations et les contraintes dans le repère mobile:

$$\begin{Bmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \gamma_{12} \end{Bmatrix} = \underbrace{\begin{pmatrix} C^2 & S^2 & -CS \\ S^2 & C^2 & CS \\ 2CS & -2CS & C^2 - S^2 \end{pmatrix}}_{[r_2]} \begin{Bmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \gamma_{12} \end{Bmatrix}$$

Pour les contraintes, on a:

$$\begin{Bmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{33} \end{Bmatrix} = \underbrace{\begin{pmatrix} C^2 & S^2 & 2CS \\ S^2 & C^2 & -2CS \\ -CS & CS & C^2 - S^2 \end{pmatrix}}_{[r_2]} \begin{Bmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{12} \end{Bmatrix}$$

$$\Rightarrow \begin{Bmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{12} \end{Bmatrix} = \underbrace{[T_2] \begin{pmatrix} \frac{E}{1-\nu^2} & -\frac{\nu E}{1-\nu^2} & 0 \\ -\frac{\nu E}{1-\nu^2} & \frac{E}{1-\nu^2} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{E}{2(1+\nu)} \end{pmatrix} [T_2]}_{[c]} \begin{Bmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \gamma_{12} \end{Bmatrix}$$

Posons

$$\overline{E}_1 = \frac{E}{1+\nu^2}; \quad \overline{E}_2 = -\frac{\nu E}{1-\nu^2} \quad \text{et} \quad \frac{\overline{E}_1 + \overline{E}_2}{2} = \frac{E}{2(1+\nu)}$$

Donc:

$$\begin{Bmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{12} \end{Bmatrix} = [C] \begin{Bmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \gamma_{12} \end{Bmatrix}$$

Avec:

$$[C] = \begin{pmatrix} \overline{E}_{11} & \overline{E}_{12} & \overline{E}_{13} \\ \overline{E}_{21} & \overline{E}_{22} & \overline{E}_{23} \\ \overline{E}_{31} & \overline{E}_{32} & \overline{E}_{33} \end{pmatrix}$$

$$\text{soit : } \begin{cases} \overline{E}_{11} = (C^4 + S^4)\overline{E}_1 + 2C^2S^2(\overline{E}_1 + 2\overline{E}_2) \\ \overline{E}_{22} = (C^4 + S^4)\overline{E}_1 + 2C^2S^2(2\overline{E}_1 + \overline{E}_2) \\ \overline{E}_{33} = 2C^2S^2(\overline{E}_1 - \overline{E}_2) + \frac{1}{2}(C^2 + S^2)(\overline{E}_1 + \overline{E}_2) \\ \overline{E}_{12} = (C^2 - S^2)\overline{E}_2 \\ \overline{E}_{13} = 2CS(C^2 - S^2)\overline{E}_2 \\ \overline{E}_{23} = -2CS(C^2 - S^2)\overline{E}_2 \end{cases}$$

## III-2: Comportement mécanique des couches d'un matériau composite:

### III-2-1: Introduction:

Nous avons évoqué dans le paragraphe précédent les propriétés d'anisotropie des matériaux composites du point de vue qualitatif (E,v), caractéristique des coefficients élastiques.

Nous avons cité également les relations permettant de prévoir les propriétés mécaniques d'une association (renfort/matrice), à partir des propriétés de chacun d'eux.

Dans ce rapport, nous allons consacrer notre étude au comportement mécanique des couches des matériaux composites, pour cela, les bases essentielles de la mécanique des milieux continue (état de contrainte- état de déformation) en un point seront connues.

Tout on va donner quelques définitions:

### III-2-2: Milieu élastique linéaire:

Les déformations sont des fonctions linéaires, et homogènes des contraintes.

Les relations correspondantes sont notées:

$$\varepsilon_{ij} = \zeta_{y\ kl} \times \sigma_{kl}$$

### III-2-3: Milieu homogène:

Les grandeurs  $\zeta_{ijkl}$  caractérisant le comportement élastique du milieu considéré ne sont pas des fonctions de point; elles sont les mêmes quel que soit l'endroit du milieu que l'on considère.

### III-2-4: Matériaux orthotropes:

On appelle matériau orthotrope un matériau élastique homogène présentant en tout point deux symétries de comportement mécanique chacun par rapport à un plan, les deux plans étant orthogonaux.

$$\begin{Bmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \varepsilon_{33} \\ \gamma_{23} \\ \gamma_{13} \\ \gamma_{12} \end{Bmatrix} = \begin{pmatrix} 1/E_1 & -\nu_{21}/E_2 & -\nu_{31}/E_3 & 0 & 0 & 0 \\ -\nu_{12}/E_1 & 1/E_2 & -\nu_{32}/E_3 & 0 & 0 & 0 \\ -\nu_{12}/E_1 & -\nu_{32}/E_2 & 1/E_3 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1/G_{23} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1/G_{13} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1/G_{12} \end{pmatrix} \begin{Bmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{33} \\ \sigma_{23} \\ \sigma_{13} \\ \sigma_{12} \end{Bmatrix}$$

$E_1, E_2, E_3$  : sont les modules de young d'élasticité longitudinale.

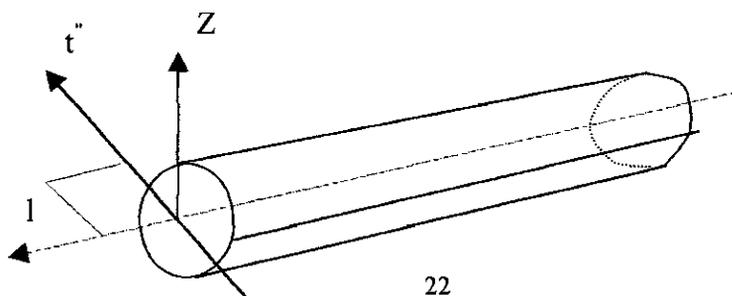
$G_{12}, G_{13}, G_{23}$  : sont les modules de cisaillement.

$\nu_{12}, \nu_{23}, \nu_{21}, \nu_{32}, \nu_{31}$  : sont les coefficients de poisson.

### II-2-5: Matériaux isotropes transverses:

On appelle matériau isotrope transverse un matériau linéairement élastique et homogène, pour lequel tout plan passant par un axe privilégié est un plan de symétrie.

**Exemple:**



La relation de comportement s'écrit sous la forme technique:

$$\begin{Bmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \varepsilon_{33} \\ \gamma_{23} \\ \gamma_{13} \\ \gamma_{12} \end{Bmatrix} = \begin{pmatrix} 1/E_1 & -\nu_{21}/E_2 & -\nu_{31}/E_3 & 0 & 0 & 0 \\ -\nu_{12}/E_1 & 1/E_2 & -\nu_{23}/E_2 & 0 & 0 & 0 \\ -\nu_{13}/E_1 & -\nu_{32}/E_2 & 1/E_3 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{2(1+\nu_3)}{E_3} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1/G_{12} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1/G_{12} \end{pmatrix} \begin{Bmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{33} \\ \tau_{23} \\ \tau_{13} \\ \tau_{12} \end{Bmatrix}$$

### III-2-6: Constantes élastiques d'un composite unidirectionnel:

Nous examinons ici une association de deux matériaux (matrice) et renfort (fibres) de caractéristiques distinctes, avec une géométrie et des sollicitations simples, dans le but d'estimer les caractéristiques élastiques du matériau équivalent, c'est à dire du composite.

#### III-2-6-1: Module suivant le sens long $E_1$ :

Les deux matériaux sont schématisés sur la figure ci-dessous:

m: symbolise la matrice,

f: symbolise le renfort fibreux.

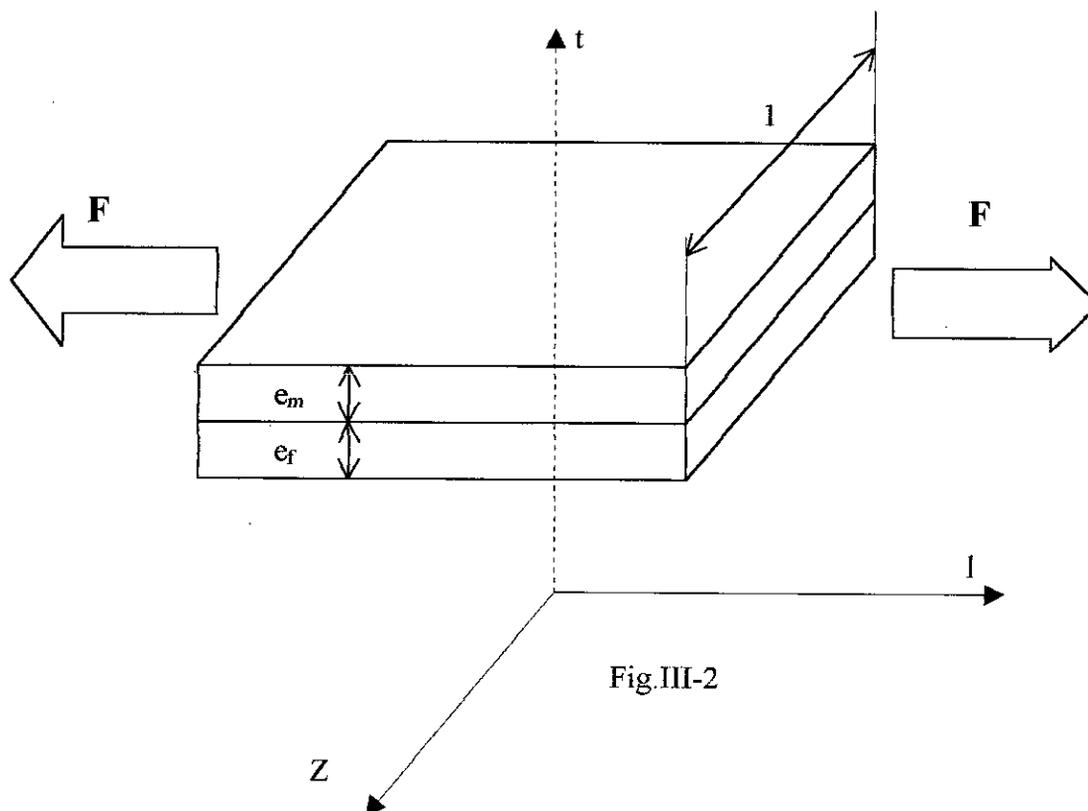


Fig.III-2

### Hypothèse:

Les deux matériaux sont en pratique assemblés par collage. Plus précisément, on supposera ici:

- Une déformation longitudinale  $\varepsilon_1$  identique pour la matrice "m" et pour la fibre "f".  
 $\varepsilon_1(m) = \varepsilon_1(f)$ .
- Une liberté suivant Z sur l'interface entre les deux matériaux, autorisant les valeurs distinctes:  $\varepsilon_z(m) \neq \varepsilon_z(f)$ .

L'état de contrainte correspondant au chargement F peut alors s'écrire:

$$\Sigma_{(m)} \rightarrow \begin{pmatrix} \sigma_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix}_{(m)} \quad \Sigma_{(f)} \rightarrow \begin{pmatrix} \sigma_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix}_{(f)}$$

Et lui correspond pour état de déformation :

$$\varepsilon_{(m)} \rightarrow \begin{pmatrix} \varepsilon_1 & 0 & 0 \\ 0 & \varepsilon_1 & 0 \\ 0 & 0 & \varepsilon_z \end{pmatrix}_{(m)} \quad \varepsilon_{(f)} \rightarrow \begin{pmatrix} \varepsilon_1 & 0 & 0 \\ 0 & \varepsilon_1 & 0 \\ 0 & 0 & \varepsilon_z \end{pmatrix}_{(f)}$$

Chaque matériau étant supposé linéairement élastique et isotrope, sa loi de comportement est écrite sous la forme:

$$\varepsilon = \frac{1+\nu}{2} (\Sigma) - \frac{\nu}{E} \text{trace}(\Sigma) \cdot I$$

$\varepsilon$ : tenseur de déformation.

$\Sigma$ : tenseur de contrainte.

I: tenseur unité.

Pour le composite (m)+(f), on utilise la forme limite au comportement plan dans le plan 1,t; elle serait réduite à:

$\Sigma$ : tenseur de contrainte.

I: tenseur unité.

Pour le composite (m)+(f), on utilise la forme limite au comportement plan dans le plan l,t; elle serait réduite à:

$$\begin{Bmatrix} \varepsilon_l \\ \varepsilon_t \\ \gamma_{lt} \end{Bmatrix} = \begin{pmatrix} 1/E_l & -\nu_{lt}/E_l & 0 \\ -\nu_{lt}/E_l & 1/E_l & 0 \\ 0 & 0 & 1/G_{lt} \end{pmatrix} \begin{Bmatrix} \sigma_l \\ \sigma_t \\ \tau_{lt} \end{Bmatrix}$$

La contrainte  $\sigma_l$  (m+f) s'écrit:

$$\sigma_l (m+f) = \frac{F}{s} = \frac{F}{(e_m + e_f) \times l} = \sigma_{l(m)} \frac{e_m}{e_m + e_f} + \sigma_l \frac{e_f}{e_m + e_f}$$

Où apparaissent les tenseurs en volume de matrice et de fibre, soit:

$$\sigma_l (m+f) = \sigma_{lm} \nu_m + \sigma_{lf} \nu_f$$

Substituant la déformation à la contrainte dans chaque matériau, compte tenu de la loi de comportement correspondante:

$$E_l \varepsilon_l = E_m \varepsilon_l \nu_f$$

$$\text{soit : } E_l = E_l \nu_{(m)} + E_l \nu_{(f)}$$

### Remarque:

Parmi les phénomènes réels qui ne sont pas pris en compte dans cette estimation de  $E_l$  figure l'absence de rectitude parfaite des fibres dans la matrice.

Aussi le module  $E_l$  dépend -t- il du signe de la sollicitation (traction ou compression). Le matériau est en toute rigueur "bimodale".

	Kenlar	Carbone H-R	Carbone H-M
$E_l$ traction (Mpa)	$85 \cdot 10^3$	$134 \cdot 10^3$	$180 \cdot 10^3$
$E_l$ compression (Mpa)	$80.3 \cdot 10^3$	$194 \cdot 10^3$	$160 \cdot 10^3$

### III-2-6-2: Coefficient de poisson:

$$\varepsilon_l = -\frac{\nu}{E} \sigma_l = \nu \varepsilon_l$$

pour (m + f) :

$$\varepsilon_{l(m+f)} = -\frac{\nu_{lt}}{E_l} \sigma_{l(m+f)} = \nu_{lt} \varepsilon_l$$

D'autre part, les matrices transverses de longueur s'écrivent:

$$\varepsilon_{l(m+f)} = \frac{\Delta(e_m + e_f)}{e_m + e_f} = \frac{\Delta e_m \nu_m}{e_m} + \frac{\Delta e_f \nu_f}{e_f}$$

$$\varepsilon_{l(m+f)} = \varepsilon_{l(m)} \nu_m + \varepsilon_{l(f)} \nu_f$$

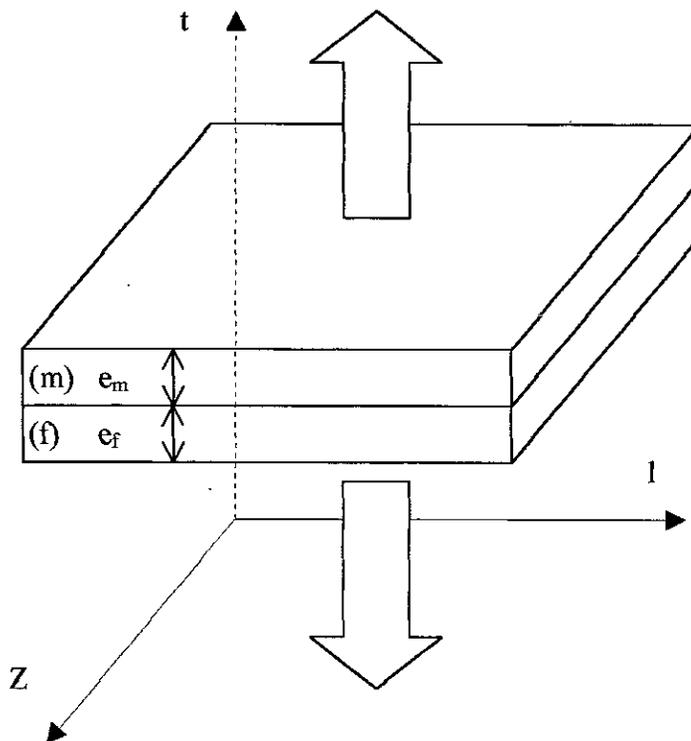
Soit compte tenu d'une valeur  $\varepsilon_l$  commune dans les fibres et dans la matrice:

$$-\nu_{lt} \varepsilon_l = \nu_m \varepsilon_l \nu_m + \nu_f \varepsilon_l \nu_f$$

$$\Rightarrow \nu_{lt} = \nu_m \nu_m + \nu_f \nu_f$$

### III-2-6-3: Module dans le sens transverse:

Pour le calcul  $E_t$  du matériau, on va changer le type de chargement, comme le montre la figure ci-dessous:



**Hypothèse:**

- une liberté suivant la direction long:  $\varepsilon_l(m) \neq \varepsilon_l(f)$ ;
- une liberté suivant la direction z:  $\varepsilon_z(m) \neq \varepsilon_z(f)$ ;
- la contrainte  $\sigma_t$  est identique pour la matrice et pour les fibres  $\sigma_t(m) = \sigma_t(f)$

l'état de contrainte donc:

$$\Sigma \rightarrow \begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_t & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix}$$

$$\varepsilon \rightarrow \begin{pmatrix} \varepsilon_t & 0 & 0 \\ 0 & \varepsilon_t & 0 \\ 0 & 0 & \varepsilon_z \end{pmatrix}$$

$$\text{soit: } \varepsilon_t = \frac{1}{E_t} \sigma_t$$

d'après la figure:

$$\varepsilon_t = \frac{\Delta(e_m + e_f)}{e_m + e_f} = \varepsilon_t \underset{(m)}{v_m} + \varepsilon_t \underset{(f)}{v_f}$$

$$\frac{1}{E_t} = \frac{1}{E_t} v_m + \frac{1}{E_t} v_f$$

(m+f)      (m)                      (f)

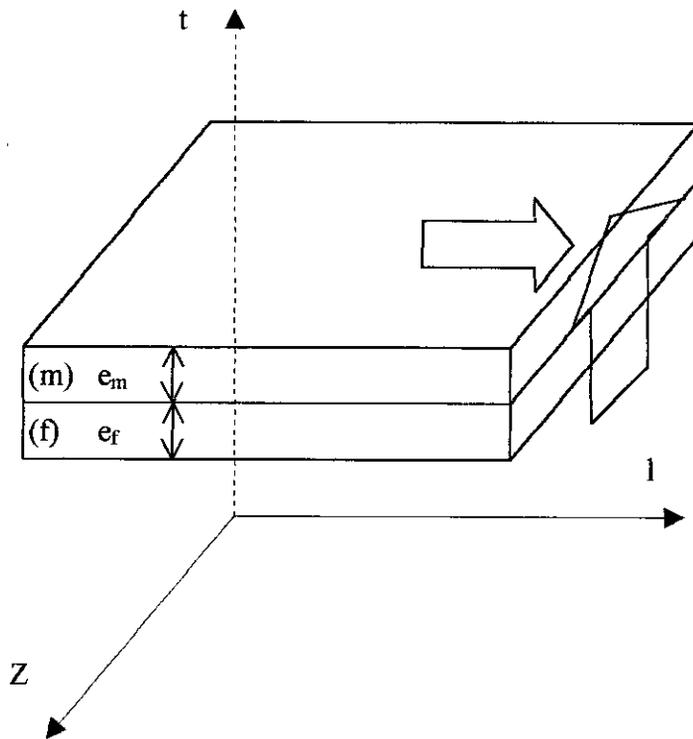
$$\Rightarrow E_t = E_m \left[ \frac{1}{(1-v_f) + \frac{E_m}{E_f} v_f} \right]$$

**Remarques:**

- compte tenu des simplifications données auparavant sur la possibilité de glissement relatif suivant l et z à l'interface, le module  $E_t$ , est approché par défaut.
- Certaines littératures disent que  $E_{tt}$  dans la direction perpendiculaire à celle des fibres (suivant le diamètre) peut être différent  $E_{tf}$  suivant le sens des fibres (due à l'anisotropie de ces dernières).
- 

#### III-2-6-4: Module de cisaillement $G_{tt}$ :

La sollicitation permettant de mettre en évidence le module  $G_{tt}$  est schématisée ci-dessous, avec les déformations angulaires qu'elles occasionnent:



L'état de contrainte, identique pour le matériau (m) et (f) s'écrit:

$$\Sigma \rightarrow \begin{pmatrix} 0 & \tau_{tt} & 0 \\ \tau_{tt} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix}$$

Les déformations correspondantes s'écrivent:

$$\varepsilon_{(m)ou(f)} \rightarrow \begin{pmatrix} 0 & \varepsilon_{lt} & 0 \\ \varepsilon_{lt} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix}$$

Avec d'après les lois de comportement :

$$\varepsilon_{lt} = \frac{1+\nu}{E} \tau_{lt} = \frac{\tau_{lt}}{2G}$$

$$\text{soit : } \gamma_{lt} = \frac{\tau_{lt}}{G_{lt}}$$

D'autre part, sur la figure ci-avant, on observe :

$$\gamma_{lt(m+f)} = (e_m + e_f) = \gamma_{lt(m)} e_{(m)} + \gamma_{lt(f)} e_f$$

Qui se réécrit:

$$\gamma_{lt(m+f)} = \gamma_{lt(m)} \nu_m + \gamma_{lt(f)} \nu_f$$

$$\frac{\tau_{lt}}{G_{lt(m+f)}} = \frac{\tau_{lt}}{G_m} \nu_m + \frac{\tau_{lt}}{G_f} \nu_f$$

$$\frac{1}{G_{lt(m+f)}} = \frac{1}{G_{lt(m)}} \nu_m + \frac{1}{G_{lt(f)}} \nu_f$$

$$\Rightarrow G_{lt(m+f)} = G_{lt(m)} \left[ \frac{1}{(1-\nu_f) + \frac{G_{lt(m)}}{G_{lt(f)}} \nu_f} \right]$$

## **CHAPITRE IV : Biomatériaux à base de polymères de synthèse.**

### **IV.1. Généralités :**

Par rapport aux autres matériaux en céramiques, les polymères sont dans l'ensemble des matériaux relativement jeune. Il ne se sont pratiquement développés industriellement qu'à partir de la deuxième moitié du XXe siècle et il existe donc, pour ces produits, un important potentiel de progrès.

Depuis la première matière plastique entièrement synthétique, la Bakélite commercialisée en 1910 par le chimiste d'origine belge Bacteland de nouveaux polymères n'ont cessé d'apparaître sur le marché. La chimie macromoléculaire a vu le jour au début du XIXe siècle avec la modification chimique de polymères naturels comme le cellulose et le caoutchouc : une croissance exponentielle s'en est suivie, avec des étapes allant du Celluloïd, premier plastique de synthèse élaboré par Hyatt en 1869 aux polymères vivants de SZWARE en 1968. De nombreux polymères ont été utilisés en médecine et dans le domaine de la santé en général, depuis que les matériaux existent.

Les applications s'étendent rapidement et le marché est très diversifié.

Cependant, le coût élevé de la multidisciplinarité nécessaire au développement d'un nouveau produit, comme comparé à l'étroitesse relative du marché, fait que de nouveaux polymères biomédicaux sont commercialisés.

Les polymères de synthèse représentent, de loin, la classe la plus étendue et la plus variée de biomatériaux. Ceci vient essentiellement du fait que les polymères de synthèse offrent une large gamme de composition et de propriété : Ils peuvent, en outre, être fabriqués facilement sous des formes et des structures complexes.

Enfin, leurs surfaces peuvent être aisément modifiées physiquement, chimiquement ou biochimiquement.

La plus part des réactions de polymérisation utilisées dans l'industrie se ramène à TROIS grandes catégories; la polycondensation (exemple: polyamide), la polymérisation en chaîne, radicalaire ou ionique (exemple : polyéthylène) et la polymérisation par transfert de groupes exemple : Polymères fonctionnalisés).

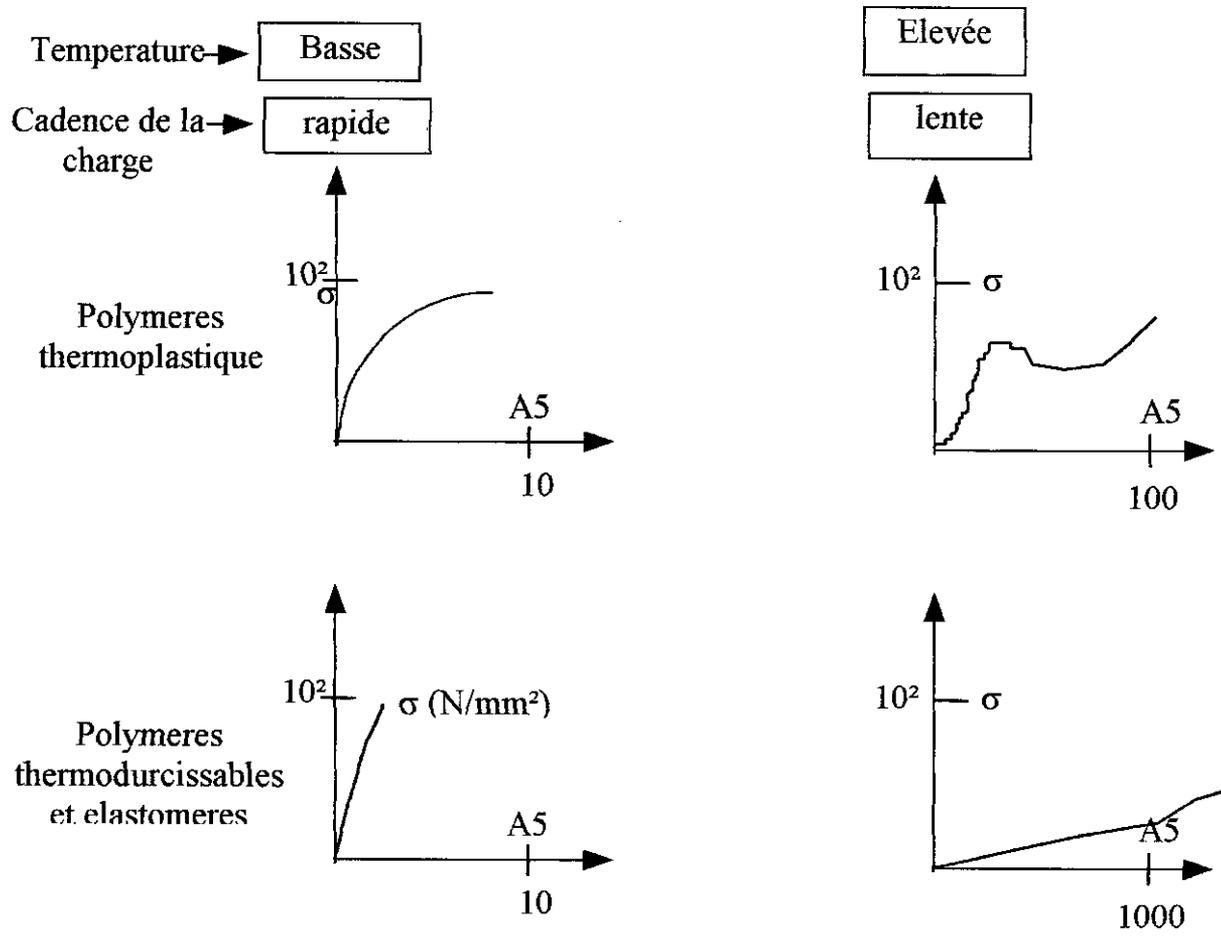
La diversité des biomatériaux à base de polymères de synthèse apparaît bien dans le tableau IV.1 qui les sépare en quatre catégories.

Les polymères mous ou élastiques, les polymères semi-cristallin et les polymères vitreux (acryliques et autres polymères apparentés)

Les polymères sont moins rigides, moins résistant et moins durs que la plus part des métaux : Il est donc important de réétudier soigneusement la conception (dessin) des prothèses ou implants réalisés dans ces matériaux. Les composites sont , certes, rigides et résistant mais ils sont souvent très anisotropiques et comme ils sont liés par des polymères, leurs propriétés peuvent changer radicalement avec une petite variation de la température.

Nom	Catégorie
<b>Polydimethylsiloxone (silicone)</b>	<b>Moins élastique</b>
Poly uréthane (PU)	Semi-cristallin
Polyéthylène (PE)	Vitreux
Polypropylène (PP)	Hydrogels
Polytetrafluoroethylene (PTFE)	
Polytetraphtalade d'éthylène (PET)	
Polymeta crylate de méthyle (PMMA)	
Polychlorure de vinyle(PVCA)	
Polymethacrylate d'hydroxymethyle (PHEMA)	

**Tableau IV.1** Classification selon leurs état physique et quelques biomatériaux à base de polymères de synthèse.



**Fig IV.1 :** Effets de la température et de la cadence de charge sur les performances mécaniques des polymères.

Les polymères sont composés de longues chaînes formées par la répétition d'un motif élémentaire le monomère.

Quoique leurs propriétés diffèrent largement, tous les polymères sont constitués de longues molécules, avec un squelette d'atome de carbone liés par des liaisons faibles de type Van Der Waals et hydrogène ou bien par celle-ci plus une reticulation par liaison transversale. Le point de fusion de ces liaisons faibles est bas et peut être éloigné de la température ambiante.

Ces matériaux présentent un phénomène de fluage et la déformation élastique qui apparaît lors de la mise en charge, s'accroît avec le temps.

Il faut noter que les propriétés des polymères peuvent être très différentes d'un fabricant à l'autre, notamment en raison du processus de fabrication qui peut à des degrés divers aligner les molécules ou par des défauts, pour toutes ces raisons les données de la littérature sont au mieux, approximatives.

Un fabricant identifie le polymère qu'il vend mais dévoile rarement ses additifs, il est ainsi essentiel de connaître non seulement le polymère, mais aussi sa source, lors de la conception d'un nouveau matériel.

Les thermodurcissables sont habituellement un peu plus rigides que les thermoplastiques amorphes, en raison de la réticulation, mais ils ne peuvent pas être aisément cristallisés ou orientés, de sorte qu'il y a moins d'espoir de changer leurs propriétés par le processus de fabrication de façon très générale, les avantages des polymères sont les suivants.

- Une bonne stabilité clinique une excellente résistance à la corrosion, pour de nombreuses applications, que ce soit dans l'environnement biologique, les milieux alimentaires, l'atmosphère.

- Une faible densité qui conduit à des produits particulièrement légers.

- Une mise en forme en règle générale très facile, à relativement basse température rendant possible la fabrication économique des pièces de forme complexe pouvant intégrer plusieurs fonctions.

- La facilité et la diversité de conditionnement (fluides plus ou moins visqueux, pâtes, fibres tissées ou non, mousses, solides); et enfin, certaines analogues avec les structures biologiques.

L'inconvénient majeur des biomatériaux à base de polymères de synthèse par rapport aux autres classes de biomatériaux réside ainsi dans le fait qu'ils peuvent contenir des substances toxiques libérées ou qu'ils peuvent leur donner naissance au contact de l'environnement biologique précisément par réaction de biodégradation). La biocompatibilité des implants polymériques peut être affectée par la présence de polymères à bas poids moléculaires, d'additifs incorporés intentionnellement, de contaminants accidentels lors de la fabrication d'impuretés dans les additifs eux-mêmes et enfin de produits de dégradation des polymères ou des additifs.

## **IV.2. Polymères de synthèse utilisés comme biomatériaux :**

Les polymères biomédicaux peuvent être classés de façon simplifiée en élastomères et plastiques, les élastomères par la nature de leurs molécules à longue chaîne sont capables de résister à d'importantes déformations et de retourner à leur dimension originelle. Les plastiques en revanche, sont des matériaux plus rigides. Ils peuvent être divisés en deux types, les thermoplastiques et les thermodurcissables.

Lorsqu'on les réchauffe, les polymères thermoplastiques peuvent être fondues, remis en forme ou préformés. Dans ce sens ils ont un comportement similaire à la cire.

Les plastiques thermodurcissables ne peuvent pas être réutilisés, un exemple est constitué par les résines epoxy qui nécessitent des agents de polymérisation pour reticuler les molécules en un plastique thermodurcissable.

Un certain nombre d'élastomères (communément appelés caoutchouc) ont fait l'objet d'applications médicales comme matériaux implantable moins ce sont sur tout les coliformes et les polyuréthanes qui se sont révélés intéressants pour l'implantation.

L'epoxy est le seul plastique thermodurcissable qui ait été implanté avec succès, notamment comme ce pendant pour les matériels électroniques. Plusieurs matériaux thermoplastiques ont, en revanche, trouvé différentes utilisations.

### **IV.2.1. Élastomères.**

#### **IV.2.1.1. Silicones :**

Les silicones représentent l'un des matériaux les plus largement utilisés dans le domaine medico-chirurgical excédentaire.

Chimiquement le polydiméthylsiloxane usuel est composé d'environ 65 à 68 % de polydiméthyl siloxane de poids moléculaire variant entre 300.000 et 400.000, de 30 à 35% de silice et de 2% de peroxyde, la silice accentue les qualités mécaniques du polymère et le peroxyde joue le rôle de catalyseur. Les propriétés de silicone type sont résumés dans le tableau IV.

Classe	Dureté Shore	Plasticité	Résistance à la rupture (Mpa)	Allongement maximale (%m)	Poids spécifique. (g/cm <sup>3</sup> )
PVMQ	Mou 29 ± 0,015	0,080 ± 0,015	4,13	400	1,12 ± 0,03
VMQ	Moyen 50 ± 5	0,095 ± 0,015	5,17	360	1,14 ± 0,03
PVMQ	Dur 70 ± 5	0,135 ± 0,025	4,83	190	1,24 ± 0,03

**Tableau IV.2.** Propriétés de silicones types.

Bien que le polydimethyl siloxane hautement purifié ait des qualités tant mécaniques que biologique (inertie chimique, non toxicité), son hémocompatibilité est relativement faible. Il interagit avec les éléments figurés du sang, absorbe le cholestérols et autre lipides sanguins, favorise l'adhésion plaquettaire et vraisemblablement déclenche le processus de coagulation. Ces phénomènes conduisent à une détérioration accélérée des silicone et limitent donc leur utilisation.

Ces élastomères présentent certaines particularités en fonction de leurs traitement physico-chimique et de leur conditionnement physique. La vulcanisation à température ambiante conduit à des liquides ou à des pâtes utilisées comme matériaux souple.

Les silicones élastomères polymérisant à la chaleur produite par la nékinlation de gammes siliconnées liant poids moléculaire, sont les plus utilisées des élastomères.

#### IV.2.1.2. Polymethane.

Leur intérêt comme biomatériaux est lié à la combinaison de propriété élastique et de propriétés de biocompatibilité en particulier l'hémocompatibilité.

Il est possible de faire varier leurs propriétés mécaniques de façon très large en changeant les produits de départ et les conditions de synthèse. Les propriétés physiques et mécaniques de résines polymethane coulées à forte reticulation sont résumées dans le tableau V.3

	Type dur	Type élastique
Résistance en traction KP/cm <sup>2</sup>	50 - 150	30 - 80
Allongement à la rupture (%)	50 - 150	100 - 300
Dureté shore A	50 - 75	30 - 70
Résistance (%)	-	25 - 50

**Tableau IV.3.** Propriétés de résines polymethane coulées à forte reticulation.

Les polymethane correspondent aussi à de nombreux polymères différents dont la biocompatibilité peut varier considérablement.

Certains sont stables ne se dégradent pas dans l'organisme et présentent une bonne tolérance tissulaire, d'autres sont susceptibles de se dégrader et d'induire des réactions tissulaires avec cellules géantes.

Différents types de polymethane sont actuellement disponibles sur le marché.

L'avothane est copolymère de polymethane et de polydimethylsiloxane, le bioner, basé sur une polyether du poly-14-butanediol, l'ounderm préparé par greffe de monorime hydrophile comme l'arylamine.

Le tableau IV.4 Résume les principales caractéristiques mécaniques de quelques polymethanes biomédicaux.

Détermination	Résistance en traction (MPA)	Module de Young (GPA)	Limite d'élongation	Dureté (Shore)	Agrorption d'eau (%)	Fatigue (cycle *10 <sup>6</sup> )
Biomer Solca	31 - 42	2,8 - 5,5	600 - 800	75 A	1,2	74
Biomer Ext G	28 - 35	12,4 FLX	-	-	0,18	1,5
Cardithane						
51	43	-	72 A	72 A	1,6	-
Tecolles 90 D	42	2,8	-	-	-	-
60 D	42	95,0	85 A, 93A,	85A, 93A	-	2
72 D	-	-	-	-	-	-
Pellethane						
2363	35 - 48	3,6 - 14	55 D - 90D	55D - 90D	-	23
Biothane	18	12,0	44 D	44 D	-	-

**Tableau IV.4.** Caractéristiques mécaniques des polymethanes biomédicaux.

Une importante application des polymethanes réside dans la greffe de peau, lors du traitement des brûlures notamment.

Une valeur moyenne de 7 à 6 MPA pour la résistance en traction et de 47 à 111 % pour la limite d'élongation sont des chiffres retenus en général pour cette dernière application.

La perméabilité à l'oxygène est proche de celle de la peau naturelle et bien sur l'hémocompatibilité est tout à fait satisfaisante. Les prothèses vasculaires constituent cependant leur plus grand domaine d'application on les préfère aux polyesters ou en PTFE en raison de leurs propriétés de type élastomère avec de bonnes caractéristiques

mécaniques (en particulier l'élasticité et la résistance à la corrosion, équivalents à ceux des vaisseaux naturelles.)

#### **IV.2.2. Polymère acryliques :**

##### **IV.2.2.2. Polyméthacrylate diméthyle (PMMA):**

Les termes d'acryliques ou de résines acryliques sont employés pour désigner les polymères à base de dérivés des acides acryliques et méthacrylique en particuliers leurs esters avec divers alcools.

Le polyméthylméthacrylate (PMMA) a été parmi les premiers plastiques développés dans la deuxième et la troisième décennie du XXe envisagé dès le début des années 40 (réparation des perles de substance crânienne, notamment par Zender).

En chirurgie orthopédique, le PMMA a été utilisé à une large échelle lorsque R. et J. Judet introduisent leurs prothèses de tête fémorale en perspex ou Plexiglas en 1946. La polymérisation à froid développée suite à des brevets français et allemands (1940 - 1943) grâce à des amines tertiaires accueillant la polymérisation initiée par des peroxydes augmente encore des possibilités d'application. Dès le début des années 50, un certain nombre de résines pour la restauration dentaire ont été mises sur le marché fournissant aux dentistes un matériau polymérisant ayant la couleur de la dent.

L'une des phases la plus importante pour le développement des résines acryliques biomédicales a été certainement l'introduction, au début des années 60, du PMMA polymérisant à froid comme ciment à os par Charnley, guidé dans ses choix par Smith, pour stabiliser les queues de prothèses fémorales ancrées dans le fémur.

Si de nombreuses autres applications ont été développées depuis, les principales demeurent cependant la fabrication des prothèses dentaires, les matériaux d'obturation, les lentilles intranucléaires, la fixation des endoprothèses articulaires et la cranioplastie.

Les réactions biologiques à la présence d'un implant acrylique (habituellement PMMA) provoquées par les constituants du polymère à bas poids moléculaire (monomères, initiateurs, accélérateurs et stabilisant) et par propriétés physiques du matériaux (taille des particules des débris d'usures, élévation de la température durant la polymérisation et rigidité du matériau). La plupart des réactions produites par les composés à bas poids moléculaire surviennent peu de temps après l'implantation, qu'il s'agisse de toxicité locale et générale ou d'hypersensibilité à long terme. Des réactions histologiques peuvent être produites par les composés à bas poids moléculaire surviennent peu de temps après l'implantation, qu'il s'agit de toxicité locale et générale ou d'hypersensibilité. A long terme, des réactions histologique peuvent être produites par ces composés ou par les caractéristiques physiques de l'implant. Le monomère est plutôt toxique, l'effet le plus habituel et le plus sévère étant une chute transitoire de la pression artérielle.

Des cas d'arrêt cardiaque ont aussi été rapportés.

La large utilisation du ciment acrylique, en dépit de ces problèmes riside dans sa manipulation rapide et aisée; beaucoup d'efforts de recherche, aucun ne s'est imposé. Certaine propriétés du PMMA sont indiqués dans le tableau IV.5.

	<b>Coulé</b>	<b>Moulé</b>
Densité (g/ml)	1,17 - 1,20	1,17 - 1,20
Résistance à la traction (Mpa)	1,48 - 1,50	1,99
Elongation (%)	55 - 80	48 - 70
Module de Young (Gpa)	3 - 7	3 - 20
Absorption d'eau (% , 2xh)	2,4 - 3,1	3,1

**Tableau IV.5.** Propriétés du PMMA.

### **IV.3. Les hydrogels :**

Les hydrogels constituent une forme particulière de polymères implantables. Leur nom vient de leur affinité pour l'eau et de l'incorporation d'eau dans leur structure. Cette eau peut exister sous au moins trois formes structurales différentes dépendant de la concentration d'eau dans l'hydrogel, selon la prédominance de telle ou telle forme, l'émergence libre interfaciale et la biocompatibilité peuvent être affectées de façon significative. Le polyhydroxyethyl méthacrylate (PHEMA) est surtout employé pour la fabrication des lentilles de contact souples et d'implant intraoculaire.

D'autres utilisations concernant la réalisation de ciment dentaire avec l'addition d'apatite synthétique, de produits de comblement endodontiques biodégradables ainsi que l'immobilisation de molécules enzymatiques, de cellules et de médicaments.

L'alcool polyvinylique (PVA) possède des propriétés hydrophiles, une résistance en traction, une résistance à l'usure et une perméabilité qui le rendent intéressant pour le cartilage artificiel en chirurgie articulaire. Réalisant une membrane semi-perméable, il n'est pas perméable à l'acide hyaluronique et concentre aussi le fluide synovial dans l'articulation.

Ces hydrogels de PVA peuvent être partiellement instabilisés par un processus de recuit avec déshydratation, qui augmente le module d'élasticité (en traction) lorsque le degré de cristallinité s'accroît.

### **IV.4. Polyesters et polyamide :**

Les polyesters biomédicaux les plus utilisés sont les polymères thermoplastiques linéaires aromatiques et aliphatiques comme le poly (éthylène téréphtalate) (PET ou Dacron) l'acide polyglycolique PGA, l'acide polylactique (PLA), la polydioxomone et les copolymères de PLA et PGA. La plupart des polyesters linéaires aliphatiques sont biodégradables dans l'environnement physiologique et sont utilisés comme matériaux de suture ou pour la libération contrôlée de médicaments.

Plusieurs nouveaux polyesters aliphatiques biodégradable sont disponible sur le marché pour les utilisation biomédicales.

Les polyamides sont également très employé comme matériaux biomédicaux, leurs propriétés sont résumés dans le tableau IV.6. les Nylon sont classés généralement en deux groupes : aliphatiques et aromatiques (ou aramides) les plus connus sont l'armid et le Kevlar.

Propriétés	Type				Armil	Kevlar
	66	610	6	11		
Densité (g/cm <sup>3</sup> )	1,14	1,09	1,13	1,05	1,30	1,45
Résistance en traction (MPa)	76	55	83	59	120	2700
Elongation (%)	90	100	300	120	280	208
Module d'élasticité (GPa)	2,8	1,8	2,1	1,2	12,8	130

**Tableau IV.6.** Propriétés des polyamides.

D'autre utilisation orthopédique du DACRON seul ou en combinaison avec d'autre avec d'autres matériaux pour la reconstruction tendineuse.

#### IV.. Polymère bioresorbables .

Les structures en polydioxonone ont une tenue plus longue que celle en PGA ou en PLA, elles conservent plus de la moitié de leur résistance originelle en traction après 4 semaines d'implantation, alors que pour le PGA et le vicryl celle-ci disparaît totalement.

Des structures avec un revêtement en carbone ont été évalués mais leurs performances n'ont guère paru meilleures. Des structures de Nylon revêtues d'un composé contenant de l'argent ont été proposées pour leurs propriétés antibacteriennes.

Les polyesters biodégradables, comme le PGA, PLA et leurs copolymères prennent une importance croissante en chirurgie osseuse, que ce soit comme revêtement sur des matériaux non résorbables comme des fibres de carbone, pour améliorer leur manipulation, ou comme trame pour faciliter la régénération tissulaire. Des plaques et des vis résorbables ont aussi été développées, le principal obstacle demeure la réalisation d'une vitesse de dégradation adéquate, telle que le matériel puisse maintenir des propriétés mécaniques suffisantes pendant au moins 4 mois, permettant ainsi une bonne minéralisation du col.

#### **IV.6. Polyéthylènes :**

Les polyéthylènes (PE) sont produits sous différents types : Polyéthylène à basse densité (LDPE), à haute densité (HDPE) et à ultra-haute densité (UHMWPE) en fonction de leur cristallinité, le dernier matériau étant un HDPE avec un poids moléculaire de l'ordre de 2 à 10 millions. L'UHMWPE a les avantages suivants, très bonne résistance au glissement, exceptionnelle résistance à l'impact, même à basse température, bonne résistance à la fatigue cyclique et bonne biocompatibilité.

Ses inconvénients sont les suivants : Fluage important, basse rigidité, faible résistance à l'usure modeste bien que supérieure à celle de tous les autres polymères, faible stabilité à l'oxydation.

L'action combinée des contraintes chimiques et mécaniques dans l'organisme aboutit à des changements locaux de densité du UHMWPE pouvant entraîner une certaine fragilité et réduire la résistance à la fatigue et à l'humidité. Des variations dans les conditions de synthèse permettant d'accroître le poids moléculaire moyen.

L'optimisation des processus de fabrication sous haute pression permet d'accroître la résistance au tunage, la rigidité et les performances en glissement.

Le premier polyéthylène a été réalisé en 1939 en faisant réagir éthylène gazeux à haute pression en présence d'un catalyseur (peroxyde) destiné à imiter la polymérisation, ce procédé permet d'obtenir du polyéthylène à basse densité.

Quelques propriétés physiques et mécaniques sont indiquées dans le tableau IV.7

Propriétés	Basse densité	Haute densité	VHMWPE
Poids moléculaire (g/mole)	3 - $4 \times 10^3$	$5 \times 10^5$	$2 \times 10^6$
Densité ( $\text{g/m}^3$ )	0,90 - 0,91	0,92 - 0,96	0,96 - 0,99
Résistance en traction (Mpa)	7,6	23 - 40	27 - 50
Elongation (%)	150	400 - 500	200 - 250
Module de Young (Gpa)	96 - 260	140 - 1240	18000 - 2700

Tableau.IV.7 propriétés du polyéthylène.

Le polyéthylène à poids moléculaire ultravalant ( $> 2 \times 10^6$  g/mol) a été largement utilisé pour les implants orthopédiques, en particulier pour les surfaces portantes articulaires (prothèse de hanche ou de genou).

Ce matériau n'a pas de solvant connu à température ambiante et de ce fait, seul un frittage à haute température et à haute pression peut être utilisé pour obtenir les produits dérivés.

Les polyéthylènes à haut poids moléculaire ont de meilleures propriétés mécaniques (résistance à la traction), mais seuls les polymères haute densité et à poids moléculaire ultrahaut sont à la fois bien acceptés par les tissus et capables de performance mécaniques appropriées.

Le polyéthylène à poids moléculaire ultra haut et à haute densité est utilisé comme standard de comparaison dans les tests de toxicité des biomatériaux. Il est résistant à tous les acides, les bases, les substances chimiques inorganiques et insoluble à la température ambiante, Il a coefficient de friction très bas et une résistance à l'urine remarquable .

Le polyéthylène (PE), est cliniquement inerte, mais le plus souvent additionné d'autres oxydants. Sa biocompatibilité est bonne suivant s'il s'agit de polyéthylène haute densité de très haut poids moléculaires.

En implantation abdominale sous forme de feuille, le (PE) n'adhère pas ou très peu aux tissus adjacents et se recouvre de cellules normales de l'endoepilium péritonéal.

Par contre, sous forme de mousses, il induit une infiltration fibroblasque des (PE) à haute densité poreux favorisant la pénétration d'os et de tissu mou, ont aussi été testé comme revêtement d'implant dentaire à coeur métallique. Enfin des composites à base de PE à haute densité et d'hydrorypatite se sont avérés posséder des propriétés mécaniques voisines de celles de l'os cortical.

## **CHAPITRE V : Biomatériaux céramiques.**

### **V.1. Généralités sur les matériaux céramiques:**

Comme les alliages métalliques, les matériaux céramiques sont des solides polyphasés.

Les céramiques et les verres ont en commun d'être pour la plus part, constitués de matières premières minérales, telles qu'oxydes ou silicates, traitées à degrés divers à haute température. Ce sont à la fois des matériaux très anciens que l'on trouve dans toutes les civilisations et dans notre vie courante actuelle et des matériaux avancés, sans cesse plus performants, utilisés aussi bien dans les industries de pointe (électronique, aéronautique, biomédical...) que dans les secteurs de grande consommation (automobile, bâtiment...). La prise en compte des techniques de préparation conduit à réserver le terme de matériaux céramiques « aux fruits de la technologie humaine en excluant les roches qui sont un produit naturels.

Si l'on considère l'organisation du squelette atomique, on constate que les composés céramiques sont généralement cristallisés mais qu'ils peuvent être amorphes pour les cristaux (l'essentiel des céramiques non silicatés), les atomes constitutifs sont arrangés selon un ordre tridimensionnel rigoureux, même une maille répète un « motif » cristallin selon des règles de symétrie strictes.

Pour les verres (nombre de composés silicatés fondus et refroidis), il peut subsister dans l'empilement atomique un ordre à courte distance, mais l'ordre à grande distance de façon générale. Les propriétés importantes de ces matériaux céramique définis comme les solides inorganique et non métallique, associent liaisons covalences et liaison ionifères), essentiellement cristallisés dans le cas de céramiques amorphes pour les verres. Ce type de liaisons explique leurs caractéristiques principales et leurs applications.

- Leurs propriétés mécaniques de résistance et de dureté sont très élevées, entraînant une bonne résistance à l'usure et à l'abrasion.

- Leur température de fusion, souvent haute et leur stabilité clinique explique un bon comportement à chaud; on trouvera donc des applications de type réfraction.

- Dans la plus part des cas ils ont aussi une bonne résistance à la corrosion.

- Par contre, toujours en raison de leurs structure, ces matériaux souffrent d'une grande fragilité, ce dernier point est très étudié à l'heure actuelle et en mode des progrès sensible entre autre, aux conditions de fabrication mais on reste loin des caractéristique des matériaux ductiles comme les matériaux métalliques, ce dont il faut tenir compte dans les conditions d'utilisations.

Les composés céramiques sont des associations urétral-métalloïde, la nature du métalloïde permet ainsi de distinguer notamment les oxydes (oxyde d'aluminium ou alumine  $[Al_2O_3]$ , oxyde de Zirconium ou Zircone  $[ZrO_2]$ , Les carbures (carbone de silicium  $[SiC]$ , carbure de tungstène  $[WC]$ , les nitrures (nitrure de silicium  $[Si_3N_4]$  nitrure de titane (TIN)...).

La notion de céramique étant attachée à celle de composés uretal-métalloïdes aucun élément simple ne devrait être considéré comme de matière céramique.

Cependant, les matériaux à base de carbone (diamant, graphite, carbone amorphe...) présentent des caractéristiques d'élaboration et les propriétés d'emploi telles qu'ils sont souvent associé à des céramiques et le terme de « céramique noire » est employé par certains auteurs.

Il est d'usage de distinguer les céramiques traditionnelles résultant de très vieilles techniques et les céramiques nouvelles qui ont bénéficié des progrès technologiques permettant d'obtenir des matériaux aux propriétés remarquables utilisés dans les domaines.

les plus variés (aérospatiale, micro-électronique, moteur à turbine, valves cardiaques, prothèses articulaires.)

### **V.1.1. Céramique traditionnelles:**

**Nous rappellerons que parmi elles se trouvent :**

- Produits de terre cuite, obtenus à partir des produits naturels, dont l'argile, aux quels sont ajoutés des fondations pour permettre la cohésion.

- Porcelaines qui sont les produits vitrifiés étanche, présentant de bonne propriétés mécanique; elles sont constituées par une phase vitreuse enrobant des cristaux de nature différente et elles s'obtiennent à partir de 03 groupes de matière de base argiles et caorine (40 à 50 %), silicate d'aluminium et aluminosilicates; quartz (35 à 45 %) feldspaths (15 à 20 %).

- Faiences, réalisées à partir de différents types d'argile, leur structure poreuse rend nécessaire le dépôt d'une couche d'émail;

- Verres, obtenus à partir de la silice ( $\text{SiO}_2$ ) que l'on trouve sous forme de sable siliceux, on lui ajoute des carbonates de calcium, de sodium etc., de façon à obtenir après fusion du mélange, un verre amorphe et non un corps cristallisé.

V.1.2. Les céramiques nouvelles sont en général des produits frittés, oxylomères par chauffage) à partir de poudres, alors que les ceramifere traditionnelles silicates correspondent à un mélange d'oxydés en proportion variables.

Constitués d'oxydes de carbones, de nitrures de borrares ou de silures, elles ont de multiples emplois (dureté, faible réactivité).

Elles constituent une classe de matériaux aux propriétés remarquable:

Très haute résistance à toutes les formes de corrosion, haute résistance à l'usure et au traitement thermique, bonne résistance mécanique.

Toute fois, elles présentent comme principale inconvénient, l'absence de déformation plastique, la rupture se produise dans la zone de déformation élastique elle-même très réduite.

## **V.2. Céramiques utilisés comme biomatériaux :**

Deux grandes catégories de biomatériaux céramique peuvent être distingués :

Les céramiques dites bio-inertes et celles dites bioactives.

- Les céramiques dites bioinerte comprennent les céramiques à base d'oxydes, les céramiques à base de carbone ou de nitrate et les matériaux carbonés.

- Les céramiques dites bioactives regroupent, quant à elle, principalement les céramiques à base de phosphate de calcium ainsi que le verre et vitrocéramique.

Le consensus de Chester (1991) a préconisé l'abandon du terme bioceramique au profit de celui de biomatériaux céramique.

### **V.2.1. Céramiques dites bioinertes:**

Le concept de biomatériaux céramiques dites bioinerte se réfère au comportement du matériau dans le tissu hôte; la céramique est essentiellement stable et, si de petite quantités de produits de dégradation se forment, il ne produisent pas d'effets indésirable.

Ces céramiques se recouvrent d'une capsule fibreuse à la fois dans les tissus dures et dans les tissus mous, dont l'épaisseur varient avec le matériau et avec l'amplitude des micromouvements relatifs par définitions ou appelle céramique dense une céramique qui convient moins de 5 % en volume de pores.

Les céramiques bio-inertes les plus connues sont l'alumine, la Zirconie et certaine variété de carbone, le tableau V.1. résume certains de leur propriétés.

Matériau	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	C	C	C	ZnO <sub>3</sub>
condition de fabrication	HP	LTi	VT	ULTI	HP
Densité (g/cm <sup>3</sup> )	3,03	1,5 - 2,2	1,4 - 1,6	1,5 - 2,2	6,1
taille de grain (µm)	3 - 4	30 - 40	10 - 40	8 - 15	< 0,5
Module de Young (traction) (GPA)	380	18 - 20	24 - 31	14 - 21	200
Dureté (HV)	23000	150 - 250	150 - 200	150 - 250	1300
Contrainte de rupture en traction (Mpa)	50	280 - 560	70 - 210	350 - 700	1200
Contrainte de rupture en traction (Mpa)	4500	-	-	-	-

**Tableau V.1.** Quelques propriétés du matériaux céramiques.

### V.3. Céramiques à base d'oxyde :

#### V.3.1. alumine :

L'alumine nouvelle est connue sous le nom de corindon, oxyde d'aluminium cristallisant dans le système rhomboédrique dont certaines variétés recherchées sont le saphir ou le rebis des impuretés leur conférant la couleur caractéristiques rouge ou bleu d'azur. C'est la pierre la plus dure après le diamant.

On trouve dans la nature un mélange d'hydrate très impurs contenant 60° d'alumine environ les premiers exploitations ont eu lieu dans la région des beaux de province (France), d'où le nom de bauxite qui lui a été donné. De nombreux gisement existent de par le monde.

L'alumine à faible taux d'impureté est aujourd'hui une matière primaire industrielle, produite en fort tonnage, car elle est le point de départ de sa fabrication d'aluminium.

Par voie humide (traitement par la soude), on obtient un trihydrate d'aluminium ( $\text{Al}_2\text{O}_3, 3\text{H}_2\text{O}$ ) qui après calcination, donne des produits de différents types selon la température utilisée.

L'alumine, matière de base des pièces frittées est obtenue par calcination en trihydrate à des températures comprises entre 1200 et 1400°C. A partir de cette matière et par la technique du frittage, on est en mesure de réaliser des pièces d'une densité proche de la densité théorique du corindon.

La technique du frittage permet d'obtenir des pièces présentant une densité élevée et une structure cristalline fine, avec les caractéristiques mécaniques supérieures qui en découlent.

Le frittage peut se réaliser en deux étapes (compression de la poudre d'alumine, puis frittage à haute température des pièces comprimés dans des fours) ou une seule frittage sous charge ou « hot pressing » la poudre d'alumine est comprimée dans un moule lui-même placé dans un four)

### **V.3.2. La Zircone :**

La zircone, utilisée le plus souvent pour ces propriétés réfractaire possède également d'intéressantes caractéristiques : bonne résistance à toutes les formes de corrosion bonne biocompatibilité, bonne caractéristiques mécaniques, en particulier en flexion 1000 à 1200 Mpa et enfin bonne résistance à l'usure et au frottement.

S'il existe une grande différence de module d'élasticité entre les céramiques d'alumine et les métaux (environ le double). Ce n'est pas le cas des céramiques de zircone qui présente une élasticité similaire à celles des métaux et une ductibilité élevée, leur résistance à la fatigue atteint  $10^7$  cycle sur les bancs d'essai . .

Le zircone existe sous trois formes cristallines stables selon la gamme des températures du frittage, elle est en générale stabilisée à l'aide d'additifs qui fait également des oxydes : MgO, CaO,  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_5$ . Le taux d'additifs est de l'ordre de 5 % à 10 %.

La zircone ( $\text{ZrO}_2$ ) apparaît comme une bioceramique d'avenir bien plus dense que l'alumine (5,6-5,9 contre 4,0), elle présente de meilleures propriétés mécaniques.

La zircone présente plusieurs variétés polymorphiques dont les températures de transition sont 1100 - 2000°.

Les zircons partiellement stabilisés (PSZ) sont formés par addition d'oxyde en quantité insuffisante pour stabiliser la zircone cubique, chauffage du mélange à haute température, refroidissement lent de façon à précipiter la zircone quadratique dans les grains du zircone cubique stabilisé. L'amélioration de la résistance des céramiques VSZ provient de la transition mortencitrique par les contraintes dans le champ, les contraintes d'une fissure en propagation.

Il en résulte que les céramiques (PSZ) présentent une force résistance à la compression et aux chocs thermiques.

#### **V.4 Céramique à base de carbone et de nitrure:**

Ces matériaux avancés possèdent souvent des propriétés mécaniques intéressantes (dureté élevée et bonne propriété à l'usure et au frottement), mais leur biocompatibilité demande à être approfondie leur utilisation sous forme de revêtement pouvait s'avérer prometteuse.

##### **V.4.1. Carbure de Silicium (HPSil = Hot pressed silicom corbide):**

Ce matériau montre une résistance en flexion (450-700 Mpa) supérieur à l' $Al_2O_3$  avec un module élasticité plus élevé (500 - 430 Mpa) mais un  $K_{Ic}$  (facteur d'intensité critique la contrainte) non amélioré sinon inférieure à celui d'alumine.

##### **V.4.2. Nitrure de silicium:**

Ce matériau pressé à chaud (HPSi<sub>3</sub>N<sub>4</sub> : hot pressed silicone nitride) présente également une résistance en flexion (650 - 900 Mpa/très supérieure à l' $Al_2O_3$ , le module élasticité et le  $K_{Ic}$  sont identique à ceux de l'alumine).

##### **V.4.3. Carbure de nitrure de titane (Tic, Tin) :**

Ces matériaux peuvent être utilisées sous forme massive (ils sont dans ce cas élaborés par frittage), soit sous forme de revêtement (dépôt en phase gazeuse, carburation ou insuration de titane) dans ce dernier cas la couche du Tin ou Tic

présente une épaisseur toujours faible qui sont entraînés des difficultés pour le palissage des surfaces de frottement et l'obtention d'un indice de rugosité faible.

Rappelons cependant que des essais de biotolérance sont aujourd'hui insuffisants, en particulier sous forme de fines particules.

#### **V.5. Les carbones :**

Les carbones sont un exemple important de matériaux céramique destinés à l'implantation. le carbone pyrrolique isomorphisme a été introduit en clinique en 1969 et il a depuis trouvé une large utilisation en chirurgie vasculaire, il possède aussi une résistance élevée et un module d'élasticité proche à celui de l'os.

Les carbones ombrostatique ont également un excellent comportement sous mise en charge cyclique. A la différence des métaux, des polyenes et autres cramiques, ces matériaux carbonés ne souffrent guère de la fatigue. Ceci a été confirmé aussi bien pour les carbones pyrrolique LYI (how température isotropic) que pour les carbone vitreux. Le carbone se présente en fait sous de nombreuses formes allant de état amorphe à état polycristallin en possédant des propriétés extraordinairement variées, sous étroite dépendance structurelle jusqu'à la diamètre récente des fullerenes (1990) on ne connaissait que deux variétés allotropiques de carbone pur, le diamant et le graphite (forme physique différentes).

Dans le diamant, les atomes de carbone sont disposés tetraedriquement et sont equidistants les uns les autres ce qui confère une grande dureté au cristal.

Dans le graphite, les atomes sont disposés en couche où ils forment un réseau hexagonal régulier. Le graphite présente une structure en rangée hexagonales planes avec un sequançage régulier ABAB des plans retculaire l'énergie de liaison carbone-carbone (C-C) à l'intérieur du plan est très importante (114 Kcal/mol). Dans les graphites la taille des cristaux est de l'ordre de 100 Å°.

A la différence du graphite, les carbones turbostatiques réalisent un empilement peu désordonné, avec des déplacements et des rotations des couches de cristallites ressemblant au graphite et ayant des dimensions supérieurs à 100 Å°. Comme ou y a pas d'orientation préférentielle des cristallites , les propriétés sont les mêmes dans

toutes les directions (isotropique). Les liaisons fortes C-C avec les plans des cristallites orientés de façon désordonnée donne au carbone isotropique une très haute résistance.

La liaison faible entre les couches permet d'importante contrainte de cisaillement à faible contraintes, il en résulte un module élasticité d'environ 21 Gpa, de l'ordre donc de celui de l'os, ces dérivés vont de  $1,5 \text{ g/cm}^3$  à la limite numérique de  $2,2 \text{ g/cm}^3$ .

Trois types de carbones pyrolytiques sont formé par dépôt de la structure isotropique sur substrat (en graphite polycristallin).

Dans un lit fluide la pyrolyse d'un hydrocarbure gazeuse (par exemple, le méthane) de 1000 à 2500°C réalise le lit fluidisé qui produit des dépôts de carbone isotropique d'environ 1 mm épaisseur. Ces structures formées à des températures inférieur à 1510°C, se sont avérés très utiles dans le génie biomédical, elles sont appelées carbonesLT1, les propriétés physiques et mécaniques des carbones biomédicaux sont résumées dans le tableau V.2.

Propriétés	Carbone vitreux	Carbone Lti densité faible à élevée	Carbone Lti allié au silicium	Carbone ULT1
Densité (Kg/m <sup>3</sup> )	1400-1200	1500-1200	2000-2200	1500-2200
Taille des cristalites Lc (µm)	1-4	3-4	3-4	0,8-1,5
résistance en fusion (µPa)	70-207	275-550	550-620	345-690
Module de Young (Gpa)	24-31	17-28	28-41	14-21
Limite de fatigue / résistance en flexion	1	1	1	1
Dureté (DPH)	150-200	150-250	230-370	150-250
Contenu en Silice (%)	0	0	5-12	0
Contrainte de fracture	0,8-1,3	1,6-2,1	2,0	25,0

**Tableau V.2** propriété des carbones biomédicaux.

### V.6. Céramique d'hydroxyapatite:

L'hydroxyapatite est le composant minérale principale de l'os la composition élémentaire de ce matériaux est indiquée dans la formule :  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ .

D'un point de vue pratique, l'hydroxyapatite synthétique est chimiquement et cristallographiquement similaire à celle qui constitue naturellement l'os et comme on s'y attend. C'est un matériau parfaitement biocompatible. La plus part des études histologiques rapportées dans la littérature font état d'un contact osseux direct entre l'hydroxyapatite et l'os hôte, il parait n'y avoir aucune tendance à l'encapsulation par les tissus mous de ce matériaux.

D'autres travaux suggèrent qu'il peut y avoir une liaison directe de l'hydroxyapatite avec l'os hôte et certains peuvent qu'il pourrait y avoir une liaison chimique avec interaction entre les composants organiques et minéraux de l'os et l'hydroxyapatite synthétique, le travail de Hench utilisant des verres libérant des ions phosphate de calcium conforte ce concept de liaison directe.

L'utilisation d'hydroxyapatite sous forme de particules à fait l'objet de nombreuses publications. Ces matériaux consistent en particules irrégulières ignoreuseou les deux à la fois, elles possèdent des propriétés variables de comblement et présente souvent des faibles propriétés l'hydroxyapatite sous forme de particules utilisées essentiellement en chirurgie orale pour la réhabilitation alvéolaire et paradoutale. Ces matériaux sont nettement ascéoconducteurs et favorisant la pénétration et l'attachement osseux.

#### **V.7. Fluoroapatite de calcium :**

Durant les premiers jours qui suivent leur implantation endosseuse avec enfouissement, les céramiques de fluorapatite de calcium sont encore partiellement entourées de fibrine, de cellules conjonctives et de cellules à corps étranger après un mois, un contact osseux direct se réalise, sous couche adjonctives intermédiaire.

#### **V.8. Céramiques à base de carbonate de calcium :**

Le carbonate de calcium (aragonite) ne semble pas indiqué comme substitut osseux car il est rapidement résorbé et remplacé, non pas seulement par le l'os néoformé, mais surtout par du tissu ressemblant au collagène non minéralisé et pauvre en cellules.

D'autre auteurs ont trouvé que diverses formes allotropiques de carbonate de calcium (calcite, aragonite) sont resté plus solubles que les phosphates de calcium, mais qu'elles silicate à l'os lorsqu'on les y implante et e résorbe lentement leur résistance paraît suffisante pour envisager leur implantation en sites non soumis à contraintes.

### **V.9. Céramique à base de sulfate de calcium:**

Le plâtre de pains, sulfate de calcium hémihydraté (cas app  $\frac{1}{2}$  H<sub>2</sub>O) se réhydrate facilement, en suspension aqueuse en dihydrate CaSO<sub>4</sub>, H<sub>2</sub>O (gypse) au cours du phénomène de la prise, correspondant à la croissance anarchique des cristallites de ce dernier. Il est parfaitement biocompatible et sa bioresorption, bien très rapide, est assez variable, cette variabilité est probablement due à différents états d'hydratations du solide et de sa microstructure, il présente de très médiocres qualités mécaniques, mais il est facile de l'utiliser comme matériau de comblement.

L'ion sulfate est aussi associé à des céramiques à base de phosphate de calcium et le gypse à des prothèses récentes unies sur le marché.

### **V.10. Céramiques à base d'aluminate de calcium :**

De nombreuses céramiques d'aluminate de calcium ont été testées pour des applications en chirurgie orthopédique ou maxillo-faciale.

Elles sont dirigées par l'acronyme Alcap : calcium peutoxyde de phosphate.

En changeant la proportion d'oxydes d'aluminium de calcium et de phosphate parallèlement aux variations dans la taille des particules initiales et dans le temps de frittage ainsi que la température des céramiques on peut préparer des implants de céramiques à dégradation variable.

## Conclusion Générale

Les biomatériaux devront d'une part satisfaire des caractéristiques physico-chimiques et mécaniques appropriées au site d'implantation et à la fonction à remplir, d'autre part être biocompatibles.

La biocompatibilité se définit aujourd'hui, non plus seulement comme l'absence de réactions toxiques, mais aussi plutôt comme le contrôle permettant des influences réciproques entre l'organique et l'implant, de façon que l'un n'ait pas d'effets défavorables sur l'autre propriété physico-chimique, biocompatibilité et biofonctionnalité vont donc permettre d'apprécier la potentialité de coopération finalisée hôte-implant.

Le succès d'un biomatériau dépend donc essentiellement des facteurs suivants: L'ensemble des propriétés physiques, chimiques et mécaniques de l'implants, l'adéquation biomécanique de sa conception, la qualité technique de sa mise en place chirurgicale, l'état du receveur avant l'intervention, son comportement après celle-ci et, enfin, le suivi postopératoire à court et à long terme.

Notre étude a été basée sur le comportement mécanique des différents biomatériaux, et on a constaté que parmi tous matériaux utilisés comme biomatériaux, le titane et ses alliages (biomatériaux métalliques) possèdent des propriétés de biofonctionnalité très intéressantes, ce qui fait de ces matériaux des biomatériaux capables d'offrir un grand choix à la réalisation d'implant chirurgicaux.

## *Annexe*

### **Classification d'origine non vivante:**

#### **Matériaux métalliques:**

- Métaux purs: précieux (AU, Ar, Pt)
  - Non précieux (Ti, Ta, W, Nb)
- alliages métalliques:- de titane (Ti-Al-6VU; Ti-5AL-2.5Fr)
  - Chrome- cobalt (avec ou sans W, Mo, Ni)
  - Aciers inoxydables (316L,.....)
  - à mémoire de forme (Nitinol,....)

#### **Matériaux céramiques:**

- Céramiques à base d'oxyde  $Al_2O_3$ ,  $ZrO_3$ , .....
- Céramiques à base de phosphate de calcium : HA, TCP, .....
- Céramiques à base de carbonate de calcium.
- Bioverres et vitrocéramiques.
- Carbone (vitreux, pyrolytique).

#### **Polymères de synthèse:**

- élastomères: silicones, polyuréthanes,.....
- Plastiques: thermoplastiques (polyéthylène, PTFE, PMMA, polysulfone,.....)
  - Thermodurcissables (résines époxy)
- biorésorbables: PLA, PGA, polydioxanone,...

#### **Matériaux composites de synthèse:**

- Organo- organiques.
- Minéralo-minéraux.
- Organo- minéraux.

### **Classification des biomatériaux:**

#### **Matériaux d'origine vivante**

##### **Origine animale:**

Dérivés tissulaires allogéniques ou xénogéniques (os, cartilage, dent, chitine, nacre, corail, collagène, fibrine ...)

**Origine végétale:** bois et dérivés (cellulose,...)

##### **Matériaux composites Mixtes:**

Matériaux d'origine vivante associés à des matériaux d'origine non vivant.

## ***BIBLIOGRAPHIE***

1- M.GREEN and L.D.M NOKES

Engineering theories in orthopedics an introduction.

2- A. BRAND:

Calcul des pièces à la fatigue, méthode du gradient.

3- BERNARD HALPLAN et JEAN SALEN:

Élastoplasticité.

4- G. PLU VINAGE:

Mécanique élastoplastique de la rupture (critère d'amorçage).

5- AIME RICHARDT and ANNE-MARIE DURAND:

Le vide- les couches minces.

6- MUSTERD:

Biomatériaux et biomatériels en chirurgie osseuse et dentaire (1<sup>ere</sup> partie- Éditions techniques-  
ENCYCL.)