

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
Université Ibn Khaldoun–Tiaret–
Faculté Sciences de la Nature et de la Vie
Département Sciences de la Nature et de la Vie



Mémoire de fin d'études

En vue de l'obtention du diplôme de Master académique

Domaine : Sciences de la Nature et de la Vie

Filière : Ecologie et environnement

Spécialité : Ecologie animale

Présenté par :

Mle BENGUESMIA Lemya

Mle GOUACEM Asma

Thème

**BIODEGRADATION DES PRODUITS
SYNTHETIQUES CHEZ LE LAPIN**

Soutenu publiquement le

Jury:

Présidente: Mme DJERBAOUI Malika

Encadrant Mr BOUDRA Abdellatif

Co-encadrant: Mr BENBELKACEM Idir

Examineur: Mr MERATI Rachid

Grade

Professeur

MCA

MCB

MCA

Année universitaire 2020-2021

REMERCIEMENT

Nos profondes gratitudes et mes vifs remerciements vont directement vers notre encadrant Monsieur BOUDRA ABDELLATIF qui a bien voulu diriger ce mémoire, pour ces commentaires efficaces et pratiques, sa simplicité et sa patience.

*Nous remercions également Co-encadrant Monsieur BENBELKACEM Idir
Nos remerciements s'adressent aussi aux membres de jury qui nous font l'honneur d'examiner
Ce travail.*

*Nous exprimons nos profonds remerciements à nos enseignants de faculté S.N.V qui ont été toujours
la pour nous*

*Nous adressons nos remerciements à tous ceux qui ont d'une manière ou
D'une autre, contribué à la réussite de ce travail et qui n'ont pas pu
Être cités ici.*

A tous un grand merci.

Dédicace

Ce modeste travail est dédié :

À mes chers parent, DJILALI et MESSAOUDA pour leur soutien, leur éducation ainsi leur amour.

À tous mes proches de la famille BENGUESMIA et CHERIFI et plus particulièrement, Mes frères

AYMNE ET YOUNES

À tous mes amis proches en préalable :

BOUCHRA et ILHEM et SOMIA et MARWA et MALIKA et KHALDIA et SARA

Et mon binôme : ASMA

À tous mes collègues de l'université IBN KHALDOUN

-Tiaret-

Et à tous ce qui m'ont enseigné au long de ma vie scolaire.

LEMYA

Dédicace

Ce modeste travail est dédié :

À mes chers parent, AMAR et FADHILA pour leur soutien, leur éducation ainsi leur amour.

À tous mes proches de la famille GOUACEM et ZOUATNIA et plus particulièrement, Mes frères

NASR EL DINE ET AZIZE

MA petite sœur MIMOUNA

A tous mes amis proches en préalable :

KELTOUM et MARWA et FATIMA ZOHRRA et AICHA

Et mon binôme : LEMYA

À tous mes collègues de l'université IBN KHALDOUN

-Tiaret-

Et à tous ce qui m'ont enseigné au long de ma vie scolaire.

ASMA

Sommaire

Liste de figures	
Liste de tableaux	
Liste des abréviations	
Liste des annexes	
Introduction	

Partie bibliographique

Chapitre I : Les fils de sutures

I. Ligature et Suture	4
I.1. Les fils de sutures	4
I.1.1. Caractéristiques générales des fils de suture	4
1. Calibre ou diamètre	4
2. Longueur :	5
3. Couleur.....	5
4. Élasticité	5
5. Glissance	5
6. Mémoire	6
I.2. Nature	6
I.2.1. Origine naturelle.....	6
I.2.2. Origine Métallique.....	6
I.2.3. Origine synthétique	7
I.3. Résorbabilité	7
I.3.1. Non résorbable	7
I.3.2. Résorbable.....	7
II. Les principaux fils résorbables	8
II.1. Les fils résorbables.....	8

II.1.1. Les fils tressé	9
II.1.2. Les monofils.....	10

Chapitre II : La biodégradation des fils

I.1.Définitions	12
I.2. Les facteurs qui influencent la biodégradation	12
I.2.1. Les paramètres physico-chimiques du milieu de dégradation	12
I.2.2. Les paramètres microbiologiques du milieu de dégradation	13
I.2.3. La structure et les propriétés des polymères constituant le matériau.....	13
I.2.4. Le procédé de fabrication du matériau	13
II. Mécanisme de dégradation	13
II.1.Dégradation chimique	13
II.2.1 Hydrolyse enzymatique	14
II.2.2. Hydrolyse chimique	15
III. Sutures chirurgicales	16

Partie expérimentale

Chapitre III : Matériel et méthodes

I. Matériel et produits.....	20
II. Choix et préparation des animaux d'expérimentation.....	20
III. Protocole de l'expérimental	21
IV. Le matériel utilisé en pré et per opératoire	22
IV.1. Le matériel utilisé en pré opératoire.....	22
IV.2. Le matériel utilisé en per opératoire.....	23
V. Protocole anesthésique.....	24
VI. Acte opératoire	25
VII. Suivi clinique	26

Chapitre IV : Résultats et discussion

Résultats	28
Interprétation des scores des paramètres du suivi pour le lot réalisé avec une suture intradermique et par un fils (Vicryl).....	28
Interprétation des scores des paramètres du suivi pour le lot réalisé avec une suture point passé et par un fils (Vicryl).....	29
Interprétation des scores des paramètres du suivi pour le lot réalisé avec une suture point passé et par un fil(PGA)	31
Interprétation des scores des paramètres du suivi pour le lot réalisé avec une suture intradermique et par un fil(PGA).....	33
Discussion.....	34
Conclusion.....	37

Liste de figures

Figure I- N° 1 : Formulation du PGA	9
Figure I- N°2 : Formulation du polydioxanone.....	10
Figure III -N°1 : Matériel chirurgical de base	22
Figure III-N°2 : Rasage des poiles.....	22
Figure III -N°3 : Stérilisation du matériel chirurgical	23
Figure III- N°4 : Peau suturée avec des points passés	24
Figure III- N°5 : Peau suturée intradermique.....	24
Figure IV- N°1 : Peau suturée en intradermique(Vicryl).....	28
Figure IV- N°2 : Peau suturée en intradermique(Vicryl).....	28
Figure IV-N°3 : Peau suturée en point passé(Vicryl)	30
Figure IV- N°4 : Peau suturée en point passé (Vicryl)	30
Figure IV- N°5 :Peau suturée en intradermique(PGA).....	31
Figure IV-N°6 : Peau suturée en intradermique(PGA).....	31
Figure IV-N°7 : Peau suturée en point passé (PGA).....	33
Figure IV N°8 : Peau suturée en point passé(PGA).....	33

Liste de tableaux

Tableau N° I-1 : Résume les temps de résorption des fils les plus communément utilisé.....	8
Tableau N° III-1 : Les produits et les matériels qui sont nécessaires à l’accomplissement de la démarche expérimentale	19
Tableau N°III-2: Répartition des animaux selon le type et la technique de suture utilisée	21
Tableau N°III-3: L'évaluation de la biodégradation des fils	25
Tableau N° IV-1 : Les scores des paramètres du suivi pour le lot réalisé avec une suture intradermique et par un fils Vicryl).....	27
Tableau N° IV-2 : Les scores des paramètres du suivi pour le lot réalisé avec une (suture au point passé et par un fil Vicryl).....	27
Tableau N° IV-3 : Les scores des paramètres du suivi pour le lot réalisé avec une Suture intradermique et par un fil PGA)	30
Tableau N° IV-3 : Les scores des paramètres du suivi pour le lot réalisé avec une Suture intradermique et par un fil PGA.....	32

Liste des abréviations

EP : European Pharmacopoeia

USP : Pharmacopée américaine

PGA : Acide polyglycolique

FRV : Fil résorbable Vicryl

FRP : Fil résorbable PGA

D : Durée

SR : Sans rupture

M: Moyenne

$\Sigma \mathbf{M}$: L'ensemble des moyennes

SPP : Suture point passé

SID : Suture intradermique

PO : Post opératoire

Introduction

Les premières traces d'utilisation des sutures remontent aux Egyptiens en 3000 av J-C. Ils utilisaient des aiguilles à chas en os avec du fil de lin ; La première trace écrite sur la réalisation des sutures est le papyrus d'Edwin Smith en 1650 av J.-C. Entre 1500 et 600 av J.-C. Susruta un médecin indien écrit avec ses disciples le premier traité de chirurgie appelé Samhita décrivant 300 procédés chirurgicaux et une centaine d'instruments spécifiques à la fermeture des plaies (Monsques et Levasseur, 1989) ; (Edwab, 1995) ; (Tremblay et Mantovani, 2003).

La cicatrisation des plaies cutanées et en particulier la cicatrisation esthétique, est un processus multifactoriel dans lequel la technique de fermeture peut amplement influencer la résistance de la cicatrice. Des complications post-chirurgicales peuvent être observées, elles peuvent aller de la simple inflammation cutanée à la déhiscence des sutures. Ces complications peuvent être évitées par le bon choix de la technique de reconstruction de la plaie (Quentin, 2016); (Bourges, 2018).

La disparition de la masse du fil pour les fils résorbables s'effectue par hydrolyse ou digestion enzymatique (biodégradation), actuellement en chirurgie maxillo-faciale en médecine humaine, les chirurgiens utilisent des produits résorbables pour leur intérêt esthétiques malgré leur fragilité dans le milieu extérieur.

L'objectif de cette étude est d'évaluer la biodégradation des fils de sutures résorbables in vivo en utilisant deux techniques (intradermique et au point passé) chez le lapin en prenant en considération les qualités physiques suivantes: la résistance à la traction, la résorption par hydrolyse, la sécurité des nœuds et la tolérance des produits par l'organisme, cette évaluation sera faite par des scores.

Partie bibliographique

Chapitre I :

Les fils de sutures

Introduction

La plupart des procédures chirurgicales nécessitent des fils de suture, aussi appelés fils chirurgicaux, répondant à des critères particuliers, dont l'un d'eux est le caractère résorbable ou non de la suture. L'implantation d'un fil de suture a pour but d'assurer une bonne cicatrisation des tissus et n'est pas sans conséquence sur l'organisme. Le choix du fil de suture est important et doit se faire en fonction des qualités recherchées par le chirurgien (Gaudy et al, 2007) .

I. Ligature et Suture

Le terme de "suture" désigne également le dispositif médical permettant la réalisation de l'acte précédent. Il s'agit d'un fil stérile, monté sur une aiguille, destiné à suturer. Une ligature (du latin ligare, lier) est un acte chirurgical consistant à occlure un conduit en l'enserrant dans un nœud. Il s'agit le plus souvent d'un vaisseau sanguin dont on veut arrêter le saignement, mais il peut s'agir de tout autre conduit, cordon ou pédicule, afin d'interrompre la continuité ou avant de le sectionner. Comme précédemment, le terme de "ligature" désigne également le matériel utilisé pour faire le nœud (Fleur, 1990).

I.1. Les fils de sutures

I.1.1. Caractéristiques générales des fils de suture

1. Calibre ou diamètre

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

- La numérotation européenne (EP pour European Pharmacopeia) correspond à la première décimale du diamètre du fil en millimètres.
- La numérotation américaine (USP pour United States Pharmacopeia) correspond à la résistance du fil à la tension et varie entre 12/0 et 10.

L'équivalence entre les deux notations dépend de la composition du fil.

2. Longueur

La longueur du fil est indiquée en centimètre. Sa mesure est également décrite dans la Pharmacopée Européenne ; Les longueurs existantes sont : 45cm, 75cm, 90cm, 120cm, 150cm et 250cm. Il existe également une marge et chaque fil ne peut pas être inférieur à 95 % de la désignation mentionnée sur l'emballage (Kirtikbhai et Weg, 2005).

3. Couleur

Chez l'animal, la couleur du fil est souvent anecdotique. Le choix porte généralement sur des couleurs sombre qui sont plus visibles pour le chirurgien dans le champ opératoire, à l'exception des fils cutanés pour lesquels on choisira une couleur plus discrète dans un souci esthétique, voire des fils sous cutanés qui, pour certain peuvent tatouer la peau lors de leur résorption (Gérard et Moineau, 2011).

4. Élasticité

L'élasticité est la capacité d'un matériau à revenir à sa longueur initiale après étirement. C'est donc une qualité importante à retrouver dans les matériaux qui composent un fil pour plusieurs raisons:

- Une suture avec peu d'élasticité se rompra plus facilement sur les sites de serrage des nœuds ;
- L'élasticité permet à la suture de s'étirer avec l'œdème tissulaire puis de revenir en place une fois disparition de celui-ci ;
- Une suture plus élastique aura moins tendance à couper le tissu et réduira donc les risques de mauvaise cicatrisation (Dubrana et Pasquier, 2011) ; (Elboussadani, 2014).

5. Glissance

Se définir comme étant l'aptitude d'un fil à glisser dans les tissus lors de sa mise en place. Un fil à faible coefficient de friction semble donc idéal afin de limiter un effet de scie lors du passage dans les tissus. En revanche les nœuds des fils à faible coefficient de friction ont tendance à glisser et à se dénouer (Dubrana et Pasquier, 2011) ;(Quentin, 2016).

6. Mémoire

La mémoire est la tendance qu'a le fil à garder la forme qu'il avait dans son emballage. Elle intervient surtout comme facteur de maniabilité pour l'opérateur, un fil à forte mémoire ayant tendance à faire des nœuds spontanément lors de la manipulation ; les monofilaments ont une mémoire plus forte que les fils tressés, et les fils fins ont peu de mémoire

Certains emballages sont conçus spécialement pour limiter cet effet en plaçant le fil de manière à ce qu'une fois retiré de celui-ci, il ne conserve pas sa forme initiale (Dubrana et Pasquier, 2011).

I.2.Nature

I.2.1. Origine naturelle

- Le « catgut » naturel fabriquée d'intestins de mouton et de cheval ou d'âne, puis reproduit synthétiquement, a été officiellement interdit en France en 2001 suite à la découverte des prions . C'est une torsade multi filamenteuse, et donc un monofil virtuel ; il présente une bonne résistance à la traction et une bonne manipulation ; Le catgut chromé est plus résistant, plus souple.

La résorption s'effectue en 10 - 15 jours. Elle est plus rapide dans les tissus infectés. Ce fil gonfle très rapidement, les nœuds se desserrent. Une réaction inflammatoire s'en suit (Inconvénient majeur) (Vepari et Kaplan, 2007).

- La soie est provient exclusivement de vers à soie Bombyx mori. Elle doit, avant utilisation, être débarrassée de sa protéine de couverture (la Séricine) afin d'éviter des réactions d'hypersensibilité. Elle peut être stérilisée de différentes manières et est définie comme non-résorbable. Toute fois sa nature protéique entraîne inévitablement une dégradation par les enzymes de l'organisme (Maurer, 2004).

I.2.2. Origine Métallique

L'acier chirurgical possède la meilleure résistance existante parmi tous les fils, Il possède de plus une très bonne tenue de nœud mais à cette qualité s'associe une raideur importante impliquant une utilisation peu pratique pour le chirurgien. Selon un consensus général on préférera l'utilisation des fils synthétiques à celle des fils naturels et métalliques, du fait de leur polyvalence et de leur comportement plus prévisible (Findji et Dupré, 2005).

I.2.3. Origine synthétique

Les premiers polyfilaments synthétiques résorbables étaient composés d'acide glycolique. La dégradation de ces matériaux ayant été longuement étudié, d'abord *in vitro* puis *in vivo* afin de prendre en compte les réactions enzymatiques de l'organisme hôte. Ces résultats ont permis de définir des temps de résistance et de résorption pour chaque fil et ainsi de définir leur usage pour chaque type de suture. Si la résistance mécanique d'un fil est conservée pendant plus de 90 jours il sera considéré comme non résorbable. Avec le temps ces fils synthétiques sont finalement tous résorbés par l'organisme hôte (Miller et Williams, 1984).

I.3. Résorbabilité

I.3.1. Non résorbable

«La Pharmacopée Européenne définit les fils non résorbables comme étant des fils qui, introduits dans un organisme vivant, n'y sont pas métabolisés. Ces fils peuvent donc être assimilés à des prothèses implantables puisqu'ils restent à demeure dans les tissus. De ce fait, le principal problème des fils non résorbables repose sur leur tolérance à terme, les matériaux constitutifs devant présenter aussi bonne innocuité possible vis à vis des tissus. L'avantage est une résistance qui a si permanente » (Leglise, 1994) ; (la pharmacopée européenne, 2002).

I.3.2. Résorbable

«la Pharmacopée Européenne définit les fils résorbables comme étant des fils qui, introduits dans un organisme vivant, sont métabolisés par cet organisme sans provoquer d'irritation tissulaire indésirable. L'avantage incontestable de ce type de fil est donc de disparaître, éliminant ainsi toute présence étrangère. Le principal problème des fils résorbables est de mettre en rapport le temps de perte de résistance à la traction du fil et le temps de cicatrisation des tissus à suturer » (Bilweis, 1993).

La dégradation des polymères résorbables est le fruit de mécanismes d'hydrolyses autocatalytiques et non-catalytiques, se produisant conjointement aux extrémités et aléatoirement sur la longueur du fil. Ceci permet de déduire, par des modèles probabilistes, le comportement du fil dans le temps (Gleadal et al., 2014).

II. Les principaux fils résorbables

Les principaux matériaux résorbables composant les fils employés en médecine humaine et vétérinaire sont : le polyglyconate, la polydioxanone, les acides polyglycoliques ainsi que des

copolymères d'acides glycolique et lactique ou encore d'acide glycolique et d' ϵ -caprolactone formant du polyglécaprone.

Tableau N° I-1 : Les durées de résorption des fils de sutures les plus communément utilisés

Type de fil	Temps utile	Temps de résistance	Temps de résorption
<ul style="list-style-type: none"> ✓ Polyglactine 910 irradiée (Vicrylrapid ND) (tressé) ✓ Acide polyglycolique (Dexon ND) (tressé) 	5 – 7 j	14 j	De 42 à 210 j
<ul style="list-style-type: none"> ✓ Polyglactine 910 (Vicryl ND) (tressé) ✓ Lactomer 9-1 (Polysorb ND) (tressé) ✓ Polyglyconate (Maxon ND) (monofilament) ✓ Glycomer 631 (Biosyn ND) (monofilament) ✓ Polyglécaprone 25 (Monocryl ND) (monofilament) 	15 – 21 j	30 j	De 56 à 180 j
<ul style="list-style-type: none"> ✓ Polydioxanone (PDS II ND) (monofilament) 	28 j	60 j	De 180 à 210 j

On notera qu'il existe 3 grandes catégories :

- **Les fils tressés résorbables rapides**, en première ligne, de temps utile court (1 semaine) et de résistance à 2 semaines.

- **Les fils tressés et monofilaments résorbables lents**, en deuxième ligne, dont le temps utile est compris entre 2 et 3 semaines et avec un temps de résistance d'un mois.
- **La polydioxanone, monofilaments** à résorption très lente, dont le temps utile est autour d'un mois et le temps de résistance de résistance de 2 mois. (Trimbos et Klopper, 1984)

II.1. Les fils résorbables

II.1.1. Les fils tressé

Catgut : Le catgut chromé est plus résistant, plus souple, sa résorption s'effectue en 10 - 15 jours. Elle est plus rapide dans les tissus infectés .Ce fil gonfle très rapidement, les nœuds se desserrent. Il est conservé en milieu hydro-alcoolique (Jordana et Colat-Parros, 2009).

L'acide polyglycolique PGA (PolyGlycolicAcid)

L'acide polyglycolique est un homopolymère permettant la fabrication d'une fibre extrêmement solide, mais pouvant se dépolymériser par hydrolyse sous l'action de l'humidité (Jordana et Colat-Parros, 2009).

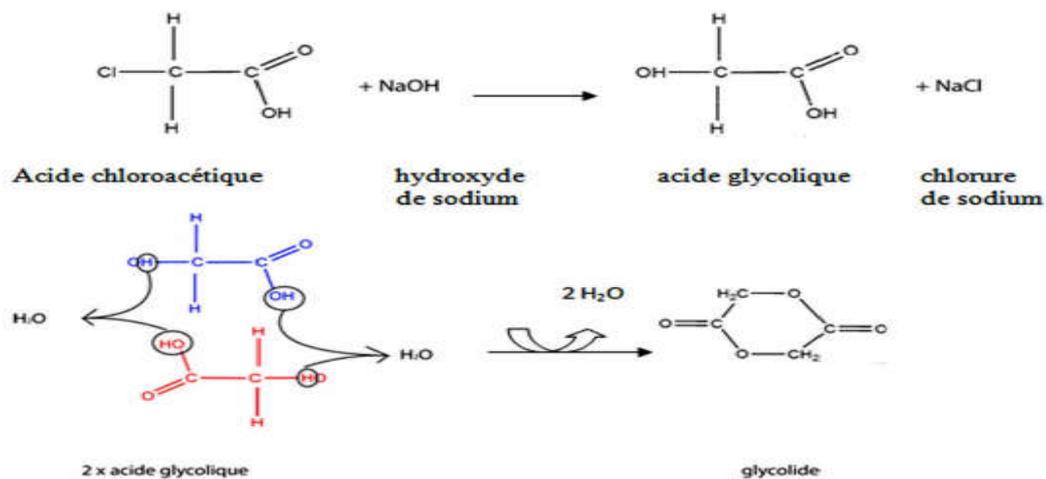
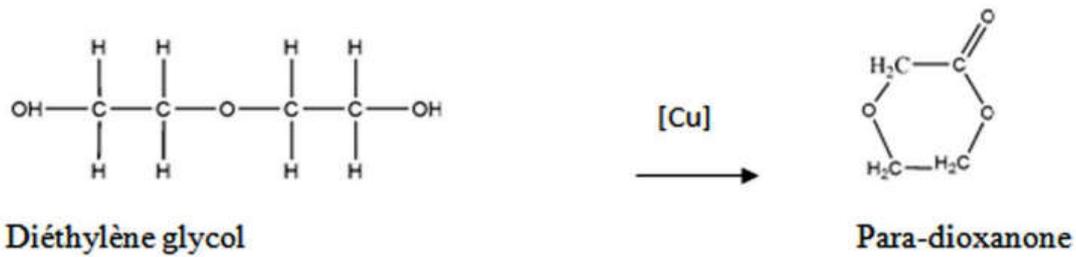


Figure N° 1 : Formulation du PGA (Jordana et Colat-Parros ,2009).

II.1.2. Les monofils

Le polydioxanone

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



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

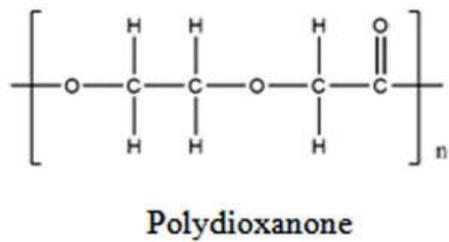


Figure N°2 : Formulation du polydioxanone(Jordana et Colat-Parros ,2009).

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

Exemple : PDS®, PDS® II.

La résorption se fait en 210 jours environ (Jordana et Colat-Parros, 2009).

Chapitre II :

La biodégradation des fils

I.1.Définitions

- **La biodégradation**

Elle peut être définie par la décomposition, la dégradation de matières organiques par l'action des microorganismes (bactéries, enzymes, champignons). Il s'agit d'une fragmentation avec modification chimique et perte des propriétés mécaniques. Le matériau est converti en dioxyde de carbone (CO₂), en eau (H₂O), et/ou en méthane (CH₄) et éventuellement en une nouvelle biomasse et des résidus.

- **Les matériaux biodégradables**

Définis selon American Society for Testing and Material (société américaine pour les essais et les matériaux), les matériaux biodégradables sont des matériaux qui sont aptes à subir un processus de décomposition sous forme de dioxyde de carbone, de méthane, d'eau, de composés non organiques ou de biomasse, le tout sous l'action enzymatique des microorganismes (Manolova et *al.*,1996).

I.2. Les facteurs qui influencent la biodégradation

La biodégradation est influencée par un certain nombre de facteurs qui pourraient être regroupés en quatre catégories (Lionel, 2011):

I.2.1. Les paramètres physico-chimiques du milieu de dégradation

Selon Lionel (2011) ces paramètres sont essentiels et facilitent l'action des micro-organismes. Trois éléments rentrent en ligne de compte :

- La température qui favorise l'activité microbienne;
- La teneur en eau du milieu qui doit être suffisante pour permettre aux fonctions des micro-organismes de s'exprimer;
- Le pH.

I.2.2. Les paramètres microbiologiques du milieu de dégradation

La présence de micro-organismes/enzymes spécifiques dans le milieu de dégradation va accroître le processus de dégradation.

Les micro-organismes suivant le cas, donneront lieu à une dégradation aérobie ou anaérobie (bactéries, cyanophycées).

I.2.3. La structure et les propriétés des polymères constituant le matériau

Le degré de polymérisation influence fortement la biodégradation. Un polymère faiblement cristallin et de masse molaire peu élevée est plus facile à dégrader. Par contre il sera difficile d'hydrolyser un polymère dont la structure est bien organisée (cristalline)(Lionel,2011).

I.2.4. Le procédé de fabrication du matériau

Le procédé de fabrication envisagé ainsi que les conditions de mise en forme du matériau (température, pression, utilisation de plastifiants, d'additifs) vont donner des matériaux aux caractéristiques très différentes tant au niveau de leur cristallinité que de leur composition ou encore de leur comportement vis à vis de l'eau, induisant des biodégradations différentes. Un matériau de grande pureté présentera des propriétés mécaniques importantes. L'épaisseur du matériau est également un paramètre déterminant dans le processus de dégradation d'un polymère. Généralement la cinétique de dégradation d'un matériau épais est relativement lente, si on considère une dégradation comme étant une érosion surfacique (Manolova et *al*, 1996).

II. Mécanisme de dégradation

II.1. Dégradation chimique

Les polymères sont des macromolécules qui, sous l'influence d'un certain nombre de paramètres, peuvent changer d'apparence, de couleur, de forme, de poids moléculaire, ce qui entraîne une altération de leurs propriétés physico-mécaniques. Les mécanismes de dégradation des polymères peuvent être de plusieurs ordres suivant les facteurs qui les initient :

- La dégradation chimique (par hydrolyse ou oxydation);
- La photo dégradation (action des UV et des radicaux libres);
- La dégradation thermique (action des radicaux libres et de la chaleur);
- La dégradation mécanique (cisaillement et coupure des chaînes par exemple le broyage);
- La biodégradation qui consiste à laisser se dégrader par l'action de micro-organismes.

La dégradation chimique qui consiste à une hydrolyse ou une oxydation constitue le principal mécanisme mis en jeu lors de la dégradation de polymères. L'oxydation est généralement provoquée par le rayonnement UV (qui produit des radicaux) subi par le matériau lors d'une exposition plus ou moins prolongée à la lumière du soleil. L'hydrolyse quant à elle peut être d'origine chimique ou enzymatique par les exo-enzymes libérées par les micro-organismes du milieu. Les polyesters du fait de la présence des liaisons esters entre chaque monomère sont les plus sensibles à l'hydrolyse. Les polyoléfines ne semblent pas être sensibles à ce type de réaction mais les sous-produits de réaction résultant d'une exposition plus ou moins longue à un rayonnement UV pourraient être minéralisés dans une faible mesure (Manolova *et al*, 1996).

II.2.1 Hydrolyse enzymatique

Il existe de très nombreux micro-organismes produisant les enzymes susceptibles d'hydrolyser des polyesters dans le sol, le compost ou d'autres milieux aquatiques. Certains micro-organismes produisent naturellement les enzymes hydrolysant le Poly (β -hydroxyalcanoates), car c'est un polymère qu'ils accumulent naturellement comme réserve de carbone dans certaines conditions nutritives. Cependant il a été mis en évidence divers types d'enzymes pouvant hydrolyser le PLA

ou d'autres copolyesters comme le Poly (butylène succinate-co-butylène adipate) (PBSA). Certaines enzymes seraient également capables de dégrader les sous-produits de dégradation de polyéthylène sensible aux peroxydations abiotiques après que celui-ci ait subi un vieillissement accéléré. L'hydrolyse enzymatique peut se dérouler de deux manières différentes. Dans le premier cas des endo-enzymes provoquent les ruptures aléatoires des liaisons esters de la chaîne carbonée du polyester libérant ainsi des polymères de masse molaire plus faible, cela se traduit par une diminution significative de la masse molaire moyenne du polymère résiduel.

Le deuxième cas correspond à l'action des exo-enzymes qui hydrolysent spécifiquement les liaisons esters situées en bout de chaîne, libérant des monomères, la masse molaire moyenne du polymère n'en est que très peu affectée alors que l'on peut observer une perte de masse globale.

Ces premières ruptures de chaînes sont réalisées par des enzymes extracellulaires car les longues chaînes carbonées de polyesters ne sont pas solubles et trop importantes pour pénétrer dans la cellule. Ce ne sont que les sous-produits d'hydrolyse (enzymatique ou chimique) de tailles plus réduites et solubles qui sont incorporés dans la cellule pour être minéralisés sous forme de CO₂ (ou de méthane en absence d'oxygène) ou incorporés dans de la nouvelle biomasse (Festel, 2005).

II.2.2. Hydrolyse chimique

L'hydrolyse de manière générale est caractérisée par l'équation bilan suivante :



L'action de l'eau sur le polyester (en milieu basique) va entraîner des scissions aléatoires au niveau de la fonction ester de la chaîne hydrocarbonée, en produisant des groupements carboxyliques qui eux-mêmes agiront comme catalyseurs de la réaction. Ce phénomène dénommé autocatalyse a été mis en évidence par Li et al (1996). L'hydrolyse acide se fera préférentiellement en fin de chaîne. Dans le cas du PLA (et des poly (α -esters) de manière générale, le mécanisme d'hydrolyse a été identifié et est clairement désigné comme une étape prépondérante de la dégradation. (Manolova et al., 1996).

III. Sutures chirurgicales

Les sutures biorésorbables ont été développées dès les années 1960. En raison de leur bonne biocompatibilité, elles sont largement utilisées en chirurgie trachéobronchique ainsi qu'en chirurgie générale.

Plusieurs biopolymères tels que les fibres de polyesters de synthèse (les PLA et les polyglycolides (PGA) ainsi que leurs co-polymères poly lactides-co-glycolides (PLGA)) sont actuellement employés pour ce type d'applications. Pour les sutures de surfaces irrégulières, les sutures tressées ne peuvent être utilisées pour faire des sutures continues. On a donc recours à des sutures monofilamentaires. En effet, dans ce cas, le PGA et le PLA ne peuvent être employés du fait de leur rigidité et de leur inflexibilité. Les copolymères de poly (acide lactique) et de poly(ϵ -caprolactone) PCL, qui sont des matériaux élastiques biorésorbables jouent très bien ce rôle (Jarroux,2007) .

Partie expérimentale

Chapitre III :

Matériel et méthodes

Cette partie consiste à évaluer la biodégradation des fils de sutures résorbables in vivo en utilisant deux techniques (intradermique et au point passé) chez le lapin en prenant en considération les qualités physiques suivantes: la résistante à la traction, la résorption par hydrolyse, la sécurité des nœuds et la tolérance des produits par l'organisme, cette évaluation a été faite par des scores.

Ce travail expérimental (geste opératoire et suivi) a été réalisé dans un cabinet vétérinaire privé.

I. Matériel et produits nécessaires

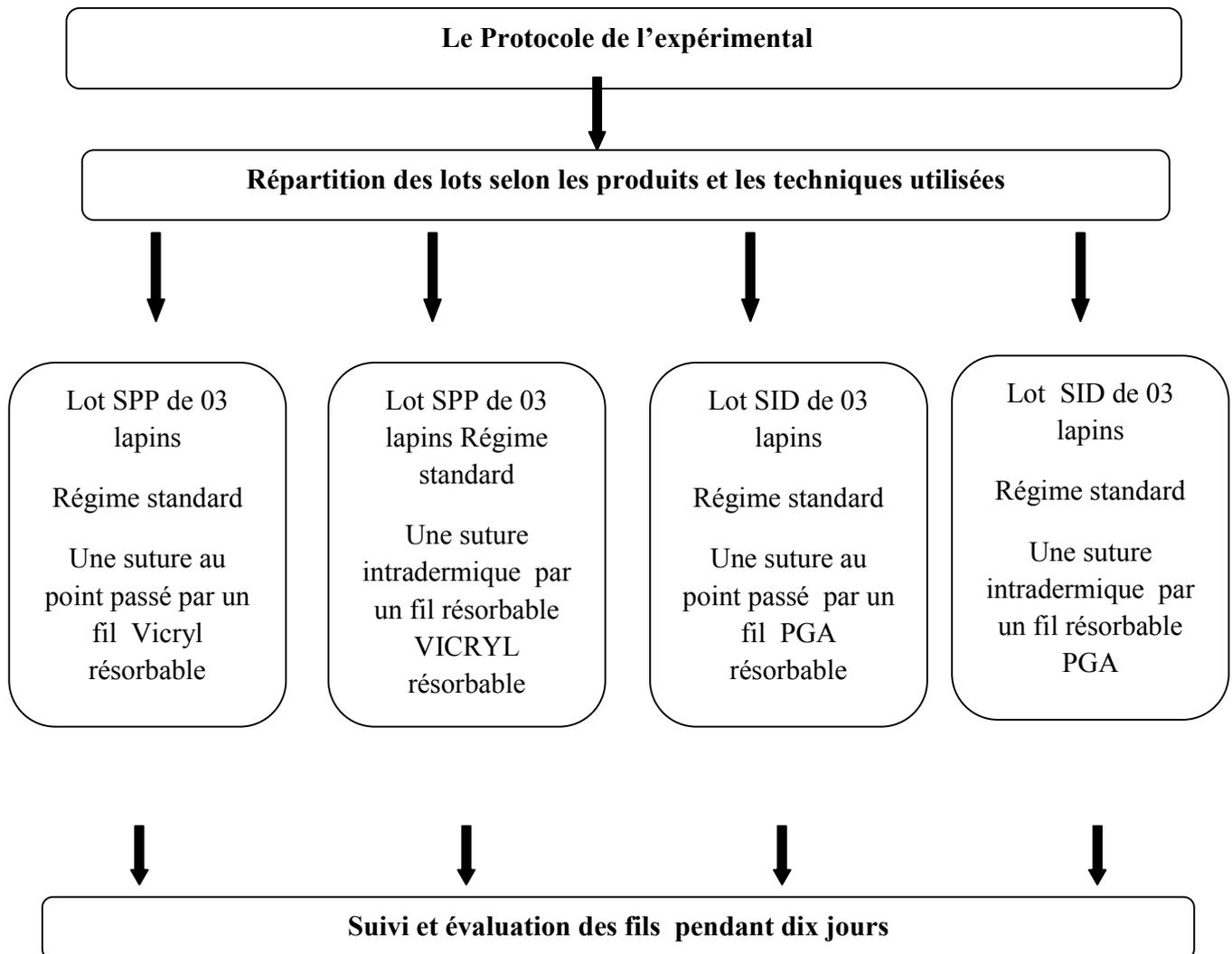
Tableau N° III-1: Les produits et le matériel nécessaires pour la partie expérimentale

Matériel	Les Produits
✓ Table chirurgicale	✓ la Povidone iodée
✓ Champ opératoire,	✓ La kétamine
✓ pinces à champs (backhaus et jones),	✓ L'acépromazine
✓ Lame bistouri n°23	✓ la xylazine
✓ Pinces à dissection (bakey et d'adson)	✓ La buprénorphine
✓ Ciseaux (metzenbaum,mayo)	✓ Pénicilline g
✓ Pinces hémostatiques (mosquito)	
✓ Pince porte aiguille (mathieau)	
✓ Fils de suture résorbables	
✓ Thermomètre	

II. Choix et préparation des animaux d'expérimentation :

Le lapin étant un animal facilement disponible et moins agressif, largement utilisé comme animal de laboratoire pour la chirurgie expérimentale, il est aussi couramment utilisé pour le dépistage d'implant avant de les tester dans un modèle animal plus grand, l'approvisionnement s'est fait auprès d'un éleveur réputé, l'ensemble des animaux a été déparasités par l'ivermectine à raison de 0.4 mg/kg.

III. Protocole de l'expérimental



Cette expérimentation a été effectuée sur douze (12) lapins mâles adulte âgés de 6 mois à 1 an, d'un poids corporel moyen estimé à 3 kg.

Les lapins ont été répartis en deux groupes de six, chaque groupe est divisé en deux lots de trois lapins (tableau N°III-2), le premier représente le groupe où les animaux ont subi une suture aux points passé par un fils résorbable tressé le Vicryl, tandis que le deuxième groupe a subi le même procédé mise appart que la technique de suture était par le fil PGA polyfilaments en intradermique.

Tableau N°III-2 : Répartition des animaux selon le type de fils et la technique de suture utilisée

Type de sutures	Techniques de suture			
	Suture en point passé (SPP)		Suture Intradermique (SID)	
Type de fils	FRV	FRP	FRV	FRP
Animaux	03	03	03	03

IV. Le matériel utilisé en pré et per opératoire :

Pour le bon déroulement de cette expérimentation l'utilisation d'un matériel en pré et post opératoire est primordiale, le matériel utilisé comprend:

IV.1. Le matériel utilisé en pré opératoire :

Ce matériel englobe tout les instruments utilisés pendant l'étape pré opératoire, rasoir, ciseau, thermomètre, stérilisateur, savon liquide, table d'examen.

IV.2. Le matériel utilisé en per opératoire :

Ce matériel englobe tout les instruments chirurgicaux de base.



Figure III-N°1: Matériel chirurgical de base.

Une prise de température rectale est faite aux lapins avant de commencer toutes préparations de ces derniers à l'intervention chirurgicale.

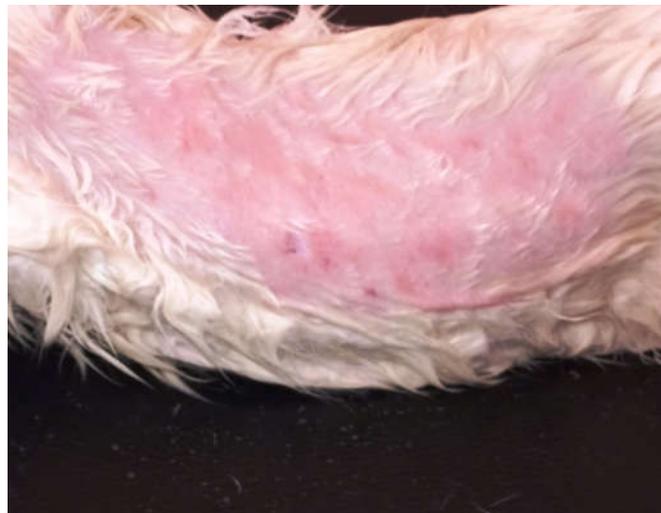


Figure III-N°2: Rasage des poiles.

Le site opératoire (dos) doit être rigoureusement rasé (figure III-N°2) ensuite méticuleusement nettoyer à l'eau et au savon puis avec un détergent germicide pour assurer l'élimination de la flore transitoire.

Avant la mise en place du champ opératoire stérile pour un animal en position sternale sur la table d'opérations, L'antisepsie cutanée est réalisée à l'aide de 7 applications de savon puis d'une application de Bétadine solution. Le temps opératoire est mesuré de la pose des champs jusqu'au dernier point cutané.



Figure III-N°3: Stérilisation du matériel chirurgical.¹

V. Protocole anesthésique

L'association kétamine / xylazine / acépromazine est un schéma utilisé dans cette étude car d'après Lipman (1990) il offre un temps d'anesthésie supérieur à celui produit par la kétamine / xylazine seule.

Selon Boudra et *al* (2020) l'analgésie, la myorelaxation et la tranquillisation sont assurés par une double injection en intramusculaire, d'acépromazine² et de xylazine³ à raison de 0,75 mg/Kg et 2,5 mg/Kg respectivement.

L'induction et le maintien sont assurés par la kétamine⁴ à raison de 35 mg/kg en IM.

¹-Appareil d'autoclave TITANOX via Canove n.2/a art.A3-214-535 230V 50/60Hz 950W serie n°080438

² - Calmivet(0.5%): vetoquinol ;luxemburg.

³ - Rompun2 %, Belgique.

⁴ - Imalgen1000, 10ml, France.

VI. Acte opératoire

Cette étape est effectuée au sien d'un cabinet vétérinaire de Dr BENMERZOUG A à Tiaret, la durée de chaque intervention est estimée en moyenne à 30 Minutes.

Animal en décubitus sternal, champs opératoire en place, une incision de 4 cm de longueur est Pratiquée pour tous les groupes sur la peau avec une lame bistouri N°23.

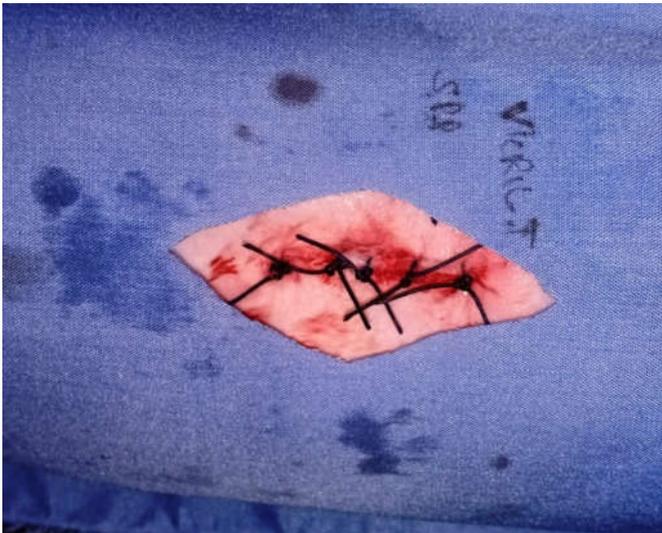


Figure III-N°4 : Peau suturée en point
passé PO



Figure III-N°5 : Peau suturée en
intradermique PO

La peau du premier groupe est suturé en intradermique avec un fil résorbable synthétique d'acide polyglycolique et Vicryl ; la peau du deuxième groupes par des points simples séparés en utilisant les mêmes types de fils précédant (Figure III-N°4et 5).

Pour mieux gérer la douleur en post opératoire, la buprénorphine est injectée à raison de 0,05 mg/kg en sous cutané, puis placé dans des cages spécialement conçues pour cette expérimentation.

VII. Suivi clinique

Une antibiothérapie à base pénicilline G à raison de 84.000 IU/kg est administrée en PO pendant dix jours. Une prise de température corporelle rectale quotidienne est effectuée durant 15 jours au maximum et une application du sérum salé chaque jour pendant 10 jours, la rupture du fil, la présence ou l'absence d'une inflammation, la sûreté des nœuds et la résistance à la traction jusqu'à l'ablation des fils représentent les principaux paramètres sur lesquels on s'est basé dans le suivi clinique.

Tableau N° III-3: L'évaluation de la biodégradation des fils

Critères	Score
Rupture du fil	SR/R
Suture en place avec :	
• Absence de réaction inflammatoire	1
• Nœud toujours en place	2
• Resistance à la traction	3
• Ablation du fil	4

Chapitre IV :

Résultats et discussion

Les résultats cliniques obtenus dans notre étude pendant 10 jours pour les deux lots sont notés en score dans le tableau ci dessous, l'explication de ces scores s'appuie sur les paramètres suivants : rupture du fils, réaction inflammatoire, la présence du nœud, la résistance à la traction et l'ablation des fils.

Tableau N° IV-1 : Les scores des paramètres du suivi pour le lot réalisé avec une suture intradermique et par un fils Vicryl).

D	Rupture de fil			Réaction inflammatoire			La sécurité des nœuds			Résistance à la traction			Ablation du fil		
	SR	SR	SR	1	1	0	2	2	2	3	3	3	-	-	-
J1	SR	SR	SR	1	1	1	2	2	2	3	3	3	-	-	-
J2	SR	SR	SR	1	1	0	2	2	2	3	3	3	-	-	-
J3	SR	SR	SR	1	1	0	2	2	2	3	3	3	-	-	-
J4	SR	SR	SR	1	1	0	2	2	2	3	3	3	-	-	-
J5	SR	SR	SR	1	1	0	2	2	2	3	3	3	-	-	-
J6	SR	SR	SR	1	1	0	2	2	2	3	3	0	-	-	-
J7	SR	SR	SR	1	1	0	2	2	2	3	3	0	-	-	-
J8	SR	SR	SR	1	1	0	2	2	2	3	3	0	-	-	-
J9	SR	SR	SR	1	1	0	2	2	2	3	3	3	-	-	-
J10	SR	SR	SR	1	1	0	2	2	2	3	3	3	4	4	4
M	SR	SR	SR	1	1	0.1	2	2	2	3	3	2.1	4	4	4
ΣM	Sans rupture			<u>0.7</u>			<u>2</u>			<u>2.7</u>			<u>4</u>		

*D : durée *SR : sans rupture *M: Moyenne *ΣM : L'ensemble des moyennes

Interprétation des scores des paramètres du suivi pour le lot réalisé avec une suture point passé et par un fils Vicryl

• Réaction inflammatoire

Une légère réaction inflammatoire a été enregistré et estimée à 0.7, pour le lot SID (fils Vicryl) L3 pendant toute la durée du suivi et aucune réaction inflammatoire pour le reste des cas.

• La présence des nœuds

Tous les nœuds ont été en places pendant les 10 jours du suivi pour tous les cas du lot SID (fils Vicryl) (L1, L2, L3).

- **La résistance à la traction**

Scoré à 2.7, une faiblesse dans la zone de cicatrisation a été constatée au moment de la manipulation de la plaie pour le même lapin qui a présenté une réaction inflammatoire auparavant.

- **L'ablation des fils**

Nous avons constaté que le Vicryl utilisé pour la suture intradermique a résisté jusqu'au 10^{ème} jours pour les trois lapins, scorés 4.



Figure N° IV-1: Peau suturée en intradermique (Vicryl) PO



Figure N° IV-2 : Peau suturée en intradermique (Vicryl) (J7)

Tableau N° IV-2 : Les scores des paramètres du suivi pour le lot réalisé avec une (suture au point passé et par un fils Vicryl).

D	Rupture de fil			Réaction inflammatoire			La sécurité des nœuds			Résistance à la traction			Ablation du fil		
	SR	SR	SR	1	1	1	2	2	2	3	3	3	-	-	-
J1	SR	SR	SR	1	1	1	2	2	2	3	3	3	-	-	-
J2	SR	SR	SR	1	1	1	2	2	2	3	3	3	-	-	-
J3	SR	SR	SR	1	1	0	2	2	2	3	3	3	-	-	-
J4	SR	SR	SR	1	1	0	2	2	0	3	3	3	-	-	-
J5	SR	SR	SR	1	1	1	2	2	0	3	3	3	-	-	-
J6	SR	SR	R	1	1	1	2	2	0	3	3	3	-	-	-
J7	SR	SR	R	1	1	1	2	2	0	3	3	3	-	-	-
J8	SR	SR	R	1	1	1	2	2	0	3	3	3	-	-	-
J9	SR	SR	R	1	1	1	2	2	0	3	3	3	-	-	-
J10	SR	SR	R	1	1	1	2	2	0	3	3	3	4	4	0
M	SR	SR	R	1	1	0.8	2	2	0.6	3	3	3	4	4	0
Σ				<u>0.93</u>			<u>1.5</u>			<u>3</u>			<u>2.6</u>		

*D : durée *SR : sans rupture *M: Moyenne * ΣM : L'ensemble des moyennes

Interprétation des scores des paramètres du suivi pour le lot réalisé avec une suture point passé et par un fils Vicryl

• Réaction inflammatoire :

Nos résultats ont révélés un score de 0.93, une légère réaction inflammatoire a été enregistré à J3 et J4 pour le lot SPP (fils Vicryl) L3 et l'absence de la réaction inflammatoire pour le reste des cas.

• La présence des nœuds :

Une ouverture des nœuds a été noté pour le lapin L3 à partir de J4 jusqu'au J10, tout les nœuds ont été en places pendant les 10 jours du suivi pour (L1, L2) ce paramètre a été estimé à 1.5.

• La résistance à la traction :

Une excellente résistance au moment de la traction manuelle de la plaie pendant les dix jours, scoré 3.

• L'ablation des fils:

L'évaluation a été scorée à 2.66, une disparition du fil a été notée pour le lapin numéro 3.

Concernant la rupture des fils, nous avons constaté la disparition du fils pour le lot réalisé avec des points passés avant la fin du suivi.



Figure N° IV-3: Peau suturé en point passé (Vicryl) (J10)



Figure N° IV-4: Peau suturé en point passé (Vicryl) (J5)

Tableau N° IV-3 : Les scores des paramètres du suivi pour le lot réalisé avec une Suture intradermique et par un fil PGA).

D	Rupture de fil			Réaction inflammatoire			La sécurité des nœuds			Résistance à la traction			Ablation du fil		
				1	1	1	2	2	2	3	3	3	-	-	-
J1	SR	SR	SR	1	1	1	2	2	2	3	3	3	-	-	-
J2	SR	SR	SR	0	0	1	2	2	2	3	3	3	-	-	-
J3	SR	SR	SR	1	1	1	2	2	2	3	3	3	-	-	-
J4	SR	SR	SR	1	1	1	2	2	2	3	3	3	-	-	-
J5	SR	SR	SR	1	1	1	2	2	2	3	3	3	-	-	-
J6	SR	SR	SR	0	1	1	2	2	2	3	3	3	-	-	-
J7	SR	SR	SR	1	1	1	2	2	2	3	3	3	-	-	-
J8	SR	SR	SR	1	1	1	2	2	2	3	3	3	-	-	-
J9	SR	SR	SR	1	1	1	2	2	2	3	3	3	-	-	-
J10	SR	SR	SR	1	1	1	2	2	2	3	3	3	4	4	4
M	SR	SR	SR	0.8	0.9	1	2	2	2	3	3	3	4	4	4
Σ	Sans rupture			<u>0.9</u>			<u>2</u>			<u>3</u>			<u>4</u>		

*D : durée *SR : sans rupture *M: Moyenne *ΣM : L'ensemble des moyennes

Interprétation des scores des paramètres du suivi pour le lot réalisé avec une suture intradermique et par un fils PGA

- **Réaction inflammatoire :**

Une légère réaction inflammatoire scorée à 0.9 a été enregistré pour le lapin L1 et L2 au deuxième jour et une réapparition de cette réaction au 6ème jour pour L1.

- **La présence des nœuds :**

Tous les nœuds ont été en places pendant les 10 jours du suivi pour tous les cas (L1, L2, L3).

- **La résistance à la traction :** scoré 3.

- **L'ablation des fils:** scoré 4.

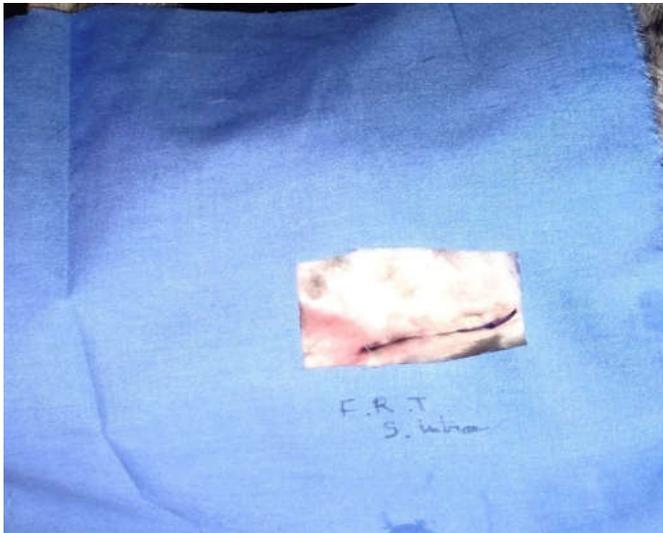


Figure N° IV-5: Peau suturée en intradermique (PGA) PO



Figure N° IV-6: Peau suturée en intradermique (PGA) (j2)

Tableau N° IV-4 : Les scores des paramètres du suivi pour le lot réalisé avec une suture et avec un fils au point passé PGA).

D	Rupture de fil			Réaction inflammatoire			La sécurité des nœuds			Résistance à la traction			Ablation du fil		
	SR	SR	SR	1	1	1	2	2	2	3	3	3	-	-	-
J1	SR	SR	SR	1	1	1	2	2	2	3	3	3	-	-	-
J2	SR	SR	SR	0	0	0	2	2	2	3	3	3	-	-	-
J3	SR	SR	SR	1	1	1	2	2	2	3	3	3	-	-	-
J4	SR	SR	SR	1	1	1	2	2	2	3	3	3	-	-	-
J5	SR	SR	SR	1	1	1	2	2	0	3	3	3	-	-	-
J6	SR	SR	SR	1	1	1	2	2	0	3	3	3	-	-	-
J7	SR	SR	SR	1	1	1	2	2	0	3	3	3	-	-	-
J8	SR	SR	SR	1	1	1	2	2	0	3	3	3	-	-	-
J9	SR	SR	SR	1	1	1	0	0	0	3	3	3	-	-	-
J10	SR	SR	SR	1	1	1	0	0	0	3	3	3	4	4	4
M	SR	SR	SR	0.9	0.9	0.9	1.6	1.6	0.8	3	3	3	4	4	4
Σ	Sans rupture			<u>0.9</u>			<u>1.33</u>			<u>3</u>			<u>4</u>		

*D : durée *SR : sans rupture *M: Moyenne *ΣM : L'ensemble des moyenne

Interprétation des scores des paramètres du suivi pour le lot réalisé avec une suture point passé et par un fils PGA

• Réaction inflammatoire :

Nos résultats ont révélés un score de 0.90, une réaction inflammatoire a été enregistrée à J2 pour les trois lapins.

• La présence des nœuds :

Une ouverture des nœuds a été noté, pour le lapin L1 et L2 à J9 et J10, et à partir de J6 jusqu'a J10 pour le lapin 3. Scoré 1.33.

• La résistance à la traction :

Scoré 3, une résistance parfaite a été noté au moment de la manipulation des plaies.

• L'ablation des fils:

Scoré 4, présence du fils pour les trois lapins jusqu'au dernier jour du suivi. Aucune rupture des fils n'a été enregistrée pour l'ensemble des cas.



Figure N° IV-7: Peau suturée en point passé(PGA) (j5)



Figure N° IV-8: Peau suturée en point passé(PGA) (j4)

Ce travail a pour objet d'analyser la biodégradation des fils de suture résorbables tressés utilisés dans des sutures intradermiques et aux points simples chez le lapin, les résultats obtenus tout au long de cette expérimentation sous forme de scores sont discutés selon les paramètres suivants :

• La résistance à la traction :

La résistance à la traction a été estimée à 2.7, lors de l'utilisation du Vicryl pour une suture intradermique et scoré 3 pour le même fil utilisé dans une suture aux points passés tandis que le PGA a été scoré 3 pour les deux types de sutures.

Selon Maurer, (2004) la résistance des fils tressés est supérieure à celle d'un monofilament de même diamètre, cette résistance dépend de la structure, du type de suture, du site d'implantation (l'humidité) et de la tolérance tissulaire. D'après Bourges (2018) l'inflammation est proportionnelle à la quantité de fil implanté, plus la charge en produit de suture (fils) est élevée, plus la réaction est importante.

Ce qui explique selon nos résultats trouvés que l'intolérance d'un animal à un autre en vers le Vicryl et la quantité utilisée ont été responsable d'un foyer inflammatoire qui a engendré une faiblesse dans la zone de cicatrisation au moment de la manipulation de la plaie pour la suture intradermique.

• La sécurité des nœuds :

Les fils tressés ont une meilleure sécurité au nœud que les monofilaments. Cette qualité des fils est adaptée pour la réalisation de sutures intradermiques ou point passé (Madic *et al*, 2003).

La sécurité des nœuds est une caractéristique déterminante car elle est garante de la sécurité de la suture pratiquée, son efficacité dépend de l'état de surface du fil (rugosité), les résultats sont meilleurs pour les matériaux à haut coefficient de frottement (Tremblay et Montovany, 2003).

Dans notre étude nous avons constaté que les fils utilisés (Vicryl, PGA) pour la suture intradermique ont résisté jusqu'au 10^{ème} jours, scorés 4, ce qui explique que les fils polyfilaments ont offerts une excellente tenue de nœuds sans l'exagération dans le nombre des boucles, De ce fait on peut dire que la suture intradermique est la plus adaptée aux fils tressés et ce qui explique leur utilisation en chirurgie esthétique humaine (maxillo-faciale).

L'application quotidienne du sérum salé était derrière la réouverture des nœuds réalisés par le PGA

Constaté pour certains points pour les sutures au point passé suite à une dégradation par l'hydrolyse.

- **Réaction inflammatoire et le temps de la cicatrisation (ablation des fils):**

La plupart des procédures chirurgicales nécessitent des fils de suture, aussi appelés fils chirurgicaux, répondant à des critères particuliers, dont l'un d'eux est le caractère résorbable ou non de la suture. L'implantation d'un fil de suture a pour but d'assurer une bonne cicatrisation des tissus et n'est pas sans conséquence sur l'organisme (Plessis et *al*, 2015).

La suture, en s'imprégnant des liquides tissulaires augmente de volume, ce qui accroît la surface de contact entre les fibres du fil et les tissus. Ceci amplifie considérablement la réaction inflammatoire (Osterberg, 1983); (Blomstedt et *al*, 1997).

Ce ci explique le score de la réaction inflammatoire inférieur à 1 pour tout les lots, La non tolérance du produit a justifié le plus faible score qui a été noté pour le fils Vicryl en intradermique.

La perte de résistance de la suture dans le temps doit être compensée par le mécanisme de la cicatrisation (Bilweis, 2014). Dans notre travail presque tout les cas ont résisté jusqu'a la cicatrisation de la plaie sauf pour les cas où nous avons enregistré une inflammation, ces cas ont été aussi sensible à l'hydrolyse.

Conclusion

Conclusion

Le choix des fils de sutures ou une technique de suture fait intervenir un acteur principal qui est le mode de biodégradation de ces produits à l'intérieur de l'organisme. Nous avons pu conclure dans ce modeste travail que l'intolérance en vers le Vicryl d'un sujet à un autre dans les sutures intradermiques et la quantité utilisée diminue la résistance à la traction de ce produit résorbable.

La sécurité des nœuds est une caractéristique déterminante car elle est garante de la sécurité de la suture pratiquée, elle est excellente notamment pour les fils polyfilaments et la suture intradermique est la plus adaptée aux fils tressés.

Les fils résorbables (Vicryl et PGA) semble résister à l'inflammation et au hydrolyse lors d'une suture externe et peuvent assurée une suture sure et esthétique jusqu'a leur ablation.

Notre étude a montré que le Vicryl et moins tolérant que le PGA et que Le pH acide (la réaction inflammatoire) et l'hydrolyse peuvent affecter la résistance du fil pour certains sujets et par conséquent le temps de la cicatrisation.

Résumé

L'objectif de cette étude était d'évaluer la biodégradation des fils de sutures résorbables in vivo en utilisant deux techniques (intradermique et au point passé) chez le lapin en prenant en considération les qualités physiques suivantes: la résistante à la traction, la résorption par hydrolyse, la sécurité des nœuds et la tolérance des produits par l'organisme, cette évaluation a été faite par des scores.

Notre étude nous a permis de juger les qualités de ces fils résorbables (VYCRIL et PGA) qui semblent résister à l'inflammation et à l'hydrolyse en assurant une suture sûre et esthétique jusqu'à leur ablation, ce travail nous a permis aussi de confirmer que l'intolérance du Vicryl pour les sutures intradermiques et la quantité utilisée affectent sa résistance à la traction et que les fils tressés sont les produits les plus adaptés pour les sutures intradermiques.

Mots clé : Fils résorbables tressés, suture intradermique, suture au point passé, tolérance, résorption, résistante a la traction.

ملخص :

كان الهدف من هذه الدراسة هو تقييم تدهور الخيوط القابلة للامتصاص في الجسم الحي باستخدام تقنيتين (داخل الأدمة وألغززه المتباعدة) حتى استئصالها عند الأرانب، مع الأخذ بعين الاعتبار الصفات الفيزيائية التالية: قوة الشد، والارتشاف عن طريق التحلل المائي، وأمن العقد وقابلية تحمل المواد المستعملة من قبل الكائن الحي، تم تقييم التجربة كان باستخدام درجات.

سمحت لنا هذه الدراسة بالحكم على صفات هذه الخيوط القابلة للامتصاص (PGA و ILVYCR) والتي يبدو أنها تقاوم الالتهاب والتحلل المائي من خلال ضمان خياطة آمنة وجمالية حتى استئصالها، وقد أكد لنا هذا العمل على درجة ضعف تحمل الخيوط السالفة ذكرها داخل الجلد، بان الكمية المستخدمة أثرت على قوة الشد.

ومن بين النقاط التي تم استنتاجها أن الخيوط المضفرة تبقى من بين أنسب الخيوط الجراحية المستعملة داخل الأدمة.

الكلمات المفتاحية: خيوط مضفرة قابلة للامتصاص، خياطة داخل الأدمة، خياطة غرز، تحمل، امتصاص، قوة شد.

Références

Bibliographiques

Références bibliographiques

- 1- Bilweisi. (2014). Ligatures et sutures chirurgicales. Ed Laboratoires Ethicon.125 p.
- 2- Blomstedt, B;Osterberg, B (1978). Suture materials and wound infection.
- 3- Bourges,J-L (2018) .Urgences en ophtalmologie, Elsevier Masson, 612p.
- 4- Boudra A.(2019). *Etude d'une greffe osseuse traitée couverte par la propolis chez les petits animaux*. Thèse de Doctorat en Sciences Vétérinaires.Institut des sciences vétérinaires, Université de TIARET.
- 5- Dubrana, F; Pasquier, P (2011) .Ligatures *et* sutures chirurgicales. Paris.
- 6- Findji,L ; Dupré ,G (2005).Guide des ligatures et sutures en chirurgie vétérinaire.
- 7- Edwab,R-R (1995).Chossing suture materiels and needles .vol.85.n°8,p157-192.
- 8- Elboussadani, Z (2014).*la contribution pharmaceutique dans la gestion des ligatures et sutures chirurgicales au sien de l'hôpital Ibn Rochid*. thèse de doctorat. Casablanca.
- 9- Fleur,B (1990).a propos des ligatures et sutures chirurgicales .vol.23,p13-14.
- 10- Gaudy, J; Tilotta, F; Lazaroo, B; Bilweis, C (2007). Incisions et sutures. Cahiers de prothèses. Paris. p23
- 11- Gérard, R; Moineau, G (2011). Le fil de suture : caractéristiques techniques in Ligatures et sutures chirurgicales. Springer .Paris, p149-169.
- 12- Gleadall, A; Pan, J; Kruff, M-A ;Kellomäki, M (2014). Degradation mechanisms of bioresorbable polyesters. vol. 10, n°5, p. 2223-2232.
- 13- Jarroux , N(2007). les polymères biodégradables, plastiques et composites.
- 14- Kirtikbhai, A-P; Weg, T (2005).sutures, ligatures and staples.vol.23, n°2, p56-60.
- 15- Leglise, P (1994). De fils en aiguilles. P70.
- 16- Li,S-M ; Rashkov, I. ;Espartero, J-L ;Manolova,N ; Vert,M(1996). Synthesis, Characterization, and Hydrolytic Degradation of PLA/PEO/PLA Triblock Copolymers with Long Poly(l-lactic acid) Blocks, Macromolecules, p57-62.
- 17- Lionel,S-A(2011).*Contribution à l'étude de la structure et de la texture du PLA : Effet de la dégradation hydrothermale*, thèse de doctorat. Université de Haute Alsace – Mulhouse.
- 18- Madic, A ; Ganon, S ; Bourgade, B ; Sellal, O (2003).Ligatures et sutures chirurgicales résorbables.vol. 28, n°1, p103-122.
- 19- Maurer, J-N (2004) .*Évaluation de l'utilisation des sutures et des ligatures chirurgicales au CHU de Nancy*, thèse d'exercice, université Henri Poincaré.

- 20- Miller, N-D ET Williams, D-F (1984). The in vivo and in vitro degradation of poly(glycolic acid) suture material as a function of applied strain. vol. 5, n°6, p 365-368.
- 21- Monsques, T ; Levasseur, F (1989).Les sutures chirurgicales: généralités et matériel 367-381.
- 22- Osterberg, B (1983). Influence of capillary multifilament sutures on the antibacterial action of inflammatory cells in infected, p751-757.
- 23- Pharmacopée américaine (2002).Monographies relatives aux sutures chirurgicales. Pharmacopée américaine (USP). - 25e édition.
- 24- Pharmacopée européenne (2002).Monographies relatives aux "Fils chirurgicaux pour usage humain". Pharmacopée européenne. - 4^e édition, 2555-2566.
- 25- Proux,E (2005).Etude comparée de l'utilisation d'un fil résorbables tressé (safil)et d'un fil résorbables monobrin (monosyn)pour l'ovariectomie de la chatte .thèse de doctorat.
- 26- Plessis, C. ; Brischoux, S ; Sturtz, F ; Marcheix, S -P (2015) .Les fils résorbables en orthopédie : de l'implantation à la résorption. Elsevier, 587-592p.
- 27- Quentin, B (2016).*Réalisation d'un support pédagogique audiovisuel pour l'apprentissage les techniques de sutures en chirurgie des animaux de compagnie* .thèse de doctorat .Unv Claude-Bernard.Lyon.
- 28- Tremblay,S ; Mantovani ,D (2003). Les fils de suture: de fils en aiguille. Québec.vol. 38, n°10, p105-108.
- 29- Trimbo, J- B ; Klopper, P- J (1985).Knot security of synthetic absorbable suture material; a comparison of polyglycolic acid and polyglactin-910.vol. 19, n°3, p183-190.
- 30- Vepari, C; Kaplan, D-L (2007).Silk as a biomaterials.vol. 32, n°8-9, p991-1007.