

UNIVERSITE DE NANTES
UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

Année 2014

N° : 001

**Actualisation des critères de choix des fils de sutures
en parodontologie.**

THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT
DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

*Présentée
et soutenue publiquement par*

**BRAIRE PIERRE
25/07/1986**

Le Mardi 8 Juillet 2014 devant le jury ci-dessous

Président : M. le Pr Assem SOUEIDAN
Assesseur : M. le Dr Zahi BADRAN
Assesseur : M. le Dr Xavier STRUILLOU

Directeur de thèse : M. le Dr Christian VERNER

UNIVERSITÉ DE NANTES	
Président	Pr. LABOUX Olivier
FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE	
Doyen	Pr. AMOURIQ Yves
Assesseurs	Dr. RENAUDIN Stéphane Pr. SOUEIDAN Assem Pr. WEISS Pierre
Professeurs des Universités Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.	
Monsieur AMOURIQ Yves Madame ALLIOT-LICHT Brigitte Monsieur GIUMELLI Bernard	Monsieur LESCLOUS Philippe Madame PEREZ Fabienne Monsieur SOUEIDAN Assem Monsieur WEISS Pierre
Professeurs des Universités	
Monsieur BOHNE Wolf (Professeur Emérite) Monsieur JEAN Alain (Professeur Emérite)	Monsieur BOULER Jean-Michel
Praticiens Hospitaliers	
Madame DUPAS Cécile	Madame LEROUXEL Emmanuelle
Maîtres de Conférences Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.	Assistants hospitaliers universitaires des C.S.E.R.D.
Monsieur AMADOR DEL VALLE Gilles Madame ARMENGOL Valérie Monsieur BADRAN Zahi Monsieur BODIC François Madame DAJEAN-TRUTAUD Sylvie Monsieur DENIAUD Joël Madame ENKEL Bénédicte Monsieur GAUDIN Alexis Monsieur HOORNAERT Alain Madame HOUCHMAND-CUNY Madline Madame JORDANA Fabienne Monsieur KIMAKHE Saïd Monsieur LAGARDE André Monsieur LE BARS Pierre Monsieur LE GUEHENNEC Laurent Madame LOPEZ-CAZAUX Séréna Monsieur MARION Dominique Monsieur NIVET Marc-Henri Monsieur RENAUDIN Stéphane Madame ROY Elisabeth Monsieur STRUILLOU Xavier Monsieur UNGER François Monsieur VERNER Christian	Madame BOEDEC Anne Monsieur CLÉE Thibaud Monsieur DAUZAT Antoine Madame DAZEL LABOUR Sophie Monsieur DEUMIER Laurent Monsieur LE BOURHIS Antoine Monsieur KOUADIO Kouakou (assistant associé) Monsieur LANOISELEE Edouard Madame LEGOFFE Claire Madame MAÇON Claire Madame MALTHIERY Eve Madame MELIN Fanny Madame MERAMETDJIAN Laure Monsieur PILON Nicolas Monsieur PRUD'HOMME Tony Monsieur RESTOUX Gauthier Madame RICHARD Catherine Monsieur ROLOT Morgan

Janvier 2014

**Par délibération, en date du 6 décembre 1972, le Conseil de la
Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que les opinions émises
dans les dissertations qui lui seront présentées doivent être
considérées comme propres à leurs auteurs et qu'il n'entend leur
donner aucune approbation, ni improbation.**

A Monsieur le Professeur Assem SOUEIDAN

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter de présider cette thèse

Merci pour votre enseignement tout au long de ces années.

Veillez trouver ici l'expression de ma profonde estime.

A Monsieur le Docteur Christian VERNER

Pour m'avoir fait l'honneur de diriger cette thèse.

Merci pour votre disponibilité, et la qualité de votre expérience partagée.
Veuillez trouver ici l'expression de ma sincère reconnaissance et de mon profond respect.

A Monsieur le Docteur Zahi BADRAN

Pour m'avoir fait l'honneur de participer à ce jury de thèse.

Merci pour votre bonne humeur, votre retenue et votre diplomatie à laquelle
mon exubérance maladive n'a pas fait souvent honneur.

Veillez trouver ici l'expression de mes remerciements et de ma sincère estime.

A Monsieur le Docteur Xavier STRUILLOU

Pour m'avoir fait l'honneur de participer à ce jury de thèse.
Veuillez trouver ici l'expression de mes remerciements et de ma sincère estime.

A Johanne, toi qui partage ma vie depuis plus de 5 ans, il n'y a pas de mots pour dire tout ce que tu m'apportes. Je t'aime

A mes parents, sur qui j'ai toujours pu compter et sans qui je ne serai certainement pas là. Il n'y a pas de parents parfaits mais les miens s'en rapprochent beaucoup. Je vous aime.

A ma grande sœur Jessie et sa famille Sylvain, Awen et les deux petites à venir. Que du bonheur en vue. Je vous aime. A mes frères Baptiste et Grégoire que j'aime. A ma petite nièce Léna.

A mon plus vieux pote Ben-j. Aux 400 coups que l'on a fait ensemble depuis le vélo à trois roues et aux autres à venir.

A Kévin, Max et Fred. A nos grosses poilades, nos déguisements foireux et nos moments de dignité oubliée. Tant de bons moments.

A Manu et François avec qui j'ai sué sur les bassins.

A Adrien pour le hammam de l'hôtel.

A l'équipe de l'OUED avec qui j'ai vécu une aventure incroyable (Sam, Maria, Pierre, Margaux, Ronan, Pauline, Morgan, Nicolas et Anne).

A tout ceux qui m'on fait passer des années d'études inoubliables Fanny, Saf, Pia, Moule, Louissette, Malik, Alexandre, Valérie, Thomas, Hays et Phil qui m'a supporté pendant la plus importante d'entre elle.

A mes soirées entre filles (Popo, Hélène, Anaïs et Marion)

A Aurélien qui m'a accordé sa confiance au sein de son cabinet.

A Philippe. A sa bonne humeur, sa patience, son envie de transmettre et sa nouvelle vie qui commencera bientôt (et j'espère y avoir toujours une petite place !).

A la famille de Joe : son papa, sa maman, Clem et Quentin. Une famille Formidable.

Merci à tous.

Table des Matières

1 Introduction (p11)

2 Réglementation (p12)

2-1 Conditionnement et étiquetage

3 les Aiguilles (p14)

3-1 Sertissage

3-2 Corps de l'aiguille

3-2-1 Rayon de courbure

3-2-2 Longueur et diamètre de l'aiguille

3-2-3 Section

3-3 Pointe

3-4 Matériau constitutif et traitements de surface

3-5 Microchirurgie

3-6 Choix de l'aiguille

4 Les Fils de sutures (p19)

4-1 Caractéristiques Générales

4-1-1 Dimensions

4-1-2 Mono/polyfilament

4-1-3 Résistance Initiale

4-1-4 Résorbables/ Non résorbables

4-2 Propriétés physique

4-2-1 Capillarité

4-2-2 Souplesse

4-2-3 Élasticité et plasticité

4-2-4 Mémoire

4-2-5 État de surface et glissance ou glisse intra-tissulaire

4-2-6 Sécurité des nœuds

4-3 Classification

4-3-1 Fils résorbables

4-3-1-1 Polyfilaments résorbables

4-3-1-2 Monofilaments résorbables

4-3-2 Fils non résorbables

4-3-2-1 Monofilaments non résorbables

4-3-2-2 Polyfilaments non résorbables

4-4 Propriétés biologiques

4-4-1 Adhérence bactérienne

4-4-2 Réaction Tissulaire

5 Enduction antiseptique : un réel bénéfice? (p48)

5-1 Triclosan

5-1-1 Mécanisme d'action

5-1-2 Spectre d'activité

5-2 Etudes

5-2-1 Etudes In Vitro

5-2-2 Etudes In Vivo

5-2-2-1 Model animal

5-2-2-2 Chez l'humain

5-2-3 Toxicité

6 Applications Cliniques (p53)

7 Conclusion (p55)

8 Bibliographie (p56)

9 Annexe (p69)

1-Introduction

La chirurgie parodontale n'a cessé de prendre de l'importance au cours des trente dernières années. Qu'elle ait un but thérapeutique, esthétique ou d'aménagement tissulaire la cicatrisation post chirurgicale reste un point clé commun à tous les types d'intervention.

Sauf exception (lambeau déplacé apicalement, latéralement ou site donneur de greffe épithélio-conjonctive), la cicatrisation de première intention est recherchée et le matériel de suture choisi ne doit pas interférer avec cet objectif.

Au moment de la réalisation des sutures, le fil doit présenter des qualités de manipulation, de pénétration et de glisse optimums offrant au praticien une facilité de placement et de réalisation des points en garantissant la préservation des tissus suturés et la sécurité des nœuds réalisés.

Pendant la phase post-opératoire le fil, stabilisant les tissus au contact ou à proximité du site chirurgical, ne doit pas compromettre le processus de cicatrisation. Il doit garder pendant le temps nécessaire ses propriétés physiques, notamment de résistance permettant le maintien de la coaptation tissulaire. La plaie opératoire étant déjà soumise à un risque de contamination bactérienne, le fil ne doit pas offrir de « niche » au développement bactérien. Quelque soit le matériau utilisé, celui-ci se comporte comme un corps étranger et provoque une réaction inflammatoire qui, en fonction de son importance, peut influencer sur la qualité de la réparation tissulaire.

Ce nombre de paramètres importants, rend le choix du fil de suture adéquat difficile. A ceci s'ajoute la grande variété de références proposées toutes spécialités confondues.

Cette thèse a pour objectif de revoir les critères de choix des fils de sutures, et d'offrir une aide aux praticiens dans le choix d'un matériel adapté, à l'aide d'une revue de la littérature permettant d'actualiser ces critères en fonction des données acquises de la science. Nous allons aborder le choix de l'aiguille, premier élément qui initiera la pénétration tissulaire, puis le choix du fil proprement dit. Nous nous poserons ensuite la question du réel apport des fils enduits d'antiseptique, mis sur le marché en 2002, et censés pallier aux inconvénients de certains fils. Les applications cliniques déduites sont une synthèse des avantages et inconvénients de chaque matériel sur ces critères revus et actualisés.

Le matériel de suture bénéficie d'un cadre réglementaire (41) qui concerne la méthode de stérilisation employée, son conditionnement et la biocompatibilité des matériaux utilisés. Nous allons détailler ces points ci-dessous.

2- Réglementation

Les fils de sutures sont considérés comme des dispositifs médicaux de classe 3 et doivent donc répondre à des exigences en matière de santé et de sécurité précisées dans la directive du Parlement européen et du Conseil 2007/47/CE du 5 septembre 2007, transposée dans le code de santé publique Français par le décret 2009-482 du 28 avril 2009 relatif aux conditions de mise sur le marché des dispositifs médicaux, l'ordonnance n°2010-250 du 11 mars 2010 et le décret n°2010-270 du 15 mars 2010 relatif à l'évaluation clinique des dispositifs médicaux et à la communication des données d'identification à l'Agence française de sécurité sanitaire des produits de santé(6). Ils doivent porter le marquage CE (41), ce qui implique de répondre à un cahier des charges précis où différentes normes s'appliquent :

- Normes sur les procédés et les procédures de stérilisation (voir Annexe) :

-à l'oxyde d'éthylène (Tous les dispositifs stérilisés à l'oxyde d'éthylène font l'objet d'un contrôle sur les résidus l'oxyde d'éthylène étant connu pour ses propriétés génotoxiques et irritantes)

-par irradiation (La radiostérilisation altère la structure de certains polymères, notamment celles des fils synthétiques résorbables, en fractionnant la chaîne moléculaire, diminuant sa résistance à la traction et accélérant sa vitesse d'hydrolyse (13)(25). On se sert de cette propriété pour obtenir des fils à résorption rapide. Pour les autres, seul l'oxyde d'éthylène peut être employé.)

-par la vapeur d'eau

- Normes sur l'évaluation biologique des dispositifs médicaux (voir Annexe) :

L'implantation d'un fil in vivo, quelle que soit sa composition, engendre une réaction inflammatoire déclenchée par le système immunitaire suite à la « reconnaissance du non-soi » Cette norme permet de vérifier la biocompatibilité des dispositifs médicaux en fonction de leur nature et leurs indications. Différents paramètres sont appréciés 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,
- ✓ la pyrogénicité et l'antigénicité.

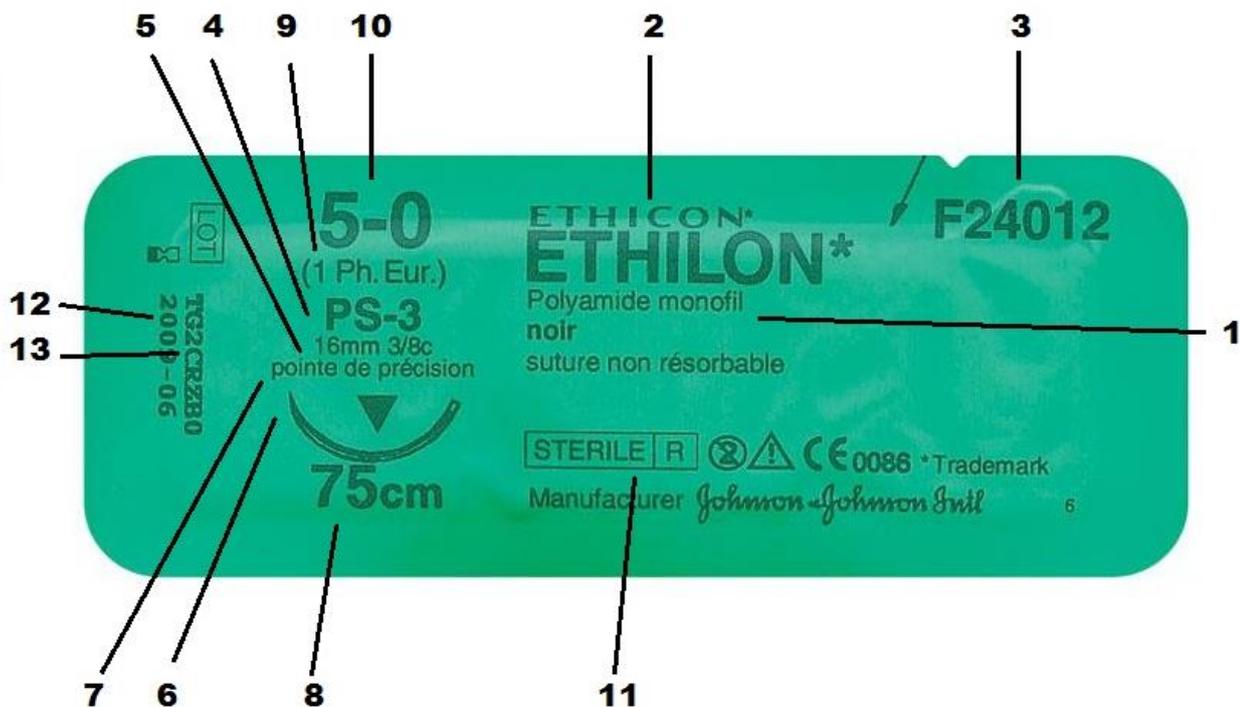
2-1 Conditionnement et étiquetage

Le conditionnement a pour but de garantir la stérilité du produit et doit donc être inviolable et non réutilisable. L'étiquetage doit comporter des mentions légales qui doivent être exprimées dans toutes les langues des pays dans lesquels le produit est distribué.

Ils sont régis par les normes (6) NF ISO 11 607 -1, -2 , NF EN 868 pour le conditionnement et NF EN 556-1 (fév. 2002) pour l'étiquetage des dispositifs médicaux stériles

Cet étiquetage doit mentionner (41) :

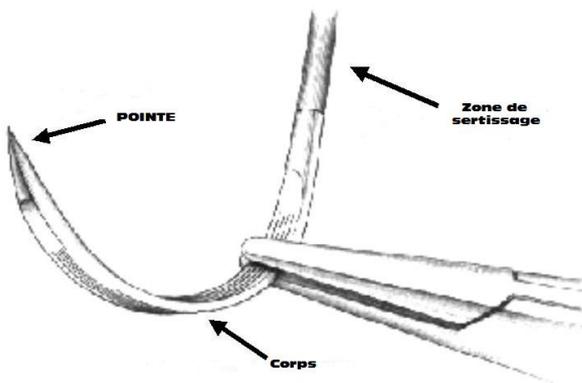
- 1-Le nom du matériau
- 2-Le nom commercial
- 3-La référence commerciale
- 4-La référence commerciale de l'aiguille
- 5-La longueur réelle de l'aiguille
- 6-Le schéma de l'aiguille
- 7-Les caractéristiques de la pointe de l'aiguille
- 8-La longueur du fil
- 9-Le diamètre du fil
- 10-La dénomination USP
- 11-Les procédés de stérilisation
- 12-La date de péremption (ne doit pas excéder 5 ans en France)
- 13-Le numéro de lot



Afin d'être commercialisés, les fils doivent être conformes aux normes de stérilisation et de biocompatibilité imposées par la communauté européenne et le code de la santé publique français. Cependant des différences subsistent entre les fils notamment au niveau des propriétés physiques d'une part, de leur comportement et de la réaction engendrée après implantation d'autre part. L'enjeu de cette thèse est de faire ressortir ces différences pour mettre en évidence le ou les matériels les plus adéquats en chirurgie parodontale.

3 Les Aiguilles

L'aiguille va permettre de guider le fil à travers les tissus de la manière la moins traumatisante possible. Pour cela elle doit concentrer un certain nombre de propriétés pour garantir des résultats optimaux à la fois du point de vue fonctionnel et esthétique (41):



-Une pointe tranchante et dure,

-Un Corps qui doit associer rigidité et ductilité, et plier sans se rompre,

-Une zone de sertissage aussi malléable que possible pour s'appliquer étroitement sur le fil.

3-1 Sertissage

La zone de sertissage est une zone clé de l'aiguille. Elle va permettre de maintenir le fil et l'aiguille assemblés et doit être étroitement appliquée sans irrégularité pour minimiser le trauma tissulaire.

Plusieurs types de sertissages sont possibles (41)(29) :

A canal ouvert

Le fil est posé dans une gouttière après empesage de son extrémité qui est ensuite refermée à l'aide d'une presse. Excellent sertissage même sur des aiguilles dont le corps a un faible diamètre

A canal foré

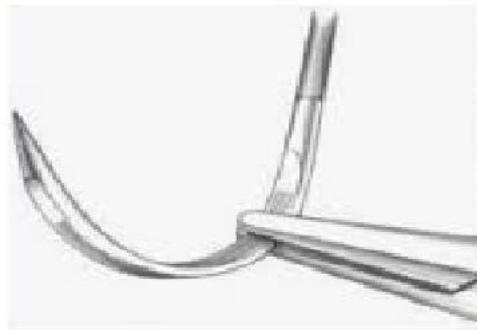
Le forage d'un canal est réalisé au niveau de l'extrémité non travaillante de l'aiguille par un procédé mécanique ou à l'aide d'un laser. Le fil est alors introduit dans le canal qui est resserré à l'aide d'une presse. Ce procédé permet d'obtenir une excellente résistance de la zone de sertissage aux préhensions répétées, ainsi qu'une forme parfaitement régulière et cylindrique.

La qualité du forage et du sertissage conditionne l'adéquation entre le diamètre du fil et celui de l'aiguille, de laquelle dépend l'importance du traumatisme tissulaire(3). Deux techniques de forage sont utilisées :

- Le forage mécanique, employant une unité de perçage et des forêts de diamètres appropriés.
- Le forage au rayon L.A.S.E.R. De cette technologie résultent un parfait centrage du fil, une excellente adéquation fil/aiguille assurant une zone de sertissage parfaitement atrauma-

tique, un orifice plus court et une diminution de la zone affaiblie. La préhension par le porte-aiguille est alors possible sur les 4/5e de la longueur de l'aiguille (26) (33)(29).

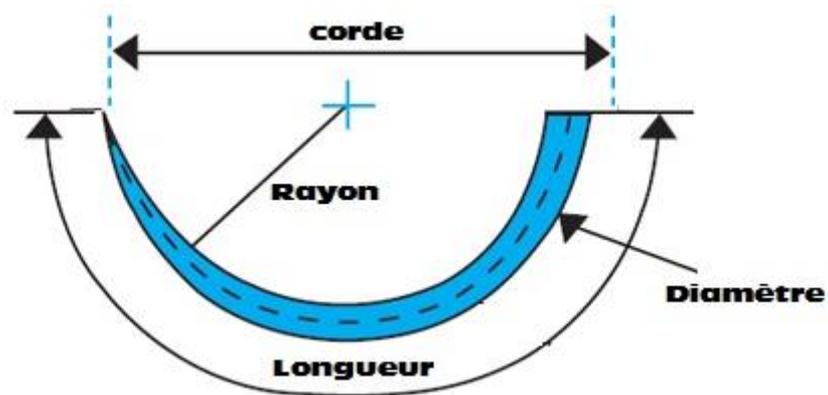
Précision : L'adéquation fil/aiguille nécessite une zone de sertissage malléable qui permet une application étroite au fil. Cette zone est par conséquent une zone de fragilité qui ne doit pas servir à la préhension de l'aiguille au risque d'entraîner sa flexion ou sa rupture.



Tenue de l'aiguille par le porte aiguille
Image: bumc.bu.edu

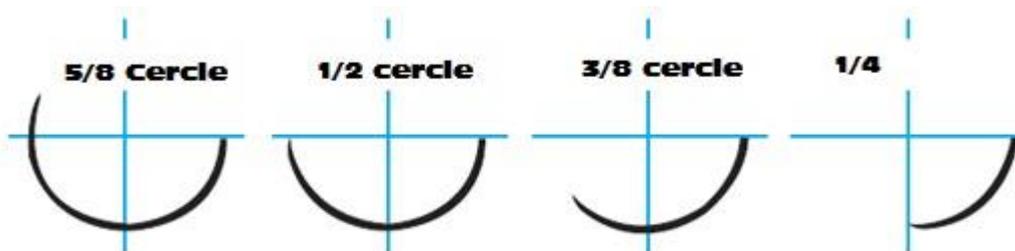
3-2 Corps de l'aiguille

Le corps de l'aiguille est défini par son rayon de courbure, sa section sa longueur et son diamètre



3-2-1 Rayon de courbure

Il s'exprime en portion de cercle. Les aiguilles les plus utilisées en chirurgie buccales sont la 3/8 de cercle et la 1/2 cercle (41) (44).



On sait qu'une aiguille abimée peut gêner l'intervention en rendant la pénétration et le placement de celle-ci difficiles augmentant le risque de trauma tissulaire. Torres-Lagares et coll. (103) montrent qu'après deux points sous périostés une aiguille devrait être changée suite à la déformation trop importante de sa pointe. Cette déformation diminue l'habileté de l'aiguille à pénétrer et couper les tissus et par conséquent demande un effort plus important au praticien pour introduire l'aiguille.

Une aiguille 1/2 cercle avec sa portion de cercle plus importante sera à privilégier dès que possible ce qui facilitera le mouvement de pénétration de passage et de sortie de l'aiguille tout en évitant au mieux les contacts malvenus avec les tissus durs.

L'aiguille 3/8 de cercle de part sa forme facilitera son passage sous le point de contact et donc la plus appropriée en cas de sutures inter-dentaires.

Une aiguille 1/2 cercle semble la plus adaptée en chirurgie parodontale, elle permettra d'éviter au mieux les contacts avec les tissus durs dès lors qu'aucuns points inter-dentaires ne sont à réaliser d'un seul tenant où une aiguille 3/8 de cercle sera préféré.

3-2-2 Longueur et diamètre de l'aiguille

La longueur de l'aiguille correspond à la distance réelle entre la pointe et la zone de sertissage. Sa sélection est conditionnée par l'épaisseur des tissus à suturer et se situe entre 13mm et 20 mm.

Le diamètre de l'aiguille doit correspondre à la taille du fil pour minimiser le trauma lors du passage (41).

3-2-3 Section

La section du corps peut être triangulaire ronde ou polygonale.

Certains fabricants proposent des corps de section aplatis et striés qui facilite la préhension dans les mors du porte-aiguille. Celui-ci évite les phénomènes de rotation et de torsion de l'aiguille lors du passage intra-tissulaire.

Il est important de s'assurer de l'absence d'arête tranchante dans la partie concave de l'aiguille qui augmenterait le risque de déchirure lors du passage de l'aiguille.

3-3 Pointe

C'est elle qui va initier la pénétration dans les tissus. Elle doit être parfaitement tranchante et garder ses caractéristiques tout au long de son utilisation. A défaut l'insertion de l'aiguille serait plus difficile, rendant le positionnement des points plus délicat et entraînant un allongement du temps d'intervention (103). Il faut donc éviter toute préhension par la pointe et préserver celle-ci de tous contacts avec les tissus durs. Différentes formes de pointes sont disponibles (26) (33) (44) (29) :

- Ronde (A) : elle crée un orifice punctiforme progressivement dilaté par le passage de l'aiguille. Ce sont des aiguilles peu traumatisantes mais qui possèdent un pouvoir de pénétration limité.

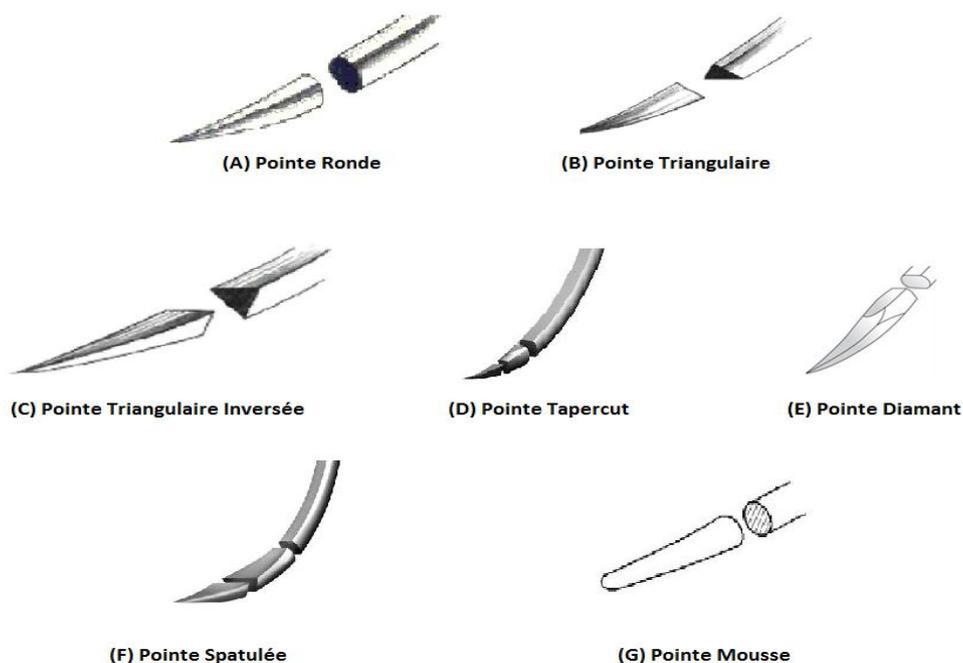
- Triangulaire (B) : ces aiguilles possèdent trois arêtes tranchantes qui sectionnent les tissus selon 3 axes. Les points sont facilités dans les tissus denses comme la gencive attachée et précis mais ne permettent pas le resserrement des tissus autour du fil et augmente le risque de section des tissus, notamment lors des mouvements de traction.

Pour pallier à cet inconvénient les fabricants ont mis au point des aiguilles triangulaires inversées (reverse-cutting) (C), où la face concave est dénuée d'arête celle-ci déplacée sur la face convexe.

La pointe Composite ou Tapercut (D): corps de section ronde associé à une pointe triangulaire assurant une pénétration aisée de tous les tissus et une protection contre la déchirure tissulaire.

La pointe Multipass (Ethicon)(33) est une amélioration de la pointe triangulaire inversée. La longévité du pouvoir de coupe est accrue et le risque de déchirure est diminué.

- Quadrangulaire (E) ou pointe diamant agit de la même façon qu'une pointe triangulaire classique tout en diminuant le risque de déchirure.
- Spatulée (F): confère aux aiguilles une excellente pénétration des tissus une glisse douce et atraumatique. Ces pointes sont piquantes mais plates pour des utilisations en microchirurgie.
- Mousse (G): elles ont pour seul intérêt d'offrir une plus grande sécurité contre les risques de piqûres accidentelles per opératoires.



3-4 Matériau constitutif et traitements de surface

L'acier (alliage de fer et de carbone) est le seul matériau encore utilisé aujourd'hui. L'acier ordinaire a cependant été supplanté par l'acier inoxydable (adjonction de chrome dans l'alliage initial), idéal pour cette fonction due à sa dureté sa biocompatibilité et sa résistance à la corrosion (41)(séries 300, 420 ou 455). Les fabricants se tournent actuellement vers des alliages complexes pour améliorer les performances de leurs aiguilles :

Acier SURGALLOY®, chez Covidien très résistant assure une finesse du corps, un aiguisage optimum de la pointe et un forage laser.

Acier Ethalloy®, chez Ethicon qui présente une résistance augmentée à la torsion permettant d'affiner sa pointe sans la fragiliser.

En effet, de la qualité de l'acier constitutif dépend l'aptitude de l'aiguille à ne pas se tordre (résistance à la flexion) et à ne pas casser (résistance à la rupture). Les contraintes liées à la métallurgie des aciers jouent également un rôle non négligeable sur la qualité du produit fini, les aiguilles devant présenter des exigences contradictoires comme nous l'avons vu (19):

- Une pointe qui doit être acéré, nécessitant donc un acier très dur.
- Un corps qui doit être le plus rigide possible (pour ne pas se tordre), tout en gardant une certaine élasticité pour éviter la rupture.
- Une zone de sertissage suffisamment malléable pour bien fixer le fil.

Ces exigences contradictoires entraînent des cycles de traitements thermiques particulièrement délicats, afin d'obtenir le long de l'aiguille un équilibre entre les zones de trempe (augmentant la rigidité de l'acier) et de détrempe (diminuant la rigidité de l'acier)

La finition des aiguilles consiste en un polissage, dont les méthodes diffèrent selon les fabricants (électro-polissage, ultrasons,...), permettant la bonne glisse des aiguilles dans les tissus.

Pour améliorer cette glisse, les aiguilles peuvent également être enduites de TEFLON ou d'huile de silicone (Muiltipass® chez Ethicon (33), Nucoat® chez Covidien (26)) . Cette enduction doit résister aux mors du porte-aiguille et aux multiples passages effectués dans les tissus lors de la suture (107). Enfin, si dans leur grande majorité les aiguilles sont brillantes, certaines bénéficient d'une coloration (noire, argentée, bleue) qui permet d'améliorer leur visibilité dans le champ opératoire et d'atténuer l'éclat du métal brillant à la lumière (traitement antireflet). L'aiguille peut être teintée dans sa totalité ou seulement au niveau de sa pointe (41)(29).

3-5 Microchirurgie

L'utilisation d'aides optiques nécessite l'utilisation d'une instrumentation adaptée qui tend vers la miniaturisation pour s'adapter aux grossissements appliqués et par conséquent aux réductions de champ visuel.

Si l'on donnait à l'aiguille la finesse nécessaire pour s'adapter à de telles contraintes, les risques de torsions ou de rupture seraient considérablement augmentés. Le recours à un profil plat permet donc d'augmenter la solidité de l'aiguille (13) (112).

De plus le choix d'aiguilles ayant subi un traitement antireflet ou une coloration semble très appropriés à la chirurgie sous aides optiques, permettant ainsi l'atténuation de la lumière réfléchie et diminuant le risque d'éblouissement.

La longueur des aiguilles en microchirurgie est de 5 à 13 mm (18).

3-6 Choix de l'aiguille

On préférera prendre une aiguille sertie à canal foré avec un corps de section aplati, et triangulaire inversé ou rond pour un passage inter-dentaire. Une pointe Multipass®, tapercut ou diamant pour la chirurgie muco-gingivale et une pointe lancéolée dès que des sutures périostée sont à réaliser.

La longueur de l'aiguille sera conditionnée par l'épaisseur des tissus à suturer. Des aiguilles de 13 à 15 mm pour la chirurgie muco-gingivale et de 15 à 17 mm pour les lambeaux de pleine épaisseur et les sutures interdentaires.

L'aiguille ½ cercle semble la plus appropriée et la plus universelle. En chirurgie muco-gingivale, elle facilitera l'utilisation et évitera tout contact osseux qui serai nuisible à la préservation des tissus. Mais elle complique les sutures interdentaires où l'on préférera utiliser une aiguille 3/8 cercle.

L'importance de l'utilisation d'un porte aiguille adapté au diamètre de l'aiguille, préconisé par le laboratoire, a été soulignée par certains auteurs (29), « afin d'éviter toute déformation de l'aiguille préjudiciable pour la qualité finale de la suture ».

4-Les Fils de sutures

Un bon fil de suture requiert des caractéristiques physiques et des propriétés particulières comme une bonne résistance à la traction, une stabilité dimensionnelle, une absence de mémoire de forme, une bonne sécurité du nœud, et être suffisamment flexible pour prévenir les traumatismes muqueux. En même temps il doit limiter l'adhésion bactérienne et sa prolifération au niveau des parties exposées aux fluides oraux qui pourrait contaminer l'intérieur de la plaie.

4-1 Caractéristiques Générales

4-1-1 Dimensions

Diamètre

Le diamètre est exprimé selon deux nomenclatures :

La Pharmacopée Européenne (85) définit une **numérotation décimale**

La numérotation décimale correspond au diamètre de la section du fil. Elle s'exprime en dixième de millimètre et va de 0.1 à 10. Ainsi un fil de décimal 2 à un diamètre de 0.2 mm.

La Pharmacopée Européenne admet des variations dans le diamètre du fil 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.

La nomenclature USP (United States Pharmacopeia) (86), elle, tient compte de la résistance du fil à la tension. Elle va de 11/0 à 8, du moins résistant au plus résistant.

Contrairement à la Pharmacopée Américaine, la Pharmacopée Européenne impose des normes de résistance pour chaque catégories de fil pour un diamètre donné, tout en laissant indépendants ces deux paramètres USP.

La nomenclature américaine est plus ancienne que la numérotation décimale, mais est encore très utilisée par les praticiens. Même si ces deux systèmes de mesure possèdent une correspondance (tableau 1 ci dessous), leur cohabitation complique les données :

Des fils de nature différente, mais d'un diamètre équivalent peuvent avoir une numérotation U.S.P. différentes.

Tableau 1 : Correspondance entre les normes franco-européenne et américaine(29)(85)(86)

Décimale	Tolérance acceptée par la Pharmacopée Européenne (mm)		U.S.P.
	minimum	maximum	
0,1	0,010	0,019	11/0
0,2	0,020	0,029	10/0
0,3	0,030	0,039	9/0
0,4	0,040	0,049	8/0
0,5	0,050	0,069	7/0
0,7	0,070	0,099	6/0
1	0,100	0,149	5/0
1,5	0,150	0,199	4/0
2	0,200	0,249	3/0
2,5	0,250	0,299	-
3	0,300	0,349	2/0
3,5	0,350	0,399	0
4	0,400	0,499	1
5	0,500	0,599	2
6	0,600	0,699	3 et 4
7	0,700	0,799	5
8	0,800	0,899	6
9	0,900	0,999	7
10	1,000	1,099	8

L'utilisation de la Pharmacopée Européenne semble actuellement la plus adaptée et permet au praticien de sélectionner plus aisément le diamètre de son fil quelque soit sa nature tout en étant sûr qu'il respecte des normes de résistance.

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, le volume du nœud (13) (77) (112) et minimiser le trauma tissulaire et les risques de déchirements (18).

Longueur (43)

La longueur varie de 40 à 120cm, selon le type et le fabricant, mais est classiquement de 70 cm.

4-1-2 Mono/polyfilament

La structure des fils chirurgicaux détermine un grand nombre de leurs propriétés.

Le monofilament est un cylindre compact de matière première il est composé d'un seul brin obtenu par extrusion (15).

Les poly filaments résultent de l'assemblage 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) (15) (41).

4-1-3 Résistance Initiale

La résistance à la traction est une propriété fondamentale dans le choix d'un fil. Les sutures doivent présenter une résistance au moins équivalente à celle des tissus sur lesquels elles sont placées ; L'éventuelle perte de résistance du fil doit alors être compensée par le processus de cicatrisation (56).

L'éventuelle déficience au niveau de cette résistance peut provoquer sa rupture et induit une mauvaise adaptation des berges chirurgicales et donc une cicatrisation de deuxième intention.

La résistance à la traction, dépend de plusieurs facteurs (101) (112):

- Du matériau constitutif du fil.
- Du diamètre du fil (la résistance étant proportionnelle au carré du calibre nominal du fil).
- De la structure du fil. la résistance des fils tressés est supérieure à celle d'un monofilament de même diamètre.

La résistance est mesurée à l'aide d'un dynamomètre et exprimée en kilogrammes ou en newtons.

Il faut distinguer deux valeurs qui peuvent être déterminées (67) :

La résistance linéaire, ou force de rupture : elle correspond à la force de traction qu'il faut appliquer sur un fil, dans son axe et dans un plan horizontal, 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 initiale d'un fil, c'est au moment de la réalisation de l'acte chirurgical que celle-ci devient un élément déterminant. Au niveau du nœud la résistance d'un fil peut-être diminuée de moitié : c'est donc la résistance au nœud qu'il convient de considérer en pratique. La Pharmacopée Européenne impose des normes de résistance, en utilisant la résistance au nœud pour déterminer "la charge minimale de rupture". Cet essai détermine pour chaque type de fil et pour chaque diamètre, les résistances minimales requises (86).

Une haute résistance diminue donc le risque de rupture de la suture ou de déhiscence de la plaie pendant la période critique de cicatrisation.

4-1-4 Résorbables/ Non résorbables

La résorbabilité ou l'aptitude à disparaître progressivement de l'organisme. En pratique le caractère résorbable ou non d'un fil est défini par sa vitesse de perte de résistance. Celle-ci est le reflet direct de sa diminution de solidité dans le temps et donc de son efficacité.

(41) Un fil dont la résistance mécanique diminue au cours des 60 jours qui suivent son implantation est considéré comme résorbable.

Un fil dont cette même résistance est conservée pendant au moins 60j est considéré comme non résorbable.

Deux mécanismes de résorption sont observés :

Protéolyse et phagocytose leucocytaire pour les fils d'origines naturelles

Hydrolyse, pour les fils d'origine synthétique, qui entraîne une résorption plus régulière et uniforme accompagnée par une réaction tissulaire moindre

Cette résorption dépend (14) (24) (67) (78):

De la composition, de la nature du polymère (cristalline ou amorphe), ainsi que de son poids moléculaire.

De la structure du fil: les fils tressés ont une résorption totale plus rapide que les monofilaments, 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.

On peut donc caractériser un fil par (67) :

Son temps de résorption totale, qui correspond à la durée d'élimination complète du produit par l'organisme. Cet indice est cliniquement peu significatif, puisqu'il traduit la disparition de la masse du fil sans préjuger de son efficacité. En effet, la résorption entraîne tout d'abord une diminution de la résistance à la traction, puis seulement après, une disparition du matériau.

Son temps de Perte Totale de Résistance (P.T.R.): temps au bout duquel la résistance du fil est nulle

Son temps de demi-vie: temps au bout duquel sa résistance est égale à 50 % de la résistance initiale.

Ces derniers indices peuvent être mesurés in vivo (13) (92), en implantant un fil en sous-cutané chez le rat. A l'issue d'une durée déterminée le fil est prélevé et sa résistance résiduelle est mesurée ou in vitro après validation de la méthode.

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) du matériel utilisé. Il est donné par la formule suivante et s'exprime en pourcentage de temps de présence totale (67).

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

Plus le pourcentage est élevé plus il traduit la capacité du fil à disparaître juste après avoir perdu ses capacités de résistance. Ceci donne un élément de comparaison intéressant entre les fils tout en gardant à l'esprit que les références en chirurgie orale et parodontale ont suggéré que le délai idéal pour retirer les sutures était entre 5 et 7 jours (9).

Ainsi lors du choix d'un fil résorbable par le praticien, il devra s'assurer de la capacité de celui-ci à conserver ses propriétés de résistance pendant ce délai.

4-2 Propriétés physique

Toutes les propriétés vues précédemment font l'objet de normes imposées, soit par la pharmacopée européenne soit par le fabricant, qui doivent être présentées sur l'emballage du produit. L'évaluation des propriétés que nous allons détailler par la suite ne font l'objet d'aucunes normes bien qu'elles aient une influence importante sur le comportement du fil pendant et après l'intervention.

4-2-1 Capillarité

La capillarité désigne la facilité avec laquelle les liquides peuvent être transportés le long du fil de suture. Elle est également connue sous le terme "d'effet de mèche". Elle est mesurable par la propagation verticale d'un liquide le long du fil pendant une période de temps donnée(15) (67).

C'est une propriété inhérente aux multifilaments en raison des interstices libres qui séparent les fibres élémentaires constituant 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, ce phénomène accentue la capacité de la suture à transporter et à diffuser des microorganismes au sein de la tresse. Ces derniers colonisent les interstices des fibres où ils échappent aux mécanismes de défense de l'hôte. C'est pourquoi, dans le choix d'un fil c'est l'absence de capillarité qui est recherchée. Les traitements de surface diminuent cet inconvénient, mais sans jamais complètement l'éliminer (14) (112). Seuls les monofilaments sont acapillaires (97).

4-2-2 Souplesse

La souplesse d'un fil, gage d'une bonne maniabilité, est une qualité très appréciée par les praticiens car elle facilite la réalisation de la suture et sa précision (29) (microchirurgie). Plus un fil est souple, plus son nouage est aisé et atraumatique. Par ailleurs, une suture rigide peut compromettre le processus de cicatrisation par effet mécanique des extrémités (irritation de la plaie et des tissus environnants) (112).

Elle dépend (67) (112) (77) :

- 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 monofilaments, 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 (16). 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 (112).

4-2-3 Élasticité et plasticité

L'élasticité est la capacité d'un matériau à revenir à sa longueur (67) (112) (15) initiale après étirement.

Les propriétés d'élasticité d'une suture dépendent :

- du matériau constitutif

- du diamètre de la suture
- de la structure de la suture (les monofilaments sont plus élastiques que les fils tressés)
- du mode de fabrication de la suture

Une suture avec peu d'élasticité va se rompre plus facilement au niveau du nœud. (13) (112)

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 (notamment lors d'œdèmes) ainsi que pour éviter la coupure ou la nécrose des tissus (15) (16) (112).

La plasticité est définie comme la capacité d'une suture à pouvoir être modelée ou modifiée en permanence. La plasticité renvoie au fait que l'élongation persiste après étirement jusqu'à un certain degré et il existe alors un allongement résiduel (exprimé en pourcentage de la longueur initiale).

La suture plastique peut s'adapter à un éventuel œdème de la plaie sans retrouver sa forme initiale après disparition de l'œdème (15).

Ainsi, les sutures qui ont une plasticité importante peuvent devenir trop lâches quand l'œdème diminue ce qui ne permet pas de maintenir le bon affrontement des berges de la plaie.

Pour mesurer ces phénomènes, 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).

4-2-4 Mémoire

La mémoire du fil est définie par la capacité que possède ce fil à retrouver la forme qu'il avait dans son emballage. La mémoire du fil influe peu sur la qualité de la suture. En revanche, elle intervient comme facteur de maniabilité, les fils à mémoire ayant tendance à faire des nœuds spontanément lors de leur manipulation (67).

Les sutures qui ont un effet mémoire important ne sont pas flexibles; il est donc difficile de travailler avec et cela peut nécessiter des nœuds supplémentaires.

Lors du choix d'un matériel de suture à mémoire de forme, il sera important de choisir un conditionnement adéquat. Certaines firmes proposent des conditionnements qui limitent cet effet (navette plastique ovale ZIPPER® chez Ethicon).

4-2-5 État de surface et glissance ou glisse intra-tissulaire

La glissance d'un fil est l'aptitude qu'a ce fil à glisser dans les tissus lors de sa mise en place

Les caractéristiques de surface influencent cette propriété et donc le degré de traumatisme causé par l'insertion des sutures (15).

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 (67). Plus le coefficient de friction est faible et moins le fil accroche et ne lèse les tissus.

L'état de surface d'un fil dépend essentiellement de sa structure (13) (15) (77) (112) :

La surface lisse d'un monofilament facilite son passage 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.

Le cas échéant, l'ablation des points de sutures est moins douloureuse.

À Contrario, les fils tressés, de par leur assemblage qui induit un état de surface irrégulier, ont un effet de scie plus important qui tend à fragiliser les tissus suturés par érosion et entraîne un risque de saignement et de retard 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 (112).

C'est pour pallier à ces inconvénients que les fabricants ont mis au point des fils enduits. L'enduction est un traitement de surface qui consiste à déposer sur le fil un matériau (Ex : cire, silicones ou résines hydrophobes) pour en modifier leur surface. Cependant, ce traitement de surface est mince et la friction lors des manipulations ou lors du passage au travers des tissus peut éliminer cette protection.

Même si l'enduction diminue le coefficient de friction des fils tressés, celui-ci n'atteint pas, habituellement le niveau des monofilaments (112).

En revanche, les surfaces lisses ne présentent pas que des avantages : les nœuds des fils à faible coefficient de friction ont tendance à glisser et à se dénouer (17).

4-2-6 Sécurité des nœuds

Pour un fil chirurgical, la tenue du nœud est une caractéristique déterminante car elle est garante de la sécurité de la suture pratiquée.

L'efficacité d'un nœud est fonction de certains paramètres : raideur du fil, coefficient de friction, élasticité, plasticité du fil.

En fonction même de ces paramètres, la tenue au nœud diffère selon que le fil est monobrin ou tressé. Les monofilaments sont communément plus raides que les tresses, notamment lorsque le diamètre augmente. Leur surface parfaitement lisse leur confère un plus faible coefficient de friction et une meilleure glissance. Ces deux caractéristiques, raideur et glissance, expliquent qu'en règle générale, les monofilaments ont une moins bonne tenue au nœud que les tresses (89). Toutefois, cette

notion est à nuancer, notamment en raison de la plasticité certains monofilament. , le MONOCRYL®, bien qu'étant un monofil, a une tenue du nœud comparable au VICRYL®, fil tressé (107).

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 nécessaires à la sécurisation de la suture, et par conséquent permettent de diminuer la quantité de corps étrangers introduite dans l'organisme (29). La descente au nœud doit se faire le plus aisément possible, sans blocage. Ces qualités ne peuvent être appréciées que par le praticien.

4-3 Classification

4-3-1 Fils résorbables

4-3-1-1 Polyfilaments résorbables

Acide polyglycolique (PGA)

Homopolymère permettant la fabrication d'une fibre extrêmement solide mais susceptible de se dépolymériser sous l'action de l'humidité, par hydrolyse, la fibre retournant à son état initial de monomères d'acide glycolique (métabolites physiologiques) qui seront éliminés naturellement par les fluides de l'organisme

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.

Polyglactine 910

Copolymère d'acide lactique (10%) et d'acide glycolique (90%). La polyglactine est le reflet d'une volonté de maîtriser davantage la résorption, axe essentiel de recherche pour améliorer la qualité des fils. L'acide lactique, molécule assez volumineuse et hydrophobe permet dans un premier temps de ralentir la pénétration de l'eau dans les filaments et retarde l'hydrolyse et dans un second temps facilite la pénétration de l'eau par l'espacement important créé par la molécule d'acide lactique.

Lactomer

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.

Fils tressés à perte de résistance rapide

Nous avons déjà pu mentionner dans la première partie l'action délétère des rayonnements ionisants sur la structure des polymères résorbables, contre-indiquant ce mode de stérilisation pour ce type de sutures. C'est pourtant l'utilisation contrôlée de la radiostérilisation, sur les fils de polyglactine d'abord (en 1987), puis sur le P.G.A., qui a permis la création d'une nouvelle classe de fils résorbables: les fils tressés à perte de résistance rapide. Les rayonnements fractionnent la chaîne moléculaire du fil, ce qui diminue sa résistance à la traction et accélère la vitesse d'hydrolyse.

Tableau suivant : Principaux fournisseurs et références présents sur le marché.

Fils résorbables tressés des principales marques disponibles sur le marché français

Résistance	Composition		Fournisseur	Dénomination commerciale	P.T.R.	½ vie de Perte de résistance	Autres données de résistance	Résorption Totale	Temps de présence utile	Couleur du fil	Remarques éventuelles
	Matériau Constitutif	Enduction									
Courte	P.G.A.	Polycaprolactone et stéarate de calcium	ASSUT EUROPE FRANCE	ASSUFIL® Fast	14 j	7 j		42 j	33%	Violet ou incolore	Déc 0.7 à 4
		polycaprolactone et de stéarate de calcium	PETERS	OPTIME® R	10-14j	7j		42j		Incolore	Déc 0.7 à 4
		Stéarate de magnésium et cire résorbable synthétique	B. BRAUN	SAFIL® Quick	18 j	7 j	14j : 15%	42 j	43%	Incolore ou vert	Déc 0.4 à 5
	Polyglactine 910	Polyglactine 370 et stéarate de calcium (à parties égales)	ETHICON	VICRYL® Rapide	10 à 14 j	7 j		42 j	24 à 33%	Violet ou incolore	Couleur du fil violette pour les fils dedécimales < ou = à 0.5 Déc 0.4 à 4
Moyenne	P.G.A.	Polycaprolactone et stéarate de calcium	ASSUT EUROPE FRANCE	ASSUFIL®	30 j	*	7j :98% 14j : 45 à 55% 21j :35%	72 à 90 j	33 à 42 %	Violet ou incolore	Les fils de faible diamètre (déc 0.2) se présentent sous la forme d'un monofilament Déc 0.2 à 7
	P.G.A.	Polyglyconate	B. BRAUN	SAFIL®	28 à 35j	18 j	14j :60 à 70%	60 à 90 j	31 à58 %	Violet ou beige	Les fils de faible diamètre (déc 0.2) se présentent sous la forme d'un monofilament Déc 0.2 à 5

	Polyglactine 910	Polyglactine 370 et stéarate de calcium (à parties égales)	ETHICON	VICRYL®	28 à 35j	21 j	14j :75%	56 à 70 j	40 à 63%	Violet ou incolore	Les fils de faible diamètre (déc 0.2) se présentent sous la forme d'un monofilament Déc 0.2 à 6
	P.G.A	Polycaprolactone et stéarate de calcium	PETERS	OPTIME®	28j	16 j	14j :63%	60 à 90 j	35 à 56%	Violet ou incolore	Déc 0.7 à 5
	P.G.A.	Polycaprolate© (copolymère de caprolactone et de glycolide : 85/15%)	COVIDIEN	DEXON® II	30 j	*	14j : 65%	60 à 90 j	33 à 50%	Beige ou bicolore vert-beige	Déc 0.7 à 5
	Lactomer 9-1	Copolymère caprolactone/glycolate(90/10%)	COVIDIEN	POLYSORB®	30 j	*	14j :57%	56 à 70 j	43 à 54%	Violet ou incolore	Déc 0.4 à 5
		Copolymère caprolactone/glycolate(90/10%) et et stéarate de calcium	B. BRAUN	NOVOSYN®	>28j	21j	14j :75%	56 à 70 j		Violet ou incolore	Déc 0.4 à 5

4-3-1-2 Monofilaments résorbables

Polydioxanone

Obtenu à partir de diéthylène glycol par catalyse du monomère polydioxanone. Ce dernier est ensuite polymérisé en présence d'octanoate stanneux pour former le polydioxanone. Il s'agit d'un polyester de poly para-dioxanone. Son hydrolyse conduit à la libération de monomères d'acide 2-hydroxyéthoxyacétique. Le polydioxanone fut le premier monofilament résorbable mis au point. Il inaugurerait 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 de forme.

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-mêmes), 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 (26) (75).

Polyglyconate

Le glyconate est un ter-polymère composé de 72 % de glycolide, de 14% de carbonate de triméthylène et de 14 % d'ε-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 (67).

Polyglytone 6211

Polyester synthétique d'acide glycolique 60% caprolactone 20% de carbonate de triméthylène 10% et d'acide lactique 10%. Dernier né des monofilaments résorbables, il pourrait bien être le premier représentant d'une nouvelle classe, celle des monofilaments à perte de résistance rapide.

Polyglécaprone

Copolymère constitué à 75 % d'acide glycolique, qui lui confère une bonne solidité, et de 25 % d'ε-caprolactone qui améliore sa souplesse, sa glisse et sa descente au nœud (84). Son caractère plas-

tique 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. Ces fils présentent des propriétés 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 (11).

Tableau suivant : Principaux fournisseurs et références présents sur le marché.

Monofilaments résorbables des principales marques disponibles sur le marché français

Résistance	Composition		Fournisseur	Dénomination commerciale	P.T.R.	½ vie de Perte de résistance	Autres données de résistance	Résorption Totale	Temps de présence utile	Couleur du fil
	Matériau Constitutif	Enduction								
Courte	Polyglytone6211	Non	COVIDIEN	CAPROSYN®	21 j	5 j	5j :50 à 60 ù 10j :20 à 30%	56 j	38%	Incolore Déc 0.7 à 4
	Polyglécaprone 25	Non	ASSUT EUROPE FRANCE	MONOFIL® Fast	21j	5j	10j : 25%	50 à 60j		Incolore Déc 0.7 à 4
	Glyconate	Non	B. BRAUN	MONOSYN® Quick	21 j	6-7j		56j	38 %	Incolore Déc 0.7 à 4
Moyenne	Glyconate	Non		MONOSYN®	28 j	14 j	7j : 70%	60 à 90 j	31 à 47%	Violet ou incolore Déc 0.5 à 5
	Polyglécaprone 25	Non	ETHICON	MONOCRYL®	21 j	7 j	14j : 20%	90 à 120j	18 à 23 %	Ambré Déc 0.7 à 4
		Non		MONOCRYL®	28 j	*	7 j : 60%	90 à 120j	23 à 31%	Violet Déc 0.7 à 4
	Non	PETERS	ADVANTIME®	28j	*		90 à 120j		Violet ou Incolore	

										Déc 0.7 à 4
			ASSUT EUROPE FRANCE	MONOFIL®		7j		90 à 120j		Violet ou Incolore Déc 0.7 à 4
	<i>Glycomer 631</i>	Non	COVIDIEN	BIOSYN®	35 j	*	14 j :54%	90 à 110j	32 à 39 %	Violet ou incolore Déc 0.7 à 4
Longue	Polydioxanone	Non	B. BRAUN	MONOPLUS®	70 j	42 j	28 j : 75 %	180 à 210 j	33 à 39 %	Violet Déc 0.5 à 5
		Non	ETHICON	P.D.S.© II	98 j	*	14 j : 60 à 75%	180 à 210 j	47 à 54 %	Violet ou incolore ou bleu Déc 0.5 à 4
		Non	PETERS	MONOTIME®	>60j	42 j	30j :60%	180 à 210 j		Déc 0.5 à 5
	Polyglyconate	Non	COVIDIEN	MAXON®	90 j	28 j	7j : 80% 14j : 75%	180 j	50 %	Vert ou incolore Déc 0.5 à 4

4-3-2 Fils non résorbables

4-3-2-1 Monofilaments non résorbables

L'acier inoxydable a été volontairement omis car il ne possède pas d'indications en chirurgie parodontale.

Polyamide

Le polyamide 6-6 (Nylon) est obtenu par polycondensation d'acide adipique et d'hexaméthylène diamine. Il existe sous forme de monofilaments, de fils tressés ou de fils gainés.

Le polyamide 6(perlon) 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 (7) (13) (45) (72) :

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). 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).

Polytétrafluoroéthylène (PTFe)

Le polytétrafluoroéthylène expansé (PTFe) 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.

La structure particulière du fil du PTFe lui confère certaines qualités tout à fait originales (20) (43) (94):

- 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 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.

Polybutester

Copolymère de téréphtalate de butylène (84 %) et d'étherglycolique 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 faibles des monofilaments) et une mémoire de forme minimale. La formation et la descente des nœuds sont aisées. Il est également très élastique (26) (92).

Polypropylène

Stéréo-isomère cristallin produit à partir de gaz naturel ou de pétrole léger. Sa plasticité le rend très sensible aux traumatismes engendrés par les mors des instruments chirurgicaux

Ils sont obtenus par passage à la filière d'une matière plastique synthétisée par polymérisation du propylène (86).

Ce fil offre des avantages particulièrement intéressants (13) (25) (34) (45) :

- 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.

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 (99) (105). La résistance mécanique des fils endommagés est largement inférieure à celle des fils vierges.
- 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 (13), il manque de souplesse pour les calibres les plus gros.

Fluorure de polyvinylidène

Le fil de fluorure de polyvinylidène (P.V.D.F.) est obtenu par passage à la filière d'une matière plastique issue de la polymérisation du fluorure de vinylidène (V.D.F.)

Ce fil présente des qualités proches de celles du polypropylène (13) (58) (83) :

- 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 (69).

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

Polyéther polyuréthane

Dernier né des matériaux de suture, le polyéther polyuréthane est fabriqué par le laboratoire ASSUT Europe. Il présente de bonnes qualités de glisse, d'élasticité, de souplesse et de résistance et il est particulièrement recommandé en chirurgie plastique (7). Il n'est pas référencé dans la Pharmacopée Européenne, ses propriétés et son comportement in vivo sont malheureusement assez peu documentés.

Tableau suivant : Principaux fournisseurs et références présents sur le marché .

Fils non résorbables monofilaments des principales marques disponibles sur le marché français

Composition		Fournisseur	Dénomination commerciale	Couleur du fil	Remarques éventuelles
Matériau Constitutif	Enduction				
Polyamide	NON	ASSUT EUROPE FRANCE	ASSUNYL®	Noir ou bleu	Déc 0.2 à 4
	NON		ASSUMID®	Noir ou incolore	Pseudo-monofilament :polyamide gainé ; Déc 0.7 à 7
	NON	B. BRAUN	FLEXOCRIN®	Bleu	
	NON		DAFILON®	Bleu ou incolore	Déc 0.1 à 5
	NON		SUPRAMID®	Incolore	Pseudo-monofilament :polyamide gainé ; Déc 0.7 à 6
	NON	ETHICON	ETHICRIN®	Noir	Déc 0.1 à 5
	NON		ETHILON®	Bleu	Fil conditionné en milieu hydro-alcoolique pour améliorer la souplesse et la glisse intra-tissulaire. Déc 0.1 à 5
	NON		ETHILON®	Noir	Déc 0.1 à 5
	NON	PETERS	FILAPEAU®	Bleu	Déc 0.5 à 5
	Silicone		CORONYL®	Bleu	Ces 2 produits ont une indication restreinte à la chirurgie cardiaque Déc 0.7 à 5
	NON		CARDIONYL®	Bleu clair	
	NON	COVIDIEN	MONOSOF®	Noir ou incolore	Déc 0.1 à 5
Polypropylène	NON	ASSUT EUROPE FRANCE	ASSUPRO®	Bleu	Déc 0.2 à 4
	NON	B. BRAUN	PREMILENE®	Bleu	Déc 0.2 à 5
	NON	ETHICON	PROLENE®	Bleu ou incolore	Déc 0.2 à 5
	NON	COVIDIEN	SURGIPRO®	Bleu	Déc 0.2 à 5
		PETERS	COROLENE®	Bleu ou incolore	Déc 0.5 à 3.5
Fluorure de polyvinylidène	NON	ASSUT EUROPE FRANCE	ASSUVEN®	Bleu	Déc 0.4 à 4
	NON	PETERS	PREMIO®	Bleu	Déc 0.5 à 3.5
Poly-(hexafluoropropylène-VDF)	NON	ETHICON	PRONOVA®	Bleu	Déc 0.4 à 3
Polybutester	NON	COVIDIEN	NOVAFIL®	Bleu	Déc 0.5 à 5
	Polytribolate		VASCUFIL®	Bleu	Polytribolate est un polymère résorbable (élimination complète après 30 j Déc 0.5 à 3
Polytétrafluoroéthylène expansé	NON	GORE MEDICAL	GORE-TEX®	Blanc	Utilise une nomenclature propre au laboratoire pour exprimer le diamètre du fil. Cela rend difficile la comparaison du rapport « diamètre-résistance » avec les autres sutures du marché Déc 0.5 à 4
Polyéther polyuréthane	NON	ASSUT EUROPE FRANCE	ASSUPLUS®	Bleu	Déc 0.7 à 5

4-3-2-2 Polyfilaments non résorbables

Soie

Obtenue à partir des cocons du bombyx (larve). La soie brute est constituée de fibroïne (protéine constitutive du fil) et de son enduit la sérécine (20-25%). Cet enduit est éliminé par décreusage, opération consistant à tremper le matériau dans de l'eau savonneuse. La soie chirurgicale est tressée (dites « soie américaine ») ou torsadée (dite « soie vierge » non débarrassée de sa sérécine).

Une des qualités principales de la soie est sa grande souplesse qui lui confère une excellente maniabilité. Elle est peu élastique, possède une bonne sécurité du nœud et une absence de mémoire (41) (77).

Polyamide

Les fils de polyamide peuvent être de structure tressée. Par rapport à leurs homologues monofilaments, ces polyamides présentent (13) :

- 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.

Polyester

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 désiré (86) (41).

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 (13) (45) (71) (72).

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.

Tableau suivant : Principaux fournisseurs et références présents sur le marché.

Fils non résorbables tressés ou torsadés des principales marques disponibles sur le marché français

Composition		Fournisseur	Dénomination commerciale	Couleur du fil	Remarques éventuelles
Matériau Constitutif	Enduction				
Soie	Silicone	ASSUT EUROPE FRANCE	ASSUSILK®	Noir	Déc 0.3 à 7
	Séricine		SOIE VIERGE	Bleu	
	Silicone	B. BRAUN	SILKAM®	Noir ou blanc	Déc 0.4 à 8
	Séricine		SOIE VIERGE	Bleu	Déc 0.2 à 0.4 (torsadé)
	Séricine	ETHICON	PERMA-HAND®	Bleu	Déc 0.5 à 7
	Paraffine	PETERS	ARCHIMED®	Noir	Déc 1 à 3
	Silicone et cire d'abeille	COVIDIEN	SOFSILK®	Noir	Déc 0.4 à 7
Polyamide	Silicone	COVIDIEN	SURGILON®	Noir	Déc 0.7 à 6
		ETHICON	NUROLON®	Noir ou blanc	Déc 0.7 à 4
Polyester	Polytétrafluoroéthylène	ASSUT EUROPE FRANCE	ASSUFLON®	Vert ou blanc	2/0
	Silicone		ASTRALEN®	Vert	Déc 0.7 à 7
	Non	B. BRAUN	DAGROFIL®	Vert ou blanc	Déc 0.7 à 8
	Silicone		PREMICRON®	Vert ou blanc	Déc 0.7 à 7
	Non	ETHICON	MERSILENE®	Vert ou blanc	Les fils de faible diamètre (\leq déc 0.2) se présentent sous la forme d'un monofilament Déc 0.1 à 4
	Polyadipate de tétraméthylène Résine (XPA)		ETHIBOND® Excel	Vert ou blanc	Déc 0.5 à 7
	Polytétrafluoroéthylène	PETERS	POLYTRESSE®	Vert ou blanc	Déc 1.5 à 7
	Légèrement ciré		TERYLENE®	Noir	Déc 1 à 9
	Polytétrafluoroéthylène		CARDIOFLON®	Vert ou blanc	Déc 1 à 3.5
	Silicone		CARDIOXYL®	Vert ou blanc	Déc 1.5 à 3
	Silicone ou non	COVIDIEN	TI-CRON®	Bleu ou blanc	Déc 0.5 à 7
	Adipate de polybutylène		SURGIDAK®	Vert ou blanc	Déc 0.7 à 5
	Polytétrafluoroéthylène (light)	DEKNATEL	POLYDEK®	Vert ou blanc	Déc 0.4 à 10
	Polytétrafluoroéthylène (heavy)		TEVDEK®	Vert ou blanc	Déc 0.4 à 10

4-4 Propriétés biologiques

Les sutures sont des corps étrangers qui potentialisent l'infection (69). L'habilité du tissu suturé à résister aux infections varie en fonction du matériel implanté.

4-4-1 Adhérence bactérienne

La présence de micro-organismes au sein de la suture a un impact direct sur la réaction tissulaire. Les sutures chirurgicales peuvent être contaminées soit par l'environnement soit par la flore commensale de l'hôte (47). De récentes études confirment la présence d'un biofilm bactérien à la surface des sutures (82). Ce biofilm est une communauté complexe de cellules enfermées dans une matrice composée de polysaccharides extracellulaires produits par les microorganismes. La conséquence est la création d'un réservoir de pathogènes avoisinant la plaie en cours de cicatrisation, et l'inflammation des tissus adjacents, tout en étant à distance de toutes réponses immunitaires de l'hôte et à l'abri de toute thérapie antibactérienne (47). L'adhérence bactérienne est un processus dynamique et il est connu qu'il est possible pour les bactéries de quitter celui-ci par un processus nommé « dispersion » ou « dissolution » (47). Il semble que ce mécanisme soit la dernière étape du développement du biofilm. On en connaît actuellement peu sur celui-ci, les bactéries retournant à l'état planctonique à proximité de la plaie.

C'est pourquoi il est important de mettre en avant les fils qui ont la capacité de limiter l'adhésion bactérienne et la prolifération bactérienne au niveau des parties exposées aux fluides oraux, limitant ainsi le risque de contamination de la plaie.

Le tableau suivant répertorie les principales études explorant l'adhésion bactérienne sur le matériel de suture, dans la cavité buccale et in vitro.

Auteurs et coll.	Type d'étude	Sujets	Site	Matériel de sutures utilisé	Principaux résultats/conclusions
Pons Vicente et coll. 2010 (87)	Etude comparative	Humains	Parodonte	Soie ; polyester enduit de téflon	Les résultats ont montré une accumulation de plaque plus prononcée sur les sutures en soie sans vraiment de différence statistique. L'adhésion bactérienne sur la suture de polyester enduite de téflon est légèrement inférieure bien qu'elle n'ait pas montré les différences attendues. (échantillon de 10 patients)
Sortino et coll. 2008 (98)	Etude comparative randomisée	Humains	Parodonte- Muqueuse Orale	Soie ; PGA	Les sutures en PGA n'ont pas montré de différences significatives pour la présence de bactéries saprophyte comparé aux sutures en soie. Cependant, des bactéries pathogènes n'ont pas été retrouvées sur les sutures en PGA Les deux sortes de sutures ont un degré semblable de bactéries anaérobies; (Etude qualitative non quantitative) l'utilisation de chlorhexidine 0.2 % en bain de bouche n'a pas significativement affecté le modèle de contamination bactérienne détecté dans les deux matériels de suture.
Banche et coll. 2007 (9)	Etude comparative randomisée	Humains	Parodonte- Muqueuse Orale	Soie ; polyamide ; polyester et polyglectaprone	Une plus grande quantité de bactéries a été trouvée sur les sutures non résorbables. La soie et la polyglectaprone ont accumulé le plus petit nombre de bactéries adhérentes. Chez les 60 patients, les sutures en soie ont mises en évidence la plus faible adhésion bactérienne comparé à la prolifération considérable sur les sutures de multifilament non résorbable (Supramid, Synthofil, Ethibond Excel, Sicron) . Au contraire, la charge microbienne était significativement moindre quand le monofilament résorbable Monocryl a été utilisé. Une quantité plus grande de bactéries a été trouvée sur les sutures non résorbables que sur les résorbables

Auteurs et coll.	Type d'étude	Sujets	Site	Matériel de sutures utilisé	Principaux résultats/conclusions
Otten et coll 2004 (82)	Etude comparative	Humains	Parodonte- Muqueuse Orale	Polyglecaprone ; nylon	La vitesse de colonisation de streptococcus intermedius est similaire sur les 2 types de sutures. La croissance de Prevotella intermedia est plus rapide sur le nylon que sur la polyglecaprone. Le nombre de souches aérobies et anaérobies isolées sur les sutures n'a montré aucune différence significative : mais plus de pathogènes ont été trouvés sur le Deknalon que sur le Monocryl(échantillon de 11 patients)
Parirokh et coll. 2004	Etude comparative randomisée	Modèle animal (lapins)	Parodonte	Soie ; PvdF	Le PVDF a une surface de contamination moins importante que les sutures en soie à 3, 5 et 7 jours.
Fowler et coll 2012 (38)	Expérimentale/ In vitro			polyglactin 910, polydioxanone, polyglactin 910 with Irgacare, polydioxanone with Irgacare	Les monofilaments ont une croissance bactérienne plus faible que les sutures tressées alors que les filaments tressés et les monofilaments antibactériens ne montrent pas de croissance bactérienne. La microscopie confocale montre une adhérence plus importante sur les fils tressés que sur les monofilaments.
Masini et coll 2011 (70)	Expérimentale/ In vitro			poliglecaprone ; polypropylène ; soie; PGA antimicrobial polyglycolic acid suture treated with triclosan	Le PGA possède une adhérence bactérienne significativement supérieure aux autres groupes de sutures testées
Henry-Stanley et coll. 2010 (47)	Expérimentale/ In vitro			Polydioxanone; polypropylène ; silk; polyglactin 910	S. aureus et E. faecalis adhèrent préférentiellement sur les sutures tressées.
Giardino et coll. 1992 (42)	Expérimentale/ In vitro			PGA ; Polygalactine ; Polypropylène ; soie ; catgut ; Polyglyconate ; Nylon	Grade mineur d'adhésion bactérienne sur les matériaux synthétiques non résorbables (polypropylène nylon) majeur pour le catgut et la soie et intermédiaire pour les résorbables : polyglyconate, polygalactine et polyglycolique.

Tableau Inspiré de JAVED F. (51)

Les études précédentes explorent principalement cette adhésion bactérienne. Les études in vitro sont volontairement séparées des études in vivo, car quelque soit leurs protocoles, elles ne traduisent pas directement la situation in vivo. La cavité orale est un environnement particulier qui contient une variété de substances comme l'albumine le fibrinogène etc. qui peuvent enduire le fil et influencer sur l'adhérence bactérienne (47). In vitro de nombreux facteurs sont absents (38) (54) :

- Apport continue d'aliments (variation de pH et des forces mécaniques)
- La variété des flores bactériennes
- La formation d'un biofilm sur le site
- Un système immunitaire actif
- L'action des fluides sur les sutures
- Température

Toutes les études semblent aller dans le même sens en montrant l'adhésion limitée sur les monofilaments (polyglécaprone, polydioxanone, polypropylène polyamide). Cette différence peut s'expliquer par l'état de surface particulièrement lisse de ces monofilaments n'offrant pas ou peu d'accroche physique aux bactéries ainsi que par la capillarité des multifilaments.

Les études ne mettent pas en évidence de différence significative entre la soie et les multifilaments tressés. Pons Vincente en 2010 (87) (avec un échantillon limité à 10 patients) n'a pas montré non plus de différence significative entre la soie et un polyester enduit de téflon.

Seul Banche en 2007 (9) sur un échantillon de 60 patients observe une adhésion limitée sur la soie par rapport aux multifilaments non résorbables.

Grigg et coll en 2004 (46) ont démontré in vitro que la soie ne produisait pas plus voire moins de mouvement de fluide au sein de la suture que d'autres polymères tressés.

Actuellement les sutures monobrins semblent la configuration de choix pour limiter l'adhésion bactérienne en accord avec les précédentes études qui ont été réalisées

4-4-2 Réaction Tissulaire

La réaction tissulaire est reflétée à travers une réaction inflammatoire qui se développe jusqu'à deux à sept jours après implantation du fil de suture (51). Cette réaction inflammatoire causée par le matériel de suture est un des facteurs important qui altère la réparation tissulaire (12).

Le tableau suivant regroupe les principales études analysant la réaction tissulaire après implantation des sutures in vivo.

Auteurs et coll.	Année	Type d'étude	Sujets	Site	Matériel de sutures utilisé	Principaux résultats/conclusions
Bhargava et coll. (12)	2013	Etude Comparative	Modèle animal (rat)	Muscle squelettique	Nylon ; polydioxanone ; catgut ; polyglactine	A 48h inflammation sévère pour le nylon plus faible pour la polygalactine et encore plus faible pour le polydioxanone Ce gradient d'inflammation persiste à 7j avec un taux de prolifération fibroblastique équivalent
Gartti-Jardim et coll. (40)	2012	Etude Comparative	Modèle animal (rat)	Epiderme	Vycril® ; Vycril® rapide, Monocryl®	La polyglecaprone montre les meilleurs résultats en termes d'inflammation et de cicatrisation à 2 et 7 jours Vicryl plus induit une réaction inflammatoire supérieure
Kim et coll. (57)	2011	Etude Comparative	Modèle animal (chien)	Parodonte – Muqueuse Orale	Soie ; PGA ; Nylon	Pas de différences significatives sur le degré d'inflammation entre les 3 types de sutures quand elles sont localisées dans la gencive kératinisée. (Echantillon 4 sujets)
Kakoeï et coll. (54)	2010	Etude Comparative Randomisée	Modèle animal (lapin)	Muqueuse Orale	Soie ; PVDF ; PGA ; Catgut	La soie induit une réaction inflammatoire importante qui perdure de j2 à j7 Le PGA induit une réaction inflammatoire initiale importante qui diminue rapidement Le PVDF induit une réaction plus modérée et une meilleure cicatrisation à j7
Yilmaz et coll. (111)	2010	Etude Comparative	Modèle animal (rat)	Muqueuse Orale	Soie ; catgut ; Polyglecaprone	La polyglecaprone a de meilleurs effets sur la cicatrisation et induit une réponse immunitaire modérée comparé aux autres (effet sur ONSI)
Leknes et coll. (61)	2005	Etude Comparative	Humains	Parodonte	Soie, PTFE	La soie induit une réponse inflammatoire importante comparée au PTFe
Leknes et coll. (62)	2005	Etude Comparative	Modèle animal (chien)	Parodonte	Soie, PTFE	La soie induit des réactions tissulaires plus importantes par rapport au PTFe
Vastardis and Yukna (110)	2005	Case Report	Humains	Parodonte	Polygalactine 910	La réaction tissulaire induite par les sutures enfouies est une cause possible d'abcès parodontal (case report)

Auteurs et coll.	Année	Type d'étude	Sujets	Site	Matériel de sutures utilisé	Principaux résultats/conclusions
Abi Rached et coll. (1)	1992	Etude Comparative	Humains	Parodonte	Soie, nylon , polyester et perlon	Le polyester et le perlon induisent une plus courte et plus faible réaction inflammatoire comparés à la soie. Le nylon induit la plus faible réponse inflammatoire avec une réparation tissulaire précoce
Okamoto et coll. (80)	1990	Etude Comparative	Modèle animal (rat)	Parodonte – Muqueuse Orale	Soie, nylon, polyester,	Le nylon montre les meilleurs results pour la cicatrisation parodontale. Celle-ci est retardé quand la soie est utilisé et dans une moindre mesure le polyester.
Castelli et coll. (19)	1978	Etude Comparative	Modèle animal (singe)	Muqueuse Orale	Soie, nylon	La muqueuse juguale réagit à l'implantation de la soie par un exsudat inflammatoire aseptique. Le Nylon ne montre pas de réaction inflammatoire
Lilly et coll. (66)	1972	Etude Comparative	Modèle animal (chien)	Muqueuse Orale	Soie, nylon, catgut chromé, PGA	Les réactions tissulaires les plus importantes sont associées à la soie. Le nylon et le PGA induisent la plus faible réponse
Lilly et coll. (65)	1969	Etude Comparative	Modèle animal (chien)	Muqueuse Orale	Polypropylène ; catgut ; nylon ; catgut chromé; polyester ; soie ; polyester ; lin	De severe reactions tissulaires sont induites par la soie et le polyester alors qu'on observe aucune réactions ou minimales avec le nylon et le polypropylène.
Lilly (63)	1968	Etude Comparative	Modèle animal (chien)	Muqueuse Orale	Soie, nylon, gut chirurgical, chromic gut, acier, polyester, et lin	La réaction tissulaire la plus importante est provoquée par la soie ; elle n'est que modérée pour les autres
Lilly (64)	1968	Etude Comparative	Modèle animal (chien)	Muqueuse Orale	Soie ; nylon ; catgut ; catgut chromé ; acier ; polyester ; soie torsadé et lin	Les sutures constituées de monofilaments induisent une plus faible réaction tissulaire que celles de polyfilaments.

Tableau Inspiré de JAVED F. (51)

Il est important de prendre en compte plusieurs facteurs qui influencent l'intensité de cette réaction(29) :

Le matériau constitutif : La réaction inflammatoire causée par la soie semble une constante parmi les études : l'origine naturelle de la soie et son mécanisme de résorption peuvent expliquer une telle intensité aux vues des données précédentes. Les polymères résorbables, eux, 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 (78).

L'enduction : Elle permet de pallier à la rugosité de surfaces des multifilaments et cet effet de mèche qui semblent à eux deux les points faibles des polyfilaments. Le téflon et le silicone sont souvent utilisés pour traiter les matériels non résorbables et sont crédités d'une bonne inertie (112). Mais le comportement des autres composants d'enduction (cire, paraffine, stéarate de calcium) est peu documenté (67). De plus peu d'études existent sur la qualité des différents revêtements utilisés, de leur tenue au cours et suite à l'intervention.

Le trauma tissulaire imposé par la suture: les fils tressés provoquent une réaction tissulaire plus intense et plus longue qu'avec un monofilament du même polymère (94) notamment à cause de l'effet de scie provoqué par les tresses. On retrouve ici l'importance de l'enduction qui permet de limiter cet effet. Comme vu précédemment le trauma engendré par l'aiguille est aussi à prendre en compte dans l'étendue de la réaction (102) (103) (106).

Le choix d'un diamètre approprié :
Celui-ci influera sur la quantité de fil implanté, à laquelle l'inflammation est proportionnelle : plus le fil est gros, plus la réaction est importante (18) (112). L'importance de deux autres paramètres
La résistance : plus un fil est solide plus on peut se permettre de diminuer le diamètre de celui-ci (la résistance étant proportionnelle au diamètre)
La tenue des nœuds : un fil avec lequel il est possible d'effectuer des nœuds stables nécessitera moins de boucles sécurisant les précédentes et permettra de diminuer la quantité de fil implanté.

L'adhésion bactérienne et la capillarité : ces deux phénomènes influencent grandement l'intensité de la réaction tissulaire. Comme nous l'avons vu précédemment, le rôle défavorable de la structure des polyfilaments a été mis en évidence.

Lilly, Kakoei et Yilmaz montre l'intérêt des monofilaments synthétiques et pour information Gartti Jardim et Barghava mais dans des modèles non transposables à la chirurgie parodontale.

Contrairement aux autres Kim et al en 2011 ont conclu sur un échantillon de 4 chiens que la différence de structure entre les monofilaments et les multifilaments n'intervient pas dans le résultat au vue de la réponse immunitaire quand ceux-ci sont placés dans une gencive kératinisée histologiquement dense. La présence de collagène V au sein de celle-ci qui présente une plus grande résistance aux collagénases et qui agit comme une barrière mécanique à la pénétration bactérienne expliquerait ce phénomène.

5 Enduction antiseptique : un réel bénéfice?

La présence de micro organismes bien quelle soit limité par certaines sutures préoccupe les chirurgiens depuis les années 60. Il a été montré qu'en présence de sutures la quantité de micro-organismes en présence était considérablement diminuée pour produire une infection. SSI

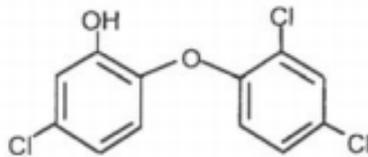
Les antiseptiques potentiellement utilisable en enduction sont la chlorexidine, le poly hexaméthylène biguanide (PHMB), l'octenidine et le triclosan. Comparés aux antibiotiques qui possèdent généralement une seule cible pharmacologique, les antiseptiques ont plusieurs voir de multiples cibles et la résistance vrai est rare (21).

Idéalement un antiseptique a une action puissante rapide et durable, un large spectre d'action sans risque de développer des résistances. Ils doivent être biocompatible, bien toléré au niveau de la plaie, sans cytotoxicité, et d'absorption systémique et ne pas interférer avec le processus de cicatrisation.

Depuis quelques années la seule substance utilisée est le triclosan. La première suture enduite d'antiseptique commercialisée et agréé pour l'usage clinique par l'US FDA (US Food and Drug Administration) fut le Vicryl® Plus (polyglactine 910) depuis 2002 (91).

5-1 Triclosan

Le triclosan (2,2,4'-trichloro-2'-hydroxydiphényléther) est un antiseptique non ionique, appartenant à la famille des phénols.



5-1-1 Mécanisme d'action :

Le triclosan interfère avec la croissance des bactéries selon plusieurs mécanismes :

Aux concentrations bactéricides, le triclosan interagit de façon non spécifique avec les membranes cellulaires. Il en résulte une fuite des constituants cytoplasmiques, incluant le potassium, les nucléotides et les acides aminés (32).

A de faibles concentrations bactériostatiques, le triclosan modifie la perméabilité membranaire aux protons et découple la phosphorylation oxydative, inhibant ainsi la croissance cellulaire (32).

A des concentrations bactériostatiques et sub-bactériostatiques, le triclosan agit de façon spécifique en inhibant l'énoyl-acyl carrier protéine réductase, enzyme indispensable à la biosynthèse des acides gras (32).

5-1-2 Spectre d'activité

Le triclosan est réputé pour son action bactériostatique contre les bactéries Gram+ et Gram-les plus répandues. Gomez-Alonso et coll (21) en 2007, démontrent dans une étude in vitro son efficacité aussi bien sur les bactéries gram positifs que négatifs en utilisant exclusivement des isolats cliniques.

Concentrations Minimales Inhibitrices sur les principales souches orales (50)

Bactéries	CMI (µg/ml)
Prevotella intermedia	0,38
F. nucleatum	1,14
Isolats frais	
A. actinomycetemcomitans	<0,29
A. odontolyticus	0,78
A. viscosus	0,78
Capnocytophaga spp 287	0,78
Capnocytophaga spp 290	2,34
Capnocytophaga spp 310	0,78
Fusobacterium nucleatum 1446	0,78
P. anaerobius	0,58
P. micros	3,12
Porphyromonas gingiva/is	NA
P. acnes	2,34
S. milleri	2,34
S. mitior	2,34
V. parvu/a 1167	6,25
V. parvu/a 1459	2,30
Camphylobacter rectus	0,78

L'enduction de triclosan sur les fils de sutures ne dépasse pas 150µg/m (32). La quantité de triclosan retrouvé sur 10cm de de polyglactine 910 ne dépasserait pas 15 µg.

Selon Barbolt (10) l'enduction de triclosan sur les fils de sutures à l'aide d'une solution, permet une imprégnation de triclosan comprise entre 100 et 500ppm. L'addition totale de triclosan sur un fil 2-0

de polyglactine 910 mesurant 5m serait comprise entre 0.06mg et 0.3mg. La quantité de triclosan retrouvé sur 10cm de sutures serait comprise entre 1.2 µg et 6µg.

La concentration initiale de triclosan est aléatoire selon les données, de plus une étude sur l'évolution de cette concentration au sein du fil, et après implantation au cours du temps permettrait d'apprécier sa durée d'efficacité.

Fils antiseptiques des principales marques disponibles sur le marché

Fournisseur	Dénomination commerciale	Matériau Constitutif
ETHICON	VYCRIL®Plus	Polyglactine 910
	MONOCRYL®Plus	Polyglecaprone
	PDS®Plus	Polydioxanone
B. BRAUN	MONOPLUS®	
ASSUT EUROPE FRANCE	ASSUFIL®Plus	P.G.A.

5-2 Etudes

5-2-1 Etudes In Vitro

Rothenburger et coll (90) en 2002 ont montré l'efficacité in vitro des fils enduits. Ceux-ci gardent leur pouvoir d'inhibition sur *S. epidermitis* et *S. Aureus* (en incluant des souches résistantes à la méthicilline) même après plusieurs passages intratissulaires.

Edminston et coll (31) en 2006 ont montré une réduction considérable de l'adhérence bactérienne (GRAM Positif et Négatif confondu) sur le Vycril® plus par rapport au Vycril®, associé à une réduction de la viabilité bactérienne.

Masini et coll (70) en 2011 ont mis en évidence une adhésion bactérienne largement atténuée sur le Vycril® Plus par rapport au Vycril® à des taux équivalents aux monofilaments après une immersion dans une culture de *S. Aureus* pendant 12h (temps minimum nécessaire autorisant la formation d'un biofilm).

Fowler et coll (38) ont mis en évidence une absence de croissance bactérienne autour des sutures enduites après une immersion dans une solution de *S.Aureus* (résistant à la méthicilline) et une mise en culture d'une nuit.

Même si les résultats in vitro semblent encourageants et montrer l'efficacité des sutures antiseptiques sur la croissance bactérienne, comme nous l'avons déjà évoqué, les conditions in vivo sont difficiles à reproduire in vitro et les résultats évoqués peuvent ne pas être répliqués in vivo.

5-2-2 Etudes in Vivo

5-2-2-1 Model Animal

Storch et coll (100) en 2002 ont comparé, sans mettre en évidence de différence, les propriétés physiques et fonctionnelles de la polyglactine 910 enduite ou non d'antiseptique sur un échantillon de 16 porcs.

Ils ont aussi montré qu'après 48h, les CFU de S.Aureus sont diminuées de 96.7% % au niveau des plaies cutanées suturées à l'aide de polyglactine 910 enduite de triclosan.

Gartti-Jardim et coll (40) en 2012 comparent le Vicryl®, le Vycril® plus et le Monocryl® dans le derme du rat. Le Vycril® plus montre une qualité de cicatrisation équivalente voire légèrement inférieure au Vicryl®.

5-2-2-2 Chez l'Humain

Les études cliniques menées chez l'humain sont recensées dans le tableau suivant (21) :

Auteurs	Année	Patients/Procédures	Objet de l'étude	Observations	Conclusion	Remarques
Ford et coll. (37)	2005	147 patients/ chirurgie pédiatrique (générale)	Manipulation et cicatrisation	Pas de différences observées dans la manipulation Cicatrisation comparable avec les deux matériels	Pas de différences.	
Fleck et coll. (36)	2007	479 patients /chirurgie cardiaque	Infection plaie sternale	Vycril® Plus : 0% Contrôle : 6.3%	En faveur des sutures enduites de triclosan.	Groupe Vicryl® plus : 103 patients Groupe contrôle : 376 patients
Rozzelle et coll. (92)	2008	84 procédures de shunts céphalo rachidiens	Infection du shunt	Vycril® Plus: 4.3% (2/46) Vicryl® : 21% (8/38) (p = 0.038).	En faveur des sutures enduites de triclosan.	Pas de différence statistique entre les groupes (échantillon faible)
Mingmalairak et coll. (74)	2009	100 patients / appendicectomie	Infection du site chirurgical	Vycril® Plus :10% Vicryl® : 5% (p=0.727)	Pas de différence.	
Deliaert et coll. (28)	2009	26 patients /réduction mammaire	Dehiscence de la plaie	Vycril® Plus: 61.5% Vicryl® : 27% (p=0.023).	Précaution à prendre dans l'utilisation des fils antiseptiques.	Sein "controle" contro- latéral
Justinger et coll. (53)	2009	2088 patients / laparotomie	Infection du site chirurgical	PDS® : 10.8% Vycril® Plus 4.9% (p < .001)	En faveur des sutures enduites de triclosan.	
Justinger et coll. (54)	2011	839 patients / opérations incision abdominale transversale	Infection du site chirurgical	PDS® II : 9.2% Vycril® Plus : 4.3% (p< 0,005)	En faveur des sutures enduites de triclosan.	Etude prolongée pour obtenir un échantillon plus important
Chen et coll. (22)	2011	241 patients /excision de tumeur tête et cou + procédure de reconstruction	Infection du site chirurgical	Vycril® : 14.7% Vycril® Plus : 14.9% (p≥0.05)	Pas de différences.	

Quatre études montrent les effets positifs des fils enduits d'antiseptique (Rozzelle et coll 2008(92) ; Justinger et coll 2009 (53) et 2011 (54) ; Fleck et coll 2007 (36)). L'Agence Générale des Equipements et Produits de Santé (2) en 2011 relève l'insuffisance de méthodologie dans ces études et juge les données cliniques disponibles insuffisantes à ce jour pour démontrer l'efficacité des sutures imprégnées.

De plus on peut s'interroger sur la reproductibilité de ces études en chirurgie parodontale : l'antiseptie des plaies externes étant plus aisée à réaliser, et l'efficacité en bouche est-elle la même quand le fil est soumis à l'action constante des fluides.

5-2-3 Toxicité

Les études menées au début des années 2000 et antérieurement, notamment par Barbolt en 2002 ont montré l'absence de toxicité du triclosan et de risque de résistance (10). Les études pharmacocinétiques ont montré que le triclosan était rapidement absorbé, bien distribué, métabolisé au niveau du foie et excrété au niveau des reins (21).

Les études menées au début des années 2000 et antérieurement, notamment par Barbolt en 2002 ont montré l'absence de toxicité du triclosan et de risque de résistance (10). Les études pharmacocinétiques ont montré que le triclosan était rapidement absorbé, bien distribué, métabolisé au niveau du foie et excrété au niveau des reins (21).

En 2007 Fiss (35) a mis en évidence la possibilité du triclosan d'augmenter formation de chloroforme (molécule classée comme toxique par l'Institut National de Recherche et de Sécurité) quand il réagit avec le chlore contenue dans l'eau du robinet. Une autre étude parue la même année ne montre pas la formation d'un taux détectable de chloroforme après brossage avec un dentifrice contenant du triclosan et une eau de robinet traitée à l'aide de chlore.

Cherednichenko et coll (23) en 2012 identifie le triclosan comme un perturbateur de l'activité des canaux calciques dans le processus d'excitation contraction du muscle strié et du muscle cardiaque.

Une étude in vitro menée par Goldstein et coll de 2014 présentée à la 44ème Interscience Conference on Antimicrobial Agents and Chemotherapy à Washington ont montré que des souches de GISA pouvaient multiplier par 100 la Concentration Minimale Inhibitrice du triclosan par rapport à la plupart des souches de SASM (Staphylococcus aureus sensible à la méticilline) et de SARM (Staphylococcus aureus résistant à la méticilline). Ils sont d'autant plus inquiets qu'il a été démontré que les antiseptiques pouvaient participer à la sélection de résistances aux antibiotiques.

Les possibles effets néfastes du triclosan ne sont pas encore clairement démontrés selon le ministère de la santé canadien. Son utilisation doit être soumise à d'autres études selon l'US FDA. La communauté européenne a d'ores et déjà limité son utilisation en permettant sa présence à une concentration maximale de 0.3% dans les produits cosmétiques. La présence de triclosan au sein des sutures enduites est bien inférieure aux doses toxiques (10). Devant l'absence de données cliniques mettant pas évidence les effets bénéfiques des fils enduits d'antiseptiques par rapport à leurs homologues vierges d'antiseptique, et par principe de précaution il semble raisonnable de limiter leurs utilisations.

6 Applications Cliniques

L'utilisation d'un monofilament permet de s'assurer de l'absence de transport de micro organismes par effet de capillarité. Au vu des études proposées sur la réaction tissulaire engendrée, il semble difficile de comparer tous les fils entre eux. Néanmoins il se dégage de ces études le meilleur comportement des monofilaments (qu'il soit résorbable ou non) par rapport aux fils tressés. De par leur structure, le passage intra tissulaire est aussi plus aisé et moins traumatique avec un monofilament. La polyglécaprone (MONOCRYL®, ADVANTIME®, MONOFIL®) offre de bonnes propriétés biologiques et une sécurité au nœud équivalent à un fil tressé.

Pour les lambeaux nécessitant une stabilité plus importante (grande étendue, délai de cicatrisation plus important) préférer un monofilament non résorbable ou résorbable de longue durée.

Pour la micro-chirurgie la gamme de fils disponibles étant plus restreinte, les fils tressés peuvent offrir une bonne alternative.

De cette revue de la littérature découle des recommandations résumées dans le tableau suivant.

	Aiguille				Fil		
	Longueur (mm)	Pointe	Corps	Rayon de courbure	Matériau et nom commercial	Diamètre (Décimale)	
Lambeaux d'accès ou d'assainissement thérapeutique	Points interdentaires en « o »	15 à 17	Ta-percut, Triangulaire inversé, Pointe diamant	Rond Triangulaire Inversé	3/8 c	Polyglécaprone : MONOCRYL® ADVANTIME® MONOFIL®	0.7 à 1.5
	Autres	15 à 17	Triangulaire inversé, Pointe diamant	Aplati	1/2 c	Polyglécaprone : MONOCRYL® ADVANTIME® MONOFIL®	0.7 à 1.5

	Aiguille			Fil		
	Longueur (mm)	Pointe	Corps	Rayon de courbure	Matériau et nom commercial	Diamètre (Décimale)
Chirurgie muco-gingivale	13 à 17	Triangulaire inversée, Pointe diamant (Lancéolée si suture périostée)	Aplati	1/2 c	Polyglécaprone : MONOCRYL® ADVANTIME® MONOFIL®	0.7 à 1.5
Lambeaux nécessitant une stabilité plus importante (grande étendue, délai de cicatrisation plus important)	13 à 17	Triangulaire inversée, diamant (Lancéolée si suture périostée)	Aplati	1/2 c ou 3/8 c	Monofilaments non résorbables : Polypropylène : PROLENE®, PREMILENE®, SURGIPRO®, ASSUPRO®. Fluorure de polyvinylidène : ASSUVEN®, PREMIO® Poly-(hexafluoropropylène-VDF) : PRONOVA® Polytétrafluoroéthylène expansé : GORE-TEX® Monofilaments résorbables : Polydioxanone : MONOPLUS®, PDS II®, MONOTIME®.	0.7 à 1.5
Micro-Chirurgie	6 à 12	Triangulaire inversée, diamant	Aplati	1/2 c ou 3/8 c	Monofilaments non résorbables : Fluorure de polyvinylidène : PREMIO® Poly-(hexafluoropropylène-VDF) : PRONOVA® Fils tressés non résorbables : Polyester tressés : POLYDEK® TEVDEK®, ETHIBOND® Excel®, MERSILENE® Fils tressés résorbables : P.G.A. : BIOSORB®, BIOSORB® C, ASSUFIL®, SAFIL® Polyglactine 910 : VYCRIL® Lactomer 9-1 : POLYSORB®, NOVOSYN®	0.3 à 0.5

7 Conclusion

L'analyse de la littérature a permis de mettre en avant les avantages et les inconvénients des différentes sutures proposées sur le marché et d'en déduire une application clinique fondée sur ce principe.

On peut noter toutefois le manque de données cliniques sur les diamètres intéressant principalement la chirurgie parodontale à savoir ceux compris entre la décimale 0.4 et 1.5 (notamment une comparaison monofilaments/polyfilaments sur l'adhérence bactérienne et la glissance qui pourrait modifier les applications cliniques suggérées).

De grandes différences existent sur le marché français entre les produits proposés : en terme de qualité du conditionnement, en terme de qualité de produit, en terme de traçabilité mais aussi en terme de coût. Ce dernier point est effleuré dans ce travail sans être considéré comme un critère de choix à part entière, bien qu'il semble réaliste de concevoir que celui-ci aura un impact non négligeable dans le choix final.

Ce dernier point est effleuré dans ce travail sans être considéré comme un critère de choix à part entière, bien qu'il semble réaliste de concevoir que celui-ci aura un impact non négligeable dans le choix final.

Il faut garder à l'esprit que ce travail est une aide à la sélection d'un matériel de suture. Ainsi les recommandations tirées de ce travail ne sont pas des dogmes, l'opérateur restant maître dans le choix de celui-ci, guidé également par son sens clinique et ses préférences.

8 Bibliographie

1. ABI RACHED R. S., DE TOLEDO B. E., OKAMOTO T. et coll.
Reaction of the human gingival tissue to different suture materials used in periodontal surgery.
Braz Dent J ; 1992, **2**(2): 103-113.
2. AGENCE NATIONALE DES EQUIPEMENTS ET PRODUITS DE SANTE.
Le journal de la commission du médicament, des dispositifs médicaux.
AGEPS ; 2011, **24**.
3. AHN L. C., TOWLER M. A., MCGREGOR W. et coll.
Biomechanical performance of laser-drilled and channel taper point needles.
J Emerg Med ; 1992, **10**(5): 601-606.
4. ALCON (Laboratoires).
Documentations techniques.
Rueil-Malmaison: ALCON, 2013.
5. ANNUNZIATA C. C., THACKER J. G., WOODS J. A. et coll.
Another cause of surgical needle holder damage to surgical sutures.
J Emerg Med ; 1996, **14**(2): 201-204.
6. ASSOCIATION FRANCAISE DE STERILISATION
Textes officiels et normes relatives à la stérilisation et commercialisation des dispositifs médicaux.
<http://www.afs.asso.fr>
7. ASSUT EUROPE France (Laboratoires).
Documentations techniques.
Gennevilliers : ASSUT EUROPE France laboratoires ,2013.
8. BALAMURUGAN R., MOHAMED M., PANDEY V. et coll.
Clinical and histological comparison of polyglycolic acid suture with black silk suture after minor oral surgical procedure.
J Contemp Dent Pract ; 2012, **13**(4): 521-527.
9. BANCHE G., ROANA J., MANDRAS N. et coll.
Microbial adherence on various intraoral suture materials in patients undergoing dental surgery.
J Oral Maxillofac Surg ; 2007, **65**(8): 1503-1507.

10. BARBOLT T. A.
Chemistry and safety of triclosan, and its use as an antimicrobial coating on Coated VICRYL* Plus Antibacterial Suture (coated polyglactin 910 suture with triclosan)."
Surg Infect (Larchmt) ; 2003, (3 Suppl 1): S45-53.
11. BEZWADA R. S., JAMIOLKOWSKI D. D., LEE I. Y. et coll.
Monocryl suture, a new ultra-pliable absorbable monofilament suture.
Biomaterials ; 1995, 16(15): 1141-1148.
12. BHARGAVA D., ANANTANARAYANAN P., PRAKASH G. et coll.
Initial inflammatory response of skeletal muscle to commonly used suture materials: an animal model study to evaluate muscle healing after surgical repair - histopathological perspective.
Med Oral Patol Oral Cir Bucal ; 2013, 18: e491-496.
13. BILWEIS J.
Ligatures et sutures chirurgicales. - IIe édition.
Issy les Moulineaux : Laboratoires Ethicon, 1993 : 125 p.
14. BLOMSTEDT B. et OSTERBERG B.
Fluid absorption and capillarity of suture materials.
Acta Chir Scand ; 1977, 143(2): 67-70.
15. B. BRAUN (Laboratoires).
Abc des sutures-ligatures.
Boulogne Billancourt : B.Braun, 2013.
16. B. BRAUN (Laboratoires).
Documentations techniques.
Boulogne Billancourt : B.Braun, 2013
17. BROWN R. P.
Knotting technique and suture materials.
Br J Surg ; 1992, 79(5): 399-400.
18. BURKHARDT R.
Orientations nouvelles en chirurgie plastique parodontale.
Schweiz Monatsschr Zahnmed ; 1999, 109(6): 650-655.

19. CASTELLI W. A., NASJLETI C. F., R. DIAZ-PEREZ R. et coll.
Cheek mucosa response to silk, cotton, and nylon suture materials.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol ; 1978, **45**(2): 186-189.
20. CHARBIT Y., HITZIG C., BOLLA M. et coll.
Comparative study of physical properties of three suture materials: silk, e-PTFE (Gore-Tex), and PLA/PGA (Vicryl).
Biomed Instrum Technol ; 1999, **33**(1): 71-75.
21. CHATCHAI MINGMALAIRAK M.D.
Antimicrobial Sutures: New Strategy in Surgical Site Infections.
Méndez-Vilas (Ed.) : Formatex ; 2011.
22. CHEN S. Y., CHEN T. M., DAI N. T. et coll.
Do antibacterial-coated sutures reduce wound infection in head and neck cancer reconstruction?
Eur J Surg Oncol ; 2011, **37**(4): 300-304.
23. CHEREDNICHENKO G., ZHANG R., BANNISTER R. A. et coll.
Triclosan impairs excitation-contraction coupling and Ca²⁺ dynamics in striated muscle.
Proc Natl Acad Sci U S A ; 2012, **109**(35): 14158-14163.
24. CHU, C. C.
A comparison of the effect of pH on the biodegradation of two synthetic absorbable sutures.
Ann Surg ; 1982, **195**(1): 55-59.
25. CHU C. C., PRATT L., ZHANG L. et coll.
A comparison of a new polypropylene suture with Prolene.
J Appl Biomater ; 1993, **4**(2): 169-181.
26. COVIDIEN (Laboratoires).
Documentations techniques.
Dubin : COVIDIEN laboratoires, 2013.
27. DANG M.C., THACKERI G., HWANG R.C. et coll.
Some biomechanical considerations of polytetrafluoroethylene sutures.
Arch Surg, 1990; **152**(5): 647-650.

28. DELIART A.E., VAN DEN KERCKHOVE E., TUINDER S. et coll.
The effect of triclosan-coated sutures in wound healing. A double blind randomised prospective pilot study.
J Plast Reconstr Aesthet Surg ; 2009, **62**(6):771-773.
29. DUBRANA F., PASQUIER P., HU W. et coll
Ligatures et sutures chirurgicales.
Springer-Verlag ; 2011, 387p.
30. EDLICH R. F., PANEK P. H., RODEHEAVER G.T. et coll.
Physical and chemical configuration of sutures in the development of surgical infection.
Ann Surg ; 1973, **177**(6): 679-688.
31. EDMISTON C. E., SEABROOK G. R., GOHEEN M. P. et coll.
Bacterial adherence to surgical sutures: can antibacterial-coated sutures reduce the risk of microbial contamination?
J Am Coll Surg ; 2006, **203**(4): 481-489.
32. ETHICON (Laboratoires).
Dossier technique destiné à l'usage des Pharmaciens Hospitaliers ; Vycril Plus Suture antibactérienne.
Issy les Moulineaux : Laboratoires Ethicon,
33. ETHICON (Laboratoires).
Documentations techniques.
Issy les Moulineaux : Laboratoires Ethicon, 2013.
34. FAULKNER B. C., TRIBBLE C. G., THACKER J. G. et coll.
Knot performance of polypropylene sutures.
J Biomed Mater Res ; 1996, **33**(3): 187-192.
35. FISS, E. M., K. L. RULE AND P. J. VIKESLAND. et coll.
Formation of chloroform and other chlorinated byproducts by chlorination of triclosan-containing antibacterial products.
Environ Sci Technol ; 2007, **41**(7): 2387-2394.
36. FLECK T., MOIDL R., BLACKY A. et coll.
Triclosan-coated sutures for the reduction of sternal wound infections: economic considerations.
Ann Thorac Surg ; 2007, **84**(1): 232-236.

37. FORD H. R., JONES P., GAINES B. et coll.
Intraoperative handling and wound healing: controlled clinical trial comparing coated VICRYL plus antibacterial suture (coated polyglactin 910 suture with triclosan) with coated VICRYL suture (coated polyglactin 910 suture).
Surg Infect (Larchmt) ; 2005, **6**(3): 313-321.
38. FOWLER J. R., PERKINS T. A., BUTTARO B. A. et coll.
Bacteria adhere less to barbed monofilament than braided sutures in a contaminated wound model.
Clin Orthop Relat Res ; 2012, **471**(2): 665-671.
39. GABRIELLI F., POTENZA C., PUDDU P. et coll.
Suture materials and other factors associated with tissue reactivity, infection, and wound dehiscence among plastic surgery outpatients.
Plast Reconstr Surg ; 2001, **107**(1): 38-45.
40. GARTTI-JARDIM E. C., DE SOUZA A. P., DE SOUZA CARVALHO A. C. et coll.
Comparative study of the healing process when using Vicryl(R), Vicryl Rapid(R), Vicryl Plus(R), and Monocryl(R) sutures in the rat dermal tissue.
Oral Maxillofac Surg. ; 2012, **17**(4) :293-8.
41. GAUDY J.F., BILWEIS C., LAZAROO B., TILOTTA F. et coll.
Incisions et Sutures.
Rueil Malmaison: CdP ; 2007.
42. GIARDINO R., ROCCA M., FINI M. et coll.
Experimental evaluation, in vitro and in vivo, of the risk of infection related to the use of the most common surgical sutures.
Minerva Chir ; 1992, **47**: 1799-1805.
43. GORE MEDICAL (Laboratoires).
Documentations techniques.
Paris: GORE MEDICAL Laboratoires, 2013.
44. GOUBRON C., TARDIVO D., BORGHETTI A. et coll.
Suture thread in periodontal plastic surgery, critical review and rationale.
J Parodontol Implantol Orale **30**: 37-48.

45. GREENWALD D., SHUMWAY S., ALBEAR P. et coll.
Mechanical comparison of 10 suture materials before and after in vivo incubation.
J Surg Res ; 1994, **56**(4): 372-377.
46. GRIGG T. R., LIEWEHR F. R., PATTON W. R. et coll.
Effect of the wicking behavior of multifilament sutures.
J Endod ; 2004, **30**(9): 649-652.
47. HENRY-STANLEY M. J., HESS D. J., BARNES A. M. et coll.
Bacterial contamination of surgical suture resembles a biofilm.
Surg Infect (Larchmt) ; 2010, **11**(5): 433-439.
48. HOCHBERG J., MEYER K. M. et MARION M. D.
Suture choice and other methods of skin closure.
Surg Clin Nort. Am ; 2009, **89**(3): 627-641.
49. HOUDART R., LAVERGNE A., VALLEUR P. et coll.
Polydioxanone in digestive surgery. An experimental study.
Am J Surg ; 1986, **152**(3): 268-271.
50. INSTITUT NATIONAL DE LA SANTE ET DE LA RECHERCHE MEDICALE.
Maladies parodontales: Thérapeutiques et prévention.
Rapport. Paris : Les éditions Inserm, 1999, XI- 297p.
<http://hdl.handle.net/10608/194>
51. JAVED F., AL-ASKAR M., ALMAS K. et coll.
Tissue reactions to various suture materials used in oral surgical interventions.
Int Scholarly Res Net J Dent ; 2012, **2012** ; 762095.
52. JUSTINGER C., MOUSSAVIAN M. R., SCHLUETER C. et coll.
Antibacterial [corrected] coating of abdominal closure sutures and wound infection.
Surgery ; 2009, **145**(3): 330-334.
53. JUSTINGER C., SCHULD J., SPERLING J. et coll.
Triclosan-coated sutures reduce wound infections after hepatobiliary surgery--a prospective non-randomized clinical pathway driven study.
Langenbecks Arch Surg ; 2011, **396**(6): 845-850.

54. KAKOEI S., BAGHAEI F., DABIRI S. et coll.
A comparative in vivo study of tissue reactions to four suturing materials.
Iran Endod. J. ; 2010, **5**(2): 69-73.
55. KATZ S., IZHAR M. et MIRELMAN D.
Bacterial adherence to surgical sutures. A possible factor in suture induced infection.
Ann Surg ; 1981, **194**(1): 35-41.
56. KHISTE S. V., RANGANATH V. et NICHANI A. S.
Evaluation of tensile strength of surgical synthetic absorbable suture materials: an in vitro study.
J Periodontal Implant Sci ; 2013, **43**(3): 130-135.
57. KIM J. S., SHIN S. I., HERR Y. et coll.
Tissue reactions to suture materials in the oral mucosa of beagle dogs.
J Periodontal Implant Sci ; 2011, **41**(4): 185-191.
58. LAROCHE G., MAROIS Y, GUIIIOIN R. et coll.
Polyvinylidene fluoride (PVDF) as a biomaterial : from polymeric raw material to monofilament vascular suture.
J Biomed Mater Res , 1995 ; **29** (12) : 1525-1536.
59. LEAPER D., ASSADIAN O., HUBNER N. O. et coll.
Antimicrobial sutures and prevention of surgical site infection: assessment of the safety of the antiseptic triclosan.
Int Wound J ; 2011, **8**(6): 556-566.
60. LEAPER D., MCBAIN A. J., KRAMER A. et coll.
Healthcare associated infection: novel strategies and antimicrobial implants to prevent surgical site infection.
Ann R Coll Surg Engl ; 2010, **92**(6): 453-458.
61. LEKNES K. N., ROYNSTRAND I. T. et SELVIG K. A.
Human gingival tissue reactions to silk and expanded polytetrafluoroethylene sutures.
J Periodontol ; 2005, **76**(1): 34-42.
62. LEKNES K. N., SELVIG K. A., BOE O. E. et coll.
Tissue reactions to sutures in the presence and absence of anti-infective therapy.
J Clin Periodontol ; 2005, **32**(2): 130-138.

63. LILLY G. E.
Reaction of oral tissues to suture materials.
Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol, ; 1968, **26** (1), 128–133.
64. LILLY G. E., ARMSTRONG J. H, SALEM J. E. et coll.
Reaction of oral tissues to suture materials. Part II.
Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol, ; 1968, **26**(4), 592–599.
65. LILLY G. E., ARMSTRONG J. H, SALEM J. E. et coll.
Reaction of oral tissues to suture materials. Part III.
Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol ; 1969, **28**(3), 432–438.
66. LILLY G. E., CUTCHER J. L, JONES J. C. et coll.
Reaction of oral tissues to suture materials. IV.
Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol ; 1972, **33**(1), 152–157.
67. MADIC A, GANON S., BOURGADE B. et coll.
Ligatures et sutures chirurgicales résorbables : quoi de neuf?
Rev. ADPHSO, 2003 ; **28** (1) : 103-122.
68. MARY C., MAROIS Y., KING M. W. et coll.
Comparison of the in vivo behavior of polyvinylidene fluoride and polypropylene sutures used in vascular surgery.
Asaio j ; 1998, **44**(3): 199-206.
69. MASINI B. D., STINNER D. J., WATERMAN S. M. et coll.
Bacterial adherence to suture materials.
J Surg Educ ; 2011, **68**: 101-104.
70. MASINI B. D., STINNER D. J., WATERMAN S. M. et coll.
Bacterial adherence to high-tensile strength sutures.
Arthroscopy ; 2011, **27**(6): 834-838.
71. MEYER R.D. et ANTONINI C.J.
A review of suture materials, part II.
Compendium ; 1989, **10**(6): 360-362, 364, 366-368.
72. MEYER R.D. et ANTONINI C.J.
A review of suture materials, part 1.
Compend. Contin. Educ. Dent., 1989; **10** (5) : 260-265.

73. MINGMALAIRAK C., UNGBHAKORN P. et PAOCHAROEN V.
Efficacy of antimicrobial coating suture coated polyglactin 910 with tricosan (Vicryl plus) compared with polyglactin 910 (Vicryl) in reduced surgical site infection of appendicitis, double blind randomized control trial, preliminary safety report.
J Med Assoc Thai ; 2009, **92**(6): 770-775.
74. MIRKOVIC S. et MIRKOVIC T. D.
Influence of different types of surgical suture materials on mechanical damage of oral mucosa.
Med Pregl ; 2011, **64**(3-4): 157-160.
75. MOLEA G., SCHONAUER F., BIFULCO G. et coll.
Comparative study on biocompatibility and absorption times of three absorbable monofilament suture materials (Polydioxanone, Poliglecaprone 25, Glycomer 631).
Br J Plast Surg ; 2000, **53**(2): 137-141.
76. MOMOSE T., AMADIO P. C., ZHAO C. et coll.
The effect of knot location, suture material, and suture size on the gliding resistance of flexor tendons.
J Biomed Mater Res ; 2000, **53**(6): 806-811.
77. MOUSQUES T. et LEVASSEUR F.
Les sutures chirurgicales: généralités et matériel.
Actual. Odontostomatol (Paris), 1989 ; **42** (166) : 367-381.
78. NARY FILHO H., MATSUMOTO M. A., BATISTA A. C et coll..
Comparative study of tissue response to polyglecaprone 25, polyglactin 910 and polytetrafluorethylene suture materials in rats.
Braz Dent J ; 2002, **13**(2): 86-91.
79. NOBILE L., CECCHI L., MONACO G. et coll.
Experimental analysis of tensile properties of some suturing materials.
J. Mater. Sci. Mater. Med. ; 1997 ; **2**(1) : 53-56.
80. OKAMOTO T., GABRIELLI M. F. et GABRIELLI M. A.
Influence of different types of non-resorbable suture material on the healing of extraction wounds--a histological study in rats.
J Nihon Univ School Dent ; 1990, **32**(2): 104-115.

81. OSTERBERG B.

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

Acta Chir Scand ; 1983, **149**(8): 751-757.

82. OTTEN J. E., WIEDMANN-AL-AHMAD M., JAHNKE H. et coll.

Bacterial colonization on different suture materials--a potential risk for intraoral den-toalveolar surgery.

J Biomed Mater Res B Appl Biomater ; 2005, **74**(1): 627-635.

83. PETERS SURGICAL (Laboratoires).

Documentations techniques.

Bobigny : PETERS SURGICAL laboratoires, 2013.

84. PEYRONNET P.

Ligatures: quoi de neuf?

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

85. PHARMACOPEE AMERICAINE (United States Pharmacopeia).

Monographies relatives aux sutures chirurgicales **25e ed.**

Pharmacopée américaine (USP) ; 2002.

86. DIRECTION EUROPEENNE DE LA QUALITE DU MEDICAMENT & DES SOINS DE SANTE.

Monographies relatives aux "Fils chirurgicaux pour usage humain".

Pharmacopée Européenne ; 2014, **8.0**: 1207-1216.

87. PONS-VICENTE O., LOPEZ-JIMENEZ L., SANCHEZ-GARCES M. A. et coll.

A comparative study between two different suture materials in oral implantology.

Clin Oral Implants Res ; 2011, **22**(3): 282-288.

88. RODEHEAVER G. T., NESBIT W. S. et EDLICH R. F.

Novafil. A dynamic suture for wound closure.

Ann Surg ; 1986, **204**(2): 193-199.

89. RODEHEAVER G. T., THACKER J. G., OWEN J. et coll.

Knotting and handling characteristics of coated synthetic absorbable sutures.

J Surg Res ; 1983, **35**(6): 525-530.

90. ROTHENBURGER S., SPANGLER D., BHENDE S. et coll.
In vitro antimicrobial evaluation of Coated VICRYL* Plus Antibacterial Suture (coated polyglactin 910 with triclosan) using zone of inhibition assays.
Surg Infect (Larchmt) ; 2003, **3** (Suppl 1): S79-87.
91. ROZZELLE C. J., LEONARDO J. et LI V.
Antimicrobial suture wound closure for cerebrospinal fluid shunt surgery: a prospective, double-blinded, randomized controlled trial.
J Neurosurg Pediatr ; 2008, **2**(2): 111-117.
92. RUSSELL P. G., MITCHELL J. et NDUKA C.
Comparative breaking strength of non-permanent sutures.
Br J Plast Surg ; 2004, **57**(2): 186.
93. SELVIG K. A., BIAGIOTTI G. R., LEKNES K. N. et coll.
Oral tissue reactions to suture materials.
Int J Periodont Rest Dent ; 1998,**18**(5): 474-487.
94. SETZEN G. et WILLIAMS E. F.
Tissue response to suture materials implanted subcutaneously in a rabbit model.
Plast Reconstr Surg ; 1997, **100**(7): 1788-1795.
95. SHANMUGASUNDARAM O.L., MAHENDRA GOWDA R. V. et SARAVANAN D.
Drug release and antimicrobial studies on polylactic acid suture.
Int J Biotechnol Mol Biol Res ; 2011, **2**: 80-89.
96. SHARP W. V., BELDEN T. A., KING P. H. et coll.
Suture resistance to infection.
Surgery ; 1982, **91**(1): 61-63.
97. SILVERSTEIN L. H., KURTZMAN G. M. et SHATZ P. C.
Suturing for optimal soft-tissue management.
J Oral Implantol ; 2009, **35**(2): 82-90.
98. SORTINO F., LOMBARDO C. et SCIACCA A.
Silk and polyglycolic acid in oral surgery: a comparative study.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod ; 2008, **105**(3): e15-18.

99. STAMP C.V., McGREGOR W., RODEHEAVER G.T. et coll.
Surgical needle holder damage to sutures.
Am. Surg., 1988 ; **54** (5) : 300-306.
100. STORCH M., SCALZO H., VAN LUE S. et coll.
Physical and functional comparison of Coated VICRYL* Plus Antibacterial Suture (coated polyglactin 910 suture with triclosan) with Coated VICRYL* Suture (coated polyglactin 910 suture).
Surg Infect (Larchmt) ; 2003, **3** (Suppl 1): S65-77.
101. TERA H. et 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.
102. THACKER J.G., RODEHEAVER G.T., TOWLER M.A et coll.
Surgical needle sharpness.
Am J Surg, 1989 ; **157** (3) : 334-339.
103. TORRES-LAGARES D., BARRANCO-PIEDRA S., RODRIGUEZ-CABALLERO A. et coll.
Suture needles in oral surgery: alterations depending on the type and number of sutures.
Med Oral Patol Oral Cir Bucal ; 2012, **17**: e129-134.
104. TOWLER M.A, TRIBBLE C.O., PAVLOVICH L.I. et coll.
Biomechanical performance of a new vascular sutures and needles for use in polytetrafluoroethylene grafts.
J. Appl. Biomater. ; 1993, **4** (1) : 87-95.
105. TREMBLAY S. et MANTOVANI D.
Les fils de suture: de fils en aiguille.
Med Qué, 2003 ; **38** (10) : 105-108.
106. TRIER W.C
Considerations in the choice of surgical needles.
Surg. Gynecol. Obstet. ; 1979, **149** (1) : 84-94.
107. 106. TRIMBOS J. B., NIGGEBRUGGE A., TRIMBOS R. et coll.
Knotting abilities of a new absorbable monofilament suture: poliglecaprone 25 (Monocryl).

Eur J Surg ; 1995, **161**(5): 319-322.

108. VAN RIJSSEL E. J., BRAND R., ADMIRAAL C. et coll.

Tissue reaction and surgical knots: the effect of suture size, knot configuration, and knot volume.

Obstet Gynecol ; 1989, **74**(1): 64-68.

109. VARMA S., FERGUSON H. L., BREEN H. et coll.

Comparison of seven suture materials in infected wounds--an experimental study.

J Surg Res ; 1974, **17**(3): 165-170.

110. VASTARDIS, S. et YUKNA R. A.

Gingival/soft tissue abscess following subepithelial connective tissue graft for root coverage: report of three cases.

J Periodontol ; 2003, **74**(11): 1676-1681.

111. 110. YILMAZ N., INAL S., MUGLALI M. et coll.

Effects of polyglecaprone 25, silk and catgut suture materials on oral mucosa wound healing in diabetic rats: an evaluation of nitric oxide dynamics.

Med Oral Patol Oral Cir Bucal ; 2010, **15**(3): e526-530.

112. ZEDERFELDT B.H. et HUNT T.K.

La fermeture des plaies: matériels et techniques.

Paris: laboratoires Davis and Geck, 1990 : 78 p.

9 Annexe

Normes relatives aux procédés et procédures de stérilisation ainsi que sur la biocompatibilité des dispositifs médicaux mis sur le marché (6) :

- Norme EN 550 (déc. 1994) stérilisation à l'oxyde d'éthylène, remplacée par la norme NF EN ISO 11-135-1 et -2

NF EN ISO 11 135-1 : Stérilisation des produits de santé – Oxyde d'éthylène – Partie 1 : Exigences de développement, de validation et de contrôle de routine d'un processus de stérilisation pour des dispositifs médicaux. (Indice de classement : S 98-101-1) (août 2007)

NF EN ISO TS 11 135-2 : Stérilisation des produits de santé – Oxyde d'éthylène – Partie 2 : directives relatives à l'application de l'ISO 11 135-1 (Novembre 2008).

Tous les dispositifs stérilisés à l'oxyde d'éthylène font l'objet d'un contrôle sur les résidus l'oxyde d'éthylène étant connu pour ses propriétés génotoxiques et irritantes (norme I.S.O. 10993-7 : "Évaluation biologique des dispositifs médicaux - Partie 7 - Résidus de stérilisation à l'oxyde d'éthylène").

- Norme EN 552 (déc. 1994) stérilisation par irradiation obsolète depuis 2006 remplacée par la norme NF EN ISO 11 137-1,-2 et -3 :

NF EN ISO 11 137-1 : Irradiation. Partie 1 : exigences relatives à la mise au point, à la validation et au contrôle de routine d'un procédé de stérilisation pour les dispositifs médicaux. (Indice de classement : S 98-103-1) (2006)

NF EN ISO 11 137-2 : Stérilisation des produits de santé - Irradiation. Partie 2 : établissement de la dose stérilisante.(Indice de classement : S 98-103-2) (Juillet 2008)

NF EN ISO 11 137-3 : Stérilisation des produits de santé - Irradiation. Partie 3 : directives relatives aux aspects dosimétriques. (Indice de classement : S 98-103-2) (2006)

La radio stérilisation altère la structure de certains polymères, notamment celles des fils synthétiques résorbables, en fractionnant la chaîne moléculaire, diminuant sa résistance à la traction et accélérant sa vitesse d'hydrolyse (13)(25). On se sert de cette propriété pour obtenir des fils à résorption rapide. Pour ces matériaux, seul l'oxyde d'éthylène peut être employé.

- Norme EN 554 (déc. 1994) stérilisation par la vapeur d'eau ; norme obsolète depuis 2009 remplacée par la norme 17 665-1 et -2.

NF EN ISO 17 665-1 : Stérilisation des produits de santé - chaleur humide - Exigence pour le développement, la validation et le contrôle de routine d'un procédé de stérilisation des dispositifs médicaux(2006).

NF CEN ISO/TS 17 665-2 : Stérilisation des produits de santé - chaleur humide - Directives relatives à l'application de l'ISO 17 665-1(2009).

- Norme NF EN I.S.O. 10993 (2010) portant sur l'évaluation biologique des dispositifs médicaux, modifiant la directive 93/42/CEE

BRAIRE (Pierre) -Actualisation des critères de choix des fils de sutures en parodontologie

-71f. ; Tabl ; ill ; 112 réf ; 30 cm (Thèse : Chir. Dent ; Nantes 2014)

RESUME

La cicatrisation en chirurgie parodontale est un des éléments clés du succès en parodontologie. C'est pourquoi il est nécessaire de choisir un matériel de suture le mieux adapté possible aux objectifs désirés, offrant des qualités de mise en œuvre optimales.

Ce document permet de passer en revue les critères de choix d'une aiguille et d'un fil de suture en fonction des données acquises de la science, pour sélectionner le matériel le plus adapté à son intervention.

La mise sur le marché d'une enduction antiseptique qui pallierait aux inconvénients de certains fils, à fait naître de réelles attentes.

De cette revue de la littérature, découle des applications cliniques qui, ajoutées au sens clinique et préférences du praticien, peuvent lui servir de guide dans sa sélection.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT

Parodontologie

MOTS CLES MESH

Parodontie – Periodontics

Matériaux de sutures - Sutures

Aiguilles – Needles

Triclosan – Triclosan

JURY

Président : M. le Professeur Assem SOUEIDAN

Directeur de thèse : M. le Docteur Christian VERNER

Assesseur : M. le Docteur Zahi BADRAN

Assesseur : M. le Docteur Xavier STRUILLLOU

ADRESSE DE L'AUTEUR

44100 NANTES

pierre.braire@hotmail.fr