

# Fils de suture et colles chirurgicales

---

Société Francophone de Biomatériaux Dentaires

F. JORDANA, J. COLAT-PARROS

**Date de création du document**    2009-2010

## Table des matières

<b>I</b>	<b>Les fils de suture.....</b>	<b>4</b>
<b>I.1</b>	<b>Les fils résorbables.....</b>	<b>4</b>
<b>I.1.1</b>	<b>Les fils tressés.....</b>	<b>5</b>
<b>I.1.1.1</b>	<b>Le Catgut®.....</b>	<b>5</b>
<b>I.1.1.2</b>	<b>L'acide polyglycolique PGA (PolyGlycolic Acid).....</b>	<b>5</b>
<b>I.1.1.3</b>	<b>Le plyglactine 910 ou vicryl.....</b>	<b>6</b>
<b>I.1.1.4</b>	<b>Le lactomer 9-1.....</b>	<b>7</b>
<b>I.1.2</b>	<b>Les monofils.....</b>	<b>8</b>
<b>I.1.2.1</b>	<b>Le polydioxanone.....</b>	<b>8</b>
<b>I.1.2.2</b>	<b>Le Glycolide Triméthylène Carbonate GTMC.....</b>	<b>8</b>
<b>I.1.2.3</b>	<b>Poliglecaprone 25.....</b>	<b>9</b>
<b>I.1.2.4</b>	<b>Le Glycomer 631.....</b>	<b>9</b>
<b>I.2</b>	<b>Les fils non-résorbables.....</b>	<b>9</b>
<b>I.2.1</b>	<b>La soie.....</b>	<b>9</b>
<b>I.2.2</b>	<b>Les polyamides.....</b>	<b>10</b>
<b>I.2.3</b>	<b>Les polyéthylènes.....</b>	<b>10</b>
<b>I.2.4</b>	<b>Les polypropylènes.....</b>	<b>11</b>
<b>I.2.5</b>	<b>Le fluorure de polyvinylidène ou PVDF.....</b>	<b>11</b>
<b>I.2.6</b>	<b>Les polyesters.....</b>	<b>11</b>
<b>I.2.7</b>	<b>Le polybutester.....</b>	<b>12</b>
<b>I.2.8</b>	<b>Le PTFE-e : polytétrafluoro éthylène expansé.....</b>	<b>12</b>
<b>I.3</b>	<b>Monofils et Fils tressés.....</b>	<b>13</b>
<b>I.4</b>	<b>Propriétés.....</b>	<b>13</b>
<b>II</b>	<b>Les colles chirurgicales.....</b>	<b>16</b>

<b>II.1 Les colles synthétiques.....</b>	<b>16</b>
<b>II.1.1 Colles acryliques (à base de cyanoacrylate).....</b>	<b>16</b>
<b>II.1.2 Colles chimiques à base de formaldéhyde (colles GRF : Gélatine – Résorcine – Formol) ou colles GRA (Gélatine – Résorcine – Aldéhyde).....</b>	<b>17</b>
<b>II.2 Colles biologiques.....</b>	<b>17</b>
<b>III Annexes.....</b>	<b>19</b>

## I LES FILS DE SUTURE

Rôles : la suture permet de :

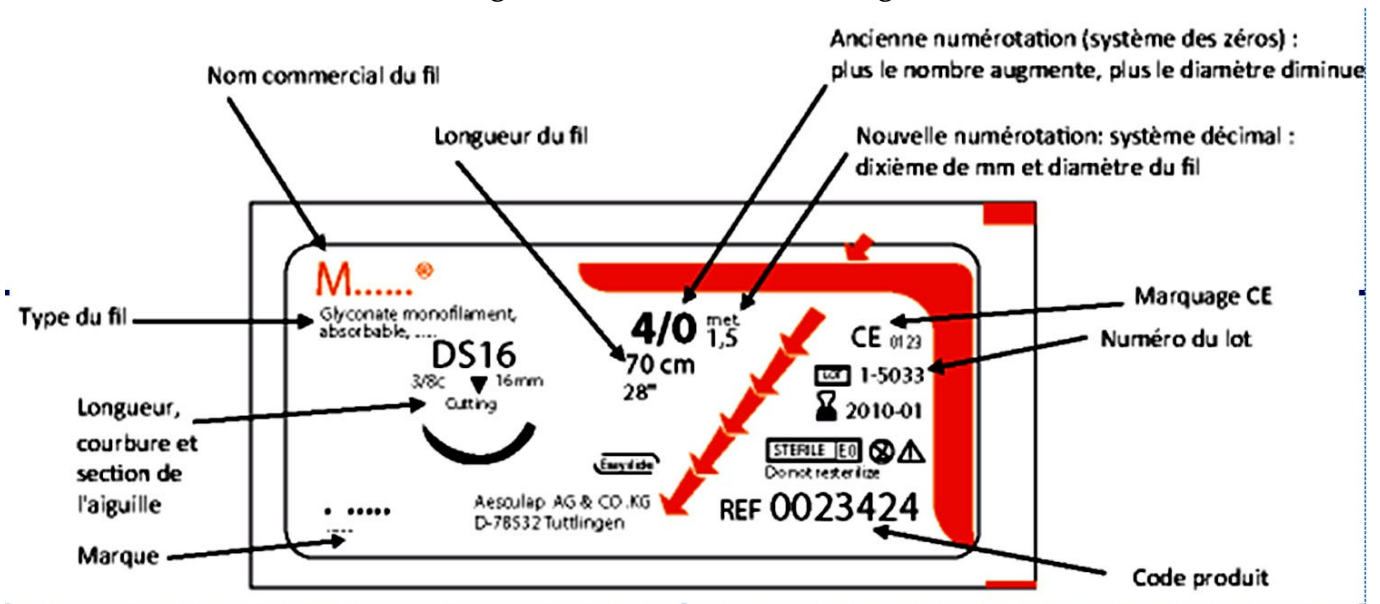
- rapprocher les berges d'une plaie, favorisant cicatrisation, réduisant les complications post-opératoires et limitant les contaminations alimentaires
- faciliter l'hémostase et prévenir une hémorragie post-opératoire
- autoriser le déplacement et l'immobilisation d'un lambeau ou d'un greffon muqueux
- permettre le positionnement d'une membrane
- prévenir la perte d'un matériau de substitution osseuse ou un matériau hémostatique.

C'est le dernier temps chirurgical de l'acte opératoire.

C'est un geste important dont dépendront les suites et le résultat de l'intervention.

Elle est utilisée en cas de chirurgie muco-gingivale, régénération tissulaire guidée et régénération osseuse guidée.

Figure 1 : Lecture d'un emballage



### I.1 LES FILS RÉSORBABLES

La résorption, disparition de la masse du fil, s'effectue par hydrolyse ou digestion enzymatique. Les fils synthétiques présentent une meilleure biocompatibilité. L'adhésion bactérienne est moindre avec le monofilament.

## I.1.1 Les fils tressés

### I.1.1.1 Le Catgut®

Matériau naturel (collagène d'origine animal), son utilisation est proscrite en France depuis 1996. Il est fabriqué à partir de l'intestin grêle d'herbivores. C'est une torsade multifilamenteuse, et donc un monofil virtuel.

Le catgut® présente une bonne résistance à la traction et une bonne manipulation.

Le catgut® peut être traité par sels de chrome. Le catgut plein présente des réactions tissulaires sont moindres. Le catgut chromé est plus résistant, plus souple, sa résorption est plus lente.

La résorption s'effectue en 10 - 15 jours. Elle est plus rapide dans les tissus infectés.

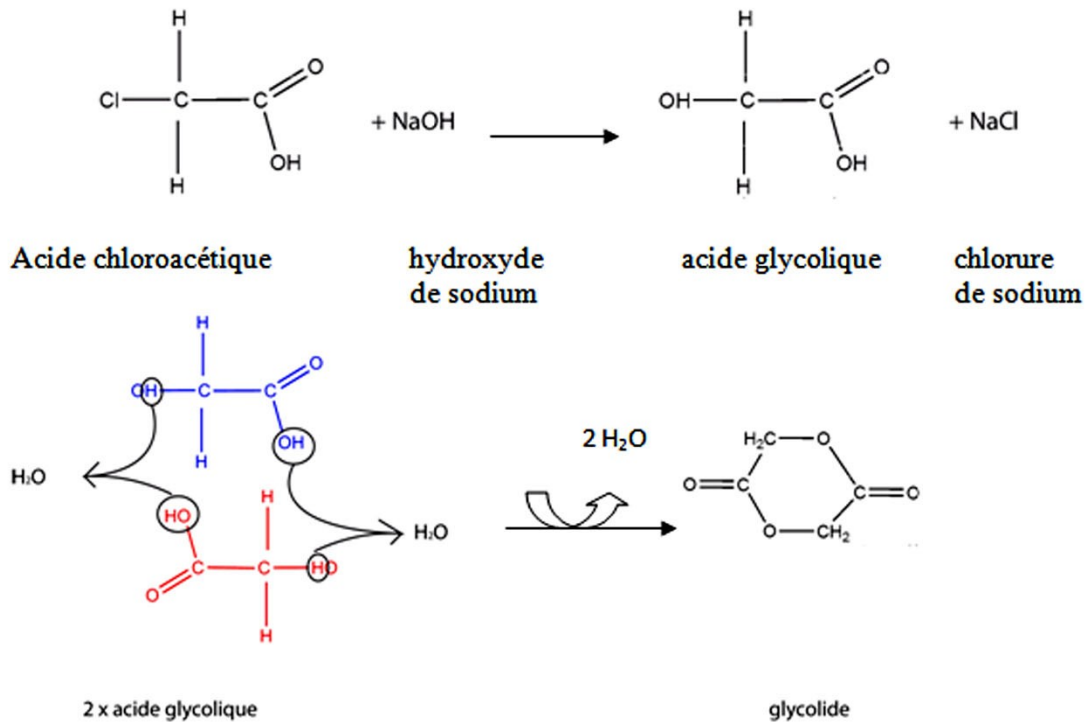
Ce fil gonfle très rapidement, les nœuds se desserrent. Une réaction inflammatoire s'en suit (inconvenient majeur).

Il est généralement conservé en milieu hydro-alcoolique.

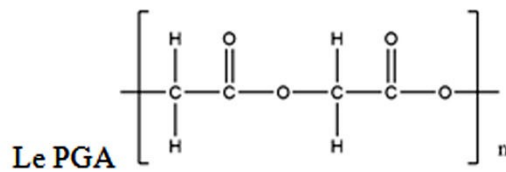
### I.1.1.2 L'acide polyglycolique PGA (PolyGlycolic Acid)

L'acide polyglycolique est un homopolymère permettant la fabrication d'une fibre extrêmement solide, mais pouvant se dépolymériser par hydrolyse sous l'action de l'humidité. La fibre retourne à son état initial de monomères d'acides glycoliques et est évacuée par les fluides biologiques. Ce fil est caractérisé par sa très bonne tolérance.

Figure 2 : Formulation du PGA



Par chaleur et en présence d'octanoate stanneux, ce glycolide donne une chaîne linéaire :



Par homopolymérisation, on obtient de l'acide polyglycolique.

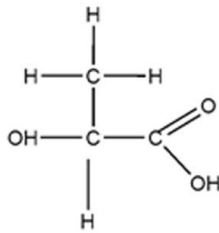
Exemples : Dexon®, Ercedex®, Ligadex®.

### I.1.1.3 Le polyglactine 910 ou vicryl

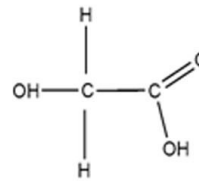
Fil synthétique tressé, copolymère :

- d'acide lactique (acide 2-hydroxy propanoïque) dans la proportion de 10 %
- et d'acide glycolique (acide hydro-acétique) dans la proportion de 90 %.

**Figure 3 : Formulation du vicryl**



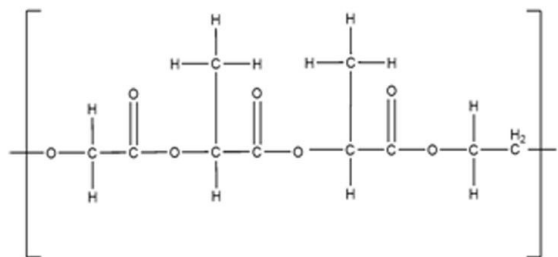
Acide L-lactique



Acide glycolique

Par estérification de l'acide lactique, on obtient une forme cyclique, puis, sous l'action de la chaleur et par catalyse avec du trioxyde d'antimoine, une forme linéaire qui prend place au côté de l'acide polyglycolique.

La polymérisation finale est obtenue par catalyse avec de l'octanoate stanneux.



Polyglactine 910

L'acide lactique, hydrophobe, est plus volumineux que l'acide glycolique. Sa présence ralentit d'abord la pénétration de l'eau dans les filaments. Ensuite, l'espacement créé par le volume de l'acide lactique facilite la pénétration de l'eau au sein des filaments, ce qui accélère la résorption.

Ce fil se caractérise par ses propriétés physiques excellentes et sa tolérance excellente (peu ou pas d'inflammation).

L'hydrolyse se fait en 60 à 90 jours.

Exemple : VICRYL® d'ETHICON, VICRYL PLUS d'ETHICON qui présente en outre une activité anti-bactérienne (Triclosan, agent anti-bactérien à large spectre).

Le vicryl irradié ou vicryl rapide allient les qualités physiques du vicryl à une résorption accélérée. Les radiations ionisantes fractionnent la chaîne moléculaire, ce qui diminue sa résistance à la traction et accélère la vitesse de l'hydrolyse. La perte de résistance à la traction s'effectue entre le 10ème et le 15ème jour. La résorption s'effectue en 35 - 42 jours (en fonction du pH). Il est très utilisé en odontologie, en particulier en implantologie.

#### I.1.1.4 Le lactomer 9-1

C'est un copolymère d'acide glycolique (95 %) et d'acide lactique (5 %).

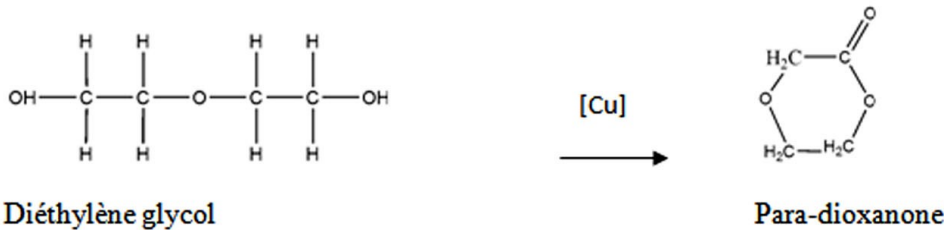
Exemple : POLYSORB® (USSC).

## I.1.2 Les monofils

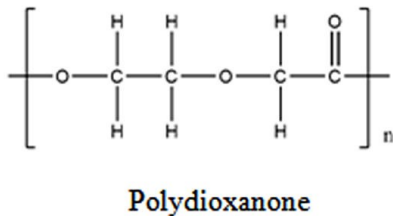
### I.1.2.1 Le polydioxanone

A partir du diéthylène glycol, on obtient par catalyse le monomère para-dioxanone.

Figure 4 : Formulation du polydioxanone



Celui-ci est polymérisé en présence d'octanoate stanneux pour former le polydioxanone.



Ces monofils, souples et résistants, possèdent une surface très lisse et une excellente tolérance.

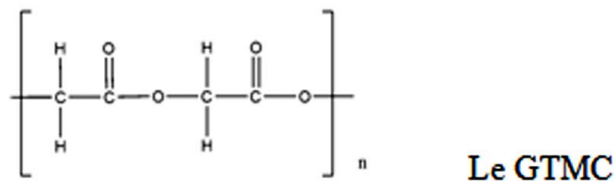
Exemple : PDS®, PDS® II.

La résorption se fait en 210 jours environ.

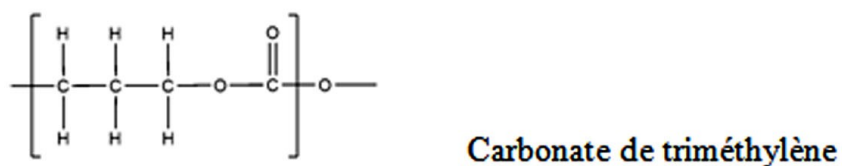
### I.1.2.2 Le Glycolide Triméthylène Carbonate GTMC

Copolymère d'acide glycolique et de carbonate de triméthylamine.

Figure 5 : Formulation du Glycolide Triméthylène Carbonate



Le carbonate de triméthylène agit comme assouplissant.



La résorption se fait entre 180 - 270 jours, avec perte de 60 % de sa résistance à 21 jours.

Exemple : MAXON®.



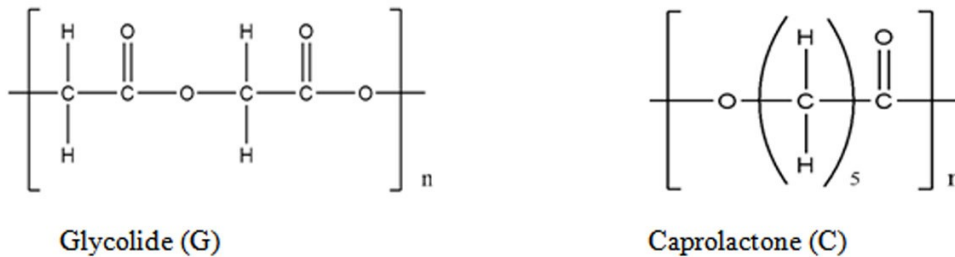
### I.1.2.3 Poliglecaprone 25

Copolymère glycolide (75 %) et  $\epsilon$ -caprolactone (25 %).

Il se caractérise par une grande souplesse, une certaine élasticité. La résorption se fait entre 90 - 120 jours (hydrolyse).

Exemple : MONOCRYL®.

Figure 6 : Formulation du Poliglecaprone



Avec le schéma : -GG-C-GG-C-G-C-GG, soit 75 % G et 25 % C.

### I.1.2.4 Le Glycomer 631

Il est composé d'acide glycolique (60 %), de carbonate de triméthylène (26 %) et de dioxine (14 %). Il se caractérise par une grande maniabilité.

Ex : BIOSYN®.

## I.2 LES FILS NON-RÉSORBABLES

Leur biotolérance est maximale. Ils ne sont pas sensibles à l'hydrolyse ou à la protéolyse. Ils peuvent favoriser une réaction inflammatoire.

Ils sont d'origine :

- naturels (tressés / torsadé) : soie ou lin
- ou synthétiques (polyfilaments ou monofilaments) : polyesters, polyamides...

### I.2.1 La soie

Issue de l'élevage de chenilles Bombyx, elle a longtemps été très utilisée pour sa facilité de manipulation.

Elle est souple, peu élastique (excellent serrage des nœuds), mais capillaire et relativement fragile. Sa tolérance tissulaire est variable (inflammations).

Elle est résorbable à long terme par dépolymérisation de sa structure protéique.

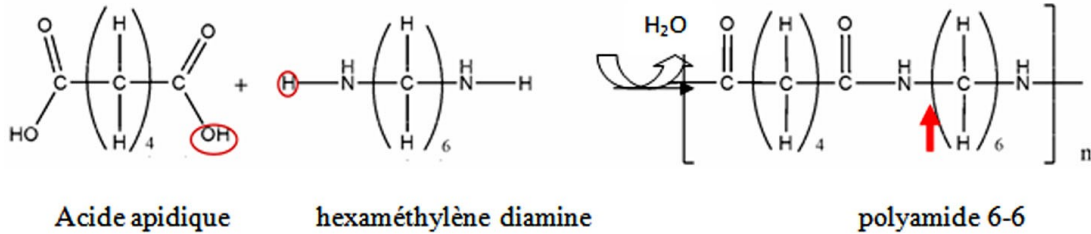
Exemples : SOIE® Noire (Ethicon), ARCHIMED® (Peters).

## I.2.2 Les polyamides

Ce sont des fils synthétiques résistants, de structure polyamidique, sous forme de monofils, de fils gainés ou tressés, très élastique (surtout les monofils).

Le Polyamide 6-6 (Nylon®) a été mis au point par Dupont de Nemours par polycondensation de l'acide adipique et de l'hexaméthylène diamine.

Figure 7 : Formulation du Polyamide 6-6



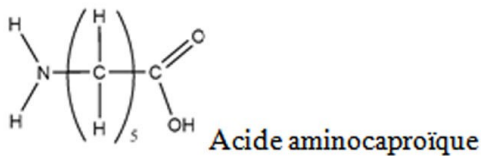
*Au niveau de la flèche rouge, se produit la dégradation du polyamide 6-6 in vivo par hydrolyse.*

Polyamide 6 (Perlon®) est obtenu par polymérisation de l'ε caprolactame.

Figure 8 : Formulation du Polyamide 6



Le polyamide 6 peut se dégrader par hydrolyse en acide aminocaproïque.



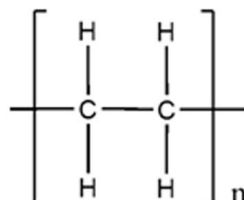
Exemple : ETHILON®, DERMALON™, SURGILON™, PERLON®.

## I.2.3 Les polyéthylènes

Monofils créés pour pallier les inconvénients des polyamides : moins durs et meilleure tenue du fil.

Exemples : FILTHENE®, DERMALENE®.

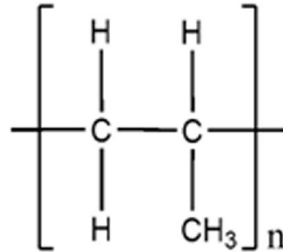
Figure 9 : Formulation des polyéthylènes



### I.2.4 Les polypropylènes

Le polypropylène est un stéréo-isomère cristallin produit sous forme de monofil, à partir de gaz naturel ou de pétrole léger.

Figure 10 : Formulation des polypropylènes



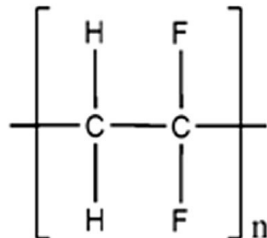
Inaltérables et sans réaction tissulaire, ces monofils chimiques inertes forment un obstacle aux bactéries. Ils présentent une très bonne compatibilité tissulaire. Ils sont cependant sensibles aux traumatismes engendrés par les instruments de chirurgie. Exemple : PROLENE®, SURGILENE®, SURGIPRO®.

### I.2.5 Le fluorure de polyvinylidène ou PVDF

Fil solide et souple.

Exemples : TROFILENE®, MEDILENE®, TEFLEX®...

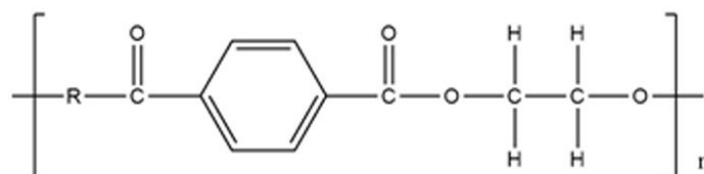
Figure 11 : Formulation du fluorure de polyvinylidène



### I.2.6 Les polyesters

Ces fils tressés, à base de polyéthylène téréphtalate, présentent une grande résistance au déchirement et un risque réduit d'inflammation. Ils sont bien tolérés et très stables.

Figure 12 : Formulation des polyesters



Avec R = OH pour le DACRON® et R = OCH<sub>3</sub> pour le TERYLENE®.

Il n'est pas élastique (sécurité du nœud). Mais, présente une grande dureté et une importante rugosité de surface, ce qui entraîne un effet de scie lors du passage dans les tissus et une rétention de débris cellulaires. Ils reçoivent donc généralement un traitement de surface :

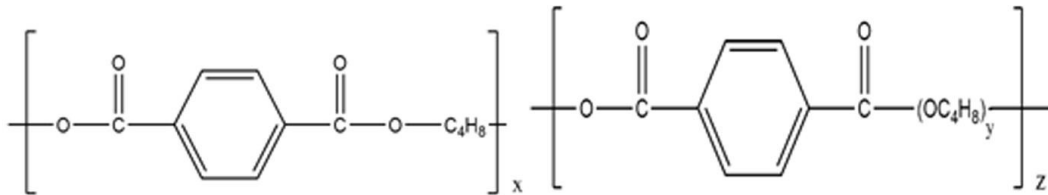
- Téflon ou polytétrafluoroéthylène : appliqué sur le DACRON®
- Silicone, comme le TI-CRON®, LIGALENE ®
- XPA (polyadipate de tétraméthylène), comme l'ETHIBOND ®
- Polybutylate, comme le SURGIDAC®.

### I.2.7 Le polybutester

Polymère de téréphtalate de polybutylène (54 %) et de polytétraméthylène éther glycol (16 %), ce monofil est souple et très élastique. Il s'allonge à la traction dans un premier temps, puis son élasticité cesse jusqu'à la rupture.

Exemples : NOVAFIL®, VASCUFIL®.

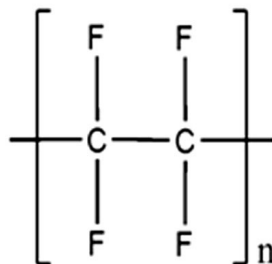
Figure 13 : Formulation du polybutester



### I.2.8 Le PTFE-e : polytétrafluoro éthylène expansé

Ce monofil présente une très bonne compatibilité tissulaire. Le PTFE est un téflon expansé à 50 % d'air. Exemple : GORE-TEX ®.

Figure 14 : Formulation du PTFE-e



### I.3 MONOFILS ET FILS TRESSÉS

La surface des monofils est lisse. Ils permettent un bon glissement sans adhérence aux tissus, sans traumatisme. Ils ne sont pas capillaires. Il y a souvent un glissement des premiers nœuds. Ils sont moins souples et plus rigides que les fils tressés.

Les fils tressés correspondent à l'assemblage de plusieurs fils fins. Ils sont plus fins et plus souples que les monofils. Ils sont capillaires, il y a donc un risque de blocage des nœuds.

### I.4 PROPRIÉTÉS

Figure 15 : Propriétés du Catgut plein

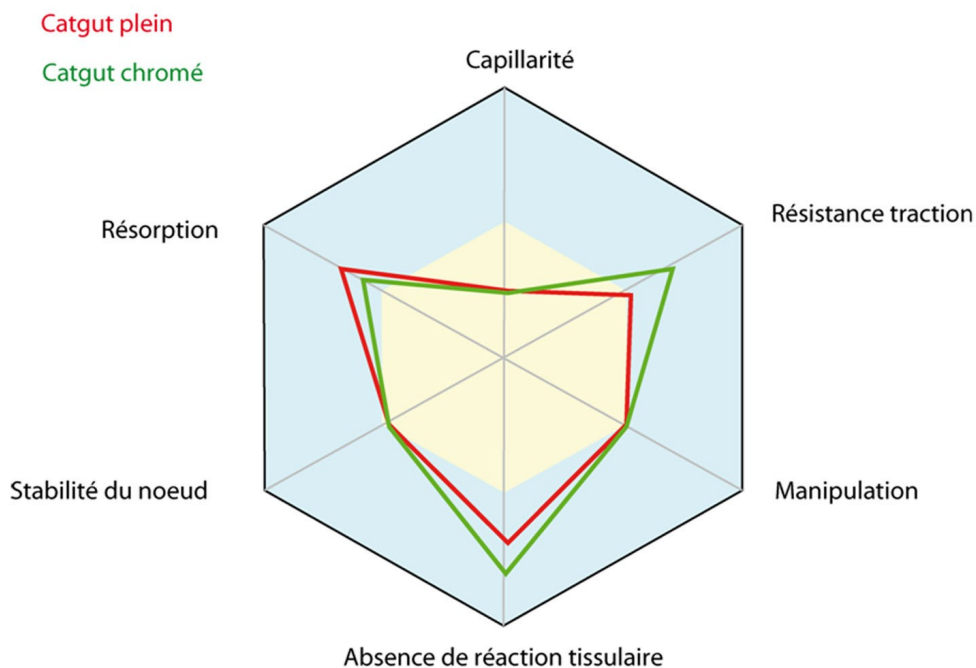
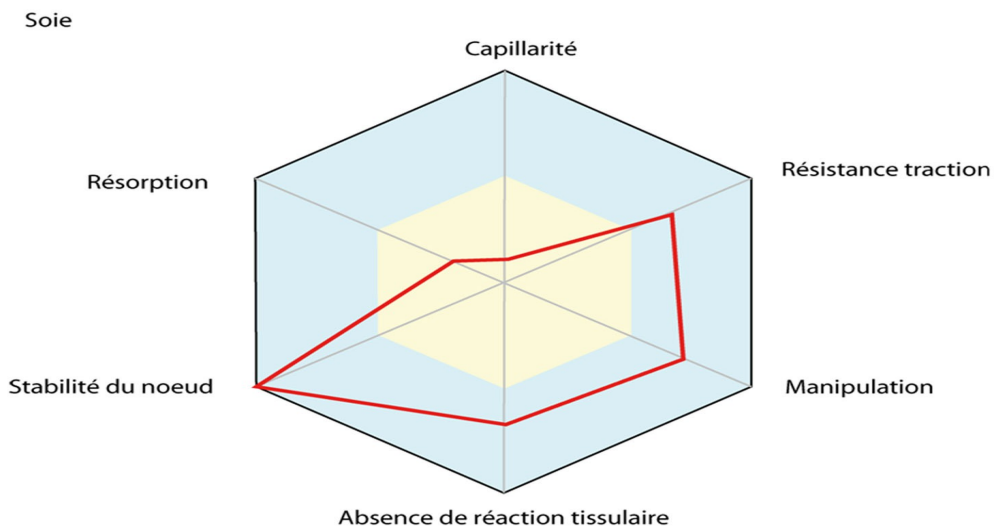
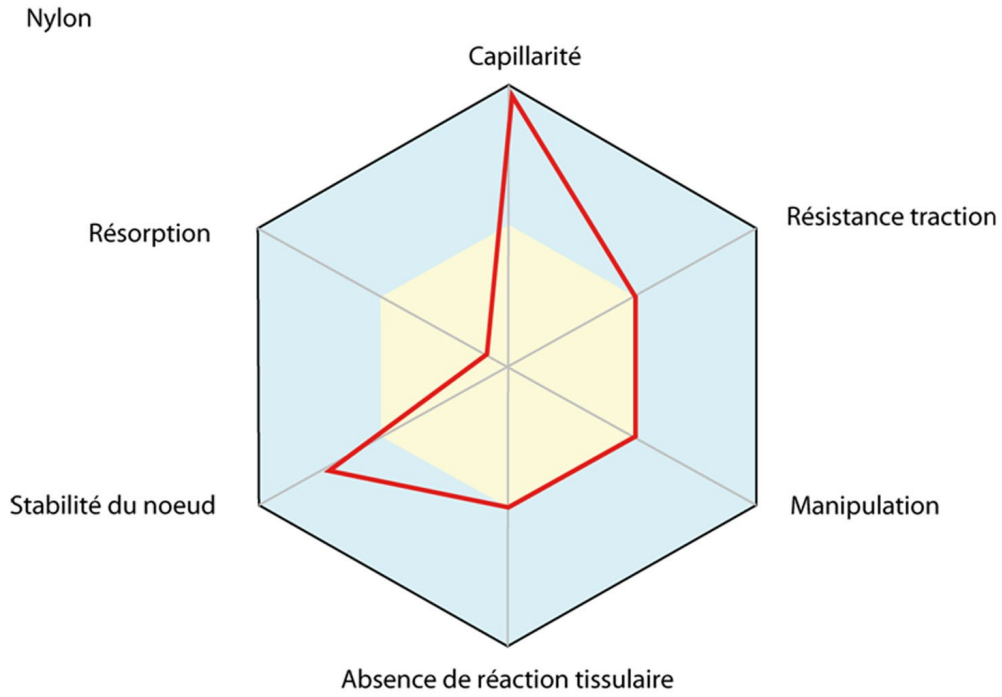


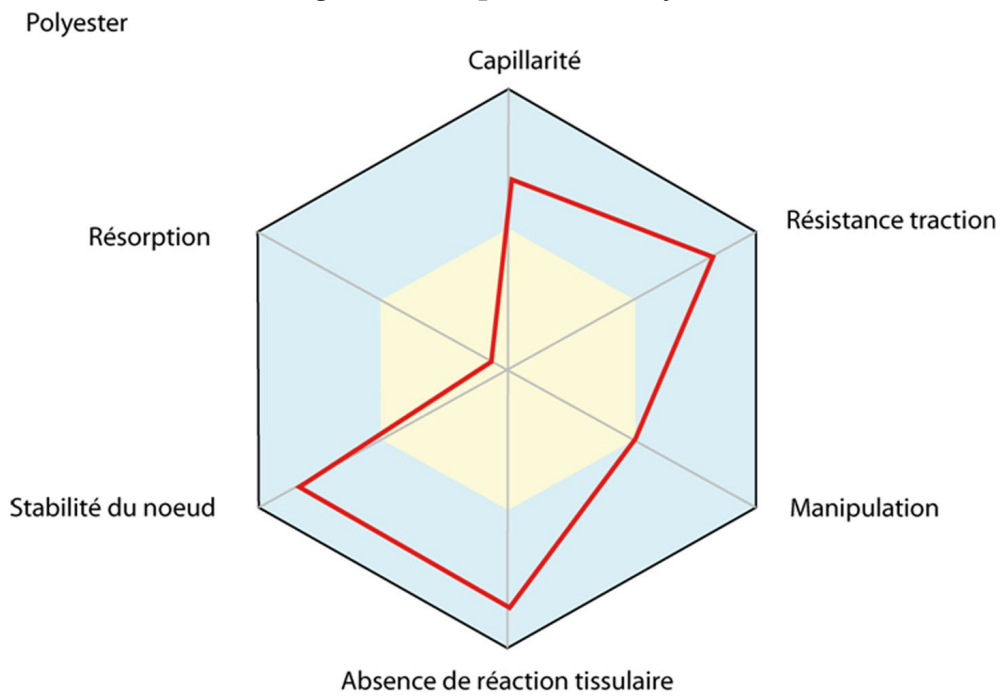
Figure 16 : Propriétés de la soie



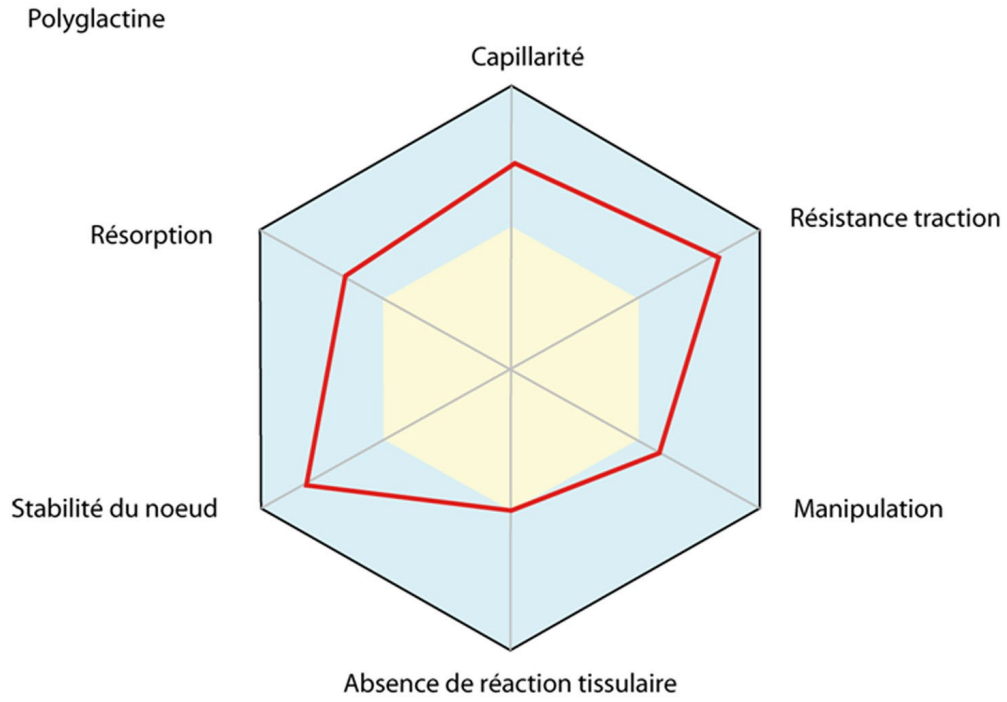
**Figure 17 : Propriétés du Nylon**



**Figure 18 : Propriétés du Polyester**



**Figure 19 : Propriétés du Polyglactine**



**Figure 20 : Propriétés du Vicryl**

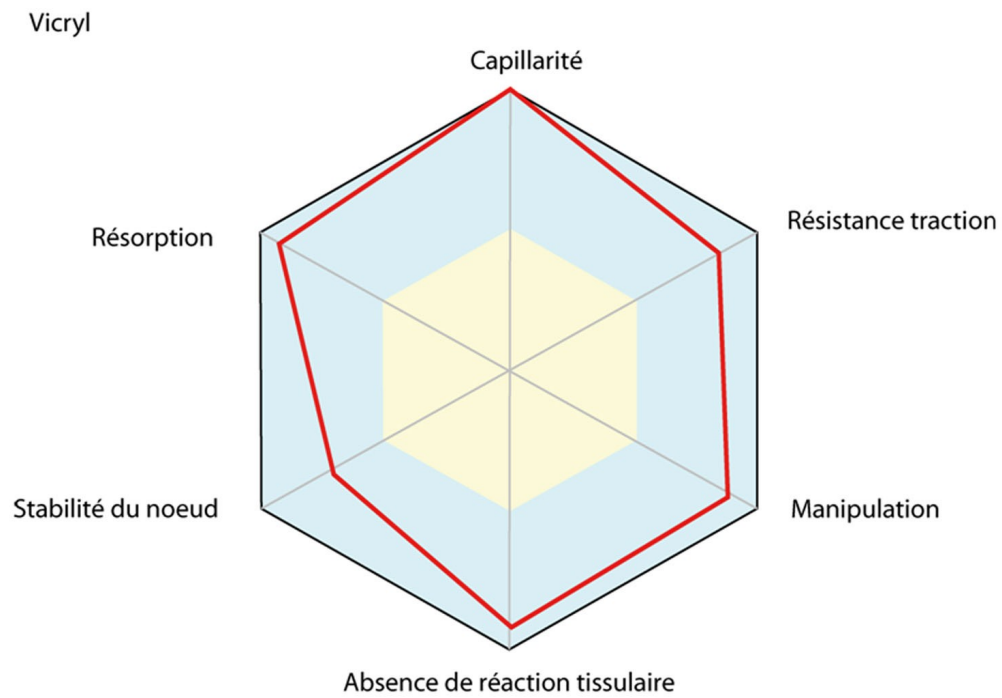
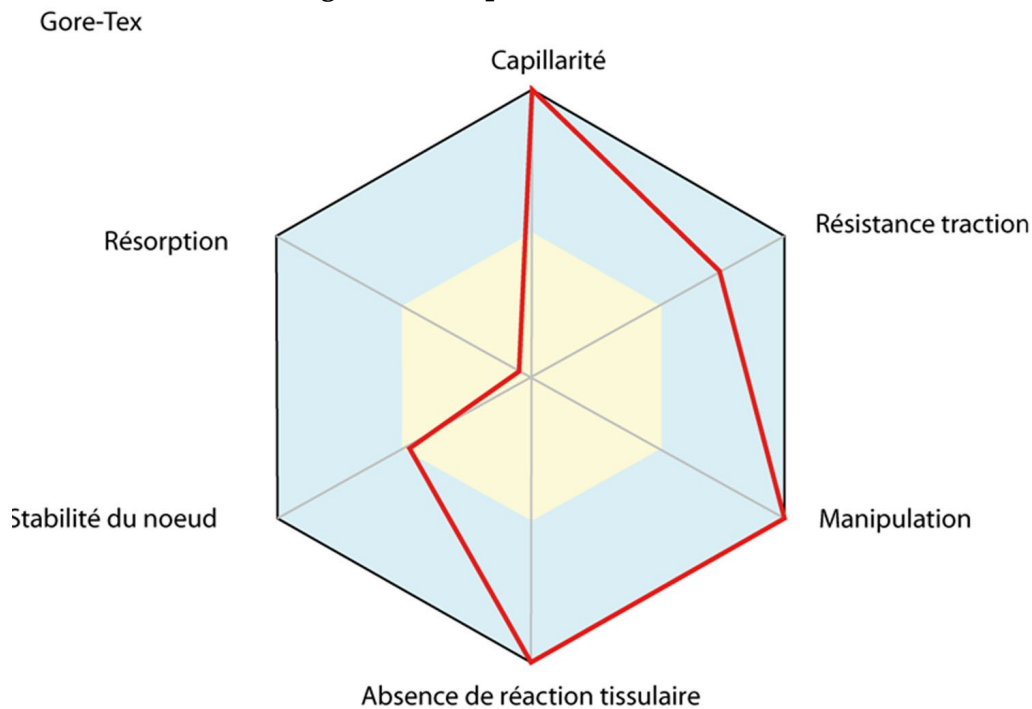


Figure 21 : Propriétés du Gore-Tex



## II LES COLLES CHIRURGICALES

Elles ont pour but de suturer de façon simple et atraumatique. Elles favorisent l'hémostase locale, renforcent les sutures et assurent l'adhésion tissulaire.

On distingue les colles synthétiques et les colles biologiques.

### II.1 LES COLLES SYNTHÉTIQUES

#### II.1.1 Colles acryliques (à base de cyanoacrylate)

Ces colles sont issues de la famille des cyanoacrylates de formule générale :

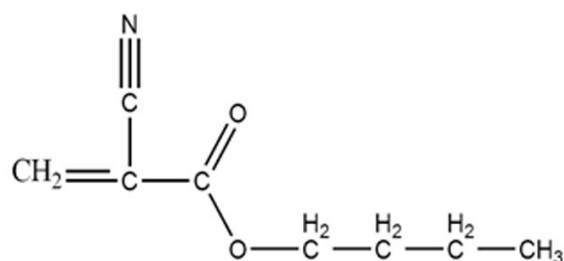


avec R un radical méthyl, propyl, butyl, éthyl, hexyl, heptyl ou octyl. L'adhésion serait inversement proportionnelle à la longueur de la chaîne.

Elles sont caractérisées par leur rapidité de prise (10-30 secondes) et par leur grande toxicité tissulaire (il faut éviter tout contact avec des tissus vasculaires ou nerveux (nécrose).

L'isobutyrcyanoacrylate est le mieux toléré.

Figure 22 : Formulation de l'isobutyrcyanoacrylate





Non résorbables, elles se présentent sous forme liquide et polymérisent en présence d'humidité. Leur mise en œuvre est facile. L'adhérence est forte.

L'adhésion serait due à deux phénomènes :

- Liaison chimique liant les molécules OH des tissus avec les molécules H des cyanoacrylates
- Micro-clavetage.  
Le contrôle de l'hémostase est important : l'adhésion sera meilleure sur surface sèche,

### **II.1.2 Colles chimiques à base de formaldéhyde (colles GRF : Gélatine □ Résorcine □ Formol) ou colles GRA (Gélatine □ Résorcine □ Aldéhyde)**

Plus utilisées, elles nécessitent une préparation extemporanée (application du mélange Gélatine – Résorcine, puis formol). Le formol entraîne une toxicité tissulaire. Ces colles pouvaient entraîner des réactions allergiques.

## **II.2 COLLES BIOLOGIQUES**

Biocompatibles et résorbables, les colles biologiques favorisent la cicatrisation des plaies. Leur application, aisée, est strictement locale. Elles ne possèdent aucune toxicité mais peuvent présenter un risque allergique.

Elles comportent des facteurs humains de l'hémostase coagulables sous l'effet de la thrombine. Elles sont préparées à partir de pools de plasma de donneurs européens sélectionnés, contrôlés et subissant une thermo-inactivation. Il existe un risque de contamination virale, minime, mais non nul. Ces colles ne présentent aucun risque de rejet. Il n'existe pas de réaction inflammatoire.

Elles reproduisent et amplifient la dernière phase de la coagulation, aboutissant à la formation d'un caillot de fibrine (fibrinof ormation) concentré dont la durée de vie est prolongée par l'action de l'aprotinine. Un mélange de fibrinogène, de facteur XIII et d'aprotinine est mis en présence de thrombine activée, ce qui déclenche la formation d'un caillot de fibrine concentrée.

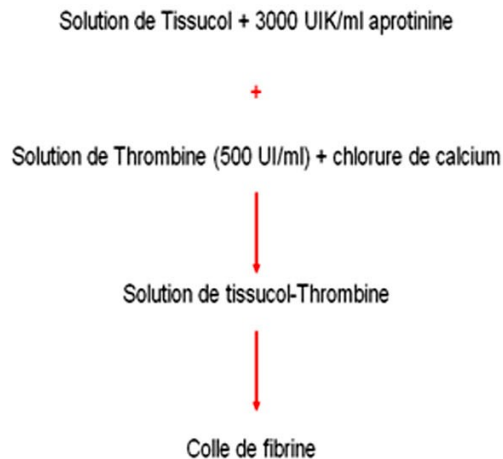
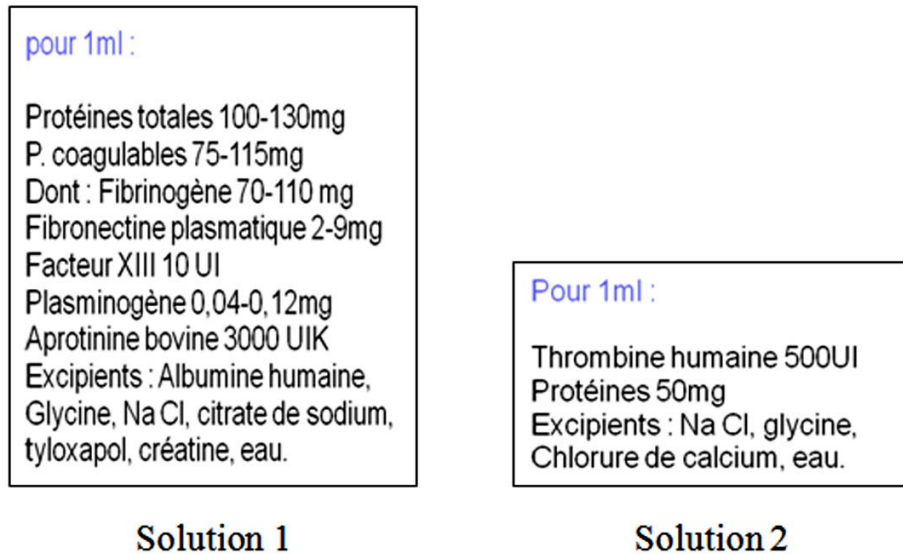
Ils sont contre-indiqués en cas d'hypersensibilité à un des composants, les injections dans la muqueuse nasale et le saignement important touchant les gros vaisseaux.

L'utilisation systématique d'une colle biologique, pour renforcer la structure du caillot, entraînerait une réduction significative des ostéoradionécroses des maxillaires post-extractionnelles.

Exemples : le Tissucol® (Baxter) et le Bériplast® (Aventis).

Exemple : le Tissucol®.

Figure 23 : Mécanisme d'action du Tissucol®



La résistance interne à la traction doit être importante pour éviter toute rupture (Tissucol® : 120 kPa).

L'adhérence conditionne le collage des tissus, et donc la cicatrisation. Elle est mesurée par le test du « rat skin ». Pour le Tissucol®, elle est de 20 kPa.

### III ANNEXES

---

#### BIBLIOGRAPHIE

- ALLAIN F, LESCLOUS P, 2002 : Quel fil de suture choisir en omnipratique ? *Clinic*, 23, 1 : 9 □ 15.
- AMBROSINI P, BELKHAYAT Y, DUHEILLE J, MARTIN G, 1990 : Etude in vitro de la cytocompatibilité de trois colles biologiques. *J Parodontologie*, 9, 4/90 : 345 - 350.
- BILWEIS J, 1994 : Ligatures et sutures chirurgicales. Ethicon : Paris. 130 p.
- CHARBIT Y, HITZIG C, BOLLA M et col., 2003 : Trois matériaux de suture : étude comparative des propriétés physiques. *Information dentaire*, 12 : 683 □ 686.
- DRIDI M, DANAN M, 1999. : Les sutures en chirurgie parodontale. *Information dentaire*, avril. Cahier rédactionnel, 12 p.
- MOUSQUES T, LEVASSEUR F, 1989 : Les sutures chirurgicales : généralité et matériel. *Actualités odonto-stomatologiques*, 166 : 367 □ 381.
- PESSOTTO S, BERNARD JP, SAMSON J, 2000. : Pour une nouvelle approche médicale du traitement de l'ostéoradionécrose des maxillaires. *Med Bucc Chir Bucc*, 6, 2 : 71 □ 82.
- SAMAKH P, SITBON M, GIRARD P, 1978. : Les cyanoacrylates. *Information dentaire*, 45 : 25 □ 31.