

N° d'ordre : /2011/DM

RÉPUBLIQUE ALGÉRIENNE DÉMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTÈRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPÉRIEUR ET DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE

UNIVERSITÉ DE BATNA
FACULTÉ DES SCIENCES DE L'INGÉNIEUR
DÉPARTEMENT DE MÉCANIQUE

Mémoire présenté pour l'obtention du diplôme de

MAGISTÈRE

En

Mécanique

Option : **CONSTRUCTION MECANIQUE**

Par

BENDIFALLAH Mourad

**Travail de recherche sur les matériaux à mémoire
viscoélastiques parfaitement élastiques pour une nouvelle
Prothèse Totale de Hanche.**

Soutenu le : / / Devant le jury composé de

Dr MADANI SALAH	M. Conférences A, Université de Batna	Président
Dr BRIOUA MOURAD	M. Conférences A, Université de Batna	Rapporteur
Dr MANAA RABAH	M. Conférences B, Université de Batna	Co-Rapporteur
Pr DJBAILI HAMID	Professeur, C.Univ. de Khenchela	Examineur
Pr ZIDANI KAMEL	Professeur, Université de Batna	Examineur

Année Universitaire 2011 / 2012

Remerciements

Le remerciement infini avant tous est à dieu le plus puissant qui m'a comblé des bienfaits de l'Islam et de la Science.

J'exprime mes profonds remerciements à Monsieur Dr **M. BRIOUA**, encadreurs de ce mémoire, pour son aide précieuse, sa confiance, sa patience et son soutien favorable pour l'aboutissement de ce travail. Et je remercie chaleureusement mon co-encadreur. Dr **.R. MANAA** pour sa disponibilité, sa patience et ses encouragements ses conseils fructueux qu'il n'a cessé de me prodiguer.

Je remercie également monsieur K. FEDAOUI et M. MAZOUJDI pour tous les conseils qu'ils ma donné.

Je remercie par la même occasion les membres du Jury, pour l'intérêt qu'ils ont montré en acceptant de rapporter ma thèse.

Sans oublier de remercier vivement tous les enseignants de l'EDNMC qui ont contribué à la formation, et spécialement le Directeur de l'école Monsieur T. BOUKHAROUBA professeur à l'université des Sciences et de la Technologie « USTHB » de Bab EZZOUAR / Alger.

Je remercie également tous les étudiants de Batna, Annaba, Alger, Guelma, Constantine et Skikda de ma promotion.

Ma reconnaissance va à tous ceux qui m'ont aidé de près ou de loin.

Bendifallah.Mourad

DEDICACES

A tous ceux qui ont été mes cotés dans les moments difficiles.

A la mémoire de mes parents.

A mes frères et mes chères sœurs pour leurs soutiens.

A Toute ma famille sans exception.

A tous mes amis.

A tous ceux que j'aime.

Je dédie ce mémoire

Bendifallah.Mourad

Remerciement**Tables des matières****Introduction générale****Chapitre1 : Introduction Aux Matériaux Composites**

1.1. Introduction	8
1.2. Définitions Des Composites	8
1.3. Constituants des matériaux composites	9
1.3.1 Renforts	9
1.3.2 Les matrice	14
1.3.2.1. Les résines thermodurcissables.....	15
1.3.2.2. Les matrices thermoplastiques	18
1.3.3. Les charges organiques	19
1.3.3.1. Les charges minérales.....	19
1.3.3.2.. Oxydes et hydrates métalliques	21
1.3.3.3. Le verre.....	22
1.3.3.4. Le carbone	22
1.4. Classification des matériaux composites.....	23
1.4.1 Classification suivant la forme des constituants	23
1.4.2 Classification suivant la nature de la matrice	23
1.5 But d'utilisation des matériaux composite	23
1.5.1 Des avantages.....	24
1.5.2. Les inconvénients.....	25
1.6. Conclusion	27

Chapitre 2 : Les Polymères

2.1 Introduction	28
2.2 Les Matériaux Polymères Biodégradables	28
2.2.1 Matériaux Biodégradables Issus Des Ressources Renouvelable	29
2.3 Avantages Des Polymères	30
2.4 Inconvénients Des Polymères	30
2.5 Propriétés Biologiques Des Polymères	31
2.5.1 Biodégradation Des Polymères De Synthèse	31
2.5.1.1 Biodégradation, Biorésorption, Biodétérioration	31

2.5.1.2 Biocompatibilité Des Matières Plastiques	32
2.6 Adaptation Des Dispositifs Thérapeutiques Polymère à L'organisme Humain.....	33
2.7 L'utilisation Des Polymères Dans Le Domaine Des Implants	36
2.7.1 Matières Polymères Synthétiques	36
2.7.2 Bio-Et Héocompatibilité	37
2.7.3 Exemples D'utilisation	38
2.7.3.1 Polypropène (Pp)	38
2.7.3.2 Polytétrafluoréthylène (Ptfe)	38
2.7.3.3 Polymétacrylate De Méthyle (Pmma)	39
2.7.3.4 Polyamides (Pa)	40
2.7.3.5 Polyéthylène (Pe)	41
2.8 Conclusion	41

Chapitre 3:Les Matériaux Utilisés Dans Les PTH

3.1 Introduction	42
3.2 Biocompatibilité et biocompétence	43
3.3. Matériaux constitutifs des implants prothétiques	44
3.3.1 Les alliages métalliques	44
3.3.1.1 Aciers inoxydables	44
3.3.1.2 alliages à base de cobalt.....	44
3.3.1.3 alliages à base de titane	45
3.3.2 Les céramiques	45
3.3.2.1 l'alumine	45
3.3.2.2 la zircone.....	46
3.3.2.3. Le polyéthylène	46
3.4. Conclusions	47

Chapitre 4 : Techniques D'homogénéisation Des Matériaux Composites

4.1 Introduction	48
4.2 La théorie micromécanique	49
4.3 Homogénéisation	51
4.3.1 Notion d'homogénéisation d'un composite quelconque	51
4.3.2 Volume élémentaire représentatif	52
4.3.3 Conditions aux limites sur le V.E.R	56

4.4. Caractérisation micromécanique par différent Modèle mathématique	59
4.4.1. Les modèles théoriques de renforcement pour un composite.....	61
4.4.1.1. Modèles série et parallèle	61
4.4.1.2. Modèle de Hirsch	62
4.4.1.3 Modèle Halpin-Tsai	62
4.4.1.4 Modèle de Cox	64
4.4.1.5. La loi des Mélanges selon Cox, Kelly et Bigg	64
4.4. Conclusion	65

Chapitre 5 : Calculs Numériques

5.1 Conditions aux limites	66
5.1 .1.Déformations uniformes aux frontières (KUBC).....	66
5.1 .2.Contraintes uniformes aux frontières (SUBC).....	66
5.1 .3.Conditions périodiques (PERIODIC).....	67
5.2. Propriétés macroscopiques.....	67
5.2.1. En théorie.....	67
5.2.2. En pratique.....	69
5.3. Définition d'un volume élémentaire représentatif (V.E.R).....	69
5.4. La Simulation	71
5.4.1. Description de programme informatique utilisé.....	71
5.4.2. Organigramme de la méthode proposée.....	72
5.4.3. Exploitation des résultats.....	73
5.5. Conclusion	85

Conclusion et perspectives

Annexe

Références bibliographies

Introduction générale

Introduction Générale

Le marché mondial actuel des prothèses totales de hanche compte probablement plus de 500 modèles différents dont au moins 200 rien que sur le marché français et dont nous dépendons inexorablement. Tous ces modèles, bien que différents, sont très semblables tant au niveau de leurs formes, des matériaux utilisés ou de leur revêtement de surface. Durant cette dernière décennie, pratiquement aucune innovation décisive dans le domaine de l'arthroplastie totale de la hanche n'a été réalisée de telle sorte que les nombreuses « nouvelles » prothèses lancées sur le marché ont rarement fait l'objet d'investigations cliniques complètes et rigoureuses.

Quand l'implant présent des pièces en plastique, il s'agit de **polyéthylène à haute densité (PEHD)** ou bien Le "ciment à os" qui connu sous le nom de **méthacrylate de méthyle** ou "plexiglass". Ces matériaux ont une résistance remarquable à l'usure. Couplé au métal, l'usure serait inférieure à un tiers de millimètre par an. La recherche s'efforce en permanence de mettre au point des composites dont le taux d'usure serait encore abaissé.

Dans le cadre du développement d'un nouvel implant et notamment lors de la conception d'une nouvelle géométrie, il pourrait être intéressant de posséder un outil de test pré-clinique permettant de prévoir le comportement et les performances de cette prothèse avant d'investir des moyens lourds d'une étude clinique qui reste cependant à terme, indispensable. La modélisation numérique a pour but de présenter un modèle numérique tridimensionnel de prothèse totale de hanche suffisamment élaboré pour permettre son utilisation comme « banc d'essai » pré-clinique apte à prédire le comportement biomécanique à court et long terme d'un implant avant qu'il ne soit introduit sur le marché.

Cette nouvelle méthodologie pourrait faire partie des exigences requises pour l'homologation d'une nouvelle prothèse aux mêmes titres que le sont les tests expérimentaux pour les matériaux prothétiques.

La recherche de performances techniques alliées au besoin d'optimisation et d'allègement a également motivé la conception et l'utilisation de matériaux spécifiques adaptés à la solution technologie des problèmes à résoudre.

Ainsi des matériaux renforcés à hétérogénéité de structure maîtrisée appelés matériaux composites se sont développés. Le comportement mécanique est un paramètre important dont il faut tenir compte lors de la conception des structures.

Le travail réalisé est la proposition de la nouvelle PTH en matériaux composites, plus légère, plus souple en guise d'amortissement des charges, très élastique et surtout permettant des mouvements naturels et sans contraintes.

- **Le première chapitre** est une présentation générale des composites du point de vue définition, classification, principaux constituants, modes d'obtentions et désignation.

- **Le deuxième chapitre** représente la description des avantages et des inconvénients des polymères ainsi que leur adaptation à l'organisme humain et leur utilisation dans le domaine des biomatériaux.

- **Le troisième chapitre** représente les différents matériaux utilisés dans fabrication des prothèses totale de hanche.

- **Le quatrième chapitre** est consacré à la formulation théorique du comportement mécanique Il expose dans un premier temps les étapes et les technique d'homogénéisations des matériaux composites permettant de déterminer les propriétés élastiques, Ensuite, fournir des résultats sur le composite homogène à partir de la connaissance des caractéristiques mécaniques des constituants et de la disposition des renforts. Les calculs seront développés dans les domaines de comportement élastique linéaires.

- **Enfin dans le cinquième chapitre** nous avons présenté les combinaisons des matériaux étudié soumis au calcul des structures pour la détermination des différentes contraintes, déformations et les valeurs des propriétés effectives K^{eff} et μ^{eff} . Tous ces résultats ont été comparés au modèle analytique Voigt et Reuss donnant les bornes des propriétés élastiques de 1^{er} ordre.

Chapitre 01

Introduction aux matériaux composites

1.1. Introduction

Les origines des matériaux composites sont inconnues mais tous les écrits historiques contiennent des références à certaines formes des matériaux [1]. Par exemple, la paille a été utilisée par les arabes pour renforcer les briques ; le contreplaqué a été utilisé par les anciens Egyptiens afin d'obtenir une meilleure résistance tant aux chargements mécaniques qu'à l'environnement, les épées et les armures médiévales ont été fabriquées par des couches des différents matériaux. Aujourd'hui, les matériaux composites font partie courante de notre vie que cela soit des objets très excitants et à la mode comme la canne de golf et le kayak, ou beaucoup plus usuels tels que le contreplaqué et le béton.

1.2. Définitions des composites

Un matériau composite peut être défini comme une combinaison d'au moins deux matériaux différents à l'échelle macroscopique ou plusieurs matériaux non miscibles (mais ayant une forte capacité d'adhésion), l'assemblage final ayant des propriétés supérieures aux propriétés de chacun des matériaux constitutifs. On appelle maintenant de façon courante "matériaux composites" des arrangements de fibres, les *renforts* qui sont noyés dans une *matrice* dont la résistance mécanique est beaucoup plus faible (figure 1-1). La matrice assure la cohésion et l'orientation des fibres, elle permet également de transmettre les sollicitations auxquelles sont soumises les pièces. Les matériaux ainsi obtenus sont très *hétérogènes* et *anisotropes*.

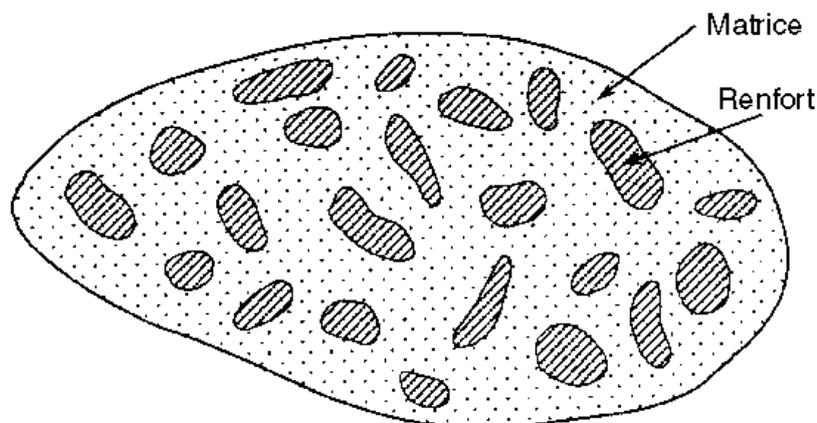


Figure 1-1 Schématisation des renforts noyés dans une matrice

Il faut différencier *charges* et *renforts*. Les charges, sous forme d'éléments fragmentaires, de poudres ou liquide, modifient une propriété de la matière à laquelle on l'ajoute (par exemple la tenue aux chocs, la résistance aux UV, le comportement au feu...). Les renforts, sous forme de fibres, contribuent uniquement à améliorer la résistance mécanique et la rigidité de la pièce dans laquelle ils sont incorporés.

1.3. Constituants des matériaux composites

- **Le renfort** : est une armature, ou squelette de la structure qui il assure la tenue mécanique (résistance à la traction et rigidité). Souvent de nature filamenteuse (des fibres organiques ou non organiques).

- **La matrice** : elle lie les fibres renforts, elle répartie les efforts (résistance à la compression ou à la flexion), et elle assure la protection chimique. Par définition, c'est un polymère ou une résine organique.

En plus de ces deux constituants de base, il existe : une interface qui assure la compatibilité renfort-matrice, qui transmettant les contraintes de l'un à l'autre sans déplacement relatif. Des produits chimiques entrent aussi dans la composition du composite, l'interphase etc. ... qui peuvent jouer sur le comportement mécanique, mais n'interviennent pratiquement jamais dans le calcul de structure composite.

1.3.1 Renforts :

Ils peuvent se présenter sous de nombreuses formes : fibres courtes ou fibres continues (tissus ou textures multidirectionnelles) en fonction de l'application envisagée. Les fibres possèdent généralement une bonne résistance à la traction mais une résistance à la compression faible. Les composites artificiels sont souvent renforcés soit par des fibres, soit par des composants fabriqués à base de fibres (torons, assemblage de fibres tordues ensemble ; tissus ; mats, ou nappes). Chacune d'entre elles s'impose dans une application particulière en raison de ses propriétés spécifiques et de son prix

Les principaux matériaux de renforts, sont résumés dans l'organigramme suivant :

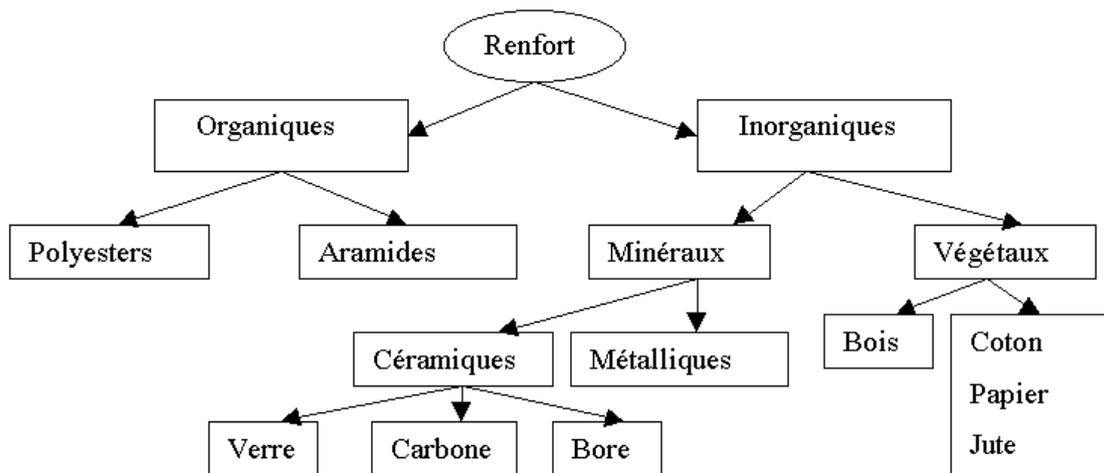


Figure 1-2 principaux matériaux de renforts

Parmi le différent type de renforts, on peut citer [2] :

Les fibres de verre : sont les plus anciennes (1940) et les moins chères (environ 1 euro/kg) des fibres du marché, et celles dont on réalise le plus fort tonnage. Elles sont fabriquées par extrusion du verre au travers d'une filière percée de trous de 1 à 2mm de diamètre, puis étirées jusqu'à obtenir des diamètres de 5 à 15mm, enduites et bobinées. Il existe différentes variétés (E,R,S) selon la proportion de chaque composant (SiO_2 , Al_2O_3 , B_2O_3 , CaO , MgO) (figure 1-3) :

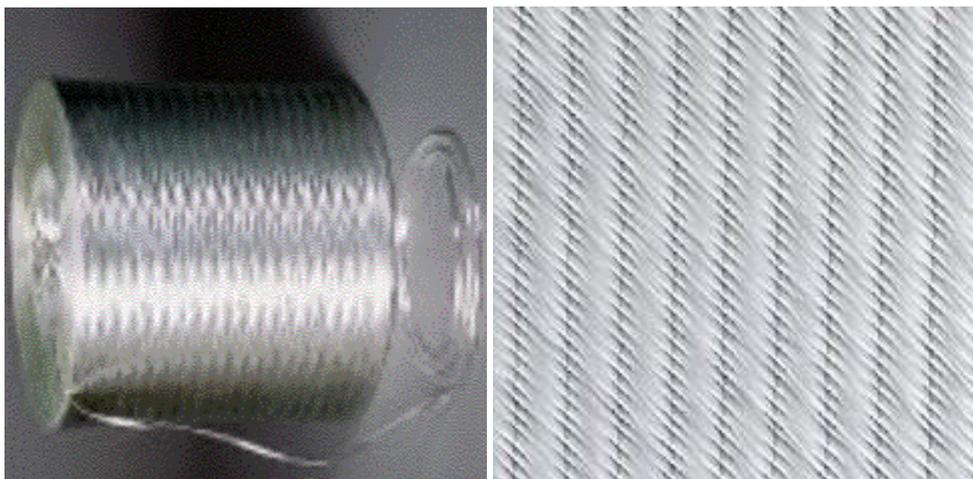


Figure 1-2 différent type de vibre de verre

E : pour les composites de grande diffusion et les applications courantes ;

R : pour les composites hautes performances ;

D : pour la fabrication de circuits imprimés (propriétés diélectriques). les meilleures propriétés étant obtenues pour les plus fortes proportions de silice (verre S, 65%).

Les fibres de carbone doivent leurs propriétés à la très forte anisotropie des cristallites de graphite qui les composent. Elles sont fabriquées à partir de fibres de polymère (par exemple polyacrylonitrile) préalablement tissées, et carbonisées sous tension en plusieurs étapes, oxydation (100 à 200 C°), puis pyrolyse (1500-2500 C°). On distingue deux types de fibres (figure 1-3) :

-fibres haute résistance (HR) : pour une combustion de 1000 à 1500 °C ;

-fibres haut module (HM) : pour une température de combustion de 1800 à 2000 °C.

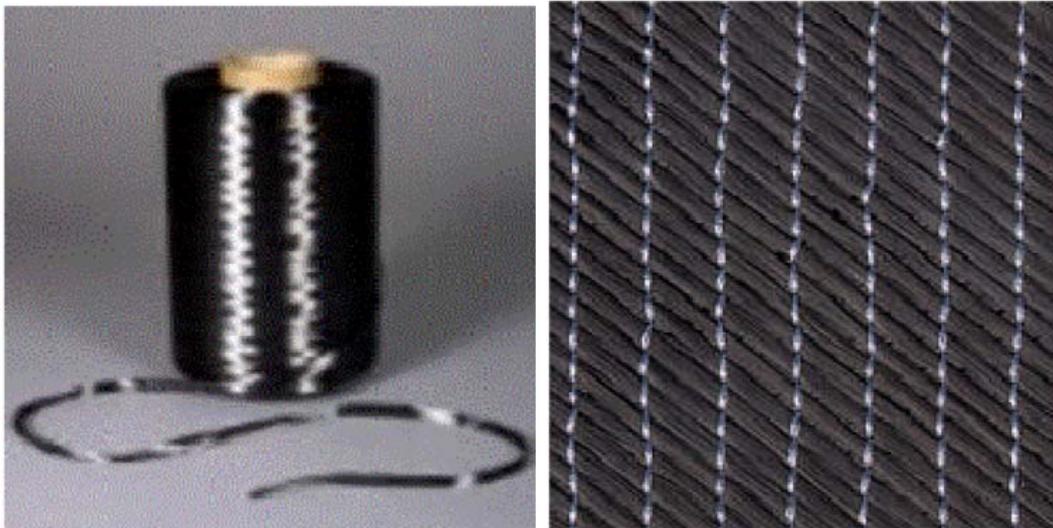


Figure1-3 différents types des fibres de carbone

Fibre d'aramide Souvent appelée KEVLAR® de prix élevé (20 euros/kg), la fibre d'aramide est issue de la chimie des polyamides aromatiques. Il est possible de trouver deux types de fibres d'aramide de rigidités différentes (figure 1-5):

-les fibres bas module : utilisées pour les câbles et les gilets pare-balles ;

- les fibre haut module : employées dans le renforcement pour les composites hautes performances

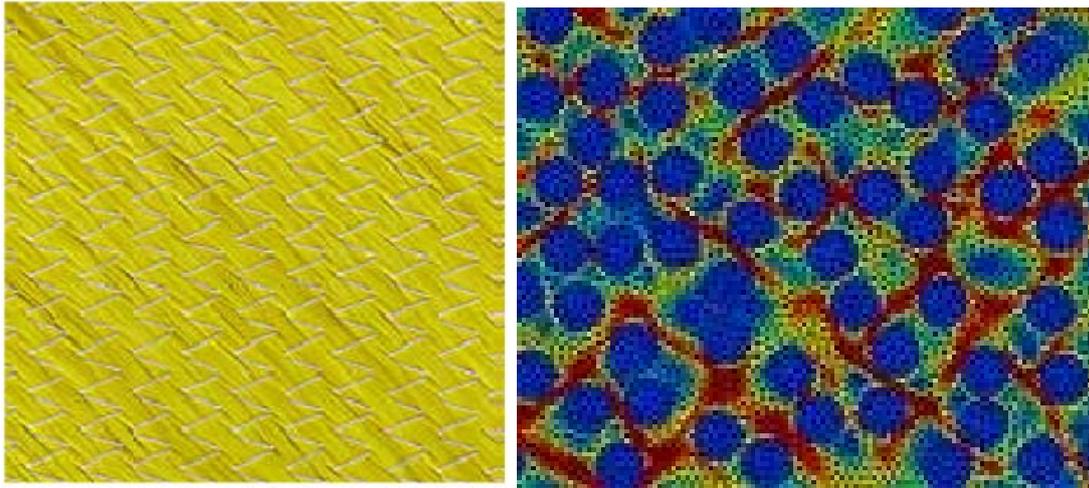


Figure1-4 différents types des fibres d'aramide

Les fibres métalliques ou céramiques sont les plus chères de toutes, en raison de leur difficulté de fabrication (de l'ordre de 1000 euros/kg). Les fibres de bore sont obtenues par réduction à 1100_C de chlorure de bore, qui se dépose sur un fil de tungstène de 10 à 15mm de diamètre.

Le diamètre résultant est de 100 à 200µm pour la fibre. La même procédure expérimentale est utilisée pour produire des fibres de carbure de silicium (SiC). Les derniers développements concernent la production de trichites, ("whiskers") qui sont des monocristaux filamenteux obtenus par décomposition d'un sel métallique en ambiance réductrice. Leur longueur est de quelques millimètres, pour un diamètre d'environ 1µm. Elles approchent les propriétés d'un cristal parfait.

Les microbilles pleines ou creuses peuvent être produites en verre, carbone ou polystyrène.

Elles ont des diamètres compris entre 10 et 150µm ; le taux volumique de charge peut atteindre 50%. Le composite résultant a des propriétés mécaniques isotropes.

Les renforts minéraux :

Les principaux renforts minéraux sont le mica et l'amiante. L'un et l'autre sont des composés naturels dont les propriétés ne permettent pas d'atteindre les résistances obtenues avec les fibres. Le mica se présente sous forme de paillettes, dont l'intérêt est d'offrir un renforcement bidirectionnel. L'amiante (mélange d'oxydes de magnésium, de silice et d'eau, comportant également du sodium, du fer,...) se présente sous forme de fibrilles de 20nm, dont il est possible de détacher des fibres de plusieurs centimètres. Son caractère cancérigène a maintenant conduit à un abandon complet.

Doit leurs caractéristiques élastiques et mécaniques sont résumées dans le tableau 1-1 et la figure 1-5 :

Renforts	Diamètre du filament (μm)	Masse volumique (kg.m^{-3})	Module d'élasticité longitudinal (MPa)	Module de cisaillement (MPa)	Coefficient de Poisson	Contrainte de rupture (traction) MPa	Allongement à rupture %	Coefficient de dilatation thermique $^{\circ}\text{C}^{-1}$
	d	Mv	E	G	k	C_r	A	α
Verre E	16	2 600	74 000	30 000	0,25	2 500	3,5	$0,5 \cdot 10^{-5}$
Verre R	10	2 500	86 000		0,2	3 200	4	$0,3 \cdot 10^{-5}$
Carbone HM	6,5	1 800	390 000	20 000	0,35	2 500	0,6	$0,08 \cdot 10^{-5}$
Carbone HR	7	1 750	230 000	50 000	0,3	3 200	1,3	$0,02 \cdot 10^{-5}$
Kevlar 49	12	1 450	130 000	12 000	0,4	2 900	2,3	$-0,2 \cdot 10^{-5}$
Bore	100	2 600	400 000			3 400	0,8	$0,4 \cdot 10^{-5}$
Silicate d'alumine	10	2 600	200 000			3 000	1,5	
Polyéthylène		960	100 000			3 000		

Tableau 1-1 caractéristiques des fibres et renforts

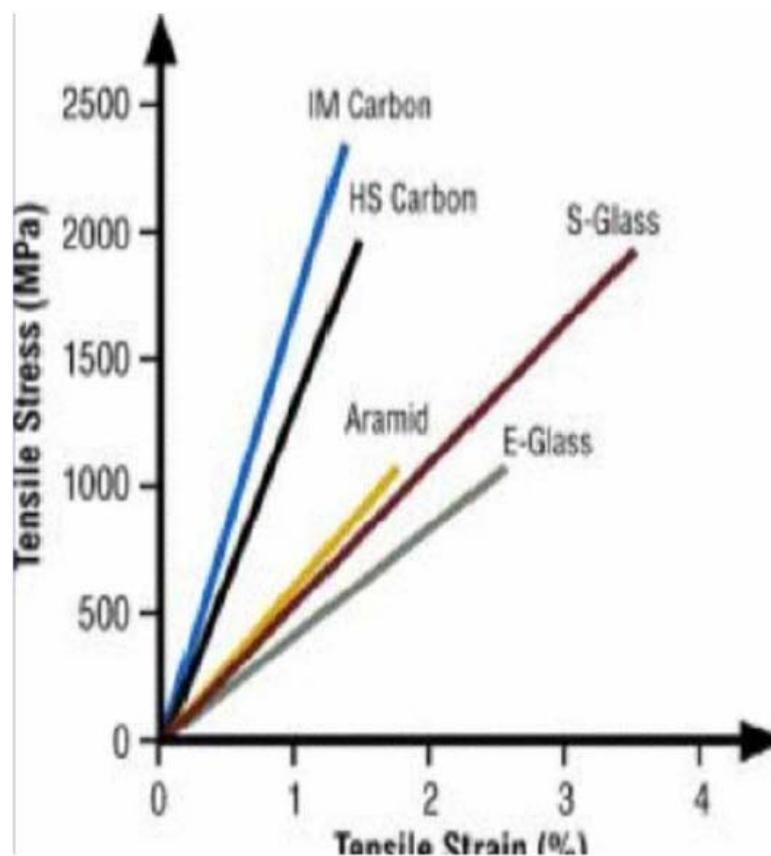


Figure 1-5 Caractéristiques mécaniques des différentes fibres

1.3.2 Les matrice

La matrice a pour rôle de lier les fibres renforts, répartir les contraintes subies, apporter la tenue chimique de la structure et donner la forme désirée au produit.

Il existe différent types de résines (figure 1-7) on utilise actuellement surtout des résines thermodurcissables (TD) que l'on associe à des fibres longues, mais l'emploi de polymères thermoplastiques (TP) renforcés de fibres courtes se développe fortement (tableau 1-2).

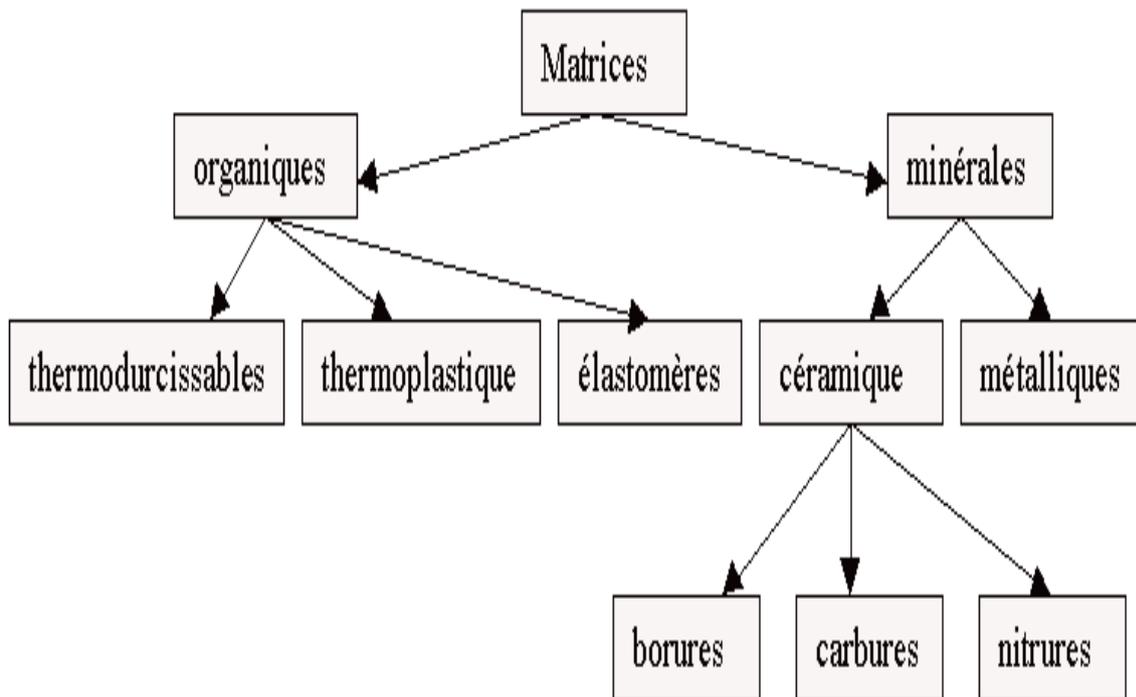


Figure 1-6 Différent type des résines

Il est important de bien situer les différences fondamentales de ces deux types de matrices. La structure des TP se présente sous forme de chaînes linéaires, il faut les chauffer pour les mettre en forme (les chaînes se plient alors), et les refroidir pour les fixer (les chaînes se bloquent). Cette opération est réversible.

La structure des TD a la forme d'un réseau tridimensionnel qui se ponte (double liaison de polymérisation) pour durcir en forme de façon définitive, lors d'un échauffement. La transformation est donc irréversible.

Matrices	Thermoplastiques TP	Thermodurcissables TD
Etat de base liquide	solide prêt à l'emploi	visqueux à polymériser
Stockage	illimité	réduit
Mouillabilité renforts	difficile	aisée
Moulage	chauffage + refroidissement	chauffage continu
Cycle	court	long
Tenue au choc	assez bonne	limitée
Tenue thermique	réduite	bonne
Chutes et déchets	recyclables	perdus ou recyclés en charges
Conditions de travail	propreté	émanation pour "méthode humide"

Tableau 1-2 Principales différences entre matrices TP et TD

1.3.2.1 Les résines thermodurcissables

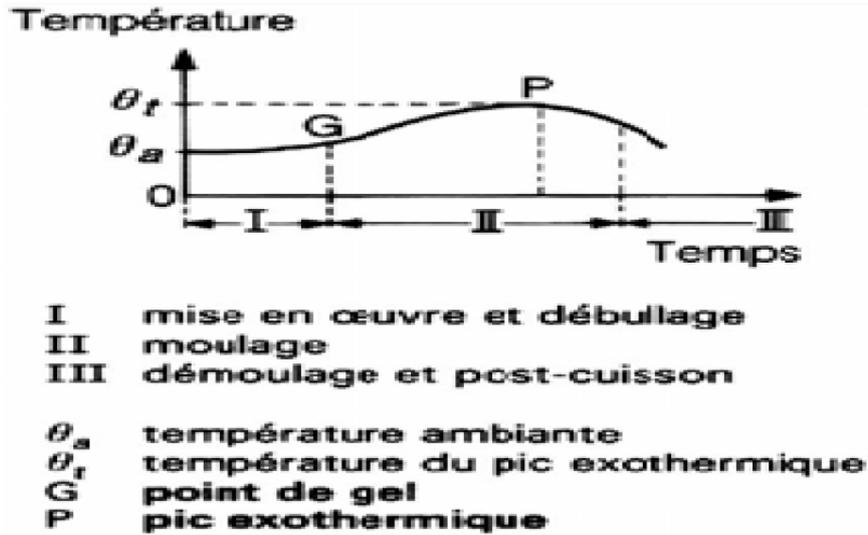
➤ **Polyesters insaturés** : C'est la résine la plus utilisée dans l'application composite de grande distribution.

Une résine de polyester insaturé contenant un monomère (généralement le styrène) est réticulée à température ambiante par addition d'un catalyseur de type peroxyde organique et d'un accélérateur. Elle passe successivement de l'état liquide visqueux initial à l'état de gel, puis à l'état de solide infusible.

La réaction est exothermique et la température de la résine augmente progressivement depuis le gel jusqu'à un maximum pour redescendre ensuite lentement à la température ambiante.

Le durcissement sera d'autant plus rapide ou, si l'on préfère, le temps nécessaire dans le moule sera d'autant plus court que la courbe de température en fonction du temps se rapprochera davantage de la verticale.

La réaction de durcissement dépend de la réactivité de la résine, de la forme de l'objet fabriqué (épaisseur, etc.), de la nature et du dosage du système catalytique.



Il existe différents types de résines :

Orthophtalique : la plus courante ;

- Isophtalique : qui donne une meilleure tenue à l'humidité ;
- Chlorée : apportant une auto extingüibilité ;
- Bisphénol : possédant de bonnes caractéristiques chimiques et thermiques.

Dont leurs caractéristiques résumées dans le tableau 1-3 :

Avantages	Inconvénients
Bonne accroche sur fibres de verre	Inflammabilité (sauf résines chlorées)
Translucidité	Tenue vapeur et eau bouillante
Bonne résistance chimique	Retrait important (6 à 15 %)
Mise en œuvre facile	Durée de conservation en pot limitée
Tenue en température (> 150 °C)	Emission de styrène
Prix réduit	

Tableau 1-3 caractéristiques des polyesters insaturés

- **Vinylesters** : On peut la considérer comme une variante des polyesters produite à partir d'acides acryliques. Elles possèdent une bonne résistance à la fatigue et un excellent comportement à la corrosion, mais demeure combustible.
- **Phénoliques** : Elles sont issues de la polycondensation du phénol et du formol et se caractérisent par une bonne tenue au feu, sans fumée. Elles restent fragiles, sensibles à l'humidité, difficiles à colorer et à mettre en œuvre.
- **Epoxydes** : Elles résultent de la polyaddition de l'épichlorhydrine sur un polyalcool et constitue la résine type des composites hautes performances HP. On distingue deux classes de résines en fonction : du durcissement à chaud ou à froid ; et de la tenue en température (120-130 °C, ou 180-200 °C). leurs caractéristiques sont résumées dans le tableau 1-4 :

Avantages	Inconvénients
Tenue mécanique, thermique, chimique et fatigue	Prix élevé
Faible retrait (1 à 2 %)	Sensibilité à l'humidité et aux UV
Excellente adhérence sur fibres	Vieillessement sous température
Autoextinguibilité	Sensibilité aux chocs
Mise en œuvre facile, sans solvant	Temps de polymérisation

Tableau 1-4 caractéristiques de résine Epoxyde

- **Polyuréthanes et polyurées** : Dans la fabrication de pièces composites, on utilise surtout des formules élastomériques dont la faible viscosité permet un bon remplissage du moule. Les constituants sont livrés à l'état de prépolymères liquides :

Polyols + polyisocyanates = polyuréthanes ;

Polyéthers + polyamines = polyurées.

Leurs caractéristiques sont illustrées dans le tableau 1-5

Avantages	Inconvénients
Facilité de moulage in situ Tenue chimique Vieillessement	Résistance mécanique réduite Combustibilité Coloration en masse difficile : foncée

Tableau 1-5 caractéristiques des résines polyurées et polyéthyléniques

- **Polyimides** : Ces résines sont surtout utilisées dans les composites HP, lorsque l'on cherche une bonne stabilité sous hautes températures (> 250 °C). Elles restent toutefois très onéreuses et difficiles à mettre en œuvre.
- **Bismaléimides** : Matrices très peu utilisées en Europe. Elles offrent une bonne tenue à la fois au choc et en température, mais restent difficiles à mettre en œuvre .

1.3.2.2. Les matrices thermoplastiques

Les polymères utilisés sont essentiellement des thermoplastiques techniques qui présentent à l'état vierge de bonnes caractéristiques mécaniques. Un renforcement à l'aide de fibres courtes leur confère une tenue thermique et mécanique améliorée et une bonne stabilité dimensionnelle.

Les principales matrices TP utilisées (possédant tous une tenue en température supérieure à 100 °C) sont les suivantes :

- Polyamide (PA) : tenue au choc, bonne résistance à la fatigue et aux hydrocarbures ;
- Polytéréphtalate éthylénique et butylénique (PET, PBT): bonne rigidité, bonne ténacité
- Polycarbonate (PC) : tenue au choc ;
- Polysulfure de phénylène (PPS) : résistance à l'hydrolyse ;
- Polyoxyméthylène (POM) : bonne tenue à la fatigue ;
- Polysulfurés (PSU et PPS): bonne stabilité chimique et à l'hydrolyse, peu de fluage, tenue au chaud ;
- Polypropylène (PP) : peu onéreux et assez stable en température, mais combustible.

De plus en plus, on utilise des thermoplastiques thermostables (tenue en température > 200°C et bonnes propriétés mécaniques), en particulier les suivants :

- Polyamide-imide (PAI) ;
- Polyéther-imide (PEI) ;
- Polyéther-sulfone (PES) ;
- Polyéther-éther-cétone (PEEK).

1.3.3. Les charges organiques

Ce sont des Charges cellulosiques, utilisées en tant que charges des résines thermodurcissables (phénoplastes et aminoplastes).

Les avantages de ces matières cellulosiques sont leur coût peu élevé et leur faible densité. On peut distinguer les farines de bois, les farines d'écorces de fruit et de noyaux, les fibres végétales, les pâtes de cellulose, et les amidons.

1.3.3.1. Les charges minérales elles se présentent sous forme de Craies et carbonates :

La craie ou blanc de Champagne peut contenir jusqu'à 99 % de calcite, de la silice et d'autres corps minéraux. La taille moyenne de ses particules varie de 1 à 3 μm .

Le calcaire et le marbre contiennent 80 à 90 % de calcite et des quantités variables d'oxyde de magnésium et de silice. La taille des particules est comprise entre 0,5 et 30 μm .

Le carbonate de calcium-magnésium ($\text{MgCO}_3 \cdot \text{CaCO}_3$) est préparé à partir des minerais de dolomite. On l'utilise comme charge et aussi comme retardateur de flamme, ajouté à du trioxyde d'antimoine.

Le carbonate de calcium précipité est un mélange pratiquement pur à 99,00 % de calcite et d'aragonite, obtenu sous forme de particules très fines (0,05 à 16 μm).

Il est surtout utilisé avec le PVC et dans les matières thermodurcissables (SMC, BMC) ainsi que les polyuréthanes (RIM) en raison de son caractère hydrophobe.

Les charges minérales existent aussi sous forme de Silices, Tales et Wollastonite :

-les silices :

La silice (SiO_2), à l'état pur ou combinée avec des oxydes métalliques, est utilisée comme charge sous différentes formes, suivant son origine, sa cristallinité, sa dureté et la taille des particules.

Son incorporation dans la résine améliore les propriétés diélectriques, la résistance à la chaleur et à l'humidité des objets moulés, par exemple ceux en poly(méthacrylate de méthyle).

On constate également l'augmentation de la température de transition vitreuse, du module d'Young et de la résistance en compression, ainsi que la réduction du gonflement dans les solvants.

- Les talcs :

Les talcs sont utilisés pour améliorer l'isolation thermique et la résistance à l'eau, et faciliter l'opération de moulage.

Le talc est la charge la plus utilisée dans les thermoplastiques. Il leur confère une meilleure résistance au fluage ainsi qu'une plus grande rigidité. Notons également que l'introduction de talc facilite l'usinage des produits finis.

-La wollastonite :

Cette charge se présente sous différentes formes : aiguilles, granulés, fibres. Elle est surtout utilisée dans les polyamides, les ABS et les polysulfones, également en remplacement des fibres de verre dans les SMC et les BMC. Elle améliore en particulier la résistance au rayonnement ultraviolet et à l'hydrolyse. Elle est aussi employée dans les résines époxydes pour assurer une bonne stabilité dimensionnelle ainsi que l'isolation thermique et électrique, et permet un contrôle du retrait au moulage.

On cite aussi les argiles et aluminosilicates. Ces substances minérales sont en grande partie constituées par de la silice (42 à 70 %) et de l'alumine (14 à 45 %).

-Le kaolin contribue à une meilleure résistance chimique et électrique, et diminue l'absorption d'eau. On peut l'ajouter à des taux atteignant 60 % dans les compositions à base d'esters polyvinyliques, mais habituellement les poudres à mouler en contiennent de 20 à 45 %.

Le kaolin calciné est utilisé dans les mélanges pour l'isolation de câbles et dans les isolants. Mélangé à de l'alumine et de la silice, le kaolin calciné est utilisé pour assurer la résistance aux acides.

- La vermiculite est utilisée comme charge de faible densité (2,4) dans les plastiques renforcés de fibres de verre.

- Le mica augmente la stabilité dimensionnelle des pièces moulées ; il améliore les propriétés électriques et thermiques, la résistance aux acides et aux bases, et diminue la reprise d'eau.

Comparé aux fibres de verre, il confère une moins

1.3.3.2.. Oxydes et hydrates métalliques

- Il se présente sous forme de poudres et microsphères :

L'alumine, les oxydes de zinc, de magnésium, de titane et d'antimoine sont utilisés sous forme de poudres fines comme charges du polypropylène, des compositions polyvinyliques, des résines époxydes, des polyesters insaturés. Tous permettent de diminuer le prix de revient et d'augmenter la densité de la matière élastique.

L'oxyde de béryllium est utilisé sous forme de microsphères, qui sont des microsphères de densité voisine de 0,003 et d'un diamètre de l'ordre de 40 μm .

-On peut aussi citer Alumine et le trihydrate d'aluminium :

On obtient l'alumine (Al_2O_3), anhydre ou hydratée, à partir de la bauxite. Cette charge apporte aux résines une meilleure résistivité électrique ainsi qu'une bonne conductivité thermique ; elle diminue le coefficient de dilatation thermique linéique, augmente la rigidité ainsi que la résistance à l'abrasion et au feu.

L'hydrate d'aluminium $\text{Al}(\text{OH})_3$ est une charge ignifugeante qui, du point de vue du prix, est concurrentielle ; elle réduit l'inflammabilité ainsi que l'émission des fumées de combustion car elle se décompose de façon endothermique (effet de refroidissement) en alumine et en eau, aux températures supérieures à 220 °C.

- On cite aussi le Trioxyde d'antimoine :

On chauffe de l'antimoine dans l'air pour obtenir Sb_2O_4 qui donne Sb_2O_3 par fusion et décomposition. Sa densité est de 4,2 et sa dureté est comprise entre 6 et 7. Il apporte aux résines ignifugation et coloration blanche et on l'utilise en particulier dans les PVC plastifiés.

-On caractérise aussi l'Oxyde de béryllium : il est Utilisé sous forme de microsphères dans les résines époxydes, il augmente les conductivités électrique et thermique. Ces carbosphères sont aussi utilisées dans les mousses structurales (PUR) à densité contrôlée, ainsi que pour la fabrication de pièces polyesters ultralégères.

Il existe aussi les céramiques :

Ce sont des microsphères en céramique dont la densité varie entre 0,4 et 2,4 et les dimensions de 1 à 3 μm . Une microsphère de 70 μm comportant un revêtement permettant une meilleure dispersion. Conseillée dans les résines polyesters en combinaison avec CaCO_3 , elle apporte une réduction de masse de 15 à 25 % avec une amélioration des résistances à la compression et au choc.

1.3.3.3. Le verre on peut distinguer :

-Poudres de verre

Une nouvelle variété de poudre de verre de granulométrie 13 μm est apparue sur le marché et son incorporation confère aux thermodurcissables de meilleures résistances à l'abrasion et à la compression ; elle permet par ailleurs d'obtenir un retrait plus faible et plus homogène des pièces moulées.

-Billes de verres creuses

Les billes de verre creuses, de densité comprise entre 0,1 et 0,5, sont obtenues par chauffage de billes de verre contenant un agent gonflant. Elles améliorent les résistances à l'eau et au

vieillissement du PMMA, et diminuent la friabilité des pièces phénoliques.

Les densités de ces microsphères creuses du type borosilicate de sodium et de calcium sont comprises entre 0,38 et 0,45 ; parallèlement, leur résistance à la compression varie de 1,7 à 31 MPa. Les applications sont nombreuses (bâtiment, automobile et aéronautique).

-Microsphères de verre

L'utilisation de microsphères de verre permet de réduire de 25 à 35 % la masse des pièces obtenues soit à partir de BMC ou de SMC destinées en particulier à l'industrie automobile, soit également à partir de résines phénoliques pour l'industrie aéronautique. On utilise par ailleurs ce type de charge, dans le cas du PPO modifié, pour la réalisation des capotages de machines de bureau. Elle permet la réduction du temps de cycle de moulage de 20 à 30 %. Il en est de même dans le cas du moulage des mousses structurelles en polyuréthannes.

1.3.3.4. Le carbone on peut distinguer :

-Le noir de carbone

Le noir de carbone est utilisé depuis très longtemps dans l'industrie des plastiques, à la fois comme colorant, pigment, barrière anti-UV, antioxydant.

Le noir de carbone améliore la résistance à la chaleur du polyéthylène réticulé par irradiation et celle du PVC. La conductivité thermique augmente avec le taux de charges, indépendamment de la taille des particules. Par contre, la conductivité électrique des matériaux chargés augmente avec le taux de carbone et avec la finesse des particules

1.4. Classification des matériaux composites

Les composites peuvent être classés suivant la forme des constituants ou suivant la nature des composants.

1.4.1 Classification suivant la forme des constituants :

En fonction de la forme des constituants, les composites sont classés en deux grandes classes :

-Composites à fibres :

On appelle composite à fibre, si le renfort se trouve sous forme de fibre (soit fibres continues, soit fibres discontinues, coupées ou courtes)

- Composites à particules :

On appelle composite à particule, lorsque le renfort se trouve sous forme de particule. Au contraire d'une fibre, la particule n'a pas de dimension privilégiée. Les particules sont généralement utilisées pour améliorer certaines propriétés des matériaux ou des matrices, comme la rigidité, la tenue à la température, la résistance à l'abrasion...etc. mais dans de nombreux cas, les particules sont simplement utilisées comme charges pour réduire le coût du matériau, sans en diminuer les caractéristiques.

Ce type de composite recouvre un domaine étendu dont le développement s'accroît sans cesse. [3]

1.4.2 Classification suivant la nature de la matrice :

Selon la nature de la matrice, les matériaux composites sont classés :

- **Composites à matrice organique (résine, charges)** : peuvent être utilisés dans le domaine des températures ne dépassant pas 300°C.

-**Composites à matrice métallique** (alliages légers et ultra légers d'aluminium, de magnésium, de titane) : domaine des températures jusqu'à 600°C.

- **Composites à matrice minérale (céramique)** : domaine des températures jusqu'à 1000°C.

Ce type de composite (matrice) peut être associé à divers renforts [4]

1.5. But d'utilisation des matériaux composite :

Le développement des matériaux composites est lié à leurs caractéristiques : qui peut présenter :

1.5.1 Des avantages :

• **Facilité de mise en forme** : le matériau durcit et prend un aspect de surface définitif alors qu'il est positionné sur le moule.

Il est ainsi possible de réaliser en une seule opération des formes qui auraient nécessité plusieurs étapes en utilisant d'autres matériaux (exemple : découpe, formage, soudure, polissage pour des tôles métalliques). La réalisation de pièces par moulage au contact nécessite un matériel d'application peu onéreux.

La réalisation des moules pour ce procédé est également simple et permet donc une grande liberté dans la création des formes qui est notamment mise en oeuvre dans les applications liées à la carrosserie (voitures, camions, bateaux, ferroviaire, ...).

• **Légèreté** : pour des propriétés mécaniques équivalentes, l'utilisation de matériau composite à la place de métaux permet un gain de poids de près de 50 %. Cette propriété est notamment mise à profit dans le secteur automobile.

• **Adaptabilité** : les caractéristiques mécaniques du composite peuvent être ajustées en jouant globalement sur le taux de fibres mais aussi localement en adaptant la quantité et le positionnement des fibres dans des zones soumises à de plus fortes contraintes mécaniques.

• **Résistance à la corrosion ou à l'oxydation** : à cause de leur composition chimique à base de résine organique, les composites sont peu sensibles à la corrosion et sont très résistants aux attaques chimiques. Cette caractéristique leur donne un avantage important par rapport aux métaux pour la réalisation de réservoirs et d'équipements destinés à un usage extérieur ou en zone humide.

• **Isolation électrique et thermique** : le bon niveau d'isolation que procurent les matériaux composites pourrait conduire à une utilisation plus importante dans le bâtiment. Toutefois, leur emploi massif est freiné à cause de coûts élevés par rapport aux matériaux de construction traditionnels.

Les composites présentent également quelques inconvénients qui limitent leurs applications :

- la tenue en température et au feu est limitée,
- les résines dégagent des vapeurs de solvant notamment en phase de fabrication,
- la fin de vie de matériaux composés d'un mélange quasi indissociable de résine organique et de fibres de verre pose des problèmes de recyclage. Il faut noter par ailleurs que les

résines courantes sont fabriquées à partir de dérivés du pétrole et consomment donc une matière non renouvelable,

- les caractéristiques mécaniques dépendent du positionnement des fibres et ne sont donc pas homogènes dans toutes les directions,
- les composites sont difficilement usinables avec précision

1.5.2. Les inconvénients :

Bien que les avantages des matériaux composites soient impressionnants, ces matériaux ne sont pas une solution miracle pour toutes les applications. Des inconvénients ou des problèmes existent et peuvent empêcher leur usage. Les inconvénients les plus courants sont les suivants :

• Coût

Les matériaux composites hautes performances ont été développés principalement pour répondre aux besoins de la communauté aérospatiale où le coût élevé peut être toléré en échange de matériaux plus performants. Par conséquent, le transfert de la technologie des composites aux produits de grande consommation est lent, à quelques exceptions comme les équipements de sports où la performance prime également sur le coût.

• Conception et analyse

Les matériaux composites sont souvent à la fois hétérogènes et anisotropes. Ces deux caractéristiques sont différentes des celles de la plupart des matériaux conventionnels. Elles nécessitent de nouvelles approches, généralement plus compliquées, pour la conception et l'analyse des structures.

L'hétérogénéité impose l'analyse selon au moins deux points de vue. La micromécanique examine l'interaction des constituants à l'échelle microscopique. La macro-mécanique suppose que le composite est homogène et s'intéresse aux propriétés apparentes du matériau.

Les matériaux anisotropes nécessitent plus de propriétés mécaniques que les matériaux isotropes pour établir les relations contrainte-déformation (les lois de comportement). Ces propriétés sont déterminées selon les directions principales du pli élémentaire (directions parallèle et perpendiculaire à l'orientation des fibres).

Pour les stratifiés composites, les rigidités sont déterminées à l'aide de la théorie classique des stratifiés. La rupture des stratifiés composites se produit de plusieurs façons très complexes. Il est donc difficile d'établir une théorie de résistance qui tienne compte de

tous les modes de rupture et de leurs interactions. Par conséquent, la détermination des résistances est plus compliquée et nécessite des vérifications expérimentales. De plus, la résistance d'un stratifié peut être influencée par les contraintes interlaminaires au voisinage des bords libres. La séquence d'empilement du stratifié doit être soigneusement déterminée afin de minimiser ces contraintes.

- **Assemblage**

Les matériaux composites sont généralement plus fragiles que les matériaux métalliques conventionnels. Par conséquent, la redistribution des contraintes autour des sites de concentration telle que le trou est moins efficace. La résistance et la rigidité d'un stratifié ne peuvent pas toujours être entièrement transférés par un joint. Le trou est donc souvent renforcé par des inserts métalliques ou par l'augmentation de l'épaisseur du stratifié dans la partie trouée. De tels renforcements entraînent du poids supplémentaire pour la structure. Le problème d'assemblage est donc critique pour le succès de l'emploi des matériaux composites.

- **Tolérance aux dommages**

Un des points faibles les plus importants des matériaux composites est la tolérance aux dommages. Des dommages de diverses natures peuvent se produire dans la vie d'une structure, par exemple l'impact, soit en service ou pendant la maintenance, est inévitable.

En règle générale, plus un matériau est ductile, plus il est capable de tolérer l'impact car la ductilité fournit la capacité d'absorber de l'énergie. Par conséquent, les structures métalliques ont tendance de se déformer plutôt que de se fracturer sous l'impact. Le caractère fragile des matériaux composites ne permet pas, par contre, de subir l'impact sans avoir d'endommagement.

Les dommages sont souvent des fissurations internes de la matrice, indétectables sur la surface de la structure. Ce type de dommages diminue considérablement la résistance en compression de la pièce endommagée. Les dommages des fibres diminuent la résistance en compression ainsi qu'en traction. Les outils pour évaluer la tolérance aux dommages des structures sont le programme d'inspection, l'analyse de la résistance résiduelle, et l'analyse de la propagation des dommages.

1.6. CONCLUSION

Les composites à fibres présentent des caractéristiques particulièrement intéressantes pour l'industrie. À l'avenir, ce type de composite pourrait remplacer le titane dans le fuselage et les ailes des avions supersoniques. À très haute température, on préfère les composites à matrice et à fibres de carbone, en particulier dans les nez de fusées intercontinentales.

Mais les composites à fibres les plus employés restent les composites à matrice organique, qui possèdent une souplesse d'élaboration et de réparation, ainsi qu'une excellente isolation thermique. Ils sont utilisés à température ambiante en aéronautique, **en médecine comme prothèses**, ou dans la fabrication d'articles de sport (raquettes de tennis, skis). Les propriétés des composites à fibres sont remarquables, mais souvent *anisotropes*. Autrement dit, le matériau ne présente pas les mêmes propriétés selon les directions de l'espace. En outre, tous les matériaux composites sont délicats à mettre en œuvre, et donc coûteux. L'avenir de ces matériaux dépendra donc du développement de leurs techniques de fabrication.

Chapitre 02

Les Polymères

2.1 Introduction

Les utilisations des polymères dans le domaine des biomatériaux sont extrêmement nombreuses. Les deux grandes tendances de l'usage des polymères concernent:

- *La recherche de polymères fonctionnels*, c'est-à-dire susceptibles d'avoir une fonction chimique particulière à l'interface matériau-tissu vivant, à savoir par exemple la capacité d'interaction avec les ostéoblastes qui favorise la repousse osseuse ou ligamentaire.

Ceci est envisagé par la fixation sur le polymère de groupements ionisés tels qu'orthophosphate, carbonate, carboxylate. La fonctionnalité peut notamment être obtenue par la modification de l'état de surface du polymère par implantation ionique ou par greffage de substances fonctionnelles [24].

- La recherche de polymères résorbables tels que les copolymères d'acide lactique et d'acide glycolique qui sont utilisables en chirurgie orthopédique traumatologique ou les polyanhydrides et/ou polyaminoacides qui sont utilisés dans les formes retard de diffusion de médicament [24].

2.2 Les matériaux polymères biodégradables

Ces matériaux sont obtenus à partir de polymères biodégradables. Un polymère est un enchaînement de motifs simples appelés monomères qui peuvent être identiques ou non. Le nombre de motifs monomères constituant la macromolécule est appelé degré de polymérisation. Les polymères sont en général polymoléculaires, c'est à dire qu'ils sont composés de mélanges de molécules de tailles différentes, donc de dp différents.

Les matériaux biodégradables sont des matériaux qui sont aptes à subir un processus de décomposition sous forme de dioxyde de carbone, de méthane, d'eau, de composés non organiques ou de biomasse, le tout sous l'action enzymatique des micro-organismes. La biodégradabilité d'un matériau se définit, alors, comme la capacité intrinsèque du matériau à être dégradé par une attaque microbienne, pour simplifier progressivement sa structure et finalement se convertir en CO_2 , H_2O et/ou CH_4 et une nouvelle biomasse.

Différentes sources de polymères peuvent être utilisées pour produire de tels matériaux. Ainsi, selon l'origine des matières premières et des voies de synthèse, on distingue deux possibilités de production des matériaux biodégradables : la voie des polymères biodégradables issus de l'industrie pétrochimique et celle des polymères biodégradables issus de ressources renouvelables.

2.2.1 Matériaux biodégradables issus des ressources renouvelables

Ils sont formés à partir de polymères naturels ou biopolymères qui peuvent être d'origine agricole ou microbienne. En fait, les biopolymères désignent plus largement des substances synthétisées par des processus biologiques ou par voie chimique à partir de monomères naturels ou identiques à ceux-ci.

On distingue généralement trois grandes familles de composés : des polymères naturels, les polymères d'origine bactérienne et les polymères synthétiques (en général non issus de la pétrochimie)

Les polymères naturels ou biopolymères

Ce sont des matériaux synthétisés par les êtres vivants : végétaux, animaux et micro-organismes. La famille la plus importante est celle des polysaccharides comme l'amidon dont les sources principales sont le maïs, le blé et la pomme de terre, la cellulose (papier), la lignine (bois) ou le chitosane (chitine des crustacées). Une autre famille est constituée par les protéines qui sont issus des plantes oléagineuses (colza, tournesol, soja), des protéagineux (pois, féveroles), du son des céréales (gluten du blé) ou de tissus animaux (collagène, gélatine) ou de produits animaux (caséine). Enfin, on pourrait citer les élastomères hydrocarbonés produits par les plantes (caoutchouc naturel)[26].

-Les polymères d'origine bactérienne

Ces polymères sont issus de fermentation par des bactéries (biotechnologie). Il s'agit de la fabrication « in situ » de polymère qui s'accumule dans le cytoplasme de certaines bactéries placées en condition de fermentation. Les matières premières fermentescibles sont principalement les sucres et l'amidon. Parmi ces polymères, les plus connus sont le PHB (Poly Hydroxy Butyrate), le PHV (Poly Hydroxy Valérate) et le PHBV (3 Poly Hydroxy Butyrate 3 Hydroxy Valérate). Certains les appellent semi-biosynthétiques. La synthèse de ces polymères peut également être réalisée dans la plante grâce à une modification génétique. On les appelle alors les bio-synthétiques [26].

- Les polymères synthétiques

Obtenus également par la voie fermentaire, on les appelle polymères synthétiques ou chimiosynthétiques en raison de leur mode de fabrication. En effet, celui-ci consiste en une polycondensation (chauffage) de monomères naturels ou identiques aux naturels. Le plus

connu est le PLA (Poly Acide Lactique) provenant de la polymérisation de molécules d'acide lactique. Le monomère (exclusivement l'acide lactique) nécessaire à la synthèse du PLA est obtenu par fermentation bactérienne à partir des ressources renouvelables. Les biopolymères peuvent être mélangés entre eux (copolymères) dans le but d'améliorer les propriétés physiques et mécaniques.

Les polymères de synthèse représentent de loin, la classe la plus étendue et la plus variée de biomatériaux. Cela vient essentiellement du fait que les polymères de synthèse offrent une large gamme de compositions et de propriétés. Ils peuvent, en outre, être fabriqués facilement sous des formes et des structures complexes. Enfin, leurs surfaces peuvent être aisément modifiées physiquement, chimiquement. La diversité des biomatériaux à base de polymères de synthèse les sépare en quatre catégories : les polymères mous ou élastiques, les polymères semi-cristallins, les polymères vitreux (acryliques et autres polymères apparentés) et les hydrogels. 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'atomes de carbone liés par des liaisons covalentes [26].

2.3 Avantage des polymères

De façon très générale, les avantages des polymères sont les suivants :

- Une bonne stabilité chimique qui explique 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 de pièces de formes complexes 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 analogies avec les structures biologiques [23].

2.4 Inconvénients des polymères

Certaines caractéristiques peuvent limiter le domaine d'application des polymères ; les principales sont les suivantes :

Propriétés mécaniques modestes qui interdisent de les employer pour la réalisation de structures subissant des mises en charge importantes ; les composites à matrice organique représentent une des solutions possibles à ce problème ;

Faible module d'élasticité qui peut, dans certains cas, constituer un inconvénient, mais dans d'autres, au contraire, représenter un avantage, permettant des déformations importantes sans rupture ;

Limitation en température : pour beaucoup de polymères, les propriétés mécaniques en particulier sont déjà fortement réduites à des températures modérément élevées ;

Sensibilité plus ou moins marquée à l'environnement (biodétérioration) ; cette dernière propriété pouvant d'ailleurs être recherchée pour des applications spécifiques ;

Absence ou mauvaise radio-opacité ; là encore, cette propriété peut être intéressante pour mieux suivre la réparation tissulaire [23].

2.5. Propriétés biologiques des polymères

2.5.1. Biodégradation des polymères de synthèse

2.5.1.1. Biodégradation, bioresorption, biodeterioration

La durabilité chimique des polymères dépend de la force des liaisons chimiques dans la molécule et de leur disponibilité en surface. Des effets stériques peuvent protéger les liaisons chimiques de l'environnement, offrant une protection contre la dégradation. Des facteurs physiques, comme le degré de cristallisation, peuvent aussi affecter le degré de dégradation. Plus le polymère est cristallin, moins il sera susceptible de se dégrader. Il apparaît que l'hydrophilie du polymère est un facteur déterminant de la dégradation. Ainsi, les polyamides et polyuréthanes se détériorent plus vite que les polystyrènes, polyméthacrylate de méthyle (PMMA) et polytétrafluoroéthylènes (PTFE).

La plupart des conditions conduisant à la dégradation des polymères (température, radiations, oxydations...) ne se trouvent pas dans un organisme vivant. Seules peuvent intervenir des réactions d'hydrolyse, la formation de radicaux libres, des réactions enzymatiques et, éventuellement, une dégradation microbiologique.

Ces réactions de biodégradation entraînent des modifications des propriétés techniques des matériaux, perte de résistance mécanique ou modification de la plasticité des polymères, éventuellement fragmentation. Elles peuvent aussi engendrer la migration des substances présentes dans le biomatériau.

Des réactions d'oxydoréduction, de décarboxylation et de clivage de doubles liaisons peuvent constituer d'autres mécanismes de dégradation.

Les polymères sont en revanche soumis *in vivo* à une dégradation par hydrolyse, en particulier si le polymère contient des liaisons sensibles à l'hydrolyse comme celles comportant les groupes COO et NHCO. Pour qu'il y ait dégradation significative, le polymère doit être, en outre, hydrophile. Les plus stables sont, en conséquence, les polymères non hydrolysables et hydrophobes (PTFE) [23].

2.5.1.2 Biocompatibilité des matières plastiques

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 libérales ou qu'ils peuvent leur donner naissance au contact de l'environnement biologique (précisément par réactions de biodégradation).

En général, les polymères et les composites de polymères sont particulièrement sensibles aux techniques de stérilisation et de manipulation. La plupart sont électrostatiques et attirent la poussière et autres particules lorsqu'ils sont exposés à des environnements d'air semi-propres. Comme beaucoup peuvent être façonnés par découpe ou autopolymérisation *in vivo* (PMMA), un soin particulier doit être apporté pour maintenir la qualité des conditions de surface de l'implant. Le nettoyage des polymères poreux contaminés n'est pas possible sans un environnement de laboratoire chimique. Le talc sur les gants chirurgicaux, le contact avec des gazes ou le fait de toucher une zone contaminée doivent être éliminés pour tous ces biomatériaux [23].

La biocompatibilité des implants polymériques peut être affectée par la présence de polymères à bas poids moléculaire, 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.

Lorsque l'on implante des plastiques, la toxicité de ces additifs et la facilité avec laquelle ils peuvent être libérés dans les tissus environnants doivent constituer une préoccupation majeure. Les monomères résiduels dus à une polymérisation incomplète peuvent aussi être des irritants tissulaires. La polymérisation à 100% est pratiquement impossible à réaliser et il est très difficile d'obtenir des polymères purs, de qualité médicale, c'est-à-dire dépourvus d'additifs comme les antioxydants, charges, agents anticoloration, plastifiants, etc.

La forme, la texture et la qualité de la surface de l'implant jouent un rôle qui peut être aussi important dans la biocompatibilité d'un matériau, que sa nature chimique.

Les implants poreux font l'objet d'une infiltration cellulaire dans les trames du matériau poreux. Selon l'intensité des propriétés « irritantes », mécaniques ou chimiques du matériau, cette infiltration est limitée ou au contraire intense. Il peut être observé une invasion par des macrophages ou cellules géantes, ou par des fibroblastes ; dans ce dernier cas, la structure de l'implant peut être modifiée : fendillement, déformation ou perte de souplesse. Finalement, les implants de structure poreuse peuvent évoluer, selon le pouvoir irritant du matériau, vers un enkystement avec persistance d'une activité cellulaire, être envahis par cellules normales du tissu adjacent et être « incorporés » au tissu lui-même.

Les fibres de collagène du tissu conjonctif peuvent s'étendre parallèlement à la surface et partiellement pénétrer dans les pores. Dans le cas des implants dentaires, il ne s'agit pas d'un néopériodonte et histologiquement tous les implants en matière plastique présentent une réaction inflammatoire plus ou moins étendue dans la région péri-implantaire [23].

2.6. Adaptation des dispositifs thérapeutiques polymères à l'organisme humain

Le secteur biomédical est un domaine très particulier d'applications des matériaux. En effet, il mobilise l'exploitation de matières dont les propriétés peuvent être considérées comme maîtrisables en termes de matériau. Cependant, la même matière doit assurer une fonction thérapeutique vis-à-vis de systèmes et phénomènes très complexes dont le paramétrage est quasiment impossible car entièrement sous contrôle de la nature.

C'est tout naturellement que l'Homme a tenté d'exploiter, à des fins thérapeutiques, les composés macromoléculaires synthétiques qu'il a inventés au cours du siècle dernier. Le domaine biomédical, constitué d'un volet chirurgical impliquant des systèmes prothétiques, et d'un volet pharmacologique impliquant des substances médicamenteuses, n'a pas échappé à la tendance. De nos jours, on peut considérer que pratiquement tous les matériaux et bon nombre des composés chimiques ont été ou sont encore testés à ces fins ; les systèmes à base de polymères étant probablement les plus récents. Ainsi, de nombreux composés polymères artificiels aux noms familiers se retrouvent dans la palette des biomatériaux, concurrençant des composés polymères d'origine naturelle plus ou moins modifiés chimiquement, ou des matériaux inorganiques (métaux, alliages, céramiques...) dont les performances insuffisantes sont néanmoins très souvent remarquables .

L'exploitation des polymères dans le domaine biomédical résulte, le plus souvent, d'une simple adaptation aux contraintes imposées par le domaine thérapeutique et non d'un développement spécifique. Ainsi, il n'y a pas de différence fondamentale entre des fibres textiles comme le Tergal et des fibres biomédicales comme le Dacron : les deux sont constitués de poly (téréphtalate d'éthylène glycol). Il en est de même des cotyles en polyéthylène ultra hautes masses moléculaires (UHMW) de prothèses totales de hanche qui sont très proches des polyéthylènes utilisés pour les engrenages silencieux. D'un point de vue chimique, la distance entre le ciment acrylique des chirurgiens orthopédistes ou des dentistes et les résines polyacryliques industrielles telles que le Plexiglass est relativement faible. Le monomère de base et la chimie correspondante sont les mêmes, c'est principalement la formulation qui fait le reste.

De nos jours, la tendance est à la recherche de matière polymère plus sophistiquée, développée spécifiquement pour le domaine biomédical. A cet égard, la chimie macromoléculaire joue un rôle capital et fait de plus en plus appel à des monomères de plus en plus fonctionnalisés, combinables par copolymérisation pour aboutir à des architectures macromoléculaires complexes. Elle fait aussi appel à l'adaptation de systèmes macromoléculaires constitués par modification chimique au niveau de macromolécules ou seulement des surfaces.

Les domaines particulièrement demandeurs de macromolécules ou de biomatériaux polymères spécifiquement fonctionnalisés sont la chirurgie (prothèses) et la pharmacologie (systèmes à libération contrôlée de principes actifs). La différence entre les deux s'atténue au fil du temps avec le développement de prothèses polymères médiquées, c'est-à-dire incorporant des principes pharmacologiquement actifs. Les propriétés conditionnant le comportement chimique et physique des dispositifs polymères doivent prendre en compte les conditions physiologiques du milieu environnant (par exemple le pH généralement fixé à 7,4, la force ionique correspondant à une solution de NaCl 0,15 N, et la température fixée à 37°C). En ce qui concerne le respect et la réaction des tissus vivants et en dehors du cas où des substances toxiques peuvent diffuser à partir de la matrice polymère (résidus de monomères, solvants, adjuvants), c'est la surface qui est le facteur principal et qui doit être optimisée. Les matériaux polymères sont particulièrement intéressants à cet égard car il n'y a pas de différence fondamentale entre un plastifiant ou une charge selon la terminologie chère au polymériste, et un principe actif dissous ou dispersé au sein d'une matrice polymère

par le pharmacien. Formuler une matrice polymère avec un principe actif relève de la grande simplicité. Il en est de même de la libération du principe actif dissous ou dispersé au sein d'une matrice, que ce soit *in vitro* ou *in vivo*, si on se borne au suivi de la cinétique de libération. Il existe un grand nombre de moyens (attaque chimique, greffage chimique, traitement par plasma sous atmosphère particulière, bombardement électronique...)[25].

Conception d'un modèle de cahier de charge

Dans tous les cas, la difficulté est liée à l'obtention et au contrôle des propriétés requises par une application donnée. La notion de matériau ou composé macromoléculaire s'inscrit dans un contexte d'ingénierie et à ce titre, le cahier des charges est un élément capital que trop d'approches à visées thérapeutiques ignorent ou ne prennent en considération que partiellement. Dans le domaine médical, le cahier des charges d'un biomatériau comporte des critères relevant des sciences exactes plutôt faciles à quantifier (biofonctionnalité), à côté de réactions propres aux systèmes et tissus vivants dont les effets sont beaucoup plus qualitatifs car dépendant des processus biologiques (biocompatibilité). A titre d'exemple, le *tableau 1* présente un cahier des charges typique constitué des principaux critères à prendre systématiquement en compte.

Biocompatibilité	Biofonctionnalité	
Non toxique	Propriétés adéquates :	
Non immunogène		Mécaniques
Non mutagène		Physiques
Non thrombogène		Chimiques
	Thermiques	
	Facilité d 'usage	
	Stérilisable	
	Stockable	
	Homologation	

Tableau 2.1 : Cahier des charges typique à prendre en compte pour la mise au point d'un dispositif thérapeutique à base de Polymère [25].

2.7 L'utilisation des polymères dans le domaine des implants

2.7.1 Matières polymères synthétiques

Le spectre d'utilisation des plastiques est vaste et va de l'endoprothèse (polyéthylène) ou d'un composant du visage (caoutchouc de silicone) jusqu'au remplissage de vides (polyamides, polyuréthane), en passant par des artères artificielles (PTFE, silicone ; hydrophobes), des surfaces intestinales ou du diaphragme (réseaux de PTFE, silicone) ou encore les fils de suture (polyester), Ces implants sont presque toujours en contact avec le sang et doivent de ce fait répondre à de nombreuses exigences :

- Absence de monomères libres toxiques,
- Absence d'impuretés et d'additifs solubles,
- Stabilité mécanique et thermique,
- Surfaces hydrophobes.

De plus la polarisation doit être complète. Comme pour les verres, l'état cristallin est thermodynamiquement stable ; un apport d'énergie supplémentaire (radiographie, rayons UV) provoque donc une continuation de la polymérisation. Celle-ci s'accompagne d'une émission de chaleur endommageant les cellules et modifiant leurs propriétés [28].

Polymère	Domaine d'utilisation
<ul style="list-style-type: none"> • Polyéthylène (PE) • Polypropylène (PP) • Polytétrafluoéthylène (PTFE) • Polyméthacrylate de méthyle (PMMA) • Polyuréthane (PUR) • Polysiloxane • Polyéthylène téréphthalate (PETP) • Polychlorure de vinyle (PVC) • Polyamides (PA) • Polysulfone (PSU) • Acétale de cellulose 	<ul style="list-style-type: none"> • Cavité d'articulations artificielles (prothèse de hanches), prothèses de genoux, tendons, ligaments, cathéters, seringues, emballages. • Prothèses d'articulations des doigts, valves cardiaques, matériel de suture, seringues, système de dialyse, emballages. • Implants de vaisseaux. • Ciments osseux, plombages dentaires, dents artificielles, lentilles de contact. • Vaisseaux et valves artificielles, peau artificielle, membranes de dialyse, système de transfusion. • Implants mammaires, tendons, valves cardiaques, systèmes de dialyse, prothèses de vessie, chirurgie plastique, peau artificielle. • Vaisseaux sanguins, tendons et ligaments, matériel de suture. • Articles à usage unique. • Matériel de suture, cathéters, seringues, composants de systèmes de dialyse. • Membranes de dialyse, matrice pour matériaux composites. • Membranes.

Tableau 2.2: Utilisation de polymères synthétiques en médecine [15].

On ne dispose que de peu de matières polymères développées spécialement pour la médecine. Généralement, on emploie des matériaux courants avec un degré de pureté médical (medical grade). Ceci vaut en particulier pour les aditifs, comme aussi pour les procédés biotechnologiques. Les composants présentant un effet cancérigène ne peuvent être utilisés. On pense que la première utilisation d'un implant synthétique remonte à 1894 ; il s'agissait d'un implant développé par Frankel, servant à refermer un défaut de la voûte du crâne.

Le PE, le PP, le PVC, le PTFE, le PUR, le PMMA et le caoutchouc de silicone sont les représentants principaux de cette famille de haut polymères. Le polyuréthane est le seul matériau développé spécialement pour la médecine. On a synthétisé certains groupes pour l'utilisation en chirurgie cardiovasculaire. Le tableau 2 donne un aperçu des utilisations médicales des polymères.

2.7.2 Bio-et hémocompatibilité

Les critères de biocompatibilité sont valables sans restriction pour les polymères. En raison de la spécificité de leurs propriétés, ces matériaux présentent des différences importantes par rapport aux métaux ; en particulier en ce qui concerne leur stabilité thermique et la tendance à l'absorption d'eau.

Les propriétés des polymères varient selon les techniques de fabrication (moulage par injection sous pression ou par coulée continue, filaments), mais aussi selon les procédures de purification des monomères et les solutions employées à cet effet, ainsi que selon les procédés de polymérisation. Jusqu'à présent, il n'existe pas d'études systématiques sur l'influence de ces facteurs en relation avec des tests in vitro et in vivo.

La caractéristique principale des matériaux en contact avec le sang est l'hémocompatibilité. On entend par là :

- Qu'il n'y a pas de composés cancérigènes qui pourraient être solubilisés ;
- Que les composants qui pourraient passer en solution sont biocompatibles (bioactifs ou bioinertes) ;
- Que le polymère ne déclenche pas de réaction chroniques ce qui comprend aussi l'irritation de surfaces (compatibilité structurale).

L'interaction de la surface du matériau avec le sang et ses composants, ainsi que les réactions

qui en découlent, soit la coagulation ou la destruction cellulaire, sont des mesures de l'hémocompatibilité d'un matériau. L'énergie de surface est une grandeur caractéristique de la bioadhésion. Si on l'a considère comme un critère de biocompatibilité, alors une valeur de 20-30 mN/m est considéré comme biocompatible. Selon des corrélations avec le temps de coagulation complète, le PVC, le PE et le caoutchouc de silicone, tout comme le titane et le carbone, sont des matériaux biocompatibles [28].

2.7.3 Exemples d'utilisation

2.7.3.1 Polypropène (PP)

Depuis peu, le polypropylène n'est utilisé plus que pour des applications spécifiques, comme matériau de base par exemple pour des implants de vaisseaux artificiels. Les domaines d'utilisation classiques sont comparables à ceux du polyéthylène, soit des prothèses d'articulations de doigts, de valves cardiaques, des filtres sanguins ou du matériel de suture. La biocompatibilité est acceptable. Elle est liée à la rigidité et à la dureté élevée de ce matériau. Le PP n'est en revanche pas hémocompatible, il ne doit donc pas être utilisé en contact avec le sang ; il résiste également mal à la stérilisation, ce qui restreint considérablement son utilisation [28].

2.7.3.2 Polytétrafluoréthylène (PTFE)

Le PTFE présente une configuration symétrique et en haut degré de cristallisation.

Il fait preuve d'une forte ténacité, d'une faible dureté et a une légère tendance au fluage. Il est extrêmement hydrophobe (anti-adhérent), ne forme pas de fissures et n'adsorbe pas d'eau. A cause de l'hydrophobicité et de la bonne stabilité chimique, le PTFE est surtout utilisé comme prothèse d'osselets de l'ouïe et comme prothèse du canal urinaire. Pour des diamètres intérieurs inférieurs à 5 mm, le PTFE n'est pas adapté. Dans ce cas, on travaille au développement de matériaux de renforcement pour des dérivations artérielles.

Le caractère très hydrophobe garantit une bonne hémocompatibilité. Des vaisseaux artificiels en PTFE ne doivent donc pas être pourvus d'un revêtement. Le seul inconvénient est que des perforations, inévitables lors de la suture, ne se referment pas. Des colles microbiennes représentent une éventuelle solution à ce problème grâce à de la cellulose fabriquée par la bactérie *Acetobacter spec.*

Les caractéristiques mécaniques du PTFE limitent son emploi comme biomatériau s'il doit être soumis à des contraintes élevées. En raison de la bonne résistance à l'usure, on utilisant

du PTFE pour la fabrication de cavités articulaires de prothèses de hanches. Les contraintes s'exerçant sur cette articulation étaient cependant telles que l'abrasion de la combinaison acier /PTFE libérait des particules entraînant des réactions tissulaires qui nécessitaient finalement une nouvelle opération. Le PTFE n'est donc plus utilisé dans la fabrication d'articulations artificielles [28].

2.7.3.3 Polyméthacrylate de méthyle (PMMA)

Les acrylates, et en particulier le polyméthacrylate de méthyle, sont utilisés pour la fabrication de diverses prothèses orthopédiques, comme ciment osseux, matériau de remplissage pour la chirurgie plastique, comme lentilles de contact, lentilles implantés ou prothèses de la cornée, ou encore comme prothèses dentaires ou plombage.

Le PMMA est rigide, dur, résistant à la traction et ne se fragmente pas lors d'une cassure. L'absorption d'eau est faible, il y a donc un risque de fissuration. Le PMMA n'est d'ailleurs pas résistant à l'alcool (stérilisation).

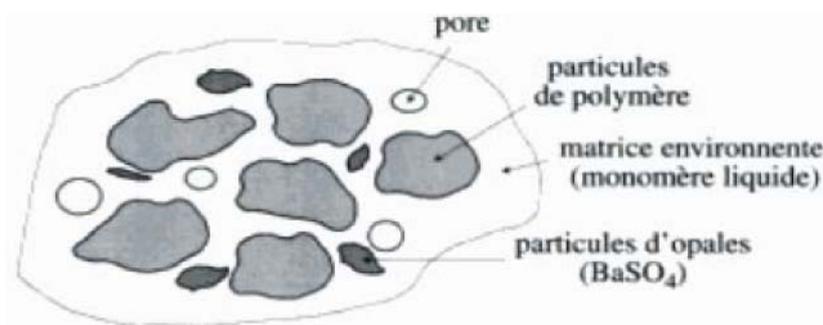


Figure 2.1 : Structure d'un ciment osseux au PMMA [28]

Le PMMA est utilisé comme ciment osseux en combinaison avec des endoprothèses (figure 19) ; il permet ainsi de remplir des vides entre l'implant et l'os. Les acrylates qui durcissent à l'air ne forment cependant pas de liaisons avec l'os, la transmission des contraintes est donc basée sur l'exactitude des formes. Pour améliorer cette dernière, on essaie d'obtenir des surfaces structurées et rugueuses sur les parties d'implant entrant en contact avec le ciment. L'utilisation de ciment permet au patient de bénéficier très rapidement de la mobilité de l'endoprothèses et d'éviter ainsi la longue période d'alitement, nécessaire pour l'incorporation d'une prothèse sans ciment.

Les propriétés des ciments osseux varient en fonction du type de ciment, de la méthode de

production, de la taille des particules et de leur répartition. Si les particules de PMMA non polymérisées sont mal réparties dans la matrice polymérisée, ceci peut conduire à des maxima locaux de tension dans le ciment et peut aller jusqu'à la formation de fissures. La polymérisation s'accompagne en plus d'une diminution du volume. Tous ces facteurs ont un effet négatif sur l'ancrage ; aux endroits où le ciment est soumis à de fortes contraintes, il peut donc finir par s'effriter. Outre les particules issues de l'abrasion aux zones sensibles de implants (tête/cavité), on trouve aussi de grandes particules de ciment dans les tissus ($\Phi \sim 100 \mu\text{m}$). La résistance à la fatigue du PMMA va de 5 à 25 Mpa. On essaie de compenser ces défauts par des implantations sans ciment ou par durcissement de ces derniers, par exemples moyennant des particules de composite PMMA/vitrocéramique.

La polymérisation est très exothermique et atteint des températures de 124°C. En provoquant la polymérisation dans une phase préliminaire hors du patient, puis en refroidissement avec une solution de Ringer, on tente de limiter les dommages causés aux tissus. Suite à la polymérisation, le ciment peut contenir jusqu'à 10% de bulles d'air. Au vu de la rapidité de la réaction, ne disposent que de 10-12 minutes pour le façonnage. En raison de la toxicité des monomères, le ciment ne devrait pas entrer en contact avec l'os durant les 4-5 premières minutes (phase préliminaire). Comme la polymérisation est incomplète, le risque de nécrose persiste après l'implantation, les monomères non polymérisés pouvant diffuser hors du ciment. On essaie de prévenir de telles réactions tissulaires en mélangeant des antibiotiques. On ajoute aussi des contrastants afin de faire des diagnostics d'écoulement sont non newtoniennes et pseudoplastiques. IL s'agit de considérer ces propriétés lors du remplissage d'une fissure.

Le PMMA présente de bonnes caractéristiques optiques et mécaniques. De ce fait, il convient pour la fabrication de lentilles de contact. Celle-ci sont faciles à découper et peuvent être polies par de la poudre de diamant. La partie intraoculaire d'une lentille peut, par exemple, être fabriquée en PMMA alors que le reste est réalisé en polypropylène [28].

2.7.3.4 Polyamides (PA)

Les polyamides sont des matières thermoplastiques semi-cristallines qui atteignent leur état tenace et dur par adsorption d'eau, de manière à ce que le taux d'humidité soit déterminant pour leurs caractéristiques mécaniques. Leur capacité d'amortissement est excellente, de même que leur résistance aux contraintes dynamiques et leur stabilité chimique. Ils génèrent

peu de frottements et sont très résistants à l'usure.

Utilisés comme implants de courte durée (membranes de dialyse), les polyamides peuvent être considérés comme biocompatibles, le PA 66 même comme hémocompatible. Après une durée prolongée, la dégradation débute, sans toutefois libérer de substance mutagène ou toxique. Le nylon est utilisé depuis des décennies comme matériau de suture [28].

2.7.3.5 Polyéthylène (PE)

Les objectifs des nouveaux PE sont de diminuer l'usure, accroissant ainsi la longévité prothétique, mais aussi de permettre l'utilisation de PE plus minces, et donc de têtes plus grosses, ce qui entraîne une augmentation de l'amplitude des mobilités et une stabilité accrue. Le PE est le seul matériau utilisable avec une bonne fiabilité dans les cotyles de petites dimensions, il s'agit d'un matériau qui pardonne les insuffisances de position et les instabilités. La tolérance aux sublaxations est essentielle lorsque les prothèses sont sollicitées par des activités sportives comportant des chocs itératifs [27].

2.8 CONCLUSION

Les utilisations des polymères dans le domaine des biomatériaux sont extrêmement nombreuses, grâce à leur bonne stabilité chimique qui explique une excellente résistance à la corrosion, leur faible densité, leur mise en forme en règle générale très facile, à relativement basse température, et leur facilité et la diversité de conditionnement.

La biocompatibilité des implants polymériques peut être affectée par la présence de polymères à bas poids moléculaire, 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.

La plupart des conditions conduisant à la dégradation des polymères (température, radiations, oxydations...) ne se trouvent pas dans un organisme vivant, mais avec des réactions de biodégradation entraînent des modifications des propriétés techniques des matériaux, perte de résistance mécanique ou modification de la plasticité des polymères.

Chapitre 03

Les Matériaux Utilisés Dans Les PTH

3.1. Introduction

Les matériaux constitutifs d'une prothèse sont séparés en trois catégories ; les matériaux de soutien, assurant la fixation mécanique, les matériaux de frottement, assurant le glissement des surfaces articulaires et les matériaux d'ancrage, assurant la fixation de la prothèse à l'os. Les matériaux de soutien ne sont presque qu'exclusivement des métaux, comme les aciers. Leurs principaux inconvénients sont leur toxicité et leur plasticité. Les alliages chrome-cobalt offrent une résistance extrêmement élevée à la rupture. Par ailleurs, ils ne se déforment presque pas et ont surtout une capacité remarquable de glissement sur les surfaces polies. Le titane et ses alliages à base d'aluminium et de vanadium présentent aussi de nombreux avantages :

Une bonne biocompatibilité, une plasticité faible, une bonne résistance à la fatigue et une faible densité. Bien qu'il existe des allergies à certains métaux pris individuellement, le chrome et le cobalt en particulier, ces manifestations allergiques n'ont été signalées que dans le cas d'une application cutanée. À l'heure actuelle, aucune allergie aux pièces prothétiques métalliques ou non n'a été notée, et il n'y a donc pas de risque de rejet par un mécanisme allergique. Dans le cas des matériaux de frottement, il ne faut pas considérer le matériau seul mais plutôt son interaction avec le matériau de soutien : il faudra donc envisager l'utilisation de couples de matériaux. Ainsi, on peut se servir de trois couples de matériaux au niveau des zones de frottement : métal sur PE, céramique sur PE et céramique sur céramique. Le polyéthylène est le matériau qui remplace le mieux le cartilage naturel, mais son usure précoce est source de débris⁶ et serait donc la cause du descellement de la prothèse⁷. L'alumine, la céramique la plus utilisée en orthopédie, présente une remarquable biocompatibilité et entraîne dix fois moins de débris de PE par frottement que ne le ferait un métal dans les mêmes circonstances. La céramique n'est pour l'instant que peu utilisée pour les prothèses du genou, car il est difficile de réaliser des formes complexes en céramique à des prix concurrentiels. Enfin, il existe deux méthodes pour ancrer la prothèse à l'os : utiliser une résine acrylique polymérisant *in situ*, ou laisser croître naturellement l'os à la surface de la prothèse. Actuellement, tous ces matériaux font l'objet de nombreuses recherches visant à en améliorer les performances mécaniques ainsi que la biocompatibilité, dans le but de se rapprocher au mieux des qualités de l'articulation naturelle.



Figure 3.1. Schéma de prothèse totale de hanche

3.2. Biocompatibilité et biocompétence

Les matériaux destinés à être en contact permanent ou provisoire avec les systèmes biologiques doivent obéir à des règles très strictes, notamment de biocompatibilité et de biocompétence, pour pouvoir être utilisés en pratique médicale.

La biocompatibilité est définie par l'absence de réaction de l'organisme vis à vis d'un matériau sous la forme d'un élément complet ou sous forme de produits d'usure ou de corrosion susceptibles d'être libérés par cet élément. La biocompétence est caractérisée par la capacité du matériau à supporter les contraintes mécaniques qu'il est supposé subir. Ces deux propriétés sont regroupées sous le terme de biofonctionnalité, ou aptitude d'un matériel à remplir la fonction attendue pendant la durée prévue.

Toutes les prothèses, quel qu'en soit le mode de fixation - avec ou sans ciment -, sont soumises aux mêmes principes biologiques [29] : la réaction de l'organisme aux corps étrangers microscopiques (débris d'usure du polyéthylène de la cupule, débris acryliques ou d'hydroxyapatite [30], produits de la corrosion métallique). Ces mécanismes ne sont pas spécifiques des arthroplasties mais font appel aux processus généraux de l'inflammation et à ses médiateurs, ou plus exceptionnellement aux mécanismes immunologiques.

La dimension des particules d'usure détermine le type de réaction de l'organisme [29] : lorsque les fragments sont très petits - de l'ordre du micron - (débris d'hydroxyapatite, par exemple), ou de forme très irrégulière (débris d'alliage de titane, par exemple), il se produit une réaction macrophagique intense, même si les particules sont en quantité modérée. La

réaction macrophagique se traduit par une résorption osseuse, ou ostéolyse, qui à la longue déstabilise la prothèse. Les particules de plus de 10 microns, trop volumineuses pour être phagocytées, sont entourées de cellules géantes et de tissu fibreux qui apparaît radiologiquement sous la forme d'un liseré radiotransparent [SCHM92- 1, VAN H99] et ne donnent pas naissance à un granulome inflammatoire. Les ions métalliques libérés au contact de l'implant [31] passent dans la circulation générale et sont retrouvés dans des viscères (rate, foie, poumon, rein) et des muscles. La résorption osseuse peut avoir d'autres origines. Elle peut être liée à la trophicité de l'os porteur et notamment à l'ostéoporose. Plus souvent, la résorption osseuse est due aux contraintes mécaniques exercées par la prothèse sur le support osseux.

3.3 - Matériaux constitutifs des implants prothétiques

3.3.1 Les alliages métalliques

Ils constituent l'ensemble des tiges fémorales, certaines têtes fémorales et la plupart des coques externes des cupules lorsqu'elles existent :

3.3.1.1 Aciers inoxydables :

Seuls sont utilisés les aciers austénitiques [31] qui sont amagnétiques et résistants à la corrosion. L'alliage 316L contenant 0,03% de carbone constitue le meilleur acier orthopédique. Il est particulièrement destiné à la fabrication d'implants permanents comme les prothèses. Sa teneur en carbone améliore sa résistance à la corrosion en milieu biologique. Sa teneur en chrome, égale à 12% au minimum, assure une passivation par une couche d'oxyde de chrome. Ses propriétés mécaniques sont les suivantes : module d'Young $E = 200$ GPa, limite élastique $a_e = 280$ MPa, contrainte à la rupture en traction $a_r = 520$ MPa, résistance à la fatigue $a_f = 250$ MPa. L'acier inoxydable reste cependant sensible à la corrosion *in vivo* [33] avec relargage d'ions (Ni^{2+} , Cr^{3+} , Cr^{6+}) et ce d'autant plus qu'il existera des micromouvements de l'implant. Il est également très rigide.

3.3.1.2 Alliages à base de cobalt :

Leur utilisation fait suite aux résultats obtenus par les odontologistes [DELA93- 1] dans la fabrication de prothèses dentaires. Ils sont bien tolérés, très durs et peu déformables. Ils peuvent être moulés selon le principe de la cire perdue (vitallium, vinertia, zimalloy, stellite HS 21) ou forgés (vitallium forgé, Protasul 2 (Cr, Co, Mo), Protasul 10 (Cr, Ni, Co, Mo)). Les alliages moulés, composés de 63 à 65% de cobalt, 26 à 30% de chrome, 4

à 7% de molybdène et de moins de 2,5% de nickel, sont difficiles à usiner mais, du fait de leur dureté, sont bien adaptés pour constituer des surfaces de frottement. La composition et les propriétés mécaniques des alliages forgés varient d'un alliage à l'autre. Citons pour mémoire celles du Protasul 10 : $E = 220 \text{ GPa}$, $\sigma_e = 640 \text{ MPa}$, $\sigma_r = 835 \text{ MPa}$, $\sigma_f = 530 \text{ MPa}$. La passivation [PASS93] de la surface par une couche de chrome assure une excellente résistance à la corrosion. Malgré cela, il existe toujours une dissolution passive du métal. Si ces alliages résistent mieux à la corrosion que les aciers inoxydables, ils sont également très rigides.

3.3.1.3 alliages à base de titane :

On les rencontre sous deux formes : le Protasul 64 WF (Ti6Al4V) et le Protasul 100 (Ti6Al7Nb) qui ne contient pas de vanadium. Le vanadium serait responsable de réactions d'intolérance. Ils sont caractérisés par une bonne résistance à la fatigue et par un module d'élasticité deux fois moins élevé que celui des aciers inoxydables et des alliages de cobalt-chrome : $E = 110 \text{ GPa}$. Leur dureté médiocre les rend inadaptés pour constituer des surfaces de frottement. Il existe un risque d'abrasion de la couche de dioxyde de titane et de corrosion [34] en présence de ciment.

3.3.2 Les céramiques

Deux céramiques sont actuellement utilisées comme matériau des têtes fémorales : l'alumine Al_2O_3 et la Zircone ZrO_2 .

3.3.2.1 L'alumine :

En réponse aux problèmes liés à l'usure du polyéthylène, Boutin introduisit le premier un couple articulaire alumine – alumine en 1970. Dans le domaine médical, cette céramique doit répondre à un cahier des charges très précis [35] : densité supérieure à 3,93 ; taille de grains inférieure à 6 micromètres ; résistance à la flexion $> 500 \text{ MPa}$; résistance à la compression $> 4\,000 \text{ MPa}$; résilience – résistance aux chocs : 45 N/cm^2 . Ce matériau présente une excellente résistance à toutes les formes de corrosion, une bonne biotolérance sous forme massive et sous forme de particules, une densité élevée et une structure cristalline très fine permettant d'avoir un excellent état de surface après polissage, l'indice de rugosité R_a pouvant atteindre $0,01 \text{ }\mu\text{m}$, une mouillabilité et une dureté élevées. Ces propriétés lui confèrent des caractéristiques d'usure et de frottement remarquables. Cependant, la différence importante entre les modules d'Young de l'alumine (380 GPa), de l'os sous-

chondral ($\approx 0,2$ à $2,2$ GPa) et du ciment (≈ 3 GPa), de même que l'absence de propriétés d'amortissement de l'alumine peuvent être à l'origine, lorsqu'elle est utilisée comme matériau de la cupule, d'un taux de descellement supérieur à celui enregistré pour des cupules en polyéthylène cimentées [35]. L'alumine est un matériau fragile qui résiste peu aux chocs et qui supporte mal une répartition des contraintes non uniforme.

Les couples céramiques – céramique ont conduit à de nombreux problèmes tels que des fractures de cupules ou une usure inexplicquée [36] rapidement évolutive dès la libération des premiers débris de céramique. Par ailleurs, la pureté de l'alumine doit être maximale pour éviter les fissures entre les grains et la sphéricité de la tête doit être parfaite au micromètre près.

3.3.2.2 la zircone :

Généralement stabilisée à l'aide d'additifs (MgO , CaO , Y_2O_3 , Al_2O_3 ,...) dont le taux varie entre 5 et 10% [35], elle possède une bonne résistance à toutes les formes de corrosion, de bonnes caractéristiques mécaniques (densité : 6,02 ; résistance à la flexion : 900 MPa ; module d'élasticité : 210 GPa ; résistance à la compression : 2 500 MPa), une bonne résistance à l'usure et au frottement. Elle semble avoir une bonne biotolérance massive et sous forme de fines particules, qui reste cependant à confirmer. Des cas de rupture fragile de têtes fémorales ont été rapportés. Des phénomènes de rupture de têtes en zircone par instabilité au cours du temps ont également été observés.

3.3.3 - Le polyéthylène

Le polyéthylène actuellement retenu en orthopédie comme matériau des cupules est l'UHMWPE (Ultra High Molecular Weight PolyEthylene). C'est un matériau viscoélastique dont le module d'élasticité, voisin de 0,7 GPa, est plus proche de celui du ciment et de l'os que les alliages métalliques ou la céramique et dont les propriétés d'amortissement [37] ménagent l'ancrage os-ciment. Sa biocompatibilité est excellente même vis à vis des particules de polyéthylène si leur quantité reste suffisamment faible pour permettre l'élimination des débris.

Le problème essentiel du polyéthylène est son usure par abrasion liée à la présence d'un troisième corps ou d'irrégularités sur la surface (métal ou céramique) en regard du polyéthylène : par adhérence (liée à l'élimination par le frottement des irrégularités à la

surface du polyéthylène), par fatigue (liée au vieillissement et qui apparaît à partir de la 8^{ème} année) ou par fluage. Les prothèses cimentées ont une grande longévité si l'épaisseur du polyéthylène est de l'ordre de 10 mm (8 mm en fond de rainures). Dans ce cas, le polyéthylène joue le rôle d'un répartiteur de forces, évitant toute surcharge localisée du ciment autour de la cupule [38]. Ceci explique sans doute la longévité des prothèses de Charnley, où, en raison du faible diamètre de la tête fémorale, une épaisseur importante de la cupule a pu être conservée.

Dans le cas contraire, le polyéthylène flue et se déforme, entraînant des sollicitations anormales du ciment, au pôle supérieur de la tête, avec dégradation du ciment, granulome acrylique et descellement à partir du pôle supéro - médial de la prothèse.

3.4. Conclusion

Les matériaux utilisés pour l'élaboration d'une prothèse doivent être biocompatibles, résister à la corrosion et aux fractures de fatigue du matériel. Trois familles de matériaux sont utilisées : les métaux, les céramiques et les polymères.

Les métaux les plus utilisés sont les aciers inoxydables, les alliages chrome-cobalt et les alliages de titane. La tige fémorale des prothèses non cimentées est le plus souvent métallique et en particulier en alliage de titane. En effet, cet alliage présente une excellente biocompatibilité, mais il présente aussi une résistance à la corrosion importante ainsi qu'une résistance mécanique élevée. Les céramiques sont généralement l'alumine et le zircon. Enfin, le principal polymère utilisé pour des applications orthopédiques est le polyéthylène haut densité.

Chapitre 04

Techniques d'homogénéisation des matériaux composites

4.1. Introduction

La voie d'étude la plus réalisée et la plus naturelle pour les matériaux composites est de considérer ces dernières comme des matériaux macroscopiquement homogènes. Cette technique, qui est connue sous le nom d'homogénéisation. On va donc présenter les technique d'homogénéisation des matériaux composites et de fournir des résultats sur le composite homogène à partir de la connaissance des caractéristiques thermomécaniques des constituants et de la disposition des renforts. Les calculs seront développés dans les domaines de comportement élastique, et viscoélastique linéaires.

A une échelle suffisamment petite, tous les matériaux sont hétérogènes, même les matériaux communément appelés homogènes. Cependant, lors de la conception d'une structure macroscopique, l'échelle est si grande que l'on observe une moyenne statistique des propriétés microscopiques et il est licite de faire l'hypothèse de continuité de la matière. Une fois l'hypothèse de continuité est admise, le concept d'homogénéité s'en déduit. Le milieu homogène est celui qui possède des propriétés identiques en chaque point.

Pour l'ingénieur, le concept d'hétérogénéité intervient chaque fois que les propriétés varient en fonction du point. Cette variation peut être soit continue, soit discontinue, ce qui est le cas dans les matériaux composites. Pour un matériau composite, les propriétés ponctuelles subissent des discontinuités au passage des interfaces entre les différentes phases constituantes qui, par contre, sont généralement considérées comme homogènes et isotropes.

Supposons que l'on ait une phase notée 2, dont les inclusions sont dispersées dans une phase notée 1 formant ce qu'on appelle la matrice. il existe généralement une dimension caractéristique de l'hétérogénéité. En pratique, cette distance est une moyenne qui détermine le reflet d'une distribution statistique. Par exemple, pour un composite unidirectionnel, la dimension caractéristique est la distance entre deux fibres. Supposons que l'échelle de la nonhomogénéité soit petite en comparaison de l'échelle de la structure et de la distance caractéristique avec laquelle les charges et les conditions aux limites varient. Supposons également que cette échelle reste assez grande pour que l'on puisse toujours appliquer une théorie des milieux continus. On peut alors exhiber *une échelle représentative pour un calcul de moyenne de dimension d* à partir de laquelle les propriétés du matériau peuvent être moyennées avec une bonne précision. Si les propriétés effectives déduites de l'analyse de tout l'échantillon de dimension d sont indépendantes de l'endroit où il est

prélevé, on parle d'*homogénéité statistique*. L'échelle à laquelle on fait le calcul de moyenne se situe entre l'échelle microscopique (les constituants) et l'échelle macroscopique (la structure), de sorte qu'elle est appelée par certains auteurs *échelle mésoscopique ou miniscopique*. Si une telle dimension existe et si on peut parler d'homogénéité statistique, le matériau peut être considéré comme homogène et le calcul de la structure globale peut être réalisé avec ses propriétés moyennes. On parle alors d'*homogénéité macroscopique*. Le processus par lequel un matériau hétérogène à l'échelle microscopique est "rendu homogène" est encore appelé le processus d'*homogénéisation*.

L'approche du comportement de tout composite peut se faire à deux niveaux :

- la *macromécanique* qui assimile le composite (ou un de ses éléments comme le pli du stratifié) à un *matériau homogène équivalent* et représente ses propriétés par des grandeurs effectives comme, par exemple, les constantes élastiques de l'ingénieur que sont les modules et coefficients de Poisson ;

Donc la macromécanique propose des relations entre les contraintes et les déformations externes appliquées ou subies par le composite.

- la *micromécanique* qui développe des solutions pour *estimer les grandeurs effectives* précédentes à partir des propriétés des composants, de la taille, de la forme de la fraction volumique et de l'arrangement des renforts.

Donc la micromécanique lie les propriétés des constituants à celle du composite.

4.2. La théorie micromécanique

L'utilisation des définitions opérationnelles de la science des matériaux pour modéliser et pour calculer la valeur des coefficients homogénéisés fait l'objet de la théorie micromécanique.

Depuis les années 60, l'analyse micromécanique a fait l'objet de nombreux travaux dont les principaux résultats peuvent être trouvés dans plusieurs ouvrages de synthèse : Hashin [39], Christensen [40] ou Aboudi [41] par exemple. L'approche micromécanique étudie le comportement d'un élément de volume représentatif (V.E.R) au moyen des outils de la mécanique des solides en faisant éventuellement des hypothèses

On distingue deux approches possibles pour déterminer les coefficients moyens. Dans l'approche directe, les coefficients élastiques moyens E_{ij}^* et S_{ij}^* sont ceux qui relient les déformations moyennes $\bar{\varepsilon}_{ij}$ et les contraintes moyennes sur un volume représentatif de dimension

$$\bar{\sigma}_{ij} = E_{ijkl}^* \bar{\varepsilon}_{kl} \quad (4.1)$$

$$\bar{\varepsilon}_{ij} = S_{ijkl}^* \bar{\sigma}_{kl} \quad (4.2)$$

Pratiquement, on les détermine en appliquant des conditions de contrainte ou de déformation sur la frontière appelées *conditions aux limites "homogènes"*, c'est-à-dire des conditions aux limites qui produiraient des champs de déformation ou de contrainte homogènes dans un corps homogène. Le théorème de la déformation moyenne Aboudi montre que l'application de conditions "homogènes" de déformation sur la frontière d'un échantillon de référence de volume V produit une déformation moyenne identique à celle que l'on applique sur la frontière $\bar{\varepsilon}_{ij} = \varepsilon_{ij}^0$

Dans ces conditions, il suffit de calculer les contraintes moyennes pour des déplacements homogènes bien choisis, pour déterminer les coefficients élastiques moyens. On obtient un résultat similaire, connu sous le nom de théorème de la contrainte moyenne, lorsqu'on applique des conditions aux limites "homogènes" sur les contraintes : $\bar{\sigma}_{ij} = \sigma_{ij}^0$

- La seconde manière de procéder est de passer par les grandeurs énergétiques. L'*approche énergétique* se base sur le théorème du travail virtuel, écrit dans le cas particulier de conditions aux limites homogènes :

$$U_{\varepsilon} = \frac{1}{2} E_{ijkl}^* \bar{\varepsilon}_{ij} \bar{\varepsilon}_{kl} = W_{\varepsilon} V \quad (4.3)$$

$$U_{\sigma}^c = \frac{1}{2} S_{ijkl}^* \bar{\sigma}_{ij} \bar{\sigma}_{kl} = W_{\sigma}^c V \quad (4.4)$$

Où et sont les densités d'énergie calculées par unité de volume de référence de volume V . Il suffit alors d'appliquer des conditions aux limites homogènes bien choisies et de calculer l'énergie élastique sur le volume de référence pour déterminer les coefficients homogénéisés. On peut démontrer que l'approche énergétique est équivalente à l'approche directe

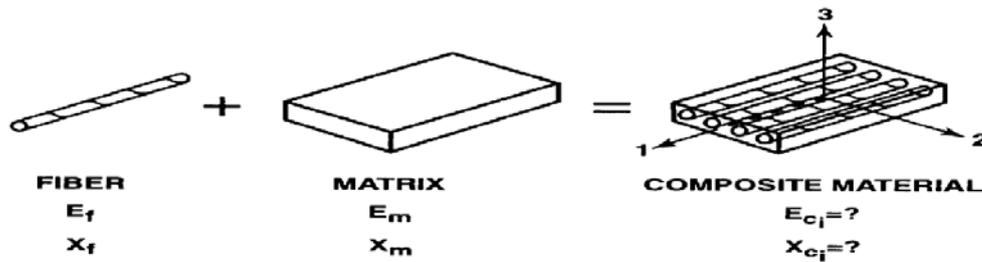


Figure 4-1 : déterminations des caractéristiques du matériau composite à partir de celles ses Constituants

4.3. Homogénéisation

4.3.1. Notion d'homogénéisation d'un composite quelconque

Les propriétés d'un matériau composite : sont déterminées, en premier lieu par quatre types d'informations présentent ou non un caractère aléatoire suivant la nature du matériau :

- **la géométrie des inclusions**
- **la répartition des inclusions** qui est en fait toujours aléatoire quel que soit le soin apporté à la fabrication,
- **les propriétés physiques des inclusions,**
- **la nature de l'interface entre les différentes inclusions.**

Dans les modèles classiques d'homogénéisation, seules les trois premières propriétés sont prises en considération, la quatrième étant idéalisée en admettant que l'interface est parfaite, c'est -à-dire que les efforts et les déplacements sont supposés continus d'une inclusion à l'autre.

Il faut cependant noter que l'interface est le point crucial des propriétés des matériaux composites car d'elle dépendent pratiquement toutes les propriétés [42]. Cette interface est particulièrement travaillée avec soin dans les composite réfractaire(C/C, Si/Al, etc.) pour

éviter la rupture et la propagation des fissures. Il faut également souligner que les propriétés physique ne sont aléatoires que par la répartition et la géométrie des inclusions et sont définies au point x de la structure Ω de la manière suivante :

$$P\sigma_{ij}(x, \sigma_{ij})d\sigma_{ij}$$

Est la probabilité de trouver au point x la structure composite Ω , la composante d'ordre ij du tenseur des contraintes $\sigma = (\sigma_{ij})$ comprises entre σ_{ij} et $\sigma_{ij} + d\sigma_{ij}$;

$P_p(x + \rho)d\rho$ est la probabilité de trouver au point x une masse volumique ρ et $(\rho + d\rho)$

La contrainte moyenne au point x et la masse volumique moyenne au point x sont alors données par les deux espérances mathématiques suivantes :

Enfin, on prendra garde de ne pas confondre phases et constituants d'un matériau. On entend par nombre de constituants NC le nombre minimal de matériau constituant le composite et par nombre de phases N le nombre minimal de constituants ayant les mêmes propriétés physique dans un repère donné : $NC \leq (2.7)$

Un stratifié dont le motif comporte par exemple quatre plis constitués d'un même matériau anisotrope orienté respectivement à $0^\circ, +45^\circ, -45^\circ, 90^\circ$ contient 1 constituant et 4 phases

4.3.2 Volume élémentaire représentatif :

Dans la réalité, il est illusoire de vouloir connaître la densité de probabilité d'un champ (contrainte, masse volumique, déformation, etc.) en chaque point x de la structure. L'évolution spatiale de cette dernière traduit l'ordre régnant dans le matériau et cette densité de probabilité est considérée comme définie par la loi conjointe de sa variable aléatoire sur n points $p(x_1), p(x_2); \dots p(x_n)$ par exemple pour la masse volumique].

On parle ainsi d'une description à $1, 2, \dots, n$ points [43]. Un autre point de vue consiste à apprécier loi de probabilité au point x par ses divers moments probabilistes : moment d'ordre 1 ou espérance, moments d'ordre 2 centré ou variance, etc. suivant le degré de connaissance de ces moments $(1, 2, 3, \dots, n)$ on parle de degré d'homogénéité du matériau [44]. On se contente en général du degré 1 qui est celui relatif à la moyenne ou à l'espérance mathématique qui introduit la notion classique d'homogénéité du matériau composite, ou du matériau statistiquement homogène . Cette notion d'homogénéité est liée à la possibilité

de définir dans le matériau un volume élémentaire représentatif (V. E. R.) sur lequel la moyenne spatiale du champ considéré coïncide avec la moyenne probabiliste du même champ au point x . x est un point particulier de VER., en générale le centre géométrique, et ce volume élémentaire représentatif est indépendant du point x : le V.E.R. est une sorte de masque que l'on peut poser en 'importe quel point du matériau. Cette notion d'homogénéité fait donc appel à la notion générale d'ergodicité qui consiste à remplacer les moyennes probabilistes par les moyennes spatiales (ou autre suivant la théorie) sur le V.E.R. le lien entre les milieux aléatoires et les milieux périodiques (milieux totalement ordonnés dans lesquels le V.E.R. est la période) à été réalisé par Kroner en 1980 [45].

Le volume élémentaire représentatif (V.E.R.) joue pour les matériaux hétérogènes le rôle classique de l'élément de volume de la mécanique des milieux continus. Afin de traduire la notion d'homogénéité d'une grandeur ou de la valeur efficace de cette grandeur ; on distingue classiquement deux échelle :

:

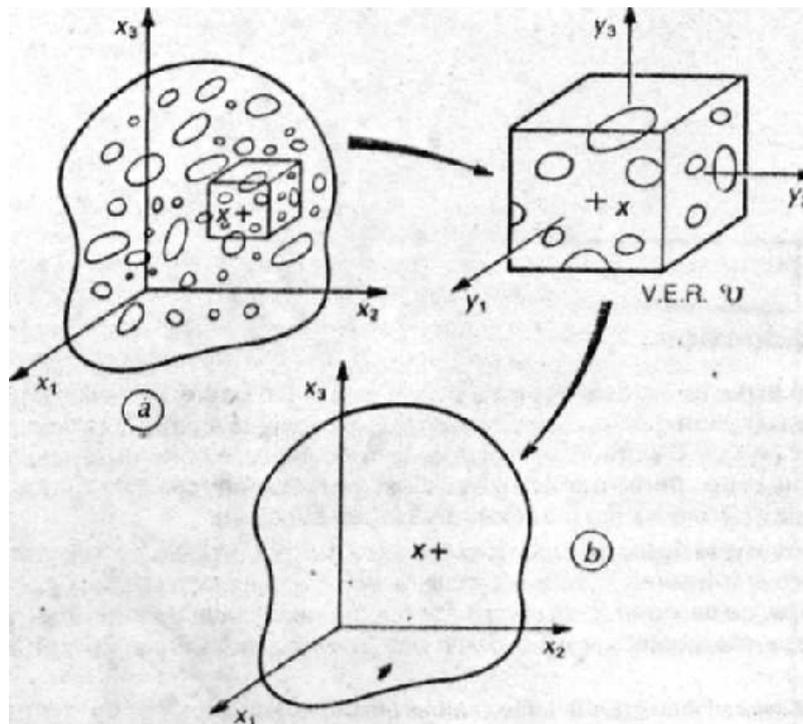


Figure 4.2 : Milieu hétérogène (a) .et milieu macroscopiquement (b) relies V.E.R

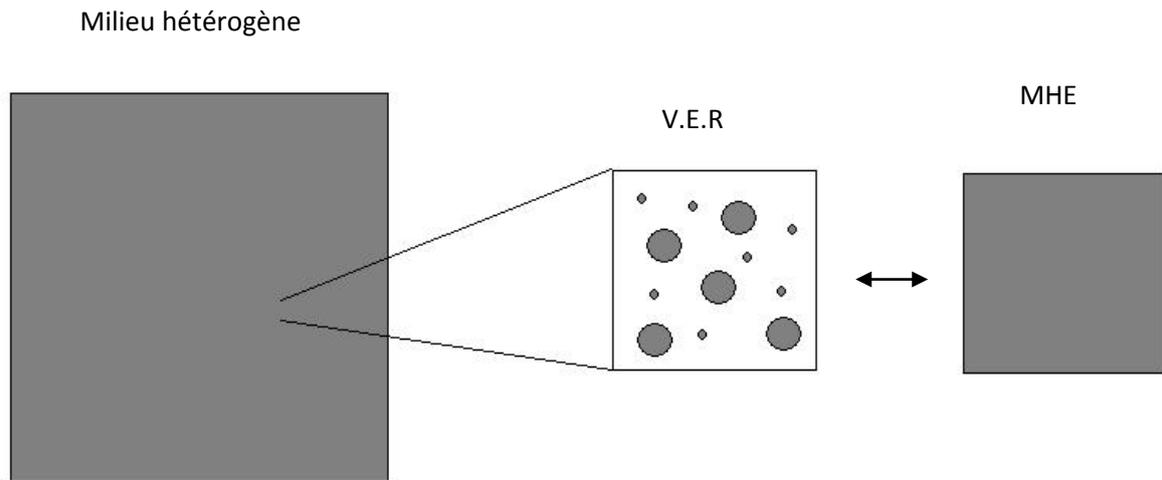


Figure 4.3 : Volume élémentaire représentatif

Le milieu composite est relié au milieu homogène ou macroscopiquement homogène par le choix ou la modélisation du V.E.R. qui définit en premier lieu les différentes théories de l'homogénéisation. Il est important de souligner que le V.E.R. ne présente aucun caractère aléatoire et n'est pas nécessairement un prélèvement du milieu composite. Les modèles de V.E.R. les plus couramment rencontrés sont :

- des assemblages de sphères ou de cylindre à base hexagonale ou circulaire qui respectent les pourcentage volumique de chaque phase ;
- des milieux infinis qui sont intéressants pour les faibles concentrations de particules et sont connus sous le nom de modèles auto-cohérents (self-consistent) [46] ;
- des cellules ou périodes de base dans le cas de milieux à structure périodique (stratifiés, tissus, etc.) [47].

Les milieux périodiques méritent une attention particulière, non seulement à cause de leur application en construction (milieux à haute performance) mais aussi à cause des méthodes mises en œuvre pour les étudier. En effet, lorsque les développements possèdent un caractère très rigoureux

[48], même s'ils n'apportent pas de résultats nouveaux, ils sont très efficaces dans la justification des diverses approximations rencontrées.

La notion générale d'ergodicité va se traduire sur le V.E.R., pour les contraintes et les déformations, par les égalités suivantes :

$$\begin{cases} E[\sigma_{ij}(x)] = \bar{\sigma}_{ij}(x) \\ E[\varepsilon_{ij}(x)] = \bar{\varepsilon}_{ij}(x) \end{cases} \quad (4.5)$$

Dans lesquelles les moyennes $\bar{\sigma}_{ij}$ et $\bar{\varepsilon}_{ij}$ sont définies par

$$\begin{cases} \bar{\sigma}_{ij}(x) = \frac{1}{V} \int_V \sigma_{ij}(x,y) dy \dots \dots \dots \text{Contraintes macroscopiques} \\ \bar{\varepsilon}_{ij}(x) = \frac{1}{V} \int_V \varepsilon_{ij}(x,y) dy \dots \dots \dots \text{Déformations macroscopiques} \end{cases} \quad (4.6)$$

Avec V volume du V.E.R. et $dy = dy_1 dy_2 dy_3$, de l'élément de volume correspondant.

La loi de comportement thermomécanique effective du milieu homogène du composite sera obtenue en liant la contrainte macroscopique $\bar{\sigma}(x) = (\bar{\sigma}_{ij}(x))$ à la déformation

Macroscopique $\bar{\varepsilon}(x) = (\bar{\varepsilon}_{ij}(x))$ en utilisant les relations (4.6) et les lois locales liant (x, y) à (x, y) Cette opération est connue sous le nom de processus d'homogénéisation.

Le processus inverse, le plus délicat, qui permet d'obtenir le champ local (x) et $\varepsilon(x)$ en fonction des grandeurs macroscopiquement $\bar{\sigma}(x)$ et $\bar{\varepsilon}(x)$ est dit processus localisation ou micromécanique. Le but recherché est résoudre un système d'équation qui traduit l'équilibre du V.E. R. et dont les inconnues sont les micros contraintes (x, y) et les micros déplacements $U(x, y)$ dont les données sont les grandeurs moyennes

Les problèmes statiques sont régis par les équations d'équilibre locales suivantes :

$$\bar{\sigma}(x) = \sigma^0(x) \text{ et } \bar{\varepsilon}(x) = \varepsilon^0(x)$$

➤ loi de comportement locale (4.7)

➤ $\frac{\partial \sigma_{ij}}{\partial y_{ij}} = 0 \quad i=1, 2, 3$ dans u (équilibre locale) (4.8)

➤ $\bar{\sigma}_{ij} = \sigma^0_{ij}$ Ou $\bar{\varepsilon}_{ij} = \varepsilon^0_{ij}$ (4.9)

Avec
$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2} \left[\frac{\partial U_i}{\partial Y_j} + \frac{\partial U_j}{\partial Y_i} \right]$$

Un calcul simple à partir de la définition des dérivées partielles [49] permet d'établir que :

$$\overline{\frac{\sigma_{ij}}{\partial X_j}} = \left[\overline{\frac{\sigma_{ij}}{\partial Y_j}} \right] \quad i=1, 2, 3 \quad (4.10)$$

La relation (4.10) montre donc que, dans le cas général, la relation d'équilibre locale implique l'équilibre du milieu homogène représentatif. Signalons que la présence de champ de déplacement discontinu (théorie des charge limites [50], présence de trous) amène à définir la déformation moyenne par une relation plus générale que la définition (4.6) et donnée par :

$$\varepsilon_{ij}(x) = \frac{1}{2V} \int_V [U_i(x, y)n_j + U_j(x, y)n_i] dS \quad (4.11)$$

Avec $n = (n_i)$ vecteur normal unitaire extérieur à la frontière V du V. E. R. V le théorème de la divergence pour les fonctions continues :

$$\int_V \frac{\partial U_i}{\partial y_j} dy = \int_V U_i n_j ds$$

Le problème de mécanique défini par les relations (4.7), (4.8), (4.9), est différent d'un problème classique car le chargement s'effectue en moyenne sur la frontière V ce qui n'est pas véritablement une condition aux limites. cette absence de condition aux limites doit être compensée par des condition aux frontières du V.E. R. qui reproduisent aussi fidèlement que possible l'état in Situ du V.E.R. dans le milieu hétérogène. La différente théorie d'homogénéisation différente non seulement par le choix du V.E. R. mais aussi par le choix des conditions à la frontière à appliquer sur bord u du V. E. R.

4.3.3 Conditions aux limites sur le V.E.R.

Le volume élémentaire représentatif joue, alors, le rôle classique de l'élément de volume en mécanique des milieux continus. Il doit donc comporter le contenu énergétique de l'élément de volume, propriété que l'on peut traduire par l'égalité entre les moyennes des contraintes et des déformations par :

$$\overline{(\sigma_{ij} \varepsilon_{ij})} = \overline{\sigma_{ij} \varepsilon_{ij}} \quad (4.12)$$

La relation (4.12) est connue sous le nom d'égalité de macro-homogénéité de Hill. Trois type de conditions aux limite sur le bord du V.E.R. sont classiquement envisagés pour remplacer les conditions (4.9) parce qu'elles respectent l'égalité de macro-homogénéité (4.12)

Le processus de micromécanique défini par les équations locales (4.7), (4.8), (4.9) s'écrit alors de la manière suivante :

➤ La loi de comportement locale (4.13)

➤ Equations d'équilibre locales dans u :

$$\frac{\partial \sigma_{ij}}{\partial y_j} = 0, i = 1, 2, 3.. \quad (4.14)$$

➤ Conditions aux limites sur :

$$\text{- contraintes homogènes : } \sigma_{ij} n_j = \sigma_{ij}^0 n_j \quad i=1, 2, 3 \quad (4.15)$$

Ou

$$\text{-déformations homogènes : } U_i = \sigma_{ij}^0 n_j \quad i=1, 2, 3 \quad (4.16)$$

Ou

-condition de périodicité :

$$\begin{aligned} \sigma_{ij} n_j \text{ Antipériodique en } y = (y_i); U_i = \varepsilon_{ij}^0 + U_i^* \\ U_i^* \text{ Périodique en } y = (y_i) \end{aligned} \quad (4.17)$$

Dans ces conditions les tenseurs $\sigma^0 = (\sigma_{ij}^0)$ et $\varepsilon^0 = (\varepsilon_{ij}^0)$ sont des données que nous allons

Interpréter, et $n = (n_i)$ est le vecteur normal unitaire extérieur à \mathcal{V}

Dans les conditions (4.17), propres aux milieux périodiques, l'antipériodicité du vecteur contrainte provient du fait que, sur les faces opposées, les vecteurs contraints sont opposés. Il est clair que dans de tels milieux les champs de contrainte $\sigma(x, y)$

ou de déformation $\varepsilon(x, y)$ ne sont pas parfaitement périodiques mais que leurs fluctuations sont périodiques en y à une distance suffisante du bord de la structure. En générale, les conditions aux limites (4.15), (4.16), (4.17), ne sont pas équivalentes entre elle et aucune n'est équivalente aux conditions de périodicité (4.17) dans le cas particulier des milieux périodiques.

L'intégration des relations d'équilibre locale (4.14) montre que la contrainte moyenne sur le V.E.R. a pour expression :

$$\overline{\sigma}_{ij} = \frac{1}{V} \int \frac{\partial (\sigma_{ik} y_j)_i}{\partial y_k} dy \quad (4.18)$$

En appliquant le théorème de la divergence à la relation ci-avant et en tenant compte des conditions de contraintes homogènes (4.14), il vient :

$$\overline{\sigma}_{ij} = \sigma^0_{ij} \quad (4.19)$$

L'égalité (4.11), compte tenu des conditions en déformations homogènes ou périodicité (4.15) ou (4.16) , montre de même que la déformation moyenne dans le V.E.R. a pour valeur :

$$\overline{\varepsilon}_{ij} = \varepsilon^0_{ij} \quad (4.20)$$

Les égalités (4.19) et (4.20) permettent donc d'interpréter d'une part les données comme des valeurs moyennes et montrent d'autre part que l'égalité de macro-homogénéité est satisfaite. En effet, les équations d'équilibre locales (4.14) et le théorème de la divergence fournissent la relation suivante :

$$\overline{(\sigma_{ij} \varepsilon_{ij})} = \frac{1}{2V} \int (U_i n_j + U_j n_i) dS \quad (4.21)$$

Si bien que

$$\overline{(\sigma_{ij} \varepsilon_{ij})} = \left\{ \begin{array}{l} \sigma^0_{ij} \overline{\varepsilon}_{ij} [\text{condition}(2.18)] \\ \overline{\sigma}_{ij} \varepsilon^0_{ij} [\text{conditions}(2.19)\text{ou}(2.20)] \end{array} \right\} \approx \overline{\sigma}_{ij} \varepsilon_{ij} \quad (4.22)$$

L'égalité de macro-homogénéité s'interprète comme le principe des travaux virtuels sur le V.E.R. le travail moyen des efforts intérieurs [premier membre de l'égalité (4.15)] est égal au travail moyen des efforts extérieurs [second membre de l'égalité (4.15)].

4.4 Caractérisation micromécanique par différent Modèle mathématique

La connaissance des diverses approches de modélisation, choisies par les nombreux auteurs qui se sont préoccupés des matériaux composites, peut sembler un peu fastidieuse. Néanmoins, il nous paraît indispensable de présenter ces nombreuses possibilités qui traduisent à la fois l'intérêt, la complexité du matériau et aussi les difficultés rencontrées lors de la modélisation de phénomènes réels. De plus, l'aspect innovant des matériaux WPC nous a conduit à puiser largement dans ces différentes approches que ce soit pour élaborer nos propres modèles ou bien pour argumenter notre discussion. Classiquement, les matériaux composites sont définis comme la constitution de l'assemblage de deux matériaux de nature différente, se complétant et permettant d'aboutir à un matériau dont l'ensemble des performances est supérieur à celui des composants pris séparément (*Berthelot, 1992*). D'une manière générale on distingue deux phases : une phase continue appelée la matrice et une phase discontinue appelée le renfort ou matériau renforçant. Les matériaux qui nous concernent sont les composites à matrice organique et plus précisément les matériaux composites à fibres. Celles-ci se présentent sous forme discontinue, ce sont les fibres dites courtes. La matrice est considérée comme le constituant qui enrobe les fibres. Ces dernières agissent comme un renfort dont l'orientation détermine l'anisotropie du matériau. Cet aspect constitue une des caractéristiques fondamentales des matériaux composites.

L'étude du comportement mécanique d'un matériau composite passe généralement par l'utilisation du concept d'homogénéisation. Ce concept permet de contourner les problèmes liés aux hétérogénéités. L'hypothèse essentielle est celle de la continuité. On idéalise la constitution réelle du matériau en le considérant continu. Les propriétés ponctuelles du matériau varient de manière discontinue aux interfaces de passage entre les diverses phases, en supposant, comme explicité auparavant chaque phase homogène et isotrope. Dans le cas de matériaux composites où l'une des deux phases est dispersée dans l'autre, il existe souvent une dimension caractéristique de l'hétérogénéité qui, dans le cas des composites à fibres, est la distance moyenne entre les fibres. Il existe aussi une échelle de dimension δh à partir de laquelle les propriétés du matériau peuvent être estimées sous forme de moyennes avec une bonne approximation. Cela revient à considérer que la mesure d'une propriété sur un échantillon de cette dimension δh est indépendante de la localisation spatiale de ce dernier dans le matériau. On parle alors d'homogénéité macroscopique ou d'homogénéité statistique. Le volume de dimension δh est nommé *volume élémentaire*

représentatif (V.E.R) du matériau. La définition de la contrainte moyenne et de la déformation moyenne sur le V.E.R nous donne la possibilité d'explicitier les constantes de rigidité et de souplesse. La difficulté majeure réside dans le fait qu'il faut trouver au préalable les solutions exactes des champs de contraintes et de déformations en chaque point du matériau hétérogène. L'homogénéisation peut s'effectuer sous différentes formes que sont les méthodes empiriques, analytiques, numériques, statistiques ou une combinaison de ces dernières appliquées aux théories d'élasticité, de viscoélasticité, de plasticité, de la rupture ou autres.

Les études scientifiques, sur les matériaux composites à renforts fibreux cellulosiques ou autres, couvrent toutes ces approches qui sont plus ou moins complexes. De plus, les composites bois/polymères peuvent aussi être considérés dans de nombreux cas comme des milieux poreux. Les milieux poreux font aussi l'objet d'approches spécifiques qui permettent de mieux tenir compte de leurs caractéristiques. Les modélisations existantes sont multiples mais sont souvent dans le cas des composites très spécialisées. En effet, les composites unidirectionnels à renfort fibreux sont probablement les plus étudiés, malgré cela le renfort fibreux n'est pas supposé posséder une architecture propre (réseau tridimensionnel) capable d'influer fortement sur les propriétés du matériau. Il est plus souvent question de modéliser des inclusions prises dans une matrice homogène. Etant donné la complexité et la diversité des composites bois/polymères en général, et de ceux conçus lors de ce projet, il semble nécessaire de présenter les approches susceptibles d'apporter des solutions à notre démarche de modélisation.

Dans un premier temps, nous allons nous attarder sur les modèles analytiques simples qui sont proposés dans la plupart des études sur les composites à renforts. La théorie des stratifiés sera notre second centre d'intérêt puisqu'il s'agit d'une théorie qui permet entre autre de rendre compte du comportement mécanique de composites à isotropie plane (cas de nos composites). De plus, il sera question d'appliquer cette théorie aux *WPC2*.

Puis, nous présenterons certaines possibilités de modélisation numérique. Enfin, cette section s'achèvera par une brève présentation des modèles rhéologiques qui seront à la base de la modélisation du comportement rhéologique des *WPC*.

4.4.1 Les modèles théoriques de renforcement pour un composite

Nous allons présenter les différents modèles utilisés dans la littérature. Nous posons M pour les modules de Young (représentant soit E le module d'élasticité, soit G le module de cisaillement lorsque les deux sont applicables), σ pour les résistances à la traction ou contrainte de traction et v pour les fractions volumiques (ne pas confondre avec les coefficients de Poisson notés ν Poisson, ν_{12} ou encore ν_P). Les nouvelles notations présentées seront définies au furet à mesure. Les indices c , f et m signifient respectivement qu'il s'agit du composite, de la fibre ou de la matrice. La plupart de ces modèles supposent une adhésion parfaite entre la fibre et la matrice, et que la loi de Hooke (domaine de l'élasticité linéaire) soit vérifiée (*Marcovich et al, 1998a*). Dans les modèles suivants, l'orientation n'est pas forcément prise en considération.

4.4.1.1 Modèles série et parallèle :

$$M_c = M_f v_f + M_m v_m \quad (4.23)$$

$$\sigma_c = \sigma_f v_f + \sigma_m v_m \quad (4.24)$$

Le modèle série est aussi connu sous le nom de loi des mélanges. Ce modèle est simple et représente la borne supérieure de *Voigt (1889)* en ce qui concerne les modules alors que le modèle de *Reuss (1929)* représente la borne inférieure. Le modèle de *Voigt* fait l'hypothèse de la déformation constante contrairement au modèle de *Reuss* qui fait l'hypothèse d'une contrainte constante. Ces deux types d'approches sont des approximations qui ne tiennent nullement compte de la morphologie du matériau.

$$M_c = \frac{M_m M_f}{M_m v_f + M_f v_m} \quad (4.25)$$

$$\sigma_c = \frac{\sigma_m \sigma_f}{\sigma_m v_f + \sigma_f v_m} \quad (4.26)$$

Outre les bornes de *Voigt et Reuss*, *Hashin et Shtrikman (1963)* ont eux aussi défini une borne supérieure et inférieure pour les composites (basées sur les limites de *Kerner*).

L'hypothèse avancée est d'ordre géométrique puisqu'il s'agit de considérer une phase continue et l'autre discontinue.

4.4.1.2 Modèle de Hirsch

$$M_c = x(M_m v_m + M_f v_f) + (1-x) \frac{M_m M_f}{M_m v_f + M_f v_m} \quad (4.27)$$

$$\sigma_c = x(\sigma_m v_m + \sigma_f v_f) + (1-x) \frac{\sigma_m \sigma_f}{\sigma_m v_f + \sigma_f v_m} \quad (4.28)$$

Ce modèle est une combinaison des deux précédents modèles (série et parallèle). Le paramètre x est un paramètre qui détermine en quelque sorte le transfert de contraintes entre la fibre et la matrice. x est toutefois considéré comme principalement déterminé par l'orientation des fibres, la longueur des fibres et la concentration de contraintes aux extrémités des fibres.

4.4.1.3 Modèle Halpin-Tsai :

Les équations d'Halpin-Tsai permettent de prédire de façon simple et semi-empirique les modules d'un composite renforcé par des fibres courtes alignées. Il s'agit d'une généralisation de l'équation de *Kerner (1956)* qui, elle, traite des renforts sphériques.

$$M_c = M_m \left(\frac{1 + \zeta \eta v_f}{1 - \eta v_f} \right) \quad (4.29)$$

$$\sigma_c = \sigma_m \left(\frac{1 + \zeta \eta' v_f}{1 - \eta' v_f} \right) \quad (4.30)$$

$$\eta = \frac{M_f / M_m - 1}{M_f / M_m + \zeta} \quad (4.31)$$

$$\eta' = \frac{\sigma_f / \sigma_m - 1}{\sigma_f / \sigma_m + \zeta} \quad (4.32)$$

Dans ces équations ζ est un facteur dépendant de la géométrie des fibres, de la distribution des fibres et de la fraction volumique de fibres. Les termes η et η' prennent en compte, respectivement, le module et la résistance relative de la fibre et de la matrice.

La connaissance des équations précédentes peut conduire à l'estimation du module d'un composite renforcé par des fibres courtes non orientées (orientation aléatoire) dans le plan ou dans le volume. Le module d'élasticité d'un composite à fibres courtes orientées aléatoirement dans le plan est calculé par l'approche de *Tsai-Pagano* (équation 6-11, fondée sur la théorie de l'élasticité orthotrope).

$$E_c = \frac{3}{8} E_{\square} + \frac{5}{8} E_{\perp} \quad (4.33)$$

Si l'on se réfère aux modèles de *Voigt* et *Reuss*, qui dans le cas d'un composite unidirectionnel nous donne respectivement le module longitudinal ($//$) et le module perpendiculaire (\perp) du composite, alors l'équation de *Tsai-Pagano* peut s'écrire :

$$E_c = \frac{3}{8} E_{c\text{Voigt}} + \frac{5}{8} E_{c\text{Reuss}} \quad (4.34)$$

L'approche *Halpin-Kardos* est sensiblement la même avec cette fois un composite quasi isotrope.

En effet le composite est considéré comme étant un stratifié composé de couches unidirectionnelles (dont les modules sont estimés par Halpin-Tsai) empilées selon un angle précis (le tout étant symétrique du point de vue angulaire). Cette dernière approche sera généralisée lors de la présentation de la théorie des stratifiés .

4.4.1.4 Modèle de Cox :

$$M_c = M_f v_f \left(1 - \frac{\tanh \beta \ell / 2}{\beta \ell / 2} \right) + M_m v_m \quad (4.35)$$

$$\sigma_c = \sigma_f v_f \left(1 - \frac{\tanh \beta \ell / 2}{\beta \ell / 2} \right) + \sigma_m v_m \quad (4.36)$$

$$\beta = \left[\frac{2\pi G_m}{M_f A_f \ln(R/r)} \right]^{1/2} \quad (4.37)$$

Où r est le rayon de la fibre, G_m est le module de cisaillement de la matrice, A_f est l'aire de la fibre et R est la distance entre les fibres centre à centre. Selon le « packing » R prend différentes valeurs (arrangement hexagonal ou carré).

4.4.1.5 La loi des Mélanges selon Cox, Kelly et Bigg

$$\begin{aligned} M_c &= M_f v_f \eta + M_m (1 - v_f) \\ \sigma_c &= \sigma_f v_f \eta + \sigma_m (1 - v_f) \end{aligned} \quad (4.38)$$

Avec cette fois un seul facteur η qui prend en compte la fibre. Pour Cox (1952) η prend différentes valeurs et plus particulièrement pour des fibres distribuées aléatoirement dans le plan $\eta=1/3$. En ce qui concerne Kelly et Tyson (1965) dans le cas de fibres orientées mais discontinues une longueur de fibre critique intervient $\ell_c = \sigma_f * d/\tau$. Bigg (1985), dans le cas d'un composite à fibres courtes, considère un facteur de forme critique $(\ell/d)_c$. L'équation prend la forme suivante :

$$\sigma_c = \sigma_f v_f \varepsilon_0 \varepsilon_1 + \sigma_m v_m \quad (4.39)$$

Avec ε_0 tenant compte de l'orientation des fibres (≤ 1) et ε_1 le paramètre tenant compte du transfert de charge par rapport au facteur de forme rapporté au facteur de forme critique soit : $(\ell/d)_c = \sigma_f / (2\tau)$. τ la contrainte de cisaillement et τ_I le cisaillement interfacial.

4.5. CONCLUSION

Il existe d'autres modèles de type empirique comme celui de Danusso ou bien des modèles tenant davantage compte de l'interaction polymère-charge comme Pukanszky (*Marcovich et al, 1998b*). D'autres auteurs présentent de nouveaux modèles et les équations constitutives correspondantes pour décrire des matériaux tels des composites multiphases fibre/matrice (*Kalamkarov et Liu, 1998*) ou des composites poreux renforcés par des particules (*Yin et al, 2002*). Par ailleurs, *Sawyer et al (1998)* mettent en avant la nécessité de développer une théorie constitutive unifiée pour modéliser le papier. En effet, les modélisations du type réseau ou stratifié semblent limitées dans la plupart des cas au domaine élastique. La multiplicité des théories employées pour les matériaux composites correspond aux infinités de combinaisons et de caractéristiques possibles, sachant que chaque composite ne possède pas un modèle propre mais des spécificités qui sont habituelles à certains types de modélisation (caractère ductile ou rigide, porosité, nature du renfort, géométrie). Ces remarques sont d'autant plus valables si l'on prend en considération le comportement de rupture des matériaux composites.

Chapitre 05

Calculs numériques

5.1. Conditions aux limites

Le problème des conditions aux limites est essentiel en homogénéisation. En effet, c'est grâce à celles-ci que l'on va pouvoir effectuer nos calculs.

Nous allons nous attarder ici sur trois conditions aux limites appliquées sur un volume V : KUBC, déformations uniformes aux frontières (Kinematic Uniform Boundary Condition) ; SUBC, contraintes uniformes aux frontières (Static Uniform Boundary Condition) et PERIODIC, champ de déplacement aux frontières périodique.

5.1.1. Déformations uniformes aux frontières (KUBC)

Le déplacement \underline{u} est imposé au point \underline{x} le long de la frontière ∂V tel que :

$$\underline{u} = \underline{E} \cdot \underline{x} \quad \forall \underline{x} \in \partial V \quad (5.1)$$

\underline{E} est un tenseur symétrique d'ordre deux ne dépendant pas de \underline{x} . Ceci implique :

$$\langle \underline{\varepsilon} \rangle = \frac{1}{V} \int_V \underline{\varepsilon} dV = \underline{E} \quad (5.2)$$

Le tenseur des contraintes macroscopique est maintenant défini par la moyenne :

$$\underline{\Sigma} = \langle \underline{\sigma} \rangle = \frac{1}{V} \int_V \underline{\sigma} dV \quad (5.3)$$

5.1.2. Contraintes uniformes aux frontières (SUBC)

Le vecteur contrainte est défini à la frontière de la manière suivante :

$$\underline{\sigma} \cdot \underline{n} = \underline{\Sigma} \cdot \underline{n} \quad \forall \underline{x} \in \partial V \quad (5.4)$$

$\underline{\Sigma}$ est un tenseur symétrique du second ordre indépendant de \underline{x} . Le vecteur normal à ∂V au point \underline{x} se nomme \underline{n} . Ce qui implique :

$$\langle \underline{\sigma} \rangle = \frac{1}{V} \int_V \underline{\sigma} dV = \underline{\Sigma} \quad (5.5)$$

Le tenseur des déformations macroscopique s'exprime alors de la manière suivante :

$$\underline{E} = \langle \underline{\varepsilon} \rangle = \frac{1}{V} \int_V \underline{\varepsilon} dV \quad (5.6)$$

5.1.3. Conditions périodiques (PERIODIC)

Le champ de déplacement sur tout le volume V prend la forme suivante :

$$\underline{u} = \underline{E} \cdot \underline{x} + \underline{v} \quad \forall \underline{x} \in V \quad (5.7)$$

Où la fluctuation \underline{v} est périodique. Il prend la même valeur pour deux points homologues sur les faces opposées du volume V . Le vecteur contraint $\underline{\sigma} \cdot \underline{n}$ prend des valeurs opposées pour ces deux mêmes points.

Lorsque le matériau constitutif de l'élément choisi a un comportement élastique linéaire, chaque problème micromécanique (KUBC, SUBC, PERIODIC) admet une unique solution, pour un mouvement de corps rigide dans le cas SUBC et une translation pour le cas PERIODIC.

5.2. Propriétés macroscopiques

5.2.1. En théorie

Dans ce paragraphe, on va s'attacher à définir les valeurs spécifiques que doivent prendre les conditions aux limites suivant le problème posé. C'est grâce à ces valeurs que l'on va pouvoir déterminer les propriétés élastiques de nos cellules. Ce sont des cas spéciaux de KUBC, SUBC et PERIODIC pour lesquels \underline{E} et $\underline{\Sigma}$ sont choisis.

- Si les conditions aux limites sont de type KUBC ou PERIODIC pour un volume V donnée, alors on impose les déformations suivantes :

$$\underline{E}_k = \begin{pmatrix} \frac{1}{3} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{3} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{3} \end{pmatrix} \quad \text{et} \quad \underline{E}_\mu = \begin{pmatrix} 0 & \frac{1}{2} & 0 \\ \frac{1}{2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \quad (5.8)$$

Si l'on se place en deux dimensions :

$$\underline{E}_k = \begin{pmatrix} \frac{1}{2} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \quad \text{et} \quad \underline{E}_\mu = \begin{pmatrix} 0 & \frac{1}{2} & 0 \\ \frac{1}{2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \quad (5.9)$$

On peut donc définir à présent le module de compressibilité effectif k^{eff} et le module de cisaillement effectif μ^{eff} comme étant :

$$k^{eff} = \langle \tilde{\sigma} \rangle : E_k = \frac{1}{3} trace \langle \tilde{\sigma} \rangle \quad (5.10)$$

Soit en deux dimensions

$$k^{eff} = \frac{1}{2} (\langle \sigma_{11} \rangle + \langle \sigma_{22} \rangle) \quad (5.11)$$

$$\mu^{eff} = \langle \tilde{\sigma} \rangle : E_\mu = \langle \sigma_{12} \rangle \quad (5.12)$$

○ Si on est dans le cas SUBC, les conditions aux limites seront :

$$\tilde{\Sigma}_k = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \text{et} \quad \tilde{\Sigma}_\mu = \begin{pmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \quad (5.13)$$

Soit en deux dimensions :

$$\tilde{\Sigma}_k = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \quad \text{et} \quad \tilde{\Sigma}_\mu = \begin{pmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \quad (5.14)$$

On peut donc définir de la même manière le module de compressibilité effectif k^{eff} et le module de cisaillement effectif μ^{eff} comme étant :

$$\frac{1}{k^{eff}} = \tilde{\Sigma}_k : \langle \tilde{\varepsilon} \rangle = trace \langle \tilde{\varepsilon} \rangle \quad (5.15)$$

Soit en deux dimensions : (5.16)

$$\frac{1}{k^{eff}} = \langle \xi_{11} \rangle + \langle \xi_{22} \rangle$$

$$\frac{1}{\mu^{eff}} = \tilde{\Sigma}_\mu : \langle \tilde{\varepsilon} \rangle = 2 \langle \varepsilon_{12} \rangle \quad (5.17)$$

Le sens physique de ces quantités existe que lorsque ces deux modules sont représentatifs de la réponse d'un volume V isotropique, ce qui n'est généralement pas le cas.

5.2.2. En pratique

Dans la pratique, en utilisant le logiciel à notre disposition (Zébulon), il est assez simple d'imposer ces conditions aux limites. Ce logiciel de l'Ecole des Mines de Paris est très adapté pour tout ce qui est étude de lois de comportement, représentation des matériaux...Celles-ci se fixent dans un fichier appelé « Input » qui sert de fichier exécutable pour l'objet étudié. Il s'agit tout simplement de fonction permettant d'imposer une déformation, un effort...

5.3. Définition d'un Volume Élémentaire Représentatif (V.E.R)

Toute structure hétérogène est représentée par trois longueurs caractéristiques : L lié à l'échelle de la structure macroscopique, d associé à la taille des hétérogénéités (taille des inclusions) et l se situant entre l'échelle microscopique et l'échelle macroscopique. Le choix de d est crucial car il dépend directement des phénomènes physiques étudiés.

On peut ainsi définir un Volume Élémentaire Représentatif ou V.E.R du matériau hétérogène. Celui-ci doit être caractéristique de la microstructure du matériau. Il est ensuite remplacé par un Milieu Homogène Equivalent (MHE) qui n'est autre qu'un milieu ayant les mêmes Propriétés effectives que le V.E.R. Il peut donc en tout état de cause représenter le matériau.

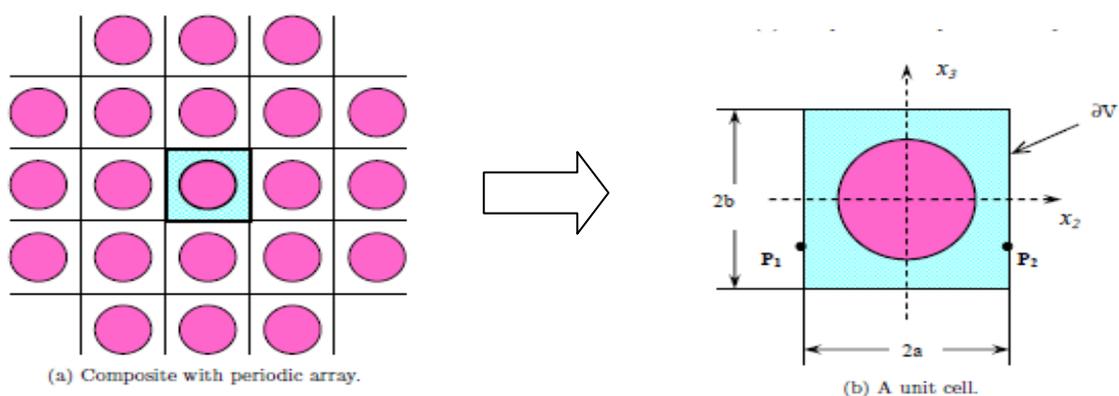


Figure. 5.1 – Echelles du matériau

Le choix du V.E.R est très important. Ainsi si le matériau a une répartition périodique des hétérogénéités, la cellule de base du V.E.R possédera un arrangement elle aussi périodique. Dans le cas des milieux hétérogènes, bien que deux V.E.R voisins soit très différents leur comportement macroscopique lui sera le même.

Lors de la détermination des propriétés du composite, il n'est pas raisonnable ni encore possible de prendre directement en compte l'influence de l'ensemble des hétérogénéités sur la réponse du composant. On cherche donc à remplacer le matériau **hétérogène** par un milieu dit **homogène équivalent** caractérisé par des propriétés mécaniques effectives. Ces dernières résultent de l'interaction des constituants entre eux au sein d'un volume élémentaire V du matériau considéré. L'objectif est donc, par exemple dans le cas des enrobés bitumineux, de déterminer aussi bien les modules d'élasticité effectifs que le nombre de cycles à la rupture du matériau à partir de la connaissance des propriétés élastiques et en fatigue des constituants, de leur fraction volumique et de leur arrangement. On parle alors d'homogénéisation du composite. Le volume sur lequel les propriétés sont moyennées est appelé **Volume Élémentaire Représentatif (VER)**.

Les propriétés effectives du milieu **homogène équivalent** recherchées peuvent être obtenues en résolvant un problème aux limites sur le volume élémentaire V , à condition que celui-ci soit suffisamment grand pour être représentatif de la microstructure du matériau hétérogène. Ce volume doit pour cela contenir suffisamment d'hétérogénéité. **Si la distribution des constituants est périodique, le volume nécessaire se réduit à une cellule élémentaire permettant de reconstituer l'ensemble de la microstructure par simple translation (pavage). On soumet alors le volume retenu à des sollicitations élémentaires pour déterminer la réponse résultante.**

5.4. La simulation

Nous allons tout d'abord nous intéresser au cas d'un matériau composite à matrice Polymère renforcé par des fibres de carbone et de verre. Les deux phases sont considérées Isotropes. La fraction volumique de fibres est d'environ 30%. Cellule périodique de côté 3000x3000 pixel.

Un type de conditions au limites sera utiliser celui **KUBC**. Avec un maillage adéquat 200x200.

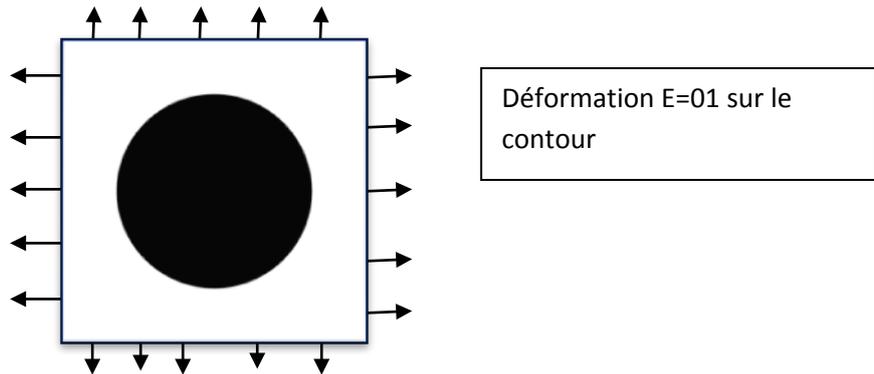


Figure. 5.2 .Déformation imposé

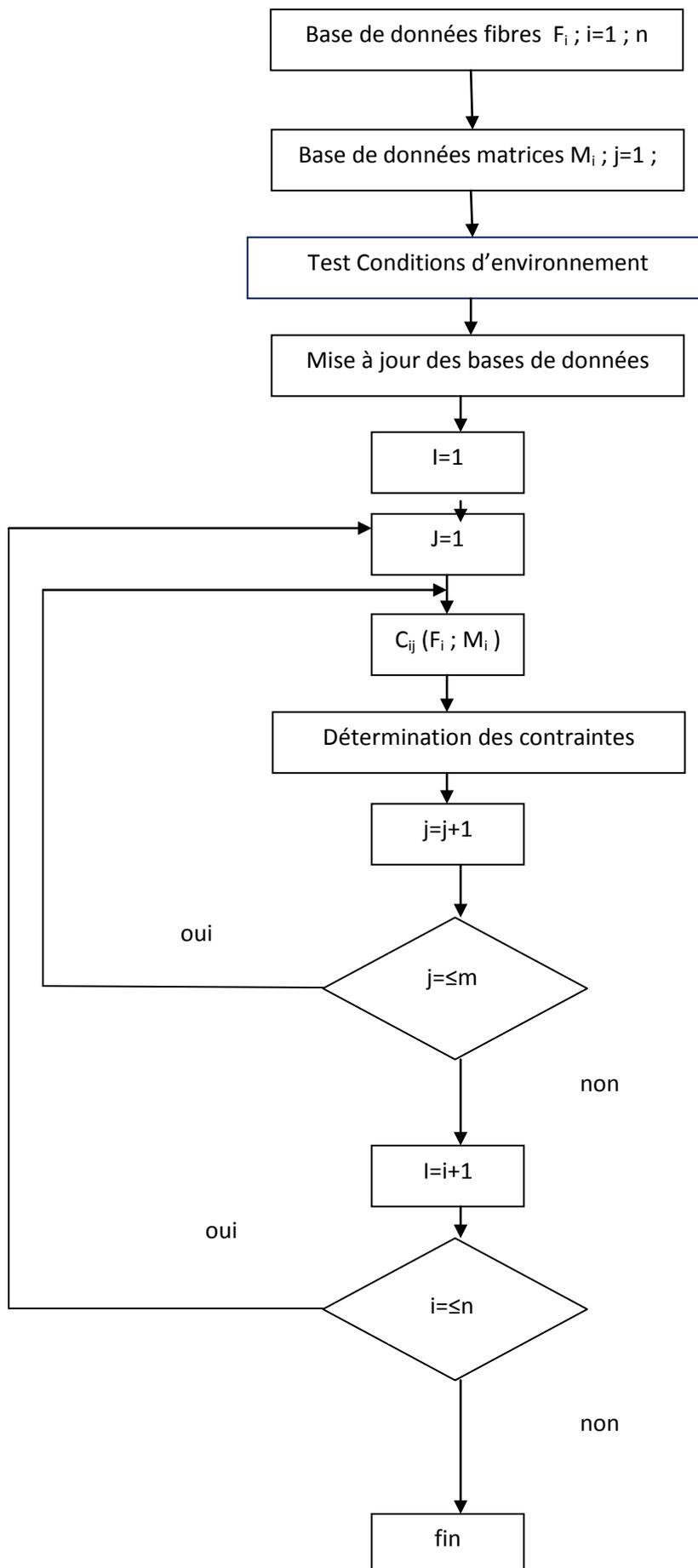
5.4.1. Description de programme informatique utilisé

La modélisation de la cellule élémentaire sera réaliser avec le code de calcul par élément finis **ZéBuLon** version 8.3 qui est une logiciel de l'école de mine de paris.

Cet outil nous permis de faire imposer des conditions de type KUBC sur la frontière de la cellule.

Le fichier d'entrée du logiciel est le fichier *.geof qui porte tous les informations géométrique de la cellule.

5.4.2. Organigramme de la méthode proposée



5.4.3. Exploitation des résultats

L'étude sera réalisée sur des fibres de carbone et des matrices en polymères. Les deux tableaux suivants regroupent tous les caractéristiques.

Type de fibre de carbone	Les caractéristiques				Les propriétés ultimes en traction, compression et cisaillement pour un composite à $0.6V_f$			
	Masse linéique	Densité	Module d'élasticité longitudinale	Coefficient de Poisson	X^+	X^-	Y^+	S
	Tex	ρ	E_f	ν_f				
	[g/1000m]	[g/cm ³]	[GPa]	[g/1000m]	[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]
T300	66 Tex 198 Tex 396 Tex 800 Tex	1.76	230	0.34	1760	1570	76	98
T300 J	189 Tex 396 Tex 800 Tex	1.78	230	0.3	2050	1570	80	98
T400 H	396 Tex	1.8	250	0.34	2250	1570	70	98
T600 S	800 Tex	1.8	230	0.3	2450	1570	70	98
T700 S	800 Tex 1650 Tex	1.8	230	0.3	2450	1570	70	98
T700 G	800 Tex 1650 Tex	1.78	240	0.3	2450	1570	60	93
T800 H	223 Tex 445 Tex	1.81	294	0.34	2840	1570	80	98

Tableau 5.1. propriétés des mèches –Torayca, SOFICARE(2004)

Type de résine	Les caractéristiques			Les propriétés ultimes en traction, compression et cisaillement		
	Densité	Module d'élasticité longitudinale	Coefficient de Poisson	X^+	X^-	S
	ρ	E_m	ν_m			
	[g/cm ³]	[GPa]	[g/1000m]	[MPa]	[MPa]	[MPa]
RTM 6	1.10	2.89	0.35	75	160	50
RTM 120	1.20	2.60	0.35	77	160	50

Tableau 5.2. propriétés des résines –Hexcel. Composite(2004)

Le type de matrice RTM 6 sera identifié comme type A

Le type de matrice RTM 120 sera identifié comme type B

Les types de fibres de carbone seront identifiés comme suit :

FIBRES	TYPE
T300	1
T300J	2
T400H	3
T600S	4
T700S	5
T700G	6
T800H	7

La combinaison entre fibre et matrice sera :

Par exemple : A1 qui se composera de la matrice RTM6 et de la fibre T300

Résultats pour la matrice de type A7

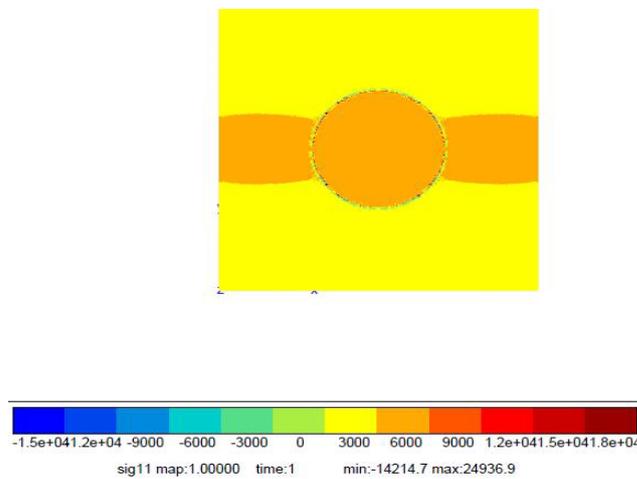


Figure5.3. Résultat de simulation σ_{11}

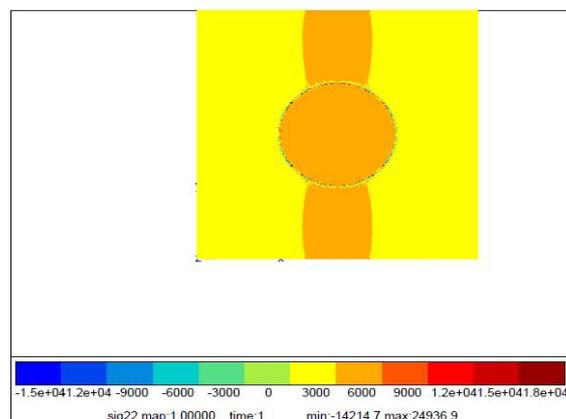


Figure5.4. Résultat de simulation σ_{22}

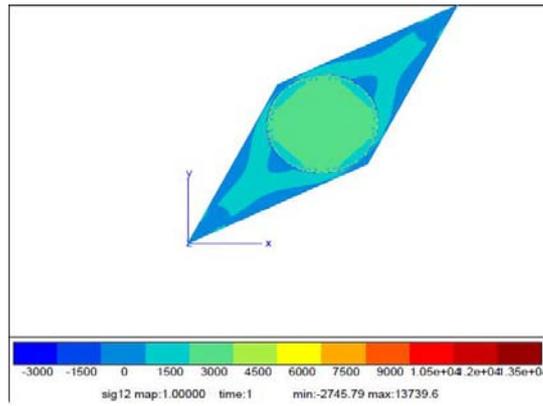


Figure5.5. Résultat de simulation σ_{12}

➤ Résultats pour la matrice de type B7

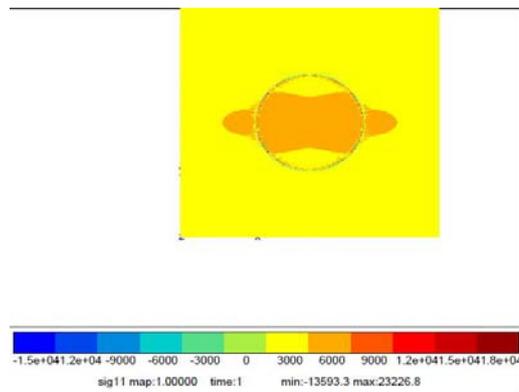


Figure5.6. Résultat de simulation σ_{11}

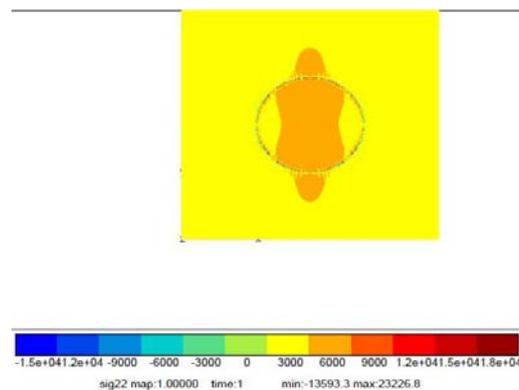


Figure5.7. Résultat de simulation σ_{22}

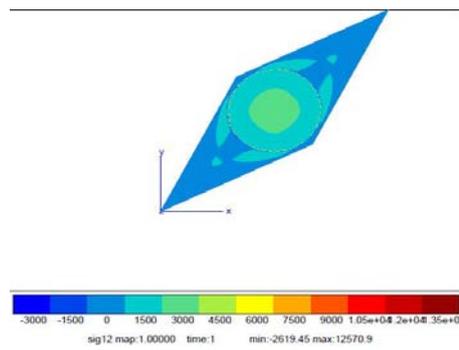


Figure5.8. Résultat de simulation σ_{12}

L'étude sera réalisée sur des fibres de verre et des matrices en polymères. Les deux tableaux suivants regroupent tous les caractéristiques.

<i> fibre verre</i>	<i>Module de Young E (MPa)</i>	<i>Coef de poisson</i>
<i>E</i>	<i>2500</i>	<i>0.25</i>
<i>R</i>	<i>3200</i>	<i>0.2</i>

➤ **Résultats pour la matrice de type AE**

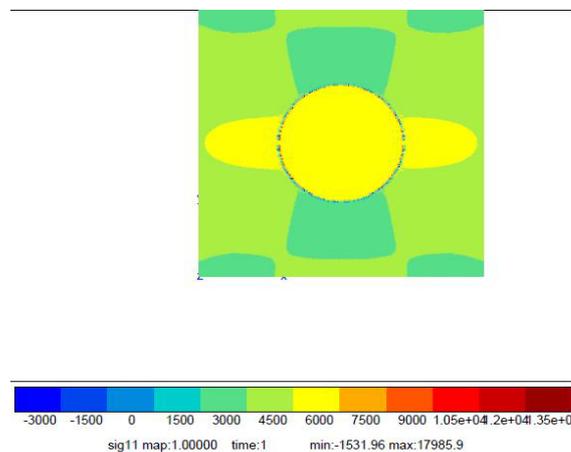


Figure5.9. Résultat de simulation σ_{11}

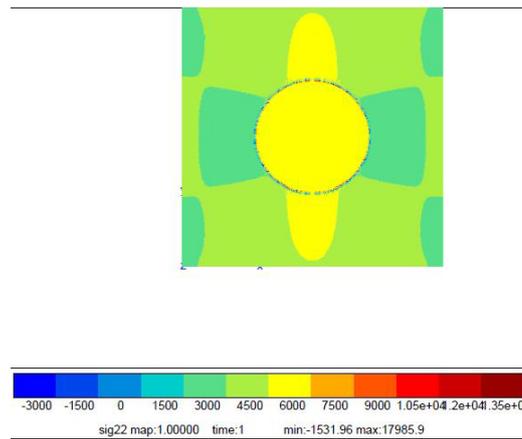


Figure5.10. Résultat de simulation σ_{22}

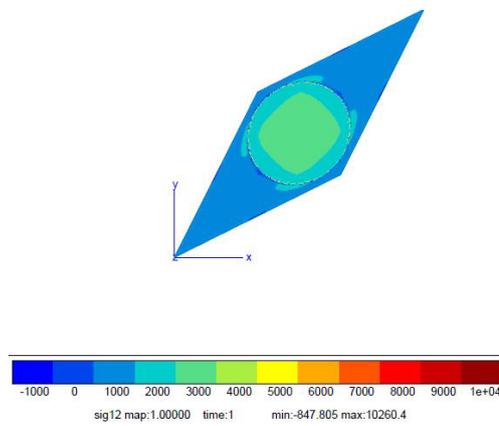


Figure5.11. Résultat de simulation σ_{12}

➤ **Résultats pour la matrice de type AR**

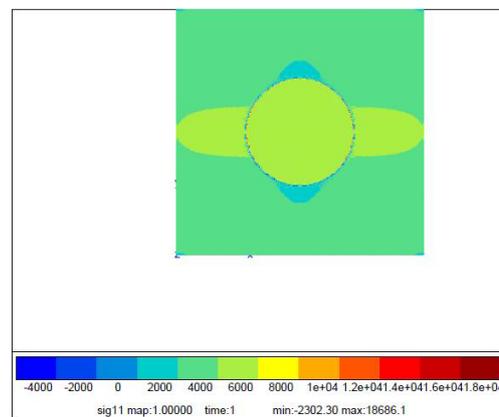


Figure5.12. Résultat de simulation σ_{11}

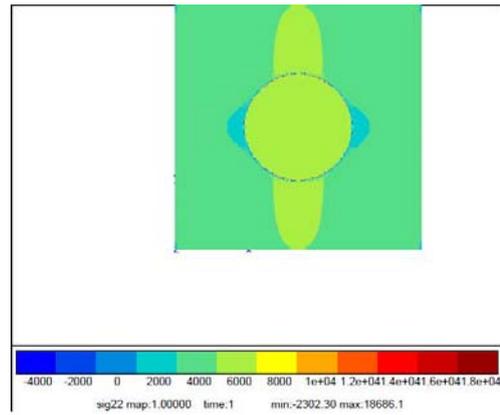


Figure5.13. Résultat de simulation σ_{22}

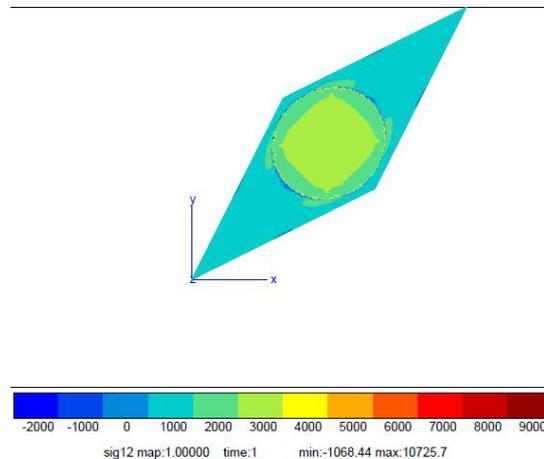


Figure5.14. Résultat de simulation σ_{12}

Ce travail est consacré à la comparaison de différents modèles de composites destinés à être utilisés comme matériaux de base pour PTH.

D'après la littérature scientifique et médicale, des exigences que doivent respecter le matériau assure que la résistance à l'usure et la fatigue doivent être testées.

Plusieurs combinaisons ont été soumises au calcul des structures pour la détermination de :

- Les différentes contraintes
- Les différentes déformations
- Les propriétés effectives K et μ
- ...

D'après les formules analytiques de l'élasticité qui donne :

$$k^{eff} = (\sigma_{11} + \sigma_{22})/2 \quad (5.18)$$

Et

$$\mu^{eff} = \sigma_{12} \quad (5.19)$$

Les résultats sont rapportés sur le tableau suivant :

materiau	K^{eff}	μ^{eff}
A1	5585	2013
A2	5574	2014
A3	5589	2016
A4	5574	2014
A5	5574	2014
A6	5576	2016
A7	5597	2022
B1	5029	1815
B2	5020	1815
B3	5033	1817
B4	5020	1815
B5	5020	1815
B6	5022	1817
B7	5040	1822
AE	5381	1947
AR	5418	1962
BE	4863	1760
BR	4893	1772

Tableau 5.3. Les résultats de K^{eff} et μ^{eff}

Comparaison avec les Modèle analytique

Tous ce résultats ont été comparé au modèle analytique donnant les bornes des différentes propriétés effectifs K^{eff} et μ^{eff} . Parmi ces modèles on note :

- Modèle de voigt
- Modèle de Reuss

Le programme en fortran réalisé nous permis de déterminer tous les bornes nécessaires pour la vérification de nos résultats.

➤ **Module de compressibilité effectif K^{eff}**

matériau	calcul	voigt	Reuss
A1	5585	87000	4000
A2	5574	68000	5000
A3	5589	89000	5000
A4	5574	68000	5000
A5	5574	68000	5000
A6	5576	71000	5000
A7	5597	105000	5000
B1	5029	82000	4000
B2	5020	68000	4000
B3	5033	89000	4000
B4	5020	68000	4000
B5	5020	68000	4000
B6	5022	71000	4000
B7	5040	105000	4000
AE	5381	602000	5000
AR	5418	669000	5000
BE	4863	602000	4000
BR	4893	668000	4000

Tableau 5.3. Comparaison résultats de K^{eff} avec voigt et Reuss

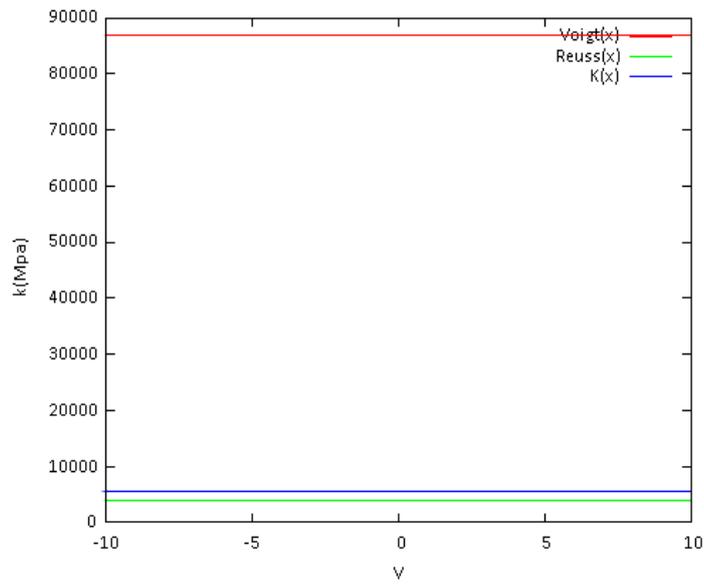
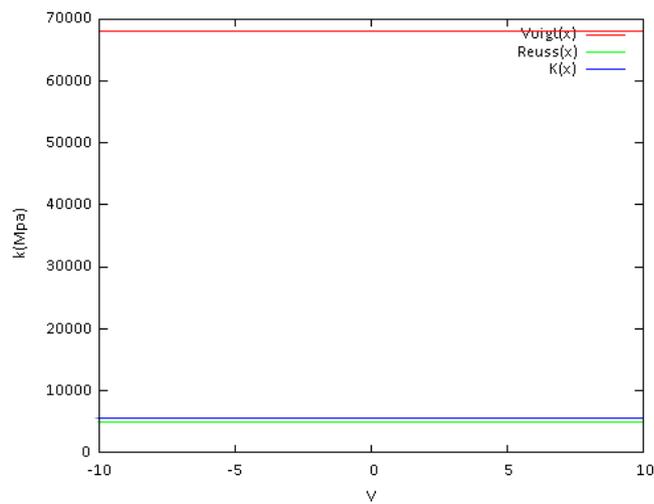
➤ Module de cisaillement effectif μ^{eff}

matériau	calcul	voigt	Reuss
A1	2013	26000	1000
A2	2014	27000	1000
A3	2016	28000	1000
A4	2014	27000	1000
A5	2014	27000	1000
A6	2016	28000	1000
A7	2022	33000	1000
B1	1815	26000	1000
B2	1815	27000	1000
B3	1817	28000	1000
B4	1815	27000	1000
B5	1815	27000	1000
B6	1817	28000	1000
B7	1822	33000	1000
AE	1947	300000	1000
AR	1962	400000	1000
BE	1760	300000	1000
BR	1772	400000	1000

Tableau 5.3. Comparaison résultats de μ^{eff} avec voigt et Reuss

Traçage des Courbes des résultats obtenues avec les différentes bornes de Voigt et Reuss

Pour bien comprendre l'influence des modèles analytique, on trace les différentes courbes des résultats avec les différentes bornes de Voigt et Reuss.

Module de compressibilité effectif K^{eff} **Figure5.15.Courbe pour la matrice de type A1****Figure5.16.Courbe pour la matrice de type A2**

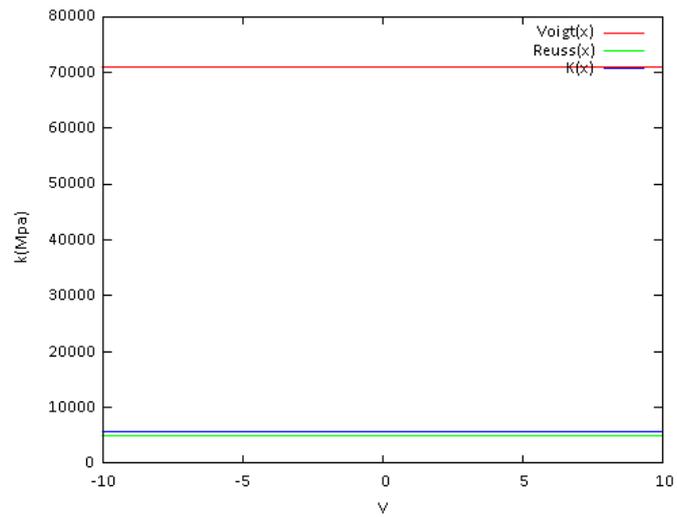


Figure5.17.Courbe pour la matrice de type A6

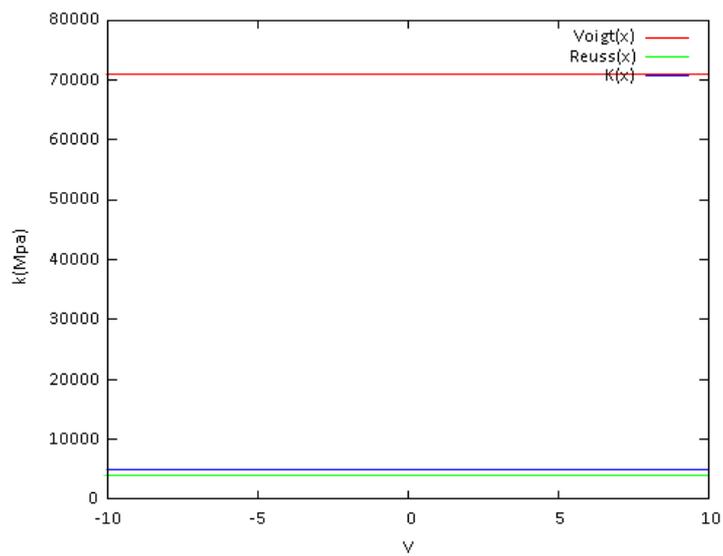
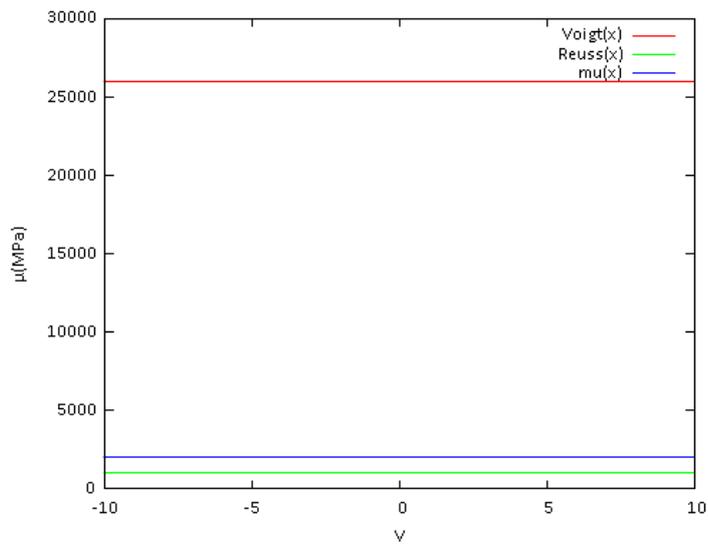
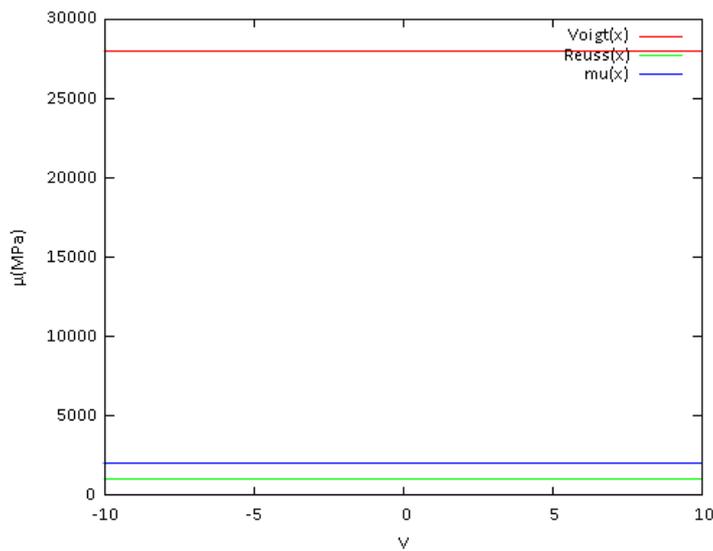


Figure5.18.Courbe pour la matrice de type B6

Module de cisailment effectif μ^{eff} **Figure5.19.Courbe pour la matrice de type A1****Figure5.20.Courbe pour la matrice de type A6**

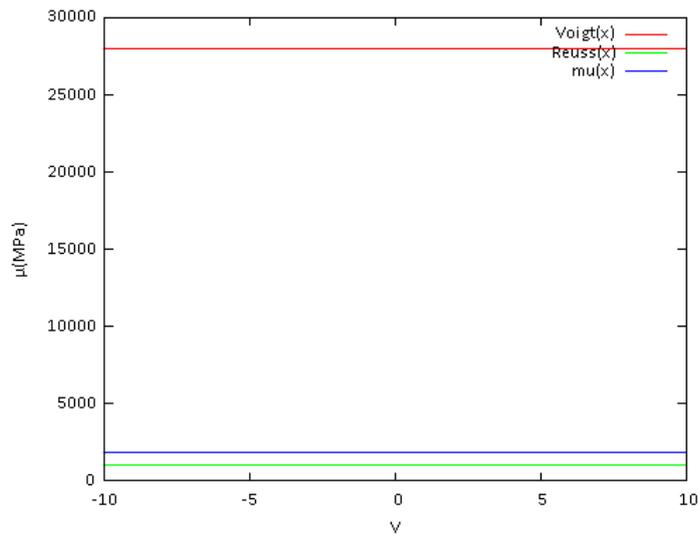


Figure5.21. Courbe pour la matrice de type B3

5.5. Conclusion :

Les valeurs obtenus par la loi de mélange de Voigt et Reuss dans les deux cas de module de compressibilité K et le module de cisaillement μ nous donnent un très bon encadrement des valeurs de simulation.

Les valeurs de Reuss sont très proches de celle de simulation, ceci est due aux propriétés élastique de la fibre qui est plus élastique que la matrice.

Les valeurs de Voigt sont très grandes par rapport aux valeurs de simulation, ceci est due aux propriétés élastique de la matrice qui est plus dure que la fibre.

Conclusion et perspectives

Conclusion et perspectives

L'intérêt essentiel de la micromécanique des milieux composites est de prédire leurs propriétés mécaniques et de prévoir leurs caractéristiques élastiques à base de celles de ses éléments constitutifs.

La méthode de disposition du renfort dans la matrice et la répartition des fibres influent beaucoup sur le comportement mécaniques des composites. La considération de certaines hypothèses sur les propriétés et la géométrie des constituants permettent d'établir des équations et de formuler des modèles mathématiques.

Cette étude a conduit donc à la connaissance des modèles analytique de la micromécanique qui peuvent ne pas prendre en compte tous les paramètres d'élaboration, et les résultats obtenus ne doivent aucunement se substituer aux essais comme la théorie de la loi des mélanges. Leurs applications au matériau composite et après leurs comparaisons, nous inclurons que le modèle de Voigt et Reuss donne les résultats acceptables par rapport aux résultats de simulation pour les modules de compressibilité et de cisaillement. Il existe une différence considérable entre les attentes et la réalité. Elle est liée à la conception du matériau et est relative à la conception de la structure. Ainsi, il semble inévitable que les prédictions des propriétés par la micromécanique est toujours imprécise. Dans une telle situation, nous aurions besoin de plus de modèles plus précis comme le modèle autocohérent.

En perspective, des études supplémentaires sont nécessaires afin de prédire le vrai comportement d'une combinaison matrice et inclusion afin de concevoir un matériau apte à être employé comme PTH.

Une telle tâche nécessite la compréhension de la théorie de l'homogénéisation des matériaux hétérogènes dans les cas des milieux périodiques ainsi que les milieux aléatoires.

Programme calcule les bornes sous FORTRAN

Real num,nui,km,ki,P,mui,mum

```

!*****
!      LECTURE DES DONNEES
!*****

      write(*,*) 'donnez la valeur de nu matrice'
      read(*,*) num
lc      num=0.35
      write(*,*) 'donnez la valeur de nu inclusion'
      read(*,*) nui
!      nui=0.34
      write(*,*) 'donnez la valeur de E matrice'
      read(*,*) Em
!      Em=2.89
      write(*,*) 'donnez la valeur de E inclusion'
      read(*,*) Ei
!      Ei=.230
      write(*,*) 'donnez la valeur de la fraction volumique'
      read(*,*) P
!      P=0.3
!*****

!      CALCUL DES COEFFICIENTS k ET mu POUR LA MATRICE ET L'INCLUSION
!*****

      km=Em/(2*(1+num)*(1-2*num))
!      km=Em/(3*(1-2*num))
!      ki=Ei/(3*(1-2*nui))
      ki=Ei/(2*(1+nui)*(1-2*nui))
!      mum=Em/(2*(1+num))
!      mui=Ei/(2*(1+nui))
      mum=Em/(2*(1+num))
      mui=Ei/(2*(1+nui))
      write(*,*) 'la valeur de mu matrice est:',mum
      write(*,*) 'la valeur de mu inclusion est ',mui
      write(*,*) 'la valeur de k matrice est ',km
      write(*,*) 'la valeur de k inclusion est ',ki

```

```

write(*,*)'*****'
!*****
!      CALCUL DES BORNES DE VOIGHT ET REUSS
!*****

kv=(1-p)*km+p*ki
muv=(1-p)*mum+p*mui
kr=(km*ki)/((1-p)*ki+p*km)
mur=(mum*mui)/((1-p)*mui+p*mum)
write(*,*)'*****'
write(*,*) 'la borne de voigt pour K est:', kv
write(*,*)'*****'
write(*,*) 'la borne de voigt pour mu est ', muv
write(*,*)'*****'
write(*,*) 'la borne de Reuss pour k est ', Kr
write(*,*)'*****'
write(*,*) 'la borne de Reuss pour mu est ', mur
end

```

La modélisation de la cellule élémentaire sera réaliser avec le code de calcul par élément finis ZéBuLon version 8.3 .

Le fichier d'entrée du logiciel est le fichier *.geof qui porte tous les informations géométrique de la cellule.

Un fichier *.INP est le fichier d'exécution :

```

***calcul
%***auto_restart
***mesh plane_strain
**file real2D.geof
***resolution
**sequence 1
*time 1.
*increment 1
*ratio absolu 0.01
*algorithm p1p2p3
***bc

```

```
**deformation
  CONTOUR (0. 0.) E22 0.5 E11 0.5 E12 0.0 tab
***table
  **name tab
  *time 0. 1.
  *value 0. 1.
***material
**ipset phase0
  *file inclusion
**ipset phase255
  *file matrix
****return
***post_processing
***local_post_processing
  **file integ
  **elset ALL_ELEMENT
  **process function
  *output k
  *expression (sig11+sig22)/2.;
**ipset phase0
  **process function
  *output g2
  *expression 1.;
***global_post_processing
  **file integ
  **elset ALL_ELEMENT
  **process average
  *list_var g2 k eto11 eto22 eto33 eto12 sig11 sig22 sig33 sig12
****return
```

Références bibliographiques

- [1] BERTHELOT J.M., « Matériaux composites comportement mécanique et analyse des structures », Masson, 1992.
- [2] BILLOET J.L., « Introduction aux matériaux composites à hautes performances », Teknea ENSAM 1992.
- [3] CHRETIEN G., « Matériaux composites à matrice organique », Techniques et Documentations, Lavoisier, 1986.
- [4] BERBAIN F., CHEVALIER A., « Mise en oeuvre des plastiques renforcés », Technique de l'ingénieur, traité A 9 III, article 3250.
- [5] DESSARTHE A., GUYOT H., CARAYOL M., « Techniques de fabrication des pièces mécaniques en plastiques ou composites », CETIM, 1994.
- [6] GERARDIN M., RTXEN D., « Théorie des vibrations Application à la dynamique des structures » 2e¹™ édition, Masson 1996.
- [7] LEMAITRE J., CHABOCHE J.L., « Mécanique des matériaux solides », 2eme édition, Dunod 1988.
- [8] GAY D., « Matériaux Composites », Hermès, 1991.
- [9] BATOZ J.L., DHATT G., « Modélisation des structures par éléments finis Volume 2 poutres et plaques », Hermès, 1990.
- [10] PABIOT J., « Plastiques renforcés Propriétés mécaniques. Calcul », Technique de l'ingénieur, traité A 91, article 3245.
- [11] LAROZE SX., BARRAI J.J., « Mécanique des Structures, Tome 4, Calcul des Structures En Matériaux Composites », Eyrolles Masson, 1987.
- [12] GIBSON R.F., « Modal vibration response measurements for characterization of composite materials and structures », Composites science and technology, 2000, 60, 2769-2780.
- [13] CHEN W.Q., LUE CF., « 3D free vibration analysis of cross-ply laminated plates with one pair of opposite edges simply supported », Composite Structures, 2005,69, 77-87.
- [14] KOO K.N., LEE L., « Vibration and damping analysis of fiber-reinforced composites material conical shells », Journal of sound and vibration, 1996, 193(3), 581-595
- [15]. G.B. WARBURTON, « the vibration of rectangular plates », proceeding of the institute
- [16]. A.W.LEISSA, "Vibration of plates", Nasa SP-160, Washington DC, 1969. Bibliographie

- [17].JUC JAOUEN:"Vibration de flexion des plaques" , Rapport de recherché/ Université de Sherbrooke , 2002
- [18].Philippe MESTAT "Etude critique des modelisations de plaques encastrées en vibration" ,Travail de fin d'etudes (Memoire de DEA) , 2juin 1981
- [19]. A.W.LEISSA, "Plate vibration Research", classical theory, shok vibration or simply supported Edgas", journal of Applied Mechanics (1959)
- [20]. R.F.S HEARMON, "The frequency of flexural vibration of rectangular plates with clamped or simply supportes Edges", journal of applied mechanics, (1959), 26, 537-540.
- [21]. I.E HARIK. X. Liu and N. malakrishnan, "Analytical solution to free vibration of rectangular plates", Journal of sound and vibration, (1992), 153(1), 51-62.
- [22].DANIEL GAY : "Materiaux Composites" , Hermès ,1997
- [23] <http://zaghez.ifrance.com/memoires/MCO/CHAPITRE%2012.pdf>
- [24] Développement&Santé, Revue, Les grandes familles de matériaux utilisés dans le milieu biomédical : les biomatériaux, septembre 2004.
- [25] Michel Vert, Revue, La chimie pour adapter les dispositifs thérapeutiques polymères à l'organisme humain, l'actualité chimique - novembre-décembre 2003.
- [26] Hilaire BEWA, article, Matériaux polymères biodégradables et applications Note de Synthèse II, Direction des Energies Renouvelables, des Réseaux et des Marchés Energétiques, 2006.
- [27] J.Puget, livre, Prothèse totale de hanche, Les choix.
- [28] Rainer Schmidt, Livre, Comportement des matériaux dans les milieux biologiques, Application en médecine et biotechnologie.
- [29] LANGLAIS F. : Prothèses totales de hanche. Facteurs biologiques et mécaniques de tolérance *in* Conception des prothèses articulaires. Biomécanique et biomatériaux.Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Expansion scientifique française, 1993, 44, 3-22
- [30] BLOEBAUM R. D., ZOU L., BACHUS K. N., SHEA K. G., HOFMANN A. A., DUNN H. K. : Analysis of particles in acetabular components from patients with osteolysis. Clinical Orthopaedics and Related Research, 1997, Number 338, 109-118
- [31] DELAGOUTTE J.-P., MAINARD D. : Les métaux et les polymères utilisés en arthroplasties *in* Conception des prothèses articulaires. Biomécanique et biomatériaux.Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Expansion scientifique française, 1993, 44, 23- 30

- [32] SCHMALZRIED T. P., KWONG L. M., JASTY M., SEDLACEK R. C., HAIRE T. C., O'CONNOR D. O., BRAGDON C. R., KABO J. M., MALCOLM A. J., HARRIS W. H.: The mechanism of loosening of cemented acetabular components in total hip arthroplasty. Analysis of specimens retrieved at autopsy. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1992, Number 274, 60-78
- [33] PASSUTI N., GOUIN F., DELECRIN J., DACULSI G. : Tiges centromédullaires fémorales sans ciment *in* Conception des prothèses articulaires. Biomécanique et biomatériaux. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Expansion scientifique française, 1993, 44, 31-38
- [34] WILLERT H. G., SEMLITSCH M. : Tissue reactions to plastic and metallic wear products of joint endoprostheses. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1996, Number 333, 4-14
- [35] BLANQUAERT D. : Les céramiques et céramo-métalliques *in* Biomécanique orthopédique, p. 82-93. Masson, 1987
- [36] TOOMS R. E, HARKESS J. W. : Arthroplasty. Introduction and overview *in* Campbell's Operative Orthopaedics. Mosby Year Book, St Louis, 8th edition, 1992, Vol. 1, 371-387
- [37] SCHNEIDER R. : Die Totalprothese der Hüfte. Ein biomechanisches Konzept und seine Konsequenzen. Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopädie, Verlag Hans Huber, Bern, 1982, Band 24
- [38] SUCHANEK W., YOSHIMURA M. : Processing and properties of hydroxyapatite-based
- [39] Thomas Parenteau - Modélisation micromécanique de composites thermoplastiques élastomères à matrice polypropylène THÈSE / UNIVERSITÉ DE BRETAGNE-SUD *sous le sceau de l'Université européenne de Bretagne* pour obtenir le titre de DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE BRETAGNE-SUD Thèse soutenue le 12 mai 2009
- [40] ACHENBACH J.D. Quantitative nondestructive evaluation *Internationale journal of Solids and Structures*. 200, vol. p.13-27.
- [41] PIERRE E.B , LEIF C et JEAN P.M –Matériaux composites à matrice organique (constituants, procédés, propriétés) presses polytechniques et universitaires romandes vol 15 .ISBN 2-88074-528 imprimé en suisse 2004
- [42] LENE.F et LEGUILLOND –Etude de l'influence d'un glissement entre les constituants d'un matériau composite sur ses coefficients de comportement effectifs. *J.de mécanique théorique et appliquée (F)* vol. 20 n° 3 1981 p 509-363 fig. bibl. (14 réf) CDR centrale des revues .

- [43] KRONER (E) – bond for effective elastic moduli of disordered materials (Bornes des modules d'élasticité des matériaux désordonnés). J. Mechanics and physics of solids (GB) vol. 25, 1977, p 137- 55, bibl. (14réf) pergamon press oxiford.
- [44] KRONER (E) – bond for effective elastic moduli of disordered materials (Bornes des modules d'élasticité des matériaux désordonnés). J. Mechanics and physics of solids (GB) vol. 25, 1977, p 137- 55, bibl. (14réf) pergamon press oxiford.
- [45] KRONER(E) –effective elastic moduli of periodic and random media: a unification (module d'élasticité effectifs des milieu périodique et aléatoires : une unification). Mechanics research communications (USA) vol. 7 n° 5 1980 p. 323-27 bibl.(5réf.) pergamon press New York
- [46]HASHIN (Z) – analysis of composite materials. A survey (analyse des matériaux composites tout d'horizon). J. Applied Mechanics (USA) vol. 50 1983 p 481-505 4 fig . bibl. (177 réf). ASME New York
- [47] SUQUET (P) – méthode d'homogénéisation en mécanique des solides. 15 congrès du groupe France de Rhéologie (G.F.R) dans comportements rhéologiques et structure des matériaux . Presses de l'Ecole National des Ponts et Chaussées Paris. 1980 p 87-128 2 fig. bibl (32 réf)
- [48] DUVAUT (G). – Analyse fonctionnelle en mécanique des milieux continus, application à l'étude des matériaux composites élastiques à structure périodique. Homogénéisation . théoetical and applied mechanics. Etude par par W.T. Koiter p 119-22, bibl.(41réf) 1976 North Holland publishing company Amsterdam
- [49] BENSOUSSAN (A)-LIONS (J.L) PAPANICOLAOU (G) –Asymptotic analysis for periodic structures (Analyse asymptotique des structures périodiques) 700 p bibl. (172 réf) 1978 North Holland publishing company Amsterdam (USA Elsevier North Holland New York)
- [50] CHEVALIER (Y) – Micromécanique des composites Prévisions en élasticité, en viscoélasticité et à la rupture technique de l'ingénieur, traité Généralités vol A 7780 centre France du copyright
- [51] E. Hervé and A. Zaoui. N-layered inclusion-based micromechanical modelling. *Int. J. Engng. Sci.*, 31 :1-10, 1993
- [52] E. Hervé and A. Zaoui. Elastic behaviour of multiply coated fibre-reinforced composites. *Int. J. Engng. Sci.*, 33 :1419-1433, 1995

- [53] E. Hervé and A. Zaoui. Modelling the effective behaviour of nonlinear matrix inclusion composites. *Eur. J. Mech.*, 9 :505-515, 1990
- [54] T. Kanit, S. Forest, I. Galliet, V. Mounoury, D. Jeulin. Determination of the size of representative volume element for random composites: statistical and numerical approach. *International Journal of solids and structures*, 40 :3647-3653, 2003
- [55] V. Marcadon. *Effet de taille et d'interphase sur le comportement mécanique de nanocomposites particuliers*. Thèse de l'Ecole Polytechnique, :87-111, 2005
- [56] A. Zaoui. *Matériaux hétérogènes et composites*. Editions de l'Ecole Polytechnique, 1998. Majeure de Mécanique 142 p.

Résumé

L'utilisation des matériaux composites concerne aujourd'hui de nombreux secteurs industriels. Cette étude a pour objectif de prévoir le comportement micromécanique du matériau composite. Elle se base sur les caractéristiques élastiques et propriétés mécaniques des constituants. Le composite est analysé dans ce cas comme un matériau homogène ayant un comportement différent de celui de ses constituants. Des modèles sont développés et mis en équations dans les domaines de comportement élastique linéaire en utilisant des approches mathématiques. De tels comportements sont comparés à ceux obtenus par plusieurs et différents modèles basés sur le volume élémentaire représentatif et la loi des mélanges issue de la technique d'homogénéisation.

Mots clés : matériaux composites, polymères, Prothèses, homogénéisation, V.E.R.

Abstract

Using composite material concern, these days, lot of industrials domains. This study has for objective to predict the micromechanical behavior composite material. It is based on the elastic characteristics and mechanical properties of the components. The composite is analyzed in this case like a homogeneous material having a behavior different from that of its components. Some models are developed and put in equations in the domains of linear elastic behavior while using probabilistic mathematical approaches. Such behaviors are compared with those obtained by several and various models based on elementary volume representative and the law of the mixtures resulting from the homogenization technique.

Keys word: composite material, polymères, prothèses, homogenization, E.V.R

الملخص

إن استعمال الصفائح بالمعادن المركبة يهيم الآن عدة مجالات صناعية من أجل سد احتياجات التكنولوجيا الهدف من هذه الدراسة هو تنبؤ التصرف الميكانيكي الدقيق للمادة المركبة والمقوية بالألياف فهي تعتمد على خصائص المرونة و المقومات الميكانيكية للمكونات في هذه الحالة تم تحليل للمادة المركبة كمادة متجانسة ذات تصرف مختلف عن مكوناتها . تطورت بعض النماذج ووضعت في معادلات بمجالات التصرف الخطي المرن باستعمال مقاربة رياضية احتمالية. قورنت مثل هذه التصرفات بتلك التي تم الحصول عليها من خلال عدة نماذج مختلفة وعلى أساس الحجم الابتدائي التمثيلي وقانون المخالط الناتج عن تقنية المجانسة.

كلمات مفتاحية

المادة المركبة، اللدائن، تقنية المجانسة، الحجم الابتدائي التمثيلي .