

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR

ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE

UNIVERSITE IBN KHALDOUN DE TIARET

INSTITUT DES SCIENCES VETERINAIRES



**Mémoire de fin d'études
en vue de l'obtention du diplôme de docteur vétérinaire**

THEME :

**CARACTERISTIQUES ET
CLASSIFICATIONS DES FILS
CHIRURGICAUX**

(Etude bibliographique)

Présenté par :

BELDJILLALI Belkacem.

BOUABDELLI Abdelhak Yasser

Encadré par :

HAMDI Mohamed

Année universitaire : 2016 – 2017

Remerciment

Nous avons eu le plaisir d'effectuer ce travail de recherche dans l'Institut Des Sciences Vétérinaires- Tiaret

*Tout d'abord je tiens particulièrement à remercier monsieur Docteur **HAMDI Mohamed** pour nous avoir fait confiance, nous avoir encouragé et conseillé tout au long de la réalisation de ce travail. Pour son soutien et sa grande générosité, qu'elle soit assurée de notre profonde gratitude.*

*Nous tenons à remercier monsieur **Dr KHIATI beghdad** d'avoir accepté de présider le jury.*

*Nos remerciements vont également à monsieur **Dr BOUDRA Abdellatif** d'avoir accepté de juger ce travail.*

Dédicace

A la mémoire de mes chers grands parents puisse dieu a les accueillir dans son infinie miséricorde.

A ceux qui ont toujours garnis mes chemins avec force et lumière ... Mon très cher père et ma tendre mère nulle expression pourra donner votre vrai valeur dans ma vie

A mes frères : Ahmed Abdelkrim Soheib, mes chères sœurs et mon petit neveu Ilyes je leur souhaitant tout le succès...tout le bonheur

A toute ma famille pour leur amour et le respect qu'ils m'ont toujours accordé

A mes amis 'Abdou' 'Nounou' 'Kamel' 'Kassimo' 'Zamato' ...la mauvaise fréquentation inoubliable... fière de vous et je vous souhaite que de succès pour les prochaines étapes

A toute personne qui m'a aidé à franchir un horizon dans ma vie

Dédicace

Je rends un grand hommage à travers ce modeste travail, en signe de respect et de reconnaissance envers :

Mes très chers parents.

Pour tous les sacrifices et le soutien moral et matériel dont ils ont fait preuve pour que je réussisse.

Je le dédie également à

Dr GHAZI Kheira, BENNIA Ahmed, BENALLOU Bouabdellah, AMIRAT Mokhtar, HAMDI Mohamed, BOUDHRAA Abdelatif.

Mes frères et mes sœurs

Mes amis : De 5^{ème} année :

BOUABDELI Abdelhak Yasser, Chelik Abderahmedn, Tiar Kamel, GRAYA Yacin, AIT AEK Ahmed, DJAMEL Moulay.

En un mot, à toute ma famille BELDJILALI, mes amis et tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à ma formation.

***Je dédie ce mémoire,
à tous ceux et toutes celles
qui m'ont accompagné et soutenu
durant cette année de formation***

SOMMAIRE

INTRODUCTION	2
CHAPITRE -I- : Caractéristiques des fils de sutures	4
I.Structure : monofil ou tressé	4
II.Matériau constitutif	5
III. Caractéristiques physiques	5
III.1. Solidité	5
III.1.a Solidité à la traction ou résistance	5
III.1.b. Solidité au traumatisme ou fragilité	7
III.2. Souplesse	7
III.3. Élasticité et plasticité	8
III.4. Mémoire et vrille	8
III.5. État de surface et glisse intra-tissulaire	9
III.6. Capillarité	10
III.7. Qualité des nœuds	11
IV. Résorbabilité	12
IV.1. Définition des paramètres de résorption	12
IV.2. Applications cliniques	14
V. Biocompatibilité	16
V.1 Réaction inflammatoire tissulaire	16
VI. Dimensions	18
VI.1. Diamètre	18
VI.2. Longueur	20
VII.Couleur du fil	20
VIII. Mode de stérilisation	20
CHAPITRE –II- : Classification des fils de sutures	22
I.Introduction	22
II.Fils non résorbables :	22
II.1. Fils non résorbables monofilament	22
II.1.1. Fils en acier inoxydable	22
II.1.2. Fils en polyamide	23
II.1.3. Fils en polypropylène	24
II.1.4. Fils en fluorure de polyvinylidène	25
II.1.5. Fils en poly-(hexafluoropropylène-VDF)	25
II.1.6. Fils en polybutester	26
II.1.7. Fils en polytétrafluoroéthylène expansé :	26

II.1.8. Fils en polyéther polyuréthane	27
II.2. Fils non résorbables tressés ou torsadés	28
II.2.1. Fils en acier inoxydable	28
II.2.2. Fils de lin	28
2.3. Fils de soie	29
2.4. Fils de polyamide	29
2.5. Fils de polyester	30
III. FILS RÉSORBABLES	31
III.1. Fils résorbables tressés	31
III.1.1. Fils en acide polyglycolique	31
III.1.2. Fils en polyglactine 910 :	32
III.1.3. Fils en lactomer 9-1 :	33
III.2. Fils résorbables monofilament	33
III.2.1. Fils en polydioxanone	33
III.2.2. Fils en polyglyconate	34
III.2.3. Fils en polyglécaprone 25	34
III.2.4. Fils en glycomer 631	35
III.2.5. Fils en glyconate	35
III.2.6. Fils en polyglytone 6211	36
Conclusion générale	37
Références bibliographique	38

Introduction

Introduction

Une suture (du latin sutura ou suere, coudre) est un acte chirurgical consistant à rétablir la continuité d'un tissu ou d'un organe divisé par une couture et, par extension, au moyen de tout autre procédé. Le terme de "suture" désigne également le dispositif médical permettant la réalisation de l'acte précédent. Il s'agit d'un fil stérile, monté sur une aiguille, destiné à suturer.

On utilise les sutures depuis le commencement de l'histoire chirurgicale. Le papyrus d'Edwin Smith, découvert en Egypte en 1862, et datant de 4000 ans avant Jésus-Christ, témoigne déjà de l'usage d'aiguilles et de fils de lin pour réunir les lèvres des plaies. Aujourd'hui, les fils de suture sont employés couramment dans presque toutes les interventions chirurgicales et ils sont probablement le groupe de dispositifs médicaux le plus implanté chez l'homme.

Contrairement à ce que pourrait laisser penser leur définition, il s'agit d'une classe extrêmement complexe. Si l'on parcourt les catalogues des fournisseurs, on ne peut être que surpris devant le nombre de références mis à la disposition du praticien. Les différents laboratoires proposent en effet toute une panoplie de matériaux, structures et dimensions, à laquelle s'ajoute dans le cas des sutures, une vaste gamme d'aiguilles, cette diversité rend d'autant plus difficile le travail du chirurgien: quant à la sélection du produit de suture et/ou de ligature adéquat pour un siège anatomique et une intervention donnés et, par conséquent, celui du pharmacien hospitalier en charge de l'achat et de l'approvisionnement de ce type de dispositif médical. S'il paraît évident que le fil universel n'existe pas et qu'à chaque application visée correspondent des fils spécifiques, on peut toutefois s'interroger sur la nécessité de disposer de plusieurs produits de suture et de ligature appartenant à la même famille, le budget consacré aux sutures et aux ligatures dans un établissement hospitalier est important. A titre d'exemple, celui-ci atteint 824 000 € au C.H.U. de Nancy, soit 3 % du budget global des dispositifs médicaux. Maîtriser les coûts liés à leur utilisation présente donc un intérêt tout particulier, permettant éventuellement de dégager un gain financier pour l'établissement.

La première partie de ce mémoire aborde des notions générales sur les sutures chirurgicales. Elle permet de présenter leurs caractéristiques et d'analyser comment ces

Introduction générale

différents paramètres conditionnent le choix d'un tel dispositif et la deuxième partie décrit la classification des fils chirurgicaux.

Chapitre I

Un fil chirurgical est caractérisé par :

- sa structure (monofil ou tressé),
- son matériau constitutif,
- ses qualités physiques (solidité, souplesse, élasticité, mémoire, rugosité de la surface et passage intra-tissulaire, capillarité, qualité des noeuds).
- ses qualités biologiques, c'est à dire ses propriétés de résorption et sa biocompatibilité,
- ses dimensions,
- sa couleur,
- son mode de stérilisation.

Ces différentes caractéristiques sont définies notamment par:

- la Pharmacopée Européenne: monographies relatives aux "fils chirurgicaux pour usage humain" : "Fils non résorbables stériles", "Fils résorbables synthétiques monofilaments stériles" et "Fils résorbables synthétiques tressés stériles". (P.H.E)
- la Pharmacopée Américaine (P.H.A)
- la norme I.S.O. 10993 "Évaluation biologique des dispositifs médicaux", qui détermine les tests de cytotoxicité, réaction cutanée, tératogénicité
- la directive 93/42 C.E.E. relative aux dispositifs médicaux (les sutures et les ligatures appartiennent aux classes IIb et III)

I. Structure : monofil ou tressé

La structure des fils chirurgicaux détermine un grand nombre de leurs propriétés. Les fils actuellement commercialisés sont :

soit des monofilaments (cylindre compact de matière première), soit des multifilaments (plus communément appelés fils tressés) qui sont des assemblages de nombreux monofils fins.

Cet assemblage est organisé, soit en tresse proprement dite (entrecroisement de nappes de fils élémentaires, en général autour d'une âme centrale), soit en torsade (fils spiralés sur eux-mêmes), soit en câble (torsades de fils inversées).

Toutefois, cette distinction n'est pas toujours aussi franche: il existe en effet des pseudo-monofilaments qui sont constitués par de très nombreux fils (parallèles ou torsadés) mais qui sont entourés d'une gaine, ce qui leur confère l'aspect d'un monofil. Inversement, certaines marques de tresses se présentent sous la forme d'un monofilament pour les fils de faible diamètre - (BILWEIS J,1933)

II. Matériau constitutif

Le choix du matériau est fondamental car la composition chimique des fils détermine leurs propriétés physiques et biologiques, notamment leur capacité de résorption. On distingue d'une part le matériau principal composant le fil, et d'autre part le matériau d'enduction utilisé pour faciliter la glisse intra-tissulaire des fils. En général, ce dernier représente 3 à 6 % de la masse totale de la suture ou de la ligature (NUIRY *et al*, 1989).

La qualité de cette enduction est également un critère de choix, celle-ci devant adhérer suffisamment au fil pour ne pas se dégrader lors des passages tissulaires (MADICA *et al*, 2003)

Le matériau constitutif étant l'élément de base à la différenciation des sutures et des ligatures, les différents matériaux utilisés et leurs personnalités respectives sont détaillés dans la deuxième partie de ce mémoire, relative à la classification des fils chirurgicaux.

III. Caractéristiques physiques :

Seule la solidité du fil, mesurée par la charge minimale de rupture, est décrite par la Pharmacopée Européenne. L'évaluation des autres caractéristiques physiques des fils ne fait l'objet d'aucune norme. Les méthodes de mesure exposées dans ce chapitre ne sont donc que des exemples couramment utilisés par les fabricants.

III.1. Solidité :

On distingue la solidité à la traction, qui détermine la résistance du fil, et la solidité lors de traumatisme, qui rend compte de sa fragilité.

III.1.a Solidité à la traction ou résistance :

La solidité ou résistance à la traction, est mesurée à l'aide d'un dynamomètre et exprimée en kilogrammes ou en newtons. Cette résistance dépend (NUIRY *et al*, 1989 ; TERA *et ABERG*, 1977 ; ZEDERFELDT *et HUNT*, 1990) :

- du matériau constitutif (certains polymères sont plus solides que d'autres),
- du diamètre (la résistance est proportionnelle au carré du calibre nominal du fil),
- de la structure (la résistance des fils tressés est supérieure à celle d'un monofilament de même diamètre),
- et du type de nœud utilisé par le chirurgien.

Deux valeurs distinctes peuvent être déterminées (MADICA *et al*, 2003)

- La résistance linéaire, ou force de rupture : elle correspond à la force de traction qu'il faut exercer sur un fil, dans son axe, pour obtenir sa rupture ,

- la résistance au nœud : elle correspond à la force de traction nécessaire à la rupture d'un fil porteur d'un nœud simple.

Quelle que soit la résistance propre d'un fil, c'est lors de ses conditions d'emploi chirurgical que celle-ci prend toute son importance. C'est donc la résistance au nœud qu'il convient de considérer en pratique. En outre, il faut savoir qu'au niveau du nœud, la résistance du fil se trouve diminuée de 40 à 50% (NUIRY *et al*, 1986). En effet, lorsque l'on noue un fil sur lui-même et que l'on exerce une traction, la section du fil s'écrase et donc la contrainte qu'on lui impose est plus importante (TERAH *et al* 1976).

La Pharmacopée Européenne, qui impose des normes de solidité, utilise la mesure de la résistance au nœud pour définir "la charge minimale de rupture". Cet essai détermine pour chaque type de fil et pour chaque diamètre, les résistances minimales requises (PH. E, 2002).

La solidité à la traction est une propriété fondamentale dans le choix d'un fil. Celui-ci doit résister aux tensions subies dans l'organisme pendant et après l'acte chirurgical (EDWABR *et al* ; 1995 MADICA *et al* 2003 ; ZEDERFELDTB *et al* 1990):

- Pendant l'intervention, les ruptures surviennent majoritairement lors de la confection du nœud, on cherchera donc un fil dont la résistance au nœud est maximale,
- après l'intervention, et jusqu'à ce que de nouveaux tissus fibreux ne referment la plaie, l'intégrité de celle-ci dépend entièrement des sutures. Une haute résistance diminue donc le risque de rupture de la suture ou de déhiscence de la plaie pendant la période critique de la cicatrisation.

Les sutures doivent avoir une résistance au moins équivalente à celle des tissus où on les place (BILWEIS J, 1993). D'une façon générale. du plus solide au plus fragile, on trouve :

- La peau,
- Les aponévroses, l'estomac,
- l'intestin grêle,
- La vessie,
- Le péritoine.

La résistance d'un fil à également une influence directe sur sa tolérance (ZEDERFELDTB *et al*, 1990).

3.1.b. Solidité au traumatisme ou fragilité ;

Les monofilaments sont particulièrement sensibles à la moindre altération de leur surface et doivent être manipulés avec davantage de précautions que les fils tressés. La gaine des pseudo-monofilaments est également un élément fragile. Contrairement à la résistance, cette caractéristique n'est pas utilisée par les fabricants pour définir leurs fils (BILWEIS *et al*, 1993 ; STAMPC *et al*, 1988).

III.2. Souplesse :

La souplesse d'un fil, gage d'une bonne maniabilité, est une qualité très appréciée par les chirurgiens. Celle-ci dépend (MADICA *et al*, 2003 ; MOUSQUEST *et al* 1989 ; ZEDERFELDTB *et al* 1990):

De la composition chimique du fil, de son diamètre : un fil de gros diamètre est moins souple qu'un fil fin pour un même matériau, de sa structure : Les monofils, de part leur structure cylindrique, ont une rigidité supérieure à celle des fils tressés de diamètre identique, pour les fils tressés, du nombre, du diamètre et de l'angle de torsion des filaments composant la tresse ainsi que de l'enduction, qui peut coller les fils entre eux et réduire leur souplesse.

Bien que subjective, la souplesse peut être évaluée en laboratoire par la mesure de la force nécessaire pour tordre le fil selon un angle donné : plus la force nécessaire est faible, plus le fil est souple (BRAUN, 2004). Un test similaire consiste à faire tourner l'extrémité d'un fil placé sur un support fixe jusqu'à ce que l'autre extrémité commence à tourner. Le nombre de tours donnera une mesure relative de la rigidité à la torsion plus il est faible, plus le fil est rigide, plus il est élevé, plus le fil est souple (ZEDERFELDTB *et al*, 1990).

La souplesse facilite la réalisation des nœuds et leur maintien ainsi que l'exécution des travaux très fins (suture de précision en microchirurgie et en ophtalmologie, ou ligature de petits vaisseaux). Par ailleurs, une suture rigide peut compromettre le processus de cicatrisation par effet mécanique des extrémités (irritation de la plaie et des tissus environnants), voire favoriser le développement des granulomes (ZEDERFELDTB *et al*, 1990). Cet inconvénient limite leur indication dans les tissus profonds.

3.3. Élasticité et plasticité :

L'élasticité et la plasticité traduisent la capacité d'un fil à s'allonger sous l'effet d'une tension. Le résultat consécutif à l'arrêt de cette contrainte permet de distinguer (MADICA *et al* 2003 ; ZEDERFELDTB.H *et al* 1990)

- les fils élastiques: l'augmentation de la longueur est suivie d'un retour à la dimension initiale,
- les fils plastiques : l'élongation persiste jusqu'à un certain degré et il existe alors un allongement résiduel (exprimé en pourcentage de la longueur initiale).

L'élongation varie de façon importante selon la composition chimique et la structure du fil (les monofilaments sont plus élastiques que les fils tressés). Pour la mesurer, on étire le fil grâce à un dynamomètre jusqu'à sa rupture, et on calcule le rapport entre la longueur du fil avant rupture sur sa longueur initiale (pourcentage d'élongation).

Le choix de l'élasticité et de la plasticité du fil est fonction des tissus à suturer : un fil trop élastique peut affecter la cicatrisation de la plaie par une mauvaise tenue au nœud et une diminution de sa capacité à maintenir les deux berges de la plaie. En revanche, une légère élasticité peut être bénéfique pour une bonne adaptation du fil à la mobilité tissulaire (compliance vasculaire par exemple) et pour éviter la coupure ou la nécrose des tissus. Un matériel plastique peut s'adapter à un éventuel œdème de la plaie et ainsi éviter les signes de pression. Mais après la régression de l'œdème, celui-ci peut rendre la suture trop lâche pour maintenir le bon affrontement des berges de la plaie. Cependant, un fil non élastique ou sans possibilité d'allongement a un risque plus élevé de se casser (BILWEIS J *et al* 1993 ; ZEDERFELDTB.H *et al* 1990).

3.4. Mémoire et vrille :

La mémoire est la tendance qu'a le fil à garder la forme qu'il avait dans son emballage. L'absence de vrille se traduit aussi par l'aptitude du fil à ne pas tire-bouchonner. Ces propriétés dépendent (MADICA *et al* 2003):

De la structure du fil : les monofilaments ont une mémoire plus forte que les filstressés, de son diamètre : les fils fins ont peu de mémoire, et du matériau le composant.

Le conditionnement est également un paramètre important qui influence la mémoire du fil. Certaines firmes proposent d'ailleurs des conditionnements qui limitent cet effet.

Un fil avec une forte mémoire et qui se vrille est moins maniable et risque d'entraîner des tractions (par "effet ressort") sur les marges de la plaie à l'origine de lésions. De plus, sa longueur disponible est difficilement appréciable.

3.5. État de surface et glisse intra-tissulaire :

Les caractéristiques de surface influencent le degré de traumatisme causé par l'insertion des sutures. Les surfaces rugueuses causent plus de dégâts que les surfaces lisses. L'étendue de la déchirure des tissus est connue sous le terme "d'effet de scie". Le passage intra-tissulaire (ou glissance) découle de cette rugosité de surface et désigne la facilité avec laquelle une suture pénètre au travers d'un tissu.

La rugosité de surface peut s'apprécier grossièrement au toucher, mais peut également se mesurer avec un dynamomètre par la force de traction nécessaire pour faire passer le fil à travers un support (on détermine ainsi le coefficient de friction). Les variations de résistance matérialisées sur un enregistrement par des pics et des vallées permettent de caractériser l'effet de scie (*MADICA et al 2003*).

L'état de surface d'un fil dépend essentiellement de sa structure (*BILWEIS J et al 1993 ; MOUSQUEST et al 1989 ; ZEDERFELDTB.H et al 1990*)

La surface lisse d'un monofil facilite son glissement dans les tissus et permet une mise en place aisée, tout en diminuant son adhérence aux tissus. Cette qualité fait des monofilaments un matériel particulièrement indiqué pour la suture de tissus fragiles et la réalisation de "surjets" (suture continue consistant à utiliser un fil unique pour maintenir les berges de la plaie grâce à des points qui, au lieu d'être noués séparément, sont serrés régulièrement et maintenus sous tension (figure n°1)). Le cas échéant, l'ablation des points de sutures est moins douloureuse.

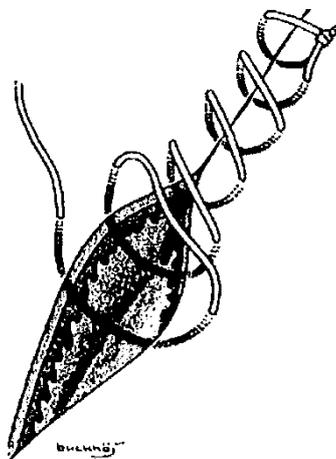


Figure n° 1: Le surjet

A l'inverse, l'assemblage de multiples filaments donne aux fils tressés un aspect de surface irrégulier. Leur passage dans les tissus provoque une érosion plus ou moins grande avec risque de saignement et retardement du processus de cicatrisation. De plus, ils entraînent un effet de drague des débris cellulaires, des sérosités, voire de micro-organismes.

Le coefficient de friction d'un fil tressé non traité peut être 10 à 20 fois supérieur à celui d'un monofilament (ZEDERFELDTB.H *et al* 1990). C'est en effet pour pallier à ces inconvénients que les fabricants ont recours à des traitements de surface (enduction ou imprégnation par de la cire, des silicones ou des résines hydrophobes). De la nature et de la quantité du traitement de surface, ainsi que de la tenue de cette enduction au fur et à mesure de son passage au travers des tissus, dépendra donc la rugosité des fils tressés et, par conséquent, l'intensité de l'effet de scie sur les tissus traversés - (RODEHEAVERG.T *et al* 1983) Même si l'enduction diminue le coefficient de friction des fils tressés, celui-ci n'atteint pas, habituellement le niveau des monofilaments (ZEDERFELDTB.H *et al* 1990)

Les surfaces rugueuses ne présentent pourtant pas que des inconvénients, ni les surfaces lisses que des avantages. En effet, la rugosité intervient dans la tenue du nœud et par conséquent dans la fiabilité de la suture - (BROWNR *et al* 1992)

3.6. Capillarité :

La capillarité désigne la propension du fil à s'imprégner des liquides tissulaires. Elle est également connue sous le terme "d'effet de mèche". La capillarité est mesurable par la propagation verticale d'un liquide (comme le sérum physiologique) le long du fil pendant une période de temps donnée (MADICA *et al* 2003)

Seuls les fils tressés sont concernés par cet effet de mèche : les interstices qui séparent les fibres élémentaires constituent d'excellentes voies de propagation des liquides tissulaires. Le fil imprégné augmente de volume, ce qui amplifie la réaction inflammatoire des tissus environnants, et réduit d'autant sa tolérance. D'autre part, l'effet de mèche favorise la migration des débris tissulaires et des micro-organismes au sein de la tresse. Ces derniers colonisent les interstices des fibres où ils échappent aux mécanismes de défense contre l'infection (de par leur taille, les leucocytes et les macrophages ne peuvent pas y atteindre les bactéries) (BLOMSTEDTB *et al*, 1977 ; BLOMSTEDTB *et al*, 1978 ; OSTERBERGB *et al*, 1983 ; OSTERBERGB *et al*, 1979).

Ainsi, la capillarité d'un fil n'est pas souhaitable et doit être réduite au minimum. Les traitements de surface diminuent cet inconvénient, mais sans jamais complètement l'éliminer - (BLOMSTEDTB *et al* 1977.ZEDERFELDTB.H *et al* 1990). Lors de la suture de plaies septiques, il convient donc de préférer un monofilament, dont la surface lisse n'est pas sujette à ce phénomène (TRIMBOSJ.B *et al* 1982)

3.7. Qualité des nœuds

Le nœud étant l'élément le plus fragile d'une suture, leur qualité est un élément essentiel pour la caractéristique d'un fil. Cette qualité s'exprime selon trois critères (MADICA *et al*, 2003 MOUSQUEST *et al*, 1989)

- la sécurité au nœud : elle traduit sa tendance à ne pas se défaire spontanément. Elle est inversement proportionnelle au nombre de boucles estimé nécessaire pour la réalisation d'un nœud sûr. Elle peut être mesurée *in vivo* en implantant des sutures nouées dans l'organisme d'animaux, puis en comptant après un certain temps le nombre de nœuds restés serrés (BRAUN, 2004).
- la tenue de la première boucle du nœud : elle traduit sa capacité à ne pas se desserrer. On peut l'évaluer *in vitro* en nouant le fil autour d'un bloc de mousse. La boucle est serrée avec une tension prédéfinie, puis le relâchement de la tension entraîne le relâchement de la boucle. La distance requise par le dynamomètre pour réappliquer la tension définie permet d'estimer la capacité de tenue de la boucle en position initiale (BILWEIS J *et al* 1993).
- la descente des nœuds (coulissage des boucles) : elle détermine la capacité d'un fil à permettre le serrage à distance d'une boucle ainsi que sa descente en même temps que la boucle suivante. Cette technique est très utilisée en coeliochirurgie ou pour la suture de plans profonds. Ce dernier paramètre dépend essentiellement de la structure du fil (les nœuds descendent moins bien sur les fils tressés que sur les monofilaments), et pour les fils tressés, de l'état de surface et de la nature de l'enduction (KADIRKAMANATHANS *et al* 1996. - SEDLACKJ.D. *et al* 1996)

L'efficacité d'un nœud dépend:

- du type de nœud, de la méthode de serrage et de la tension appliquée (BILWEIS J *et al* 1993 ; BROWNR.P *et al* 1992 ; TERAH.,ABERGC *et al* 1976)
- du nombre de boucles (MOMOSET *et al* 2000).
- du diamètre du fil: un fil de calibre supérieur à une meilleure tenue au nœud (MADICA *et al* 2003)

- de la structure du fil : les fils tressés ont une meilleure sécurité au nœud que les monofilaments. Cette qualité en fait des fils particulièrement adaptés pour la réalisation de ligatures ou de points séparés (figure n° 2). La bonne glisse des monofilaments est un inconvénient lors de la réalisation des nœuds car elle nécessite une technique rigoureuse et l'addition de boucles supplémentaires pour limiter le risque de les voir se défaire. Ces nombreux nœuds créent une surépaisseur inesthétique et traumatisante (MADICA et al 2003 MOUSQUEST et al,1989 ; ZEDERFELDTB.H *et al* 1990),
- de l'état de surface du fil (rugosité) : les résultats sont meilleurs pour les matériaux à haut coefficient de frottement (MOMOSET et al 2000.] RUSSELP.G. et al 2000)
- de la composition chimique du fil : par exemple, le MONOCRYL® bien qu'étant un monofil, à une tenue au nœud comparable au VICRYL® fil tressé (TRIMBOSJ.B *et al* 1995)

Une bonne sécurité au nœud ainsi qu'une bonne tenue de la première boucle sont évidemment recherchées pour un fil. Ces qualités conditionnent en effet le diamètre du fil, limite le nombre de boucles nécessaire à la sécurisation de la suture, et par conséquent diminue la quantité de corps étrangers introduite dans l'organisme. La descente au nœud doit se faire le plus aisément possible, sans blocage. Ces qualités ne peuvent être appréciées que par le chirurgien.

4. Résorbabilité :

4.1. Définition des paramètres de résorption :

La résorbabilité d'un fil est son aptitude à disparaître progressivement de l'organisme. On peut donc caractériser un fil par son temps de résorption totale, qui correspond à la durée d'élimination complète du produit par l'organisme. Cette résorption dépend (BLOMSTEDTB *et al* 1977 ; cHUC.e. *et al* 1982 ; MADICA *et al* 2003 ; MOUSQUEST *et al* 1989)

- de la composition, de la nature du polymère (cristalline ou amorphe), ainsi que de son poids moléculaire,
- de la structure du fil : les tresses ont une résorption totale plus rapide que les monofils, étant donné l'augmentation de surface de contact avec les liquides, notamment par effet de capillarité,
- du site d'implantation (pH et humidité du milieu),
- de facteurs inter et intra-individuels.

Bien que le temps de résorption puisse influencer les complications tardives des sutures comme la formation de granulomes et de fistules (NIESSENF.B *et al* 1997), cet indice est cliniquement peu significatif, puisqu'il traduit la disparition de la masse du fil sans préjuger de son efficacité. En pratique, la mesure caractérisant le mieux un fil résorbable est sa perte de résistance. Celle-ci est le reflet direct de sa diminution de solidité dans le temps et donc de son efficacité à maintenir les berges de la plaie (BILWEIS J *et al*, 1993 ; ZEDERFELDTB *et al*, 1990).

En effet, la résorption entraîne tout d'abord une diminution de la résistance à la traction, puis seulement après, une disparition du matériau. De plus, l'évolution de ces deux paramètres dans le temps ne s'effectue pas de manière proportionnelle: une suture résorbable peut même avoir l'air "normale" bien après qu'elle ait perdu toute résistance (ZEDERFELDTB.H *et al* 1990).

On peut mesurer *in vivo* l'évolution de la résistance dans le temps par rapport à la résistance initiale (au moment de l'ouverture de l'emballage), après implantation en sous-cutanée d'une certaine longueur de fil en position dorsale chez le rat. A l'issue de la durée d'implantation, le fil est prélevé, sa résistance résiduelle est testée à l'aide d'un dynamomètre (BILWEIS J *et al* 1993. - RUSSELP.G *et al* 2004) En routine, ces tests sont plutôt réalisés *in vitro*, après validation de la méthode et vérification de la corrélation entre les tests *in vivo* et *in vitro* : une certaine longueur de fil est immergée dans une solution tampon et placée dans un bain-marie à des températures et durées variables. A l'issue de la durée d'incubation définie, la résistance résiduelle du fil en traction linéaire est testée à l'aide d'un dynamomètre (ETIITCON *et al* 2002).

On distingue (MADICA *et al*, 2003):

- Le temps de Perte Totale de Résistance (**P.T.R**): temps au bout duquel la résistance du fil est nulle,
- et le temps de demi-vie : temps au bout duquel sa résistance est égale à 50 % de la résistance initiale.

Un dernier paramètre peut être déduit de ces deux précédents indices, c'est le temps de présence utile. Il permet de calculer le rapport entre le bénéfice (temps de résistance, correspondant à l'efficacité de la suture) et le risque (temps de résorption, inversement proportionnel à la tolérance du fil par l'organisme) du matériel utilisé. Il est donné par la formule suivante et s'exprime en pourcentage de temps de présence totale (MADICA *et al* 2003).

$$\text{Temps de présence utile} = \frac{\text{Temps de résistance}}{\text{Temps de résorption}} \times 100$$

4.2. Applications cliniques

Le choix entre un fil résorbable ou non résorbable est fonction de l'objectif de la suture ou de la ligature (BILWEIS J *et al* 1993 ; CHAMPAULTG *et al* 1986 ; MADICA *et al* 2003 ; MOUSQUEST *et al* 1989 ; NORDSTROMRE *et al* 1986).

En effet, les fils résorbables ne sont destinés qu'à suppléer momentanément l'insuffisance de cohésion des berges de la plaie, le temps d'une cicatrisation mécaniquement efficace, tandis que les fils non résorbables sont utilisés pour maintenir une contrainte durable dans le temps. Ainsi, dès lors qu'aucune action permanentent est recherchée, les fils résorbables présentent un grand intérêt, la disparition de tels corps étrangers de l'organisme ne pouvant être que bénéfique. D'une part, cela limite les risques de réactions indésirables à type d'intolérance et d'autre part, les fils ne constituent qu'un support temporaire pour les bactéries ou les calculs lorsque le chirurgien travaille en milieu septique ou lithogène - (BLOMSTEDTB *et al* 1978 ; PLIQUEM.J.1995)

Quand l'objectif de la suture est défini, le choix du matériel résorbable approprié repose sur le principe suivant : la perte de résistance de la suture dans le temps doit être compensée par le mécanisme de la cicatrisation (BILWEIS J *et al* 1993). Par conséquent, il faut adapter le temps de résistance du fil au délai moyen de cicatrisation. En théorie, les courbes de dégradation du fil et de cicatrisation des tissus doivent se croiser au niveau de la résistance moyenne des tissus sains (figure n° 2).

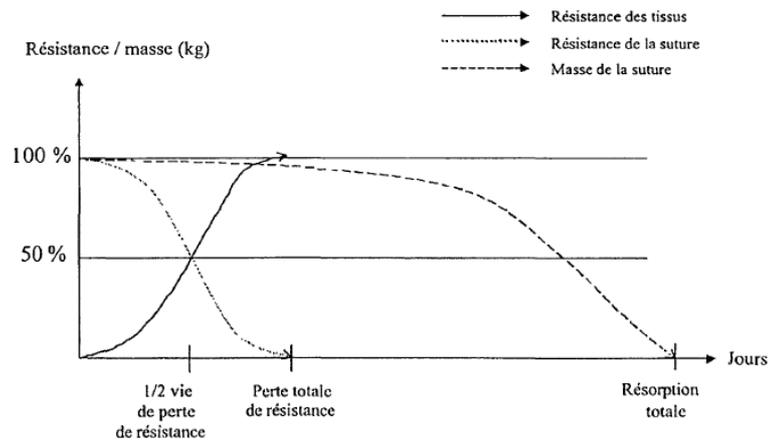


Figure n° 2 : Courbes idéales de perte de résistance et de résorption d'un fil résorbable

Le délai moyen de cicatrisation varie en fonction de la nature des tissus (tableau I) et de l'état physiopathologique du patient (le délai de cicatrisation est par exemple augmenté chez les personnes âgées, diabétiques, obèses ou dénutries). Certains traitements, comme la corticothérapie ou la chimiothérapie, peuvent également altérer la cicatrisation

Ainsi, l'utilisateur choisit le fil (CHAMPAULTG *et al* 1986) :

- dont le temps de perte de résistance est largement supérieur au délai de cicatrisation du tissu à suturer, au-delà duquel la suture ne joue plus son rôle de coaptation des berges de la plaie,
- dont le temps de résorption est le plus faible possible. En effet, plus le temps de présence dans l'organisme est long, plus le risque d'intolérance est grand.

Finalement, un bon critère de choix est le temps de présence utile, paramètre pourtant peu connu des utilisateurs et peu utilisé par les fabricants pour caractériser leurs produits. Plus ce pourcentage est grand, plus la suture se résorbe rapidement après avoir perdu toute efficacité, ce qui est avantage en terme de tolérance. On considère qu'un temps de présence utile est intéressant à partir de 30 % (MADICA *et al* 2003).

C'est un élément de comparaison entre les fils tout en sachant que le plus important est de mettre en rapport le temps de perte de résistance et le temps de cicatrisation des tissus à suturer.

Il faut savoir enfin que la distinction "fil résorbable" ou "fil non résorbable" n'est pas absolue car il existe des matériaux non résorbables qui s'altèrent dans le temps et des matériaux résorbables à durée de vie très longue (LEGLISE *et al*, 1994)

5. Biocompatibilité

Quelle que soit la nature du fil, celui-ci se comporte comme un corps étranger, entraînant toujours une réaction inflammatoire normale de "reconnaissance du non-soi" par l'organisme. De ce fait, les sutures et les ligatures doivent répondre à la norme I.S.O. 10993, conformément au Code de la Santé Publique, qui a repris la directive européenne 93/42 sur les dispositifs médicaux (A.F.N, 1996).

Cette norme vise à vérifier la sécurité biologique du fil en fonction de la nature du dispositif médical et des sites d'implantations définis au travers des indications de la suture.

Sont ainsi testés, pour tous les constituants du fil (y compris produits d'enduction et colorants) ainsi que pour tous les produits de dégradation éventuels :

- ✓ La cytotoxicité et la sensibilisation in vitro, l'irritation in vivo,
- ✓ La réaction cutanée,
- ✓ Les toxicités aiguës, systémiques et chroniques,
- ✓ La génotoxicité, la carcinogénicité, la tératogénicité,
- ✓ l'hémocompatibilité, car tout fil placé au contact du sang est un point potentiel de constitution d'un thrombus,
- ✓ La pyrogénicité et l'antigénicité.

Pour être commercialisés, tous les fils doivent être conformes aux exigences essentielles des dispositifs médicaux citées précédemment. Cependant, il peut exister des différences plus sensibles entre les fils, notamment en terme de réaction inflammatoire tissulaire et de compatibilité avec certains liquides organiques.

Réaction inflammatoire tissulaire :

Les facteurs intervenant dans l'intensité de cette réaction sont :

- Le matériau constitutif : les résultats des études avantagent nettement les matériaux synthétiques par rapport aux matériaux d'origine naturelle (CHARBIT Y *et al* 1999. GABRIELLIF *et al* 2001). Les polymères résorbables sont éliminés par un simple mécanisme d'hydrolyse, libérant des dérivés glucidiques (acide lactique, acide glycolique) qui sont parfaitement connus de l'organisme et intégrés à ses métabolismes. La réaction tissulaire est de ce fait considérablement limitée (NARYFILHOH *et al* 2002. - YALTIRIKM *et al*, 2003)

- L'enduction : le téflon et le silicone, souvent utilisés pour traiter les matériels non résorbables, sont crédités d'une bonne inertie (ZEDERFELDTB.H *et al* 1990). Mais le comportement des autres composants d'enduction (cire, paraffine, stéarate de calcium) est peu documenté (MADICA *et al* 2003). C'est pourquoi il est nécessaire de trouver un compromis entre une quantité d'enduction suffisante pour conférer à la suture ses qualités de glisse, mais pas trop importante pour éviter les réactions tissulaires,
- le traumatisme tissulaire imposé par la suture : l'effet de scie caractérisant les tresses provoque une réaction tissulaire plus intense et plus longue qu'avec un monofilament du même polymère (SETZENG *et al* 1997 ; ZEDERFELDTB.H *et al* 1990)
Cependant, comme l'ont montré certains auteurs, le rôle agressif de l'aiguille est également à prendre en compte dans l'étendue du traumatisme (THACKERJ.G *et al* 1989 ; TRIERW.C 1979).
- La quantité de fil implanté, à laquelle l'inflammation est proportionnelle : plus le fil est gros, plus la réaction est importante (ZEDERFELDTB.H *et al* 1990). On retrouve ici tout l'intérêt de la résistance dans le choix d'un fil. Plus le fil est solide, plus on peut utiliser un faible calibre (la résistance est proportionnelle au diamètre), et plus la réaction tissulaire sera diminuée. La tenue des nœuds est également un paramètre influençant la quantité de matériel implanté (VANRIJSSEL *et al* 1989).
- le degré de capillarité : l'inflammation est plus prononcée autour des matériaux capillaires, ce qui rejoint le fait précédent qu'un fil tressé induit plus de réactions qu'un monofilament. La suture, en s'imprégnant des liquides tissulaires augmente de volume, ce qui accroît la surface de contact entre les fibres du fil et les tissus. Ceci amplifie considérablement la réaction inflammatoire (BLOMSTEDTB *et al* 1977):
- L'importance de l'inoculation bactérienne : la présence de micro-organismes au sein de la suture a un impact direct sur la réaction tissulaire. L'importance de cette colonisation dépend essentiellement de l'état de contamination de la plaie à suturer. Le rôle défavorable de la capillarité sur ce paramètre et la mauvaise résistance à l'infection des fils tressés ont déjà été évoqués (BLOMSTEDTB *et al* 1977 ; BLOMSTEDTB *et al* 1978 ; MERRITTK *et al* 1999 ; OSTERBERGB *et al* 1983 ; OSTERBERGB *et al* 1979 ; SHARPW.W *et al* 1982)

Compatibilité avec certains liquides organiques, et notamment avec le sang:

La thrombogénicité dépend : de la nature chimique du fil, et de sa structure : les monofils, grâce à leur surface naturellement lisse, sont moins thrombogènes que les fils tressés, même enduits (MADICA *et al* 2003).

6. Dimensions

Un filament est caractérisé par deux dimensions : le diamètre et la longueur.

6.1. Diamètre :

L'expression du diamètre d'un fil fait l'objet d'une normalisation. Cependant, deux systèmes de numérotation coexistent.

■ La Pharmacopée Européenne définit une numérotation décimale (notée Déc.), dans laquelle le diamètre du fil est exprimé en dixième de millimètre (PH.E 2002). Ainsi, un fil de diamètre 0,5 mm sera noté "Déc. 5".

Quel que soit le soin apporté à la fabrication du fil, les variations de diamètre sont inévitables. La norme décimale tolère des écarts établis selon le principe suivant : le diamètre d'un fil peut varier entre la décimale qui le caractérise et la décimale immédiatement supérieure, sans l'atteindre tout à fait. A titre d'exemples, un fil de décimale 0,5 correspond à un diamètre compris entre 0,05 et 0,069 mm (le numéro décimal supérieur étant 0,7), et un fil de décimale 3 correspond à un diamètre compris entre 0,300 et 0,349 mm (le numéro décimal supérieur étant 3,5). Les fils actuellement commercialisés ont des diamètres compris entre 0,01 mm (Déc. 0,1) pour la microchirurgie et 1 mm (Déc. 10).

■ La Pharmacopée Américaine (United States Pharmacopeia) exprime le diamètre d'un fil par un code numérique qui dépend de sa résistance linéaire (norme U.S.P.). Rappelons ici que, contrairement à la Pharmacopée Américaine, la Pharmacopée Européenne normalise la résistance que doit posséder le fil pour un diamètre donné, tout en laissant indépendants ces deux paramètres (PH.A, 2002)

La norme U.S.P. utilise une numérotation allant de "8" pour le diamètre le plus grand à

"12/0" pour le diamètre le plus petit. Elle est construite de la façon suivante :

pour les gros diamètres, ce code s'exprime en chiffres entiers (de 0 à 8). Plus le chiffre est élevé, plus la résistance est forte (par exemple, un fil U.S.P. 5 est plus résistant qu'un fil U.S.P. 2),

pour les faibles diamètres, ce code s'exprime par un ensemble "chiffre/0" (de 2/0 à

12/0). Plus le chiffre est grand, plus la résistance est faible (un fil U.S.P. 6/0 est moins résistant qu'un fil U.S.P. 2/0).

Cette numérotation "à l'américaine", plus ancienne que la numérotation décimale, est encore largement utilisée par les chirurgiens. Même si ces deux systèmes de mesure possèdent une correspondance (tableau II), leur cohabitation complique les données et entraîne parfois des incompréhensions entre utilisateurs et pharmaciens. En effet, des fils de nature différente, de par leurs propriétés mécaniques propres, peuvent avoir un numéro U.S.P. différent alors qu'en réalité, ils ont tous le même diamètre.

On peut d'ailleurs remettre en question la légitimité de l'expression en norme U.S.P. pour les diamètres de fils marqués C.E., alors que seule la référence à la Pharmacopée Européenne est réglementaire - (Directive 93/42/C.E.E. du conseil du 14 juin 1993 relative aux dispositifs médicaux *et al* 1993)

A ces difficultés s'ajoute le fait que certaines firmes utilisent une numérotation "commerciale" qui leur est propre, celle-ci ne respectant pas toujours la correspondance entre les normes européennes et américaines.

Tableau I: Correspondance entre les normes franco-européenne et américaine (P.H.E et P.H.A ,2002)

Fourchette de tolérance en mm		Décimale	U.S.P
Minimum	Maximum		
0,00	0,0	0,	12/
0,01	0,0	0,	11/
0,02	0,0	0	10/
0,03	0,0	0	9/
0,04	0,0	0	8/
0,05	0,0	0	7/
0,07	0,0	0	6/
0,10	0,1	1	5/
0,15	0,1	1	4/
0,20	0,2	2	3/
0,25	0,2	2	-
0,30	0,3	3	2/
0,35	0,3	3	0
0,40	0,4	4	1
0,50	0,5	5	2
0,60	0,6	6	3et4
0,70	0,7	7	5
0,80	0,8	8	6
0,90	0,9	9	7
1,00	1,0	1	8

Le choix du diamètre doit répondre à un compromis : d'une part, il doit être suffisant pour conférer à la suture une résistance supérieure à celle des tissus qu'elle maintient. D'autre part, il doit être le plus faible possible pour diminuer la quantité de fil introduit dans l'organisme et le volume du nœud. Ainsi, ce choix dépend (BILWEIS J *et al*, 1993 ; MOUSQUEST *et al*, 1989 ; ZEDERFELDTB.H *et al*, 1990)

De la résistance initiale du fil et des caractéristiques de la plaie (mise sous tension, tissu suturé, lieu de suture), du type de point réalisé, de la dextérité et des habitudes de l'utilisateur.

6.2. Longueur

La longueur du fil est classiquement indiquée en centimètre. Sa mesure est également décrite dans la Pharmacopée Européenne : la longueur de chaque fil ne doit pas être inférieure à 95 % de celle indiquée sur l'étiquette et ne doit pas dépasser 400 cm (P.H.E 2002) A titre indicatif, elle varie pour les sutures de 10-15 cm (microchirurgie et ophtalmologie) à 150 cm pour la chirurgie digestive, les longueurs les plus courantes étant comprises entre 70 et 90 cm. Les bobines de ligature ont généralement une longueur de 250 cm. Le choix de la longueur du fil sera fonction du type de chirurgie.

7. Couleur du fil :

Les fils peuvent se présenter sous leur teinte naturelle ou bien être colorés. Une liste de colorants autorisés pour les médicaments existe dans la Pharmacopée Française D'autre part, la Food and Drug Administration (F.D.A.) a agréé une classification appelée "Drugs and Cosmetics" (D&C), qui mentionne les colorants utilisables pour les médicaments et les produits cosmétiques. Le colorant le plus utilisé est le violet D&C n02, qui est un dérivé de l'1-hydroxy-4-p-toluidino-anthraquinone Lorsque le fil est coloré et destiné à le rester au cours de son emploi. il satisfait à "*l'essai des colorants extractibles*" de la Pharmacopée Européenne qui évalue la tenue du colorant dans le temps

La coloration facilite le repérage du fil dans le champ opératoire et donc son placement avec plus de précision. Le cas échéant, elle permet également la distinction des différentes sutures [61]. Pour une visibilité optimale, la couleur du fil doit trancher avec celle de la plaie, et cela d'autant plus que le champ opératoire est profond. Pour des raisons esthétiques, l'opérateur choisit souvent des fils non colorés dans les plans sous cutanés superficiels, afin d'éviter les effets de transparence

8. Mode de stérilisation :

Très impliquée dans la bonne tolérance des fils, la stérilité du matériel est indispensable. Les sutures et les ligatures chirurgicales stériles doivent répondre à la norme N.F. E.N. 556 "*Stérilisation des dispositifs médicaux - Exigences pour les dispositifs médicaux étiquetés STERILE*" Le mode de stérilisation employé ne doit pas nuire aux performances du fil. Les deux techniques retenues sont :

- l'oxyde d'éthylène, dont l'utilisation est encadrée par la norme N.F. E.N. 550 "*Stérilisation des dispositifs médicaux - Validation et contrôle de routine pour la stérilisation à l'oxyde d'éthylène*"

- Dans ce cas, les fils doivent également répondre à des normes de biocompatibilité en terme de résidus d'oxyde d'éthylène, qui sont irritants pour les tissus (norme I.S.O. 10993-7 : "*Évaluation biologique des dispositifs médicaux - Partie 7 - Résidus de stérilisation à l'oxyde d'éthylène*")
- les rayonnements ionisants, dont l'utilisation est encadrée par la norme N.F. E.N. 552 "*Stérilisation des dispositifs médicaux - Validation et contrôle de routine pour la stérilisation par irradiation*" ,et la norme N.F. E.N. 556 citée précédemment, qui impose une radiation d'au moins 25 kGy.

La radiostérilisation peut altérer la structure de certains matériaux, comme le polypropylène qui devient cassant.

De même, les fils synthétiques résorbables supportent mal les rayons. Pour ces matériaux, seul l'oxyde d'éthylène peut être employé. La date de stérilisation conditionne la date de péremption des sutures et des ligatures. Celle-ci ne peut pas excéder cinq ans à partir de la date de stérilisation

Chapitre II

I. Introduction

La classification adoptée ici tient compte de l'importance des paramètres caractérisant un fil dans le choix du chirurgien. L'étude de ces paramètres en première partie a révélé que leur structure, qui détermine un grand nombre de propriétés, et surtout leur capacité de résorption, constituent les principaux critères de sélection. Ainsi, nous abordons successivement les fils non résorbables puis les fils résorbables. Au sein de chaque ensemble sont distinguées les structures monofilaments et les structures multifilaments (tresses), puis la nature des matériaux constitutifs.

Cette classification permet d'acquérir une connaissance détaillée des différents fils, de leurs avantages et inconvénients respectifs et de leurs principales indications.

II. Fils non résorbables :

La Pharmacopée Européenne définit les fils non résorbables comme étant des fils qui, introduits dans un organisme vivant, n'y sont pas métabolisés (P.H.A 2002). Ces fils peuvent donc être assimilés à des prothèses implantables puisqu'ils restent à demeure dans les tissus. De ce fait, le principal problème des fils non résorbables repose sur leur tolérance à terme, les matériaux constitutifs devant présenter une innocuité aussi bonne que possible vis à vis des tissus. L'avantage est une résistance quasi permanente (MOUSQUEST *et al*, 1989).

Les matériaux constitutifs peuvent être d'origine naturelle, mais le plus grand nombre fait appel à des polymères synthétiques.

II.1. Fils non résorbables monofilament :

II.1.1. Fils en acier inoxydable

De nombreux métaux ont été utilisés pour réaliser des sutures : or, argent, bronze, bronze d'aluminium. L'apparition du fil d'acier dans les années 1930 a rapidement entraîné la disparition des autres fils métalliques.

Ses avantages sont (BILWEIS J *et al* 1993. MOUSQUEST *et al* 1989 ; ZEDERFELDTB.H *et al* 1990):

- une excellente inertie biologique, qui fait du fil d'acier la référence en matière de tolérance tissulaire,
- une excellente inertie chimique, qui en fait un symbole d'inaltérabilité et de solidité.

Son principal inconvénient est son maniement difficile, du fait de la rigidité du fil. La réalisation des nœuds est délicate. Les chefs sont piquants et irritants pour les tissus adjacents, provoquant une gêne pour les patients dans le cas des sutures enfouies.

Ses indications principales sont la chirurgie orthopédique (réparation tendineuse, cerclage, ostéosynthèse), la chirurgie cardio-thoracique (fermeture sternale et costale) et la chirurgie abdominale (fermeture de la paroi et des aponévroses, cures de hernies).

II.1.2. Fils en polyamide :

Les premiers matériaux synthétiques utilisés en suture ont été des polyamides. En effet, deux types de polymères entrent dans la composition des fils dits "de polyamide" :

- le polyamide 6-6, mis au point en 1937 par la firme Dupont de Nemours, qui est obtenu par passage à la filière d'une matière plastique synthétisée par polycondensation d'hexaméthylène-diamine et d'acide adipique. Il est plus connu sous son nom de marque (*NYLO*),
- et le polyamide 6 (*PERLO*), mis au point en 1938 par la firme IG Farben, qui est obtenu par passage à la filière d'une matière plastique synthétisée par polymérisation d'E-caprolactame.

Les caractéristiques mécaniques, chimiques et physiques varient peu entre ces deux types de polyamides (ASSUTEUROPE France, 2004 ; BILWEIS *et al*, 1993. GREENWALDD *et al* 1994 MEYER RD. *et al* 1989. MEYERR.D *et al* 1989) :

- Ils offrent une bonne résistance, une bonne souplesse, une bonne tolérance et une grande élasticité, bien que qualifiés de non résorbables, les polyamides subissent une hydrolyse in-vivo qui entraîne une perte progressive de leur résistance dans le temps (environ 10 à 20 % par an). En raison de cette altération, ils ne doivent pas être utilisés dans les cas où un maintien permanent est nécessaire,
- leur élasticité gêne la tenue des nœuds, ce qui peut nécessiter la réalisation de boucles supplémentaires,
- les fils sont très raides, surtout dans les gros diamètres et les chefs des fils coupés sont piquants et irritants.

Pour conjurer ces deux derniers aspects, certains fabricants proposent un polyamide "assoupli" par divers traitements de surface. Les polyamides peuvent également se présenter sous la forme d'un pseudo-monofilament (multifilaments gainés). Cette structure augmente la solidité et la souplesse du fil, tout en favorisant la tenue des nœuds. Malheureusement, la gaine est fragile et risque de se casser dans les nœuds trop serrés,

mettant à nu la structure multifilament sous-jacente. On retrouve alors les inconvénients des fils tressés (capillarité et migration des bactéries).

Les sutures en polyamide ont des applications très polyvalentes, du fait de leur tolérance et de leur maniabilité. On les retrouve ainsi aussi bien en chirurgie générale, orthopédique, plastique qu'en ophtalmologie, microchirurgie, neurochirurgie ou chirurgie vasculaire. Leur utilisation principale reste néanmoins la suture cutanée, ce qui leur vaut fréquemment l'appellation de "**fils à peau**". De nombreux produits ont d'ailleurs des indications restreintes à cette utilisation.

1.3. Fils en polypropylène

Les fils de polypropylène ont été lancés sur le marché en 1969. Ils sont obtenus par passage à la filière d'une matière plastique synthétisée par polymérisation du propylène (P.H.E, 2002) Sa formule chimique est: $-(CH_2=CH-CH_3)_n-$.

Ce fil offre des avantages particulièrement intéressants (BILWEIS J et al 1993. CHUC.C. et al 1993. FAULKNER B.C et al 1996. GREENWALDD et al 1994) :

- il possède une bonne résistance,
- il présente une excellente biocompatibilité : son inertie est comparable à celle de l'acier,
- il a une très bonne tenue au nœud, malgré sa structure monofil, car il présente un fort comportement plastique (augmentation durable de la longueur du fil suite à une traction) qui lui permet de garder le pli,
- il est inaltérable : après plusieurs années d'implantation tissulaire, le polypropylène conserve intactes toutes ses qualités mécaniques,
- il est athrombogène : implanté dans la lumière d'un vaisseau, le polypropylène n'entraîne aucune adhésion plaquettaire. Il fait d'ailleurs référence en la matière.

Ses inconvénients sont :

- sa fragilité : sa grande plasticité le rend particulièrement sensible aux traumatismes engendrés par les instruments de chirurgie. Le fil est mou, il s'écrase facilement et garde la marque des mors du porte aiguille (STAMPC.V et al 1988) La résistance mécanique des fils endommagés est largement inférieure à celle des fils vierges (DOBRINP.B et al 1997),
- sa mémoire de forme : sa plasticité et la capacité à garder le pli qui en découle sont un inconvénient lorsque le fil est dans son emballage puisque celui-ci garde également les plis de son conditionnement. Comme nous avons déjà pu le

mentionner, certaines présentations permettent de limiter cet effet (BILWEIS J *et al* 1993. ETIITCON *et al* 2002),

- il manque de souplesse pour les calibres les plus gros.

Les qualités du fil de polypropylène énoncées précédemment en font un fil très utilisé en chirurgie cardiaque et vasculaire (anastomoses). Ses indications sont néanmoins beaucoup plus larges : chirurgie générale, ophtalmologique, plastique, neurochirurgie, microchirurgie, cure de hernies et même les sutures cutanées.

1.4. Fils en fluorure de polyvinylidène :

Le fil de fluorure de polyvinylidène (P.V.D.F.), de formule chimique : - $(CH_2=CF_2)_n$ -, est obtenu par passage à la filière d'une matière plastique issue de la polymérisation du fluorure de vinylidène (V.D.F.) (PETERS, 2004).

Ce fil présente des qualités proches de celles du polypropylène(BILWEIS J *et al* 1993. LAROCHE G *et al* 1995):

- inaltérabilité,
- bonne tolérance tissulaire,
- bonne tenue du nœud.

Il offre par contre une plus grande résistance à la rupture (même dans les petits diamètres), une plus grande souplesse et une mémoire beaucoup plus faible. Sa solidité le rend également plus résistant à l'action traumatisante des mors du porte-aiguille

Ce type de suture s'utilise essentiellement en chirurgie cardiaque et vasculaire chirurgie des coronaires, réparation valvulaire, fermeture des cavités cardiaques, anastomoses vasculaires périphériques.

1.5. Fils en poly-(hexafluoropropylène-VDF)

Commercialisé en 2000, ce fil est composé d'un polymère de poly-(vinylidène fluorure) et de poly-(vinylidène fluorure-co-hexafluoropropylène). Cette structure correspond globalement à la combinaison de polypropylène et de P. V.D.F. Ses principales caractéristiques sont une grande souplesse et une absence de mémoire (ETIITCON *et al* 2002)

Ces sutures sont destinées à la coaptation et/ou la ligature des tissus mous en général, y compris en chirurgie cardio-vasculaire, en ophtalmologie et en neurochirurgie.

1.6. Fils en polybutester :

Le polybutester est un copolymère de téréphtalate de butylène (84 %) et d'éther glycolique de polytétraméthylène (16 %). Ce fil bénéficie d'une excellente maniabilité : il est particulièrement souple, présente une très bonne glisse (coefficient de friction parmi les plus faible des monofilaments) et une mémoire de forme minimale. La formation et la descente des nœuds sont aisés. Il est également très élastique (RODEHEAVERG *et al*, 1989 ; TYCOHEALTHCARE, 2004).

Les indications du fil de polybutester sont assez larges mais il est essentiellement utilisé en chirurgie cardio-vasculaire et en chirurgie plastique. On y apprécie son élasticité optimale, lui permettant de répondre à la dynamique des tissus (compliance vasculaire, adaptation à l'œdème tissulaire). Ce type de suture n'est, par contre, pas prévu pour être utilisé en microchirurgie ou en neurologie (TYCOHEALTHCARE *et al*, 2004)

1.7. Fils en polytétrafluoroéthylène expansé :

Le polytétrafluoroéthylène expansé (eP.T.F.E.) est un dérivé du téflon, de formule chimique $-(CF_2=CF_2)_n-$. Son expansion produit une structure microporeuse qui contient environ 50 % d'air par volume. Ce matériel sert essentiellement à fabriquer des prothèses vasculaires et des plaques de renfort de la paroi abdominale (traitement des éventrations et des hernies ombilicales).

La structure particulière du fil d'eP.T.F.E. lui confère certaines qualités tout à fait originales (CHARBIT Y *et al*, 1999 ; DANGM.C *et al*, 1990 ; GOREMEDICAL *et al*, 2004 ; HERTWECKS *et al*, 1998 ; TOWLERM *et al*, 1993):

- excellente maniabilité : le fil est souple, sans mémoire plastique, facile à nouer et bénéficiant d'une très bonne glisse intra-tissulaire,
- excellente biocompatibilité : le P.T.F.E. expansé est l'une des matières les plus inertes connues et sa structure microporeuse permet l'incorporation de tissus endogènes, réalisant ainsi une bonne intégration biologique. Par contre, cet "attachement" du fil aux tissus peut, le cas échéant, rendre son retrait difficile, à la différence des autres sutures monofilaments,
- sûreté du nœud : lors de sa réalisation, l'air est chassé de la structure microporeuse. Le volume du fil se réduit, rendant le nœud particulièrement solide,
- parfaite étanchéité de la suture : de par sa nature poreuse, le fil d'eP.T.F.E. peut être comprimé au niveau du sertissage de l'aiguille, sans compromettre la solidité de la

fixation. Ce montage permet d'obtenir un diamètre du fil apparemment égal à celui de l'aiguille. Ce rapport optimal fil-aiguille réduit les risques de saignement sur la ligne de suture lors d'anastomoses en chirurgie cardio-vasculaire ou les fuites de liquide céphalo-rachidien à travers les trous d'aiguille occasionnés dans les réparations de dure-mère.

Au regard de leur nombreux avantages, les fils d'eP.T.F.E. restent peu employés. Ils sont essentiellement utilisés en chirurgie vasculaire pour la pose de prothèses, notamment quand celles-ci sont également en eP.T.F.E, où l'on recherche une bonne étanchéité de la greffe et du vaisseau. Plus généralement, ces sutures sont recommandées pour la fixation des autres prothèses en eP.T.F.E. (plaque de renfort abdominal). Leur coût, très élevé, est sans doute un frein à leur utilisation plus massive.

1.8. Fils en polyéther polyuréthane

Dernier né des matériaux de suture, le polyéther polyuréthane présente de bonnes qualités de glisse, d'élasticité, de souplesse et de résistance. Ces indications sont larges (chirurgie générale, orthopédie, fermeture cutanée), mais il est particulièrement recommandé en chirurgie plastique (ASSUTEUROPE, 200

2. Fils non résorbables tressés ou torsadés

2.1. Fils en acier inoxydable :

Les fils d'acier tressés ou, le plus souvent câblés, sont beaucoup plus souples que les monofils, ce qui rend leur manipulation plus facile. Ils restent cependant d'un maniement peu agréable (BILWEIS J *et al* 1993).

2.2. Fils de lin

C'est l'un des premiers fils utilisés pour les sutures et les ligatures. D'origine naturelle, le fil de lin défini par la Pharmacopée Européenne est constitué par les fibres péricycliques de la tige de *Linum usitatissimum*. Ces fibres élémentaires, d'une longueur de 2,5 à 5 cm, sont assemblées en faisceau de 30 à 80 cm, puis en fils continus de diamètre approprié (PH. E, 2002)

En théorie, la liste des inconvénients du fil de lin aurait dû le faire bannir des tables d'opérations depuis longtemps (BILWEIS J *et al* 1993. BLOMSTEDTB *et al* 1977 ; MEYERR.D *et al* 1989 ; MOUSQUEST *et al* 1989 ; ZEDERFELDTB.H *et al* 1990) :

- sa production est difficile et non reproductible. D'origine végétale, il est impossible de le nettoyer de toutes ses impuretés (spores) et il est difficile à calibrer car les fibres élémentaires sont plus ou moins régulières. C'est un fil mou, et des différences notables peuvent être observées à l'œil nu entre deux fils vendus sous le même numéro (un gros fil qui s'est aplati et un fil fin). Le diamètre du fil étant variable, sa solidité n'est pas suivie. Enfin, il est difficile à sertir, il a une très mauvaise tolérance,
- c'est un fil capillaire qui provoque une importante réaction tissulaire. Toutefois, la capillarité peut présenter un intérêt pour le drainage superficiel de certaines plaies (BILWEIS J, 1993). L'enduction améliore beaucoup la tolérance,
- le fil de lin est classé comme non résorbable par la Pharmacopée Européenne mais il a été observé qu'il perd 60-70 % de sa résistance à la traction après deux ans d'implantation.

En pratique, le fil de lin présente pourtant un avantage, unique mais capital : **sa remarquable sécurité au nœud**. Cette qualité explique son emploi encore fréquent pour les ligatures où la fiabilité absolue est nécessaire, comme dans certaines hémostases profondes. Par ailleurs, c'est un fil très solide, dénué d'élasticité et sans mémoire (BILWEIS, 1993).

2.3. Fils de soie :

Comme le lin, la soie est employée depuis plusieurs siècles en chirurgie. Les soies tressées, définies par la Pharmacopée Européenne, sont obtenues par tressage d'un nombre variable, suivant le diamètre désiré, de fils de soie décreusée provenant du dévidage des cocons du ver à soie *Bombyx mari* (P.H.E, 2002) Le décreusage consiste à débarrasser la soie de son enduit naturel, **la séricine**, par trempage dans de l'eau chaude savonneuse, pour ne garder que la fibroïne, qui est la protéine constitutive du fil. Cette structure tressée dite "**soie américaine**" se distingue de la "**soie vierge**", également disponible, qui est torsadée à partir de fils ayant conservés leur séricine, laquelle joue un rôle de ciment.

La qualité principale de la soie est sa souplesse. Comparée aux autres sutures et ligatures, c'est le fil le plus souple La soie offre ainsi une excellente maniabilité pour le chirurgien et un grand confort pour le patient. La soie présente également une bonne tenue des nœuds car elle n'est pas élastique. Elle n'a pas de mémoire. A la différence du lin, les fils de soie sont bien calibrés et de solidité reproductible (*BILWEIS J et al 1993*)

Par contre, et comme le lin, la soie est capillaire provoquant une irritation notable des tissus (*BLOMSTEDTB et al 1977. CHARBIT Y et al 1999*) Les fils présents sur le marché disposent donc le plus souvent d'un traitement de surface afin de diminuer cet inconvénient et d'augmenter la glisse du fil. De même, elle se désagrège dans le temps in vivo (sa résistance à la traction s'annule en trois à six mois après son implantation dans les tissus et le fil disparaît complètement au bout d'un an) (*GREENWALDD et al 1994*)

La soie est encore très utilisée en ophtalmologie (soie de traction), en odontostomatologie (sutures gingivales) et en neurochirurgie (sutures dure-mériennes, volet crânien).

2.4. Fils de polyamide :

Les fils de polyamide peuvent être de structure tressée. Par rapport à leurs homologues monofilaments, ces polyamides présentent (*BILWEIS J et al 1993*):

- une plus grande souplesse,
- une plus grande maniabilité,
- une plus grande solidité,
- une plus grande sécurité au nœud.

Ils sont aussi bien tolérés, mais leur élasticité est encore parfois jugée excessive.

2.5. Fils de polyester

Les polyesters sont utilisés en chirurgie depuis les années 1950, date de la commercialisation du DACRON® par Dupont de Nemours et du TERGAL® par Imperial Chemical Industries. Ce sont des poly-(téréphtalate d'éthylène) obtenus par polycondensation d'acide téréphtalique et d'éthylène glycol. Les fils sont préparés par tressage de fils très fins obtenus par extrusion à la filière du polytéréphtalate d'éthylène. assemblés en nombre variable suivant le diamètre désire (69).

Les polyesters ont été longtemps confondus avec les polyamides. Ils présentent pourtant une différence fondamentale : ils ne sont pas élastiques. Cette caractéristique, en complément de la structure tressée, confère aux fils une grande sécurité au nœud. Par ailleurs, les polyesters présentent une très bonne résistance à la rupture (supérieure à celle des polyamides), une bonne tolérance et sont particulièrement stables (*BILWEIS J et al 1993 GREENWALDD et al 1994. MEYER RD. Et al 1989. MEYERR.D et al 1989. NOBILEL et al 1997*)

Pour toutes ces raisons, les polyesters sont à l'origine de la plupart des fils tressés non résorbables utilisés à l'heure actuelle. D'autant plus que la majorité des fils subit un traitement de surface qui permet de corriger les inconvénients de la structure en tresse (mauvaise glisse intra-tissulaire et effet de scie, capillarité, drainage des débris cellulaires et des bactéries).

Les indications des polyesters varient selon qu'ils soient enduits ou non. L'utilisation des polyesters non traités est le plus souvent limitée à la fixation des drains et des champs opératoires, et plus accessoirement en chirurgie gastro-intestinale et gynécologique (cerclage du col de l'utérus).

En revanche, les polyesters traités ont des indications beaucoup plus larges. ils sont très utilisés en chirurgie cardiaque où ils constituent les fils de référence pour la fixation des prothèses valvulaires lors du remplacement des valves cardiaques. Ils sont également utilisés en chirurgie vasculaire (pose de patchs et de prothèses), en ophtalmologie et en microchirurgie, en chirurgie digestive, en orthopédie (sutures tendineuses et ligamentaires, fermeture sternale et costale après une chirurgie cardiaque), en gynécologie et en neurochirurgie.

III. FILS RÉSORBABLES :

Par opposition aux fils non résorbables, la Pharmacopée Européenne définit les fils résorbables comme étant des fils qui, introduits dans un organisme vivant, sont métabolisés par cet organisme sans provoquer d'irritation tissulaire indésirable

L'avantage incontestable de ce type de fil est donc de disparaître, éliminant ainsi toute présence étrangère.

Le principal problème des fils résorbables est de mettre en rapport le temps de perte de résistance à la traction du fil et le temps de cicatrisation des tissus à suturer. IL convient donc de prendre en compte un critère supplémentaire dans notre classification, qui est la durée de résistance du fil. Cette dernière peut être courte, moyenne (ou intermédiaire), longue voire très longue.

De façon constante, la perte de résistance dans le temps des fils résorbables contre indique leur emploi lorsqu'un soutien permanent de la suture est nécessaire (fixation des prothèses synthétiques vasculaires ou valvulaires). Depuis 1996, date de l'interdiction d'utiliser le catgut , tous les fils résorbables commercialisés en France sont d'origine synthétique. Le retrait du catgut est en rapport avec le risque de transmission du prion responsable de l'encéphalopathie spongiforme bovine à l'homme (maladie de Kreutzfeld Jacob), ce fil étant constitué de bandelettes de collagène provenant d'intestin de bœuf.

III.1. Fils résorbables tressés :

III.1.1.Fils en acide polyglycolique :

Les premiers fils résorbables synthétiques commercialement disponibles ont fait leur apparition en 1970. Il s'agissait de tresses constituées d'acide polyglycolique (**P.G.A**), un homopolymère d'acide glycolique (ERCEDE:x® laboratoires Davis & Geck, devenu par la suite DEXO~ qui est une version enduite). Depuis, de nombreux produits à base de P.G.A ont été commercialisés, améliorés au fil des années par de nouvelles techniques de tressage et surtout, par des traitements de surface, diminuant les inconvénients liés à la structure tressée

L'intérêt majeur de ce matériau est d'être parfaitement connu de notre organisme puisque sa composition est comparable à celle d'un métabolite physiologique. En effet, son hydrolyse in vivo provoque sa dépolymérisation, la fibre retournant finalement à l'état initial de monomère d'acide glycolique qui est intégré dans le cycle de Krebs. La présence du fil ne constitue donc pas un corps étranger au sens propre puisque l'organisme s'en débarrasse,

comme d'autres hydrates de carbone, sous forme de gaz carbonique et d'eau. Ce bref rappel de physiologie explique la très bonne tolérance du fil de P.G.A.. Il possède en outre une très grande solidité initiale et une bonne souplesse .

Les fils constitués de P.G.A. ont un profil de perte de résistance à la traction de type intermédiaire (environ trente jours). Le champ d'application de ces fils est très large, permettant de remplacer les fils tressés non résorbables dans de nombreuses situations:

- chirurgie de l'appareil digestif, en particulier dans les anastomoses gastrointestinales
- fermeture des parois,
- chirurgie gynéco-obstétricale (hystérectomies, césariennes),
- chirurgie des voies biliaires ou des voies urinaires (anastomoses de l'uretère et de la vessie, prostatectomie, vasectomie) La résorption programmée par hydrolyse paraît peu lithogène ,
- sutures du tissu sous-cutané,
- chirurgie plastique et reconstructrice
- odontostomatologie, où de récentes études ont montré la nette supériorité des fils synthétiques résorbables tressés par rapport aux fils de soie
- ophtalmologie (cataracte, strabisme).

III.1.2. Fils en polyglactine 910 :

Alors que le P.G.A. est un homopolymère, la polyglactine est un copolymère composé à 90 % d'acide polyglycolique et à 10 % d'acide polylactique. Commercialisée en 1973, la polyglactine est le reflet d'une volonté de maîtriser davantage la résorption, axe essentiel de recherche pour améliorer la qualité des fils [45]. En effet, la présence d'acide lactique dans le polymère augmente l'hydrophobie du matériau, ce qui ralentit, dans un premier temps, la pénétration de l'eau dans les filaments et par là-même ralentit le phénomène d'hydrolyse et donc la résorption du fil. Dans un deuxième temps, la disparition des molécules d'acide lactique crée un espace vide, ce qui facilite la pénétration de l'eau au sein des filaments et accélère la résorption de la masse du fil résiduel [11].

Ceci confère à la polyglactine 910 un maintien plus long de sa résistance et une résorption de masse plus rapide. Son profil reste néanmoins celui d'un fil à perte de résistance intermédiaire avec des indications comparables aux fils de P.G.A.. Comme dans le cas précédent, la polyglactine bénéficie d'une excellente tolérance. En plus de l'acide glycolique, son hydrolyse produit de l'acide lactique, métabolite naturellement formé par le travail musculaire, si celui-ci est excessif ou si l'oxygène s'avère en quantité insuffisante.

III.1.3. Fils en lactomer 9-1 :

Le lactomer est un copolymère de l'acide polyglycolique et de l'acide polylactique dans une proportion d'environ 95-5 %. Ses propriétés sont proches de celles des deux matériaux vus précédemment, ce qui le classe dans les fils à profil de résistance intermédiaire.

III.2. Fils résorbables monofilament :

Les avantages de la structure monofilament sur la tresse (glisse intra-tissulaire, atraumatisme, pas de transfert de cellules ou de micro-organismes comme dans les anfractuosités du fil tressé, suppression du phénomène de capillarité) ont justifié l'étude et la mise au point d'un monofilament résorbable. En outre, certains chirurgiens ne trouvaient pas dans le fil tressé l'aspect monofilaire du catgut. Cependant, la rigidité de structure du P.G.A. et de la polyglactine ne permet de réaliser des monofilaments assez souples que lorsque le diamètre du fil est suffisamment fin. Ces derniers ne peuvent donc être utilisés qu'en ophtalmologie ou en microchirurgie. Pour les diamètres standards destinés à la chirurgie conventionnelle, il a fallu faire appel à des résines nouvelles

- III.2.1. Fils en polydioxanone :

Il s'agit d'un polyester de poly para-dioxanone. Son hydrolyse conduit à la libération de monomères d'acide 2-hydroxyéthoxyacétique. Commercialisé en 1981, le polydioxanone fut le premier monofilament résorbable mis au point. Il inaugura par la même occasion une nouvelle classe. Les fils résorbables à perte de résistance longue (environ 3 mois). Ces fils sont plus souples et plus résistants que les polyamides ou que le polypropylène. Leur surface très lisse et leur structure moléculaire permettent de réaliser des nœuds de sécurité. Par contre, leur comportement plastique favorise la mémoire des formes (BILWEIS, 1993 ; GREENWALDD et al, 1994).

Le profil de résistance original du polydioxanone, associé aux avantages inhérents à sa structure monofilament ont permis d'élargir le champ d'application des fils synthétiques résorbables aux tissus fragiles et/ou à cicatrisation lente jusqu'à 6 semaines) :

- chirurgie digestive : bas œsophage, côlon et rectum, canaux pancréatiques (HOUDART R *et al* 1986).
- chirurgie orthopédique : tendons, ligaments, ménisque, capsules articulaires,

- fermeture des fascia et des aponévroses (en particulier abdominale) (BRESLERL et al 1995).
- chirurgie vasculaire périphérique (hors pose de prothèses),
- chirurgie cardio-vasculaire pédiatrique. Les problèmes que pose la croissance de l'enfant se trouvent en partie résolus grâce à l'emploi de fils résorbables, surtout sous la forme monofil (coarctations de l'aorte par exemple) (CHANGS.R et al 1998)
- microchirurgie,
- patients à risque de cicatrisation difficile ou retardée : obèses, personnes âgées, bronchiteux chroniques, diabétiques, patient sous corticothérapie, subissant des radiothérapies ou immunodéprimés. Cette notion est à nuancer : il appartient au chirurgien de juger si l'état de son patient permet l'utilisation de ce type de fil (MADICA *et al* 2003)

- **III.2.2. Fils en polyglyconate :**

Synthétisé en 1984, le polyglyconate est un copolymère appelé Glycolide TriMéthylène Carbonate (G.T.M.C.) qui associe du polyglycolide et du carbonate de triméthylène (ce dernier agit comme un assouplissant) dans les proportions suivantes: 67,5 - 32,5 %. Le polyglyconate est dégradé dans l'organisme en acide glycolique et en dioxyde de carbone, qui sont ensuite métabolisés. Il offrirait une résistance initiale sensiblement supérieure au polydioxanone mais sa perte de résistance est plus rapide. Comme le polydioxanone, le polyglyconate présente un profil de perte de résistance à long terme et donc des utilisations similaires - (KATZAR et al 1985. KNOOPM et al 1987. METZS.A et al 1990) Cependant, il n'a pas d'indication en microchirurgie ni en ophtalmologie .

- **III.2.3. Fils en polyglécaprone 25 :**

Le polyglécaprone 25 est un copolymère constitué à 75 % d'acide glycolique, qui lui confère une bonne solidité, et de 25 % d' e-caprolactone qui améliore sa souplesse, sa glisse et sa descente au nœud . Son caractère plastique lui procure une bonne tenue au nœud mais augmente son effet de mémoire. Son hydrolyse entraîne la libération d'acide adipique, métabolisé par l'organisme. Commercialisé en 1993, le polyglécaprone 25 inaugurerait la classe des monofils résorbables à perte de résistance intermédiaire (MEYER RD. *Et al* 1988)

Ces fils présentent des indications proches de celles des fils résorbables tressés de même profil de résistance (P.G.A., polyglactine, lactomer) et peuvent donc être utilisés en lieu et place de ces derniers (urologie, chirurgie digestive, gynécologie, chirurgie plastique,...).

Le choix de l'une ou l'autre des structures est laissé à l'appréciation du chirurgien, selon qu'il privilégie la maniabilité et la souplesse du fil tressé ou le passage atraumatique du monofil, et en fonction de ses habitudes. Les monofilaments sont généralement préférés lors de la suture des tissus fragiles (péritoine, voies urinaires, tissu sous-cutané) et de la suture des plaies septiques ou des milieux contaminés (intestin, périnée, vagin) du fait de la moindre adhérence des micro-organismes sur ce type de structure (MADICA et al 2003).

III.2.4. Fils en glycomer 631:

Le glycomer 631 est un polyester synthétique composé de 60 % de glycolide (ester cyclique provenant de la réaction de deux molécules d'acide glycolique sur elles-même), de 26% de carbonate de triméthylène (assouplissant) et de 14% de dioxanone. Ce polymère se dégrade par hydrolyse en acide glycolique, acide dioxanoïque, propanediol et dioxyde de carbone qui sont absorbés et métabolisés par l'organisme. Son profil de résistance est de type intermédiaire bien que sa P.T.R. soit légèrement plus élevée que celle du polyglécaprone (35 jours contre 28). Il s'utilise donc dans les mêmes conditions que les autres produits de sa catégorie (MOLEA G et al 2000)

- III.2.5. Fils en glyconate :

Le glyconate est un ter-polymère composé de 72% de glycolide, de 14% de carbonate de triméthylène et de 14 % d'E-caprolactone. Son profil de résorption le place parmi les monofilaments à P.T.R intermédiaire. Il se montrerait plus souple que ses concurrents et présenterait une plus grande résistance initiale à la rupture que le polyglécaprone 25, mais aucune autre propriété ne le dégage sensiblement des différents fils de sa classe. En fait, sa mise sur le marché en 2000 constitue surtout un complément de gamme pour son fabricant. dans une optique concurrentielle des deux autres sutures monofilaments à perte de résistance intermédiaire vus précédemment (MADICA *et al* 2003)

III.2.6. Fils en polyglytone 6211

Le polyglytone 6211 est un polyester synthétique composé de glycolide, de caprolactone, de carbonate de triméthylène et de lactide. Dernier né des monofilaments résorbables, il pourrait bien être le premier représentant d'une nouvelle classe, celle des monofilaments à perte de résistance rapide. En effet, le polyglytone 6211 présente le temps de résorption le plus rapide de toutes les sutures résorbables monofilaments et sa perte de résistance intervient avant le 21ème jour d'implantation (MOUSQUEST et al 1989).

CONCLUSION

Conclusion générale

Les sutures chirurgicales constituent une classe complexe de dispositifs médicaux, caractérisés par de multiples paramètres tant au niveau du fil qu'au niveau de l'aiguille. Ceci explique le nombre très important de produits et de références mis à la disposition des chirurgiens. Le choix d'un type de suture repose sur des critères objectifs, définis par la nature du tissu à suturer, le type de suture à réaliser ou la technique chirurgicale employée, mais aussi sur des critères subjectifs qui dépendent plus des sensations et des impressions personnelles de chaque chirurgien, de ses habitudes et de son expérience.

Liste des figures et tableau

Figure n° 1: Le surjet.....	9
Figure n° 3 : Courbes idéales de perte de résistance et de résorption d'un fil résorbable	15
Tableau I: Correspondance entre les normes franco-européenne et américaine	19

Références Bibliographique

- 1- ASSOCIATION FRANÇAISE DE NORMALISATION.
Norme N.F.E.N.556 "Stérilisation des dispositifs médicaux - Exigences pour les dispositifs médicaux étiquetés STERILE".
Paris: A.F.N.O.R., 1998.
- 2- ASSOCIATION FRANÇAISE DE NORMALISATION.
Norme N.F.E.N.550 "Stérilisation des dispositifs médicaux - Validation et contrôle de routine pour la stérilisation à l'oxyde d'éthylène".
Paris: A.F.N.O.R., 1994.
- 3- ASSOCIATION FRANÇAISE DE NORMALISATION.
Norme N.F.E.N.552 "Stérilisation des dispositifs médicaux - Validation et contrôle de routine pour la stérilisation par irradiation".
Paris: A.F.N.O.R., 1994.
- 4- ASSOCIATION FRANÇAISE DE NORMALISATION.
Norme N.F.E.N.I.S.O.10993 "Évaluation biologique des dispositifs médicaux".
Paris: A.F.N.O.R., 1996.
- "- AHNLC, TOWLER M.A., MCGREGOR W., THACKER J.G., et al.
Biomechanical performance of laser-drilled and channel taper point needles.
J Emerg. Med, 1992; 1Q(5): 601-606
- 6- ALCON. Documentation techniques, 2004.
- 7- Arrêté du 3 mai 1996 portant autorisation d'importation, de mise sur le marché, de mise en service ou d'utilisation dans le cadre d'investigations cliniques de dispositifs médicaux dans la fabrication desquels sont utilisés des produits d'origine bovine.
Journal officiel, 1996, 107, 6857.
- 8- ASSUTE EUROPE France. Documentation techniques, 2004
- 9- B. BRAUN. Documentation techniques, 2004.
- 10- BEZWADAR.S., JAMIOLKOWSKID.D., LEEI.Y., AGARWALV., et al.
Monocryl suture, a new ultra-pliable absorbable monofilament suture.
Biomaterials, 1995; 16(15): 1141-1148.
- 11- BILWEIS J.
Ligatures et sutures chirurgicales. - 11^e édition.
Laboratoires Ethicon, 1993: 125p.

- 12- BLOMSTEDTB., OSTERBERGB., BERGSTRANDA.
Suture material and bacterial transport. An experimental study. Acta. Chir. Scand., 1977; 143(2):71-73.
- 13- BLOMSTEDTB., OSTERBERGB.
Fluid absorption and capillarity of suture materials. Acta. Chir. Scand., 1977; 143(2):67-70.
- 14- BLOMSTEDTB., OSTERBERGB.
Suture materials and wound infection. An experimental study. Acta. Chir. Scand., 1978; 144(5):269-274.
- 15- BRESLERL., COURBEY P.J., FELDMAN L., BILWEISJ., et al.
Résultats d'une étude contrôlée comparant trois fils à résorption lente pour la fermeture de la laparotomie supra-ombilicale. Ann. Chir., 1995; 49(6):544-548.
- 16- BROWN R.P.
Knotting technique and suture materials. Br. J. Surg., 1992; 79(5):399-400.
- 17- CHAMPAULT G., FAURE P., PATEL J.C.
Less sutures résorbables en chirurgie. J. Chir., 1986; 123(1):45-51.
- 18- CHANGS.R, WENGZ.C., YANGA.R, LAIS_T_
Absorbable PDS II suture and nonabsorbable polypropylene suture in aortic anastomoses in gro\lling piglets J Formos Med Assac, 1998, 97(3). 165-169
- 19- CHARBIT Y., HITZIG C., BOLLAM., BITTONC., et al.
Comparative study of physical properties of three suture materials: silk, ePTFE, and PLA/PGA (Vicryl). Biomed. Instrum. Technol., 1999; 33(1):71-75.
- 20- **CHUC.e.**
A comparison of the effect of pH on the biodegradation of two synthetic absorbable sutures. Ann. Surg., 1982; 195(1):55-59.
- 21- CHUC.C., PRATTL., ZHANG L., HSUA., et al.
A comparison of a new polypropylene suture with Prolene. J. Appl. Biomater., 1993; 1(2):169-181.
- 22- DANG M.C., THACKER J.G., HWANG J.C., RODEHEAVER G.T., et al.
Some biomechanical considerations of polytetrafluoroethylene sutures. Arch. Surg., 1990; 152(5):647-650.
- 23- DEWERRA C., RENDANO F., D'ARMIENTO F., SOMMAP., et al.
Comparison of five synthetic absorbable suture materials in intestinal anastomosis: experimental study in rats.

Chir.Ital.,2003;55(2):227-233.

-24- Décret n°95-292du16mars1995relatifauxdispositifsmédicauxdéfinisàl'article L.665-3ducodedelasantépubliqueetmodifiant cecode.
JournalOfficiel, 1995;65:4175.

-25- Directive 93/42/C.E.E.duconseildu14juin1993relativeauxdispositifs médicaux.
JournalOfficielL169,1993:0001-0043.

-26- DOBRINP.B.,GOSSELINC.,KANGS.,MRKVICKAR.
Effectofpulsatilepressureonthebreakingstrengthandmovement ofProlenesutures.
J.Vase.Surg.,1997;26(6):1029-1035.

-27- EDWABR.R.
Choosing suturematerials andneedles.
Dent.Econ.,1995;85(8):78-79.

-28- ETITCON.Documentationstechniques, 2002et2004.

-29- FAULKNERB.C.,TRIBBLE C.G.,THACKERJ.G.,RODEHEAVERG.T.,etal.
Knotperformanceofpolypropylenesutures.
J.Biomed. Mater. Res.,1996;33(3):187-192.

-30- FAUSTIN E.
Contributionàl'étudetechniqueetéconomique dessuturesetligatureschirurgicalesau
C.H.R.U. deGrenoble.
Th.:Pharm.Univ.JosephFourier,Grenoble:1985.

-31- FLEURB.
Aproposdesligatures etsutureschirurgicales.
Moniteur Hospitalier,1990;23:13-14.

-32- GABRIELLIF.,POTENZAC.,PUDDU P.,SERAF.,etal.
Suturematerialsandotherfactorsassociated withtissuereactivity, infection,andwound dehiscence
among plasticsurgeryoutpatients.
Plast.Reconstr.Surg.,2001;107(1):38-45.

-33- GIELKENS P.F.,STEGENGAB.,BOSR.R.,VISSINK A.
VicrylrapideversusSafi!Quick.Aprospectivecomparisonoftwofastresorbing suturing
materials.
Ned.Tijdschr.Tandheelkd.,2004;111(1):5-9.

-34- GOREMEDICAL. Documentationstechniques, 2004.

-35- GREENWALDD.,SHUMWAY S.,ALBEARP.,GOTTLIEBL.
Mechanical comparisonoftensuturematerials beforeandafterinvivoincubation.
J.Surg.Res.,1994;56(4):372-377.

- 36- GRUNWALDN.
Les achats à la pharmacie centrale du C.H.U. de Nancy.
Th.: Pharm. Univ. Henri Poincaré, Nancy 1 : 1999.
- 37- HEDOUIN I.
Optimisation du stock des sutures dans un centre hospitalier.
Th.: Pharm. Univ. Paris XI: 2002.
- 38- HERTWECK S.P., VON FRAUNHOFER J.A., MASTERSON B.J.
Tensile characteristics of PTFE sutures. Biomaterials, 1998; 2 (5): 457-459.
- 39- HOUDART R., LAVERGNE A., VALLEUR P., HAUTEFEUILLE P.
Polydioxanone in digestive surgery. An experimental study.
Am. J. Surg., 1986; 152(3): 268-271.
- 40- KADIRKAMANATHAN S., SHELTON J.C., HEPWORTH C.C., LAUFER J.G., et al.
A comparison of the strength of knot tied by hand and at laparoscopy.
J. Am. Coll. Surg., 1996; 182(1): 46-54.
- 41- KATZAR, MUKHERJEE D.P., KAGANOVAL., GORDON S.
A new synthetic monofilament absorbable suture made from poly(trimethylene carbonate).
Surg. Gynecol. Obstet., 1985; 161(3): 213-222.
- 42- KNOOP M., LUNSTEDT B., THIEDE A
Maxon and PDS: Evaluation of physical and biological properties of monofilament absorbable suture materials.
Langenbecks Arch. Chir., 1987; 371(1): 13-28.
- 43- LAROCHE G., MAROIS Y., GUIDOIN R., KING M.W., et al.
Polyvinylidene fluoride (PVDF) as a biomaterial: from polymer raw material to monofilament vascular suture.
J. Biomed. Mater. Res., 1995; 29(12): 1525-1536.
- 44- LEGLISE P.
De fil à aiguilles.
Moniteur Hospitalier, 1994; 70: 21-24.
- 45- MADICA, GANON S., BOURGADE B., SELLAL O.
Ligatures et sutures chirurgicales résorbables: quid de neuf?
Rev. ADPHSO, 2003; 28(1): 103-122.
- 46- MANUILAL., MANUILAA., NICOULIN M.
Dictionnaire médical. - 7^e édition.
Paris: Masson, 1996: 505p.
- 47- MARTELLI H., CATENAD., RAHONH., BOUKHELOUAB., et al.
Sutures cutanées en chirurgie pédiatrique: évaluation d'un fil à absorption rapide. Presse Méd.,

1991;20(43):2194-2198.

-48- MARYC.,MAROIS Y.,KINGM.W.,LAROCHÉ G.,etal.
Comparisonoftheinvivobehaviorofpolyvinylidene fluorideandpolypropylene
suturesusedinvascularsurgery.
ASAIOJ.,1998;44(3):199-206.

-49- McELIDNNEYB.R, GLENN D.R, DORNANG., HARPER M.A
Episiotomyrepair: VicrylversusVicrylrapide.
Ulster.Med.J.,2000;69(1):27-29.

-50- MERRITTK.,HITCHINSV.M.,NEALE AR
Tissuecolonizationfromimplantable biomaterialswithlownumbers ofbacteria. J.Biomed.
Mater.Res.,1999;44(3):261-265.

-51- METZS.A.,CHEGINI N.,MASTERSONB.J.
Invivoandinvitrodegradation ofmonofilament absorbable sutures, P.D.S.®and
MAXO .
Biomaterials,1990;(1):41-45.

-52- MEYER RD., ANTONINI C.J.
Areviewofsuture materials,partI.
Compend.Contin.Educ.Dent.,1989;10(5):260-265.

- 53- MEYERR.D., ANTONINI C.J.
Areviewofsuture materials,partII.
CompendContin.Educ.Dent.,1989;10(6):360-368.

-54- MOLEA G.,SCHONAUERF.,BIFULCO G.,D'ANGELOD.
Comparativestudyonbiocompatibility andabsorption timesofthreeabsorbable
monofilamentsuturematerials(Polydioxanone,Poliglecaprone25,Glycomer631).
Br.J.Plast.Surg.,2000;53(2):137-141.

-55- MOMOSET.,AMADIOP.C.,ZHAOC.,ZOBITZM.E.,etal.
Theeffectofknotlocation,suturematerial,anduturesizeonthe glidingresistanceof flexortendons.
J.Biomed.Mater. Res.,2000;53(6):806-811.

-56- MOUSQUEST.,LEVASSEURF.
Lessutures chirurgicales:généralités etmatériel.
Actual.Odontostomatol.,1989;42(166) :367-381.

-57- NARYFILHOH.,MATSUMOTOM.A, BATISTAAC.,LOPES L.C.,etal.
Comparativestudyoftissueresponsetopolyglecaprone25,polyglactin910and
polytetrafluorethylenesuturematerials inrats.
Braz.Dent.J.,2002(2):86-91.

-58- NIESSENF.B., SPAUWENP.H., KONM.
Theroleofsuturematerialinhypertrophiescarformation:MonocrylversusVicryl
Rapide.

Ann. Plast.Surg.,1997;39(3):254-260.

-59- NOBILEL.,CHECCIDL.,MONACOG.

Experimental analysis of tensile properties of suture materials. J.Mater. Sei.Mater.Med.,1997;(1):53-56.

-60- NORDSTROMRE.,NORDSTROMR.M.

Absorbable versus nonabsorbable sutures to prevent postoperative stretching of wound area. Plast. Reconstr.Surg., 1986;78(2):186-190.

-61- NUIRYO.,PEDROLIE.,SIMOENSX.

Ligatures et sutures chirurgicales.

Pharm.Hosp.,1989;97:7-14.

-62- OSTERBERGB.

Enclosure of bacteria within capillary multifilament sutures as protection against leukocytes.

Acta. Chir. Scand.,1983 ;149(7):663-668.

-63- OSTERBERGB.

Influence of capillary multifilament sutures on the antibacterial action of inflammatory cells in infected wounds

Acta Chir Scand.1983.1_4_2(8) 751-757.

-64- OSTERBERGB., BLOMSTEDTB

Effect of suture material on bacterial survival in infected wounds. An experimental study.

Acta.Chir.Scand., 1979;145(7):431-434.

-65- PARELLG.J., BECKERG.D.

Comparison of absorbable with nonabsorbable sutures in closure of facial skin wounds. Arch. Facial Plast. Surg., 2003 ;(6):488-490.

-66- PETERS.Documentation techniques,2004.

-67- PEYRONNETP.

Ligatures: quid en est?

Rev. ADPHSO,1994;19(2):103-105.

-68- PHARMACOPÉE AMÉRICAINNE (UNITED STATES PHARMACOPEIA).

Monographies relatives aux sutures chirurgicales.

Pharmacopée américaine (USP). – 25^e édition, 2002.

-69- PHARMACOPÉE EUROPÉENNE.

Monographies relatives aux "Fils chirurgicaux pour usage humain".

Pharmacopée européenne. – 4^e édition, 2002: 2555-2566.

- 70- PHARMACOPÉE FRANÇAISE.
Monographie "Colorants autorisés pour les médicaments".
Pharmacopée française. – X^e édition, 1991.
- 71- PLIQUEM.J.
Sutures et ligatures résorbables.
Rev. ADPHSO, 1995; 20(4):65-67.
- 72- RAY J.A., DODDIN., REGULAD., WILLIAMS J.A., et al.
Polydioxanone (PDS), a novel monofilament synthetic absorbable suture.
Surg. Gynecol. Obstet., 1981; 153(4):497-507.
- 73- RODEHEAVER G.T., THACKER J.G., OWEN J., STRAUSS M., et al.
Knotting and handling characteristics of coated synthetic absorbable sutures. J. Surg.
Res., 1983; 12(6):525-530.
- 74- RODEHEAVER G.T., NESBIT W.S., EDLICH R.F.
Novafil: A dynamic suture for wound closure. Ann.
Surg., 1986; 204(2):193-199.
- 75- RUSSEL P.G., MITCHELL J., NDUKAC.
Comparative breaking strength of nonpermanent sutures. Br. J. Plast.
Surg., 2004; 57(2):186-190.
- 76- SEDLACK J.D., WILLIAMS V.M., DESIMONE J., PAGED., et al.
Laparoscopic knot security
Surg. Laparosc. Endosc., 1996, Q(2): 144-146
- 77- SETZENG., WILLIAMSE F
Tissue response to suture materials implanted subcutaneously in a rabbit model.
Plast. Reconstr. Surg., 1997; 100(7): 1788-1795.
- 78- SHARP W.W., BEDDENT A., KING P.H., TEAGUE P.C.
Suture resistance to infection. Surgery,
1982; 91(1):61-63.
- 79- STAMP C.V., MCGREGOR W., RODEHEAVER G.T., THACKER J.G., et al.
Surgical needle holder damage to sutures.
Am. Surg., 1988; 54(5):300-306.
- 80- SZARMACH R., LIVINGSTON J., RODEHEAVER G.T., THACKER J.G., et al.
An innovative surgical suture and needle evaluation and selection program. J. Long
Term Eff. Med. Implants., 2002; 12(4):211-229.
- 81- TERAH., ABERGC.
Tensile strengths of twelve types of knot employed in surgery, using different suture materials.
Acta. Chir. Scand., 1976; 142(1): 1-7.

- 82- TERAH., ABERG C.
Strength of knots in surgery in relation to type of knot, type of suture material and dimension of suture thread.
Acta. Chir. Scand., 1977; 143(2):75-83.
- 83- THACKER J.G., RODEHEAVER G.T., TOWLER M.A., EDLICH R.F.
Surgical needle sharpness.
Am. J. Surg., 1989; 157(3):334-339.
- 84- THACKER J.G., FERGUSON R.E., RODEHEAVER G.T., EDLICH R.F.
Biomechanical performance of new cardiovascular needles. J. Long Term Eff. Med. Implants., 2001; 11(1-2):55-63.
- 85- TILVEAU D.
Ligatures : comment "suturer"? Objectivité des critères et subjectivité du chirurgien. Pharmacie en Hôpital, 1992; 17:19-21.
- 86- TOWLER M.A., TRIBBLE C.G., PAVLOVICH L.J., MILAM J.T., et al.
Biomechanical performance of new vascular sutures and needles for use in polytetrafluoroethylene grafts.
J. Appl. Biomater., 1993; (1):87-95.
- 87- TREMBLAY S., MANTOVANI D.
Les fils de suture: de fil à aiguille.
Lemédecin du Québec, 2003; 38(10):105-108.
- 88- TRIER W.C.
Considerations in the choice of surgical needles. Surg. Gynecol. Obstet., 1979; 149(1):84-94.
- 89- TRIMBOS J.B., NIGGEBRUGGE A., TRIMBOS R., VAN RUSSEL E.J.
Knitting abilities of new absorbable monofilament suture: polyglactin 25.
Eur. J. Surg., 1995; 161(5):319-322.
- 90- TYCO HEALTHCARE. Documentation techniques, 2004.
- 91- VAN RIJSEL E.J., BRAND R., ADMIRAAL C., SMIT I., et al.
Tissue reaction and surgical knots: the effect of suture size, knot configuration and knot volume.
Obstet. Gynecol., 1989; 74(1):64-68.
- 92- WATKINS F.H., LONDON S.D., NEAL J.G., THACKER J.G., et al.
Biomechanical performance of cutting edges of surgical needles.
J. Emerg. Med., 1997; 12(5):679-685.
- 93- YALTI R.K., DEDEOGLU K., BILGIC B., KORAY M., et al.
Comparison of four different suture materials in soft tissues of rats. Oral. Dis., 2003; 2(6):284-286.

-94- ZEDERFELDTB.H.,HUNTT.K.
Lafermeturedesplaies:matérielsettechniques.
Paris:laboratoiresDavisandGeck,1990:78p.