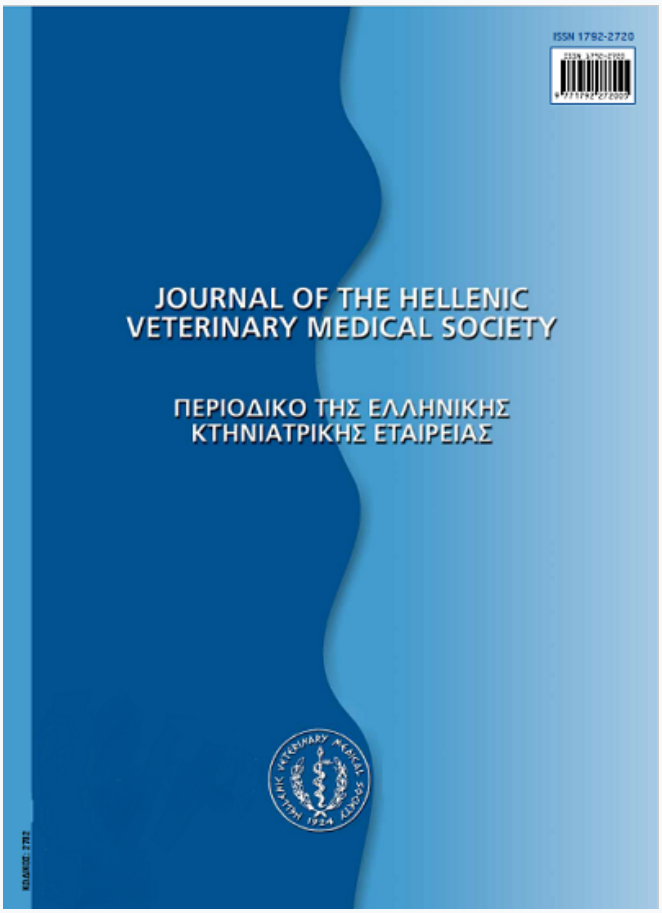
ePublishing

ΕΘΝΙΚΟ ΚΕΝΤΡΟ ΤΕΚΜΗΡΙΩΣΗΣ
EKT
NATIONAL DOCUMENTATION CENTRE

Journal of the Hellenic Veterinary Medical Society

Vol 63, No 4 (2012)



Properties of sutures used in veterinary surgery

E. TZIMTZIMIS (Ε. ΤΖΙΜΤΖΙΜΗΣ), L. PAPAZOGLOU (Λ. ΠΑΠΑΖΟΓΛΟΥ)

doi: 10.12681/jhvms.15444

To cite this article:

TZIMTZIMIS (E. TZIMTZIMHΣ) E., & PAPAZOGLOU (Λ. ΠΑΠΑΖΟΓΛΟΥ) L. (2017). Properties of sutures used in veterinary surgery. *Journal of the Hellenic Veterinary Medical Society*, *63*(4), 309–322. https://doi.org/10.12681/jhvms.15444

https://epublishing.ekt.gr | **e-Publisher:** EKT | **Downloaded at:** 24/04/2024 04:40:16

J HELLENIC VET MED SOC 2012, 63(4): 309-322
ΠΕΚΕ 2012, 63(4): 309-322

Review article
Ανασκόπηση

Properties of sutures used in veterinary surgery

Tzimtzimis E., Papazoglou L.

Clinic of Companion Animals, School of Veterinary Medicine, Aristotle University of Thessaloniki, Thessaloniki, Greece

Ιδιότητες των ραμμάτων που χρησιμοποιούνται στην κτηνιατρική χειρουργική

Τζιμτζίμης Ε., Παπάζογλου Λ.

Κλινική Ζώων Συντροφιάς, Κτηνιατρική Σχολή, Αριστοτέλειο Πανεπιστήμιο Θεσσαλονίκης, Θεσσαλονίκη

ABSTRACT. Sutures are necessary for wound healing in surgery and for ligation of vessels. Many of sutures currently available are classified according to their characteristics, such as the tensile strength, the elasticity, the plasticity, the pliability, the knot security, the memory, the capillarity, the tissue drag and the tissue reactivity. Regarding the rate of reduction of tensile strength, sutures are widely classified as absorbable, used in tissue closure that do not require long-term support, and non-absorbable, used whenever prolonged mechanical support is required. Sutures are also classified as natural or synthetic, as well as monofilament or multifilament depending on origin or structure, respectively. Sutures are available in different sizes. As suture's size increases, increase in the tensile strength also occurs. Absorbable sutures described in this review include catgut, polydioxanone, polyglyconate, glycomer 631, polyglycolic acid, polyglactin 910, poliglecaprone 25, polyglytone 6211 and lactomer 9-1. Non-absorbable sutures described in this review include surgical silk, cotton, nylon, polymerised caprolactam, polyester fibers, polybutester, polypropylene and stainless steel. Usually, sutures are attached to surgical needles creating a continuous unit. Needles are classified based on their shape, length, way of suture attachment and cross-section of body and point. The latter property divides needles into blunt, taper and cutting; the selection of the appropriate type is based on the tissue that has to be sutured. Sutures in modern veterinary surgery are usually available in disposable sterilized packages.

Keywords: cat, dog, needles, sutures, veterinary surgery, wound

Correspondence: E. Tzimtzimis,
Clinic of Companion Animals, School of Veterinary Medicine,
Aristotle University of Thessaloniki, 11 St. Voutyra str.,
54627 Thessaloniki, Greece.
E-mail: manolis.dvm@gmail.com

Αλληλογραφία: Ε. Τζιμτζίμης,
Κλινική Ζώων Συντροφιάς, Κτηνιατρική Σχολή,
Αριστοτέλειο Πανεπιστήμιο Θεσσαλονίκης,
Σταύρου Βουτυρά 11, 54627 Θεσσαλονίκη.
E-mail: manolis.dvm@gmail.com

Date of initial submission: 21 October 2012
Date of revised submission: 15 November 2012
Date of acceptance: 29 November 2012

Ημερομηνία αρχικής υποβολής: 21 Οκτωβρίου 2012
Ημερομηνία αναθεωρημένης υποβολής: 15 Νοεμβρίου 2012
Ημερομηνία αποδοχής: 29 Νοεμβρίου 2012

ΠΕΡΙΛΗΨΗ. Τα ράμματα είναι απαραίτητα για την επούλωση των τραυμάτων και για την απολίνωση των αγγείων. Η μεγάλη ποικιλία των διαθέσιμων σήμερα ραμμάτων σχετίζεται με τα διαφορετικά χαρακτηριστικά αυτών, όπως η αντοχή στην τάση, η ελαστικότητα, η πλαστικότητα, η ευκαμψία, η σταθερότητα κόμπου, η μνήμη, η τριχοειδική ιδιότητα, η προκαλούμενη επιφανειακή τριβή και η προκαλούμενη ιστική αντίδραση. Τα ράμματα διακρίνονται με βάση το ρυθμό μείωσης της αντοχής τους στην τάση σε απορροφήσιμα, που χρησιμοποιούνται σε εσωτερικούς ιστούς και όργανα που δε χρειάζονται μακρόχρονη υποστήριξη, και σε μη απορροφήσιμα, που χρησιμοποιούνται όπου απαιτείται παρατεταμένη μηχανική υποστήριξη. Επιπλέον, τα ράμματα ταξινομούνται ως φυσικά ή συνθετικά και ως μονόκλωνα ή πολύκλωνα, με κριτήριο την προέλευση και τη δομή τους, αντίστοιχα. Κάθε ράμμα διατίθεται σε διάφορα μεγέθη, τα οποία αντίστοιχα καθορίζουν την αντοχή του στην τάση. Τα απορροφήσιμα ράμματα που περιγράφονται στην παρούσα ανασκόπηση είναι το catgut, η πολυδιοξανόνη, η πολυγλυκονάτη, το glycomer 631, το πολυγλυκολικό οξύ, η πολυγλακτίνη 910, η πολυγλεκαπρόνη 25, το polyglytone 6211 και το lactomer 9-1. Τα μη απορροφήσιμα ράμματα που περιγράφονται στην παρούσα ανασκόπηση είναι το μετάξι, το βαμβάκι, το nylon, το polymerised caprolactam, οι πολυεστέρες, ο πολυβουτεστέρας, το πολυπροπυλένιο και ο ανοξείδωτος χάλυβας. Συνήθως τα ράμματα είναι ενσωματωμένα σε χειρουργικές βελόνες, οι οποίες ταξινομούνται με βάση το σχήμα, το μήκος, τον τρόπο σύνδεσης με το ράμμα και τη διατομή του σώματος και της κορυφής τους. Με βάση το τελευταίο χαρακτηριστικό διακρίνονται σε τυφλές, στρογγυλές και κόπτουσες, η επιλογή δε της εκάστοτε κατάλληλης βελόνας γίνεται με βάση το είδος του προς συρραφή ιστού. Τα ράμματα στη σύγχρονη κτηνιατρική χειρουργική διατίθενται συνήθως σε αποστειρωμένες συσκευασίες μιας χρήσης.

Λέξεις ευρετηρίασης: βελόνες, γάτα, κτηνιατρική χειρουργική, ράμματα, σκύλος, τραύμα

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Οι βασικοί σκοποί των υλικών σύγκλεισης των τραυμάτων είναι η απολίνωση των αγγείων και η διατήρηση σε στενή επαφή των χειλέων του τραύματος, ώστε να επιτευχθεί επούλωση κατά πρώτο σκοπό. Στα υλικά σύγκλεισης των τραυμάτων περιλαμβάνονται τα ράμματα, τα συρραπτικά, οι συνδετήρες αγγείων, οι συγκολλητικές ταινίες, οι συγκολλητικές ουσίες και τα πλέγματα.

Τα ράμματα πρέπει να είναι αρκετά ανθεκτικά και να διατηρούν την αντοχή τους στους ιστούς για χρονικό διάστημα τόσο ώστε η επούλωση να αποτρέπει τη διάσπαση του τραύματος χωρίς μηχανική υποστήριξη. Η αντοχή που απαιτείται και ο χρόνος της επούλωσης ποικίλλουν ανάλογα με το είδος του ιστού και την τάση στα χείλη του τραύματος. Ο χρόνος της επούλωσης μπορεί να αυξηθεί λόγω φλεγμονής, κακής διατροφής, παχυσαρκίας, νεοπλασίας, χορήγησης φαρμακευτικών ουσιών (π.χ., αντιφλεγμονωδών), συστηματικών νοσημάτων (π.χ., σακχαρώδης διαβήτης), μηχανικών παραγόντων και διαταραχών του κολλαγόνου.

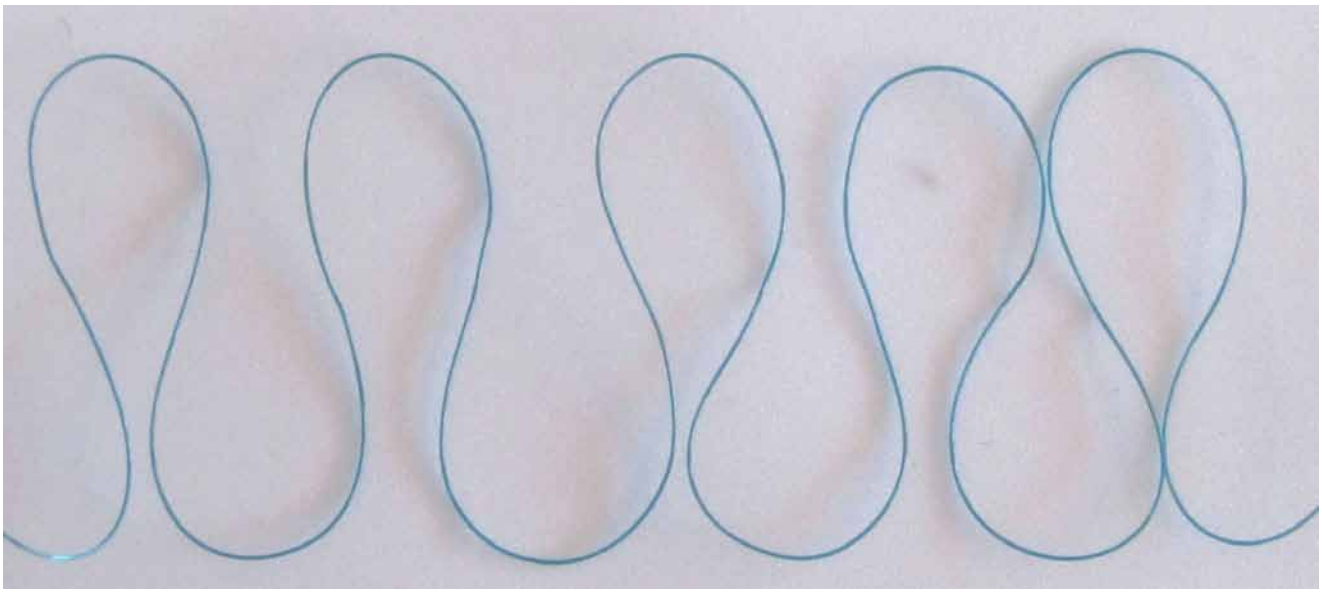
Το ιδανικό ράμμα πρέπει να μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε τραύματα καθαρά ή μολυσμένα, να έχει επαρκή αντοχή στην τάση με τη μικρότερη δυνατή διάμετρο, να διατηρεί σταθερούς κόμπους, να μην συρρικνώνεται στους ιστούς και να είναι εύκολο στο χειρισμό του. Επιπλέον, πρέπει να αντιδρά ελάχιστα με τους ιστούς, να μην είναι τοξικό, αλλεργιογόνο, καρκινογόνο, σιδηρομαγνητικό και να μην υφίσταται ηλεκτρολυτική διάσταση στους ιστούς, καθώς επίσης, να αποτρέπει την αποικιοποίηση και την ανάπτυξη μικροοργανισμών και να απορροφάται ή να εγκυστώνεται χωρίς επιπλοκές μετά την επούλωση του ιστού. Τέλος, πρέπει να αποστειρώνεται εύκολα, χωρίς μεταβολή των ιδιοτήτων του, να είναι ευρέως διαθέσιμο και σχετικά φτηνό. Όμως, ιδανικό ράμμα δεν υπάρχει. Πάντως, ορισμένα από τα διαθέσιμα σήμερα ράμματα προσεγγίζουν σε αυτό (Coolman 2004), αποτελώντας καλές επιλογές για το χειρουργό.

ΓΕΝΙΚΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΤΩΝ ΡΑΜΜΑΤΩΝ

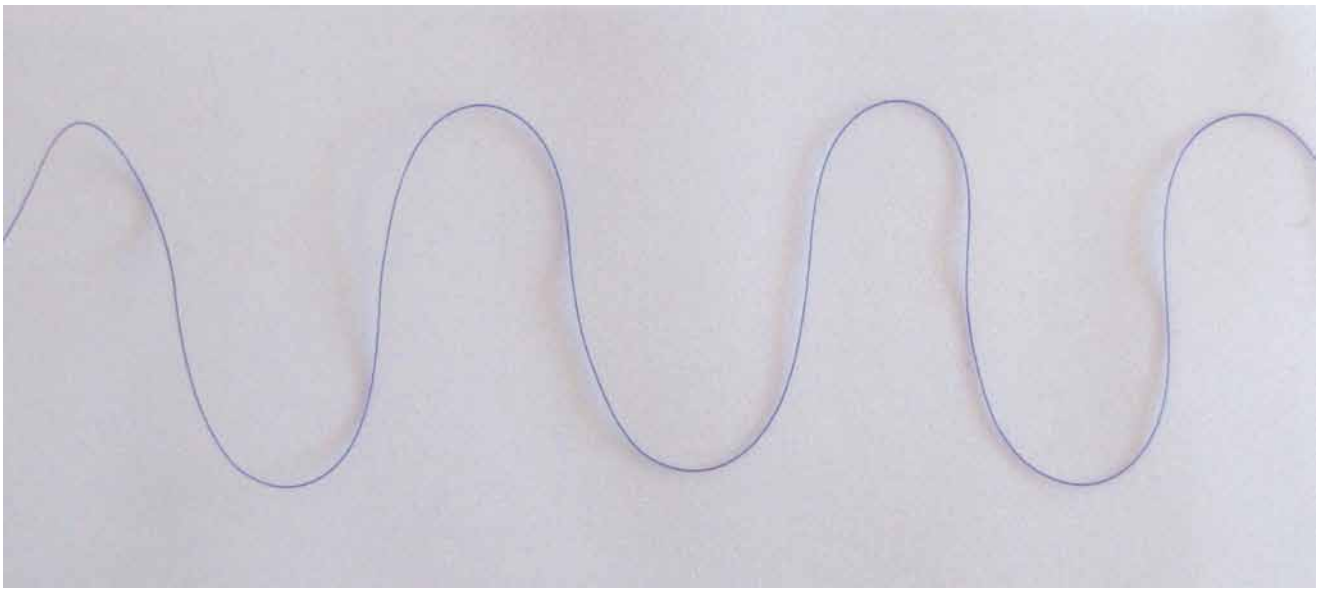
• Αντοχή στην τάση. Αυτή είναι η δυνατότητα κάποιου ράμματος να ανθίσταται στη διατατική φόρτιση. Ένα ράμμα πριν τη χρήση του χαρακτηρίζεται από τη γραμμική αντοχή στην τάση, ενώ μετά το σχηματισμό κόμπων η ιδιότητα αυτή εξαρτάται από την αντοχή των κόμπων στην τάση που υπολογίζεται σε 60%-90% της γραμμικής αντοχής στην τάση (Fossum 2007).

• Ελαστικότητα. Αυτή είναι η ικανότητα κάποιου ράμματος να διατείνεται χωρίς να υποστεί μόνιμη παραμόρφωση. Τα ελαστικά ράμματα χρησιμοποιούνται σε περιοχές με αναμενόμενο οίδημα, σε ιστούς με μεγάλη ικανότητα διάτασης (π.χ., μυοκάρδιο, δέρμα) και σε περιπτώσεις μόνιμης επιμήκυνσης υπό τάση (π.χ., τενοντοραφή) (Stoloff 1991).

• Πλαστικότητα. Αυτή είναι η ικανότητα μόνιμης



Εικ. 1. Ράμμα πολυγλυκονάτης (Maxon®, Syneture) με έντονη μνήμη.

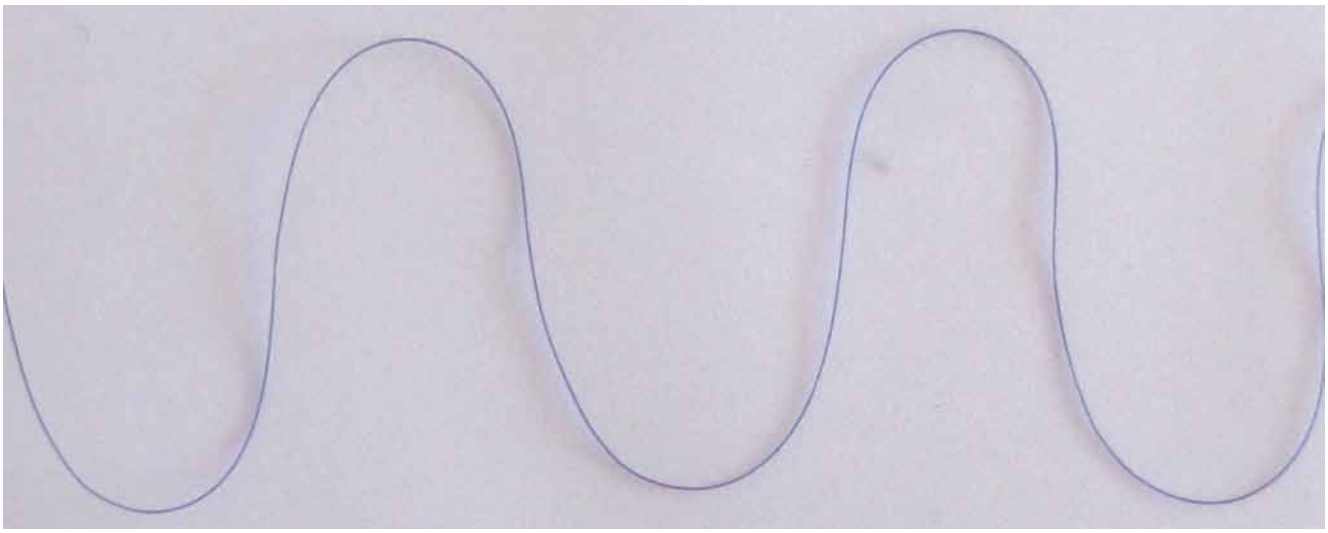


Εικ. 2. Ράμμα πολυδιοξανόνης (PDS II®, Ethicon) με λιγότερο έντονη μνήμη σε σχέση με το ράμμα στην Εικ. 1.

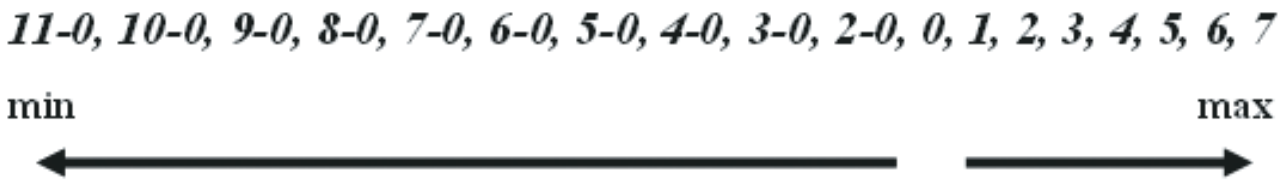
παραμόρφωσης κάποιου ράμματος μετά από διάταση χωρίς να υποστεί ρήξη.

•Ευκαμψία. Αυτή είναι η ικανότητα κάποιου ράμματος να διευκολύνει το χειρισμό του και να προσαρμόζεται στο σχηματισμό και τη σταθεροποίηση των κόμπων. Η χρησιμοποίηση εύκαμπτων ραμμάτων ενδείκνυται για απολίνωση μικρών αγγείων και για συνεχόμενες ραφές (Stoloff 1991, Fossum 2007). Η αύξηση της διαμέτρου ενός ράμματος μειώνει την ευκαμψία του.

•Σταθερότητα κόμπου. Αυτή είναι η ικανότητα κάποιου ράμματος να αντιστέκεται στο αυτόματο λύσιμο του κόμπου, η οποία εκφράζεται με τον αριθμό των βρόγχων που απαιτεί ένας ασφαλής κόμπος, επηρεάζεται δε από το υλικό του ράμματος, την τεχνική πρόσδεσης του κόμπου (απλός ή χειρουργικός) και τη μέθοδο σύγκλεισης του τραύματος (ο αρχικός κόμπος μιας συνεχόμενης ραφής απαιτεί ένα βρόγχο περισσότερο σε σχέση με μια χωριστή ραφή, ενώ ο τελικός κόμπος



Εικ. 3. Ράμμα πολυγλεκαπρόνης 25 (Monocryl®, Ethicon) με ακόμη λιγότερο έντονη μνήμη σε σχέση με το ράμμα στην Εικ. 1 και με λιγότερο έντονη μνήμη σε σχέση με το ράμμα στην Εικ. 2.



Εικ. 4. Διαβάθμιση του μεγέθους των ραμμάτων.

απαιτεί δύο ή τρεις βρόγχους περισσότερους σε σχέση με τον αρχικό, για τα περισσότερα ράμματα) (Rosin and Robinson 1989). Ένας ασφαλής κόμπος απαιτεί τουλάχιστον 3 βρόγχους και τα άκρα του ράμματος να έχουν μήκος τουλάχιστον 3 mm (Hochberg et al. 2009). Η σταθερότητα κόμπου σε ορισμένα ράμματα μπορεί να επηρεαστεί από την απορρόφηση υγρασίας από το περιβάλλον των ιστών (Stoloff 1991).

•Μνήμη. Αυτή είναι η ικανότητα κάποιου ράμματος να επιστρέφει στην αρχική φυσική του κατάσταση κατά τη διάρκεια δημιουργίας του βρόγχου (Εικ. 1, 2 και 3). Τα ράμματα που έχουν αυξημένη μνήμη χαρακτηρίζονται από μειωμένη ευκαμψία και σταθερότητα κόμπου (Hochberg et al. 2009).

•Τριχοειδική ιδιότητα. Αυτή είναι η δυνατότητα κάποιου ράμματος να επιτρέπει, κατά μήκος τη ροή υγρών και τη μεταφορά μικροοργανισμών, εξαρτάται δε άμεσα από τη δομή του ράμματος.

•Προκαλούμενη επιφανειακή τριβή. Αυτή είναι η ικανότητα κάποιου ράμματος να διέρχεται από τους ιστούς εύκολα, χωρίς να προκαλεί τραυματισμό. Ράμματα με αδρή επιφάνεια είναι περισσότερο τραυματικά από ράμματα με λεία επιφάνεια. Η ιδιότητα αυτή έχει ιδιαίτερη σημασία σε ευαίσθητους ιστούς, όπως ο οφθαλμός.

•Προκαλούμενη ιστική αντίδραση. Τα ράμματα δρουν ως ξένα σώματα στους ιστούς και προκαλούν την εκδήλωση φλεγμονώδους αντίδρασης, ο βαθμός της οποίας επηρεάζεται από το υλικό του ράμματος, το είδος του ιστού, την ποσότητα του ξένου σώματος (μέγεθος ράμματος), την τεχνική πρόσδεσης (τάση ράμματος) και το χρονικό διάστημα μέχρι την απορρόφηση (Monnet 2002). Η εντονότερη φλεγμονώδης αντίδραση παρατηρείται γύρω από τους κόμπους, επειδή έχουν τη μεγαλύτερη πυκνότητα ξένου υλικού και προκαλούν εντονότερο μηχανικό ερεθισμό.

Πίνακας 1. Υλικά ραμμάτων που χρησιμοποιούνται στην κτηνιατρική χειρουργική και αντίστοιχα εμπορικά διαθέσιμα προϊόντα.

Υλικά απορροφήσιμων ραμμάτων		
Φυσικά ράμματα	Συνθετικά ράμματα	
Πολύκλωνα ράμματα	Μονόκλωνα ράμματα	Πολύκλωνα ράμματα
Catgut plain (Surgical Gut Plain Ethicon, Plain Gut Syneture)	Πολυδιοξανόνη (PDS II Ethicon, MonoPlus Braun, Monosorb Medipac)	Πολυγλυκολικό οξύ (Dexon II / Dexon S Syneture, Safil / Safil Quick+ Braun, PGA Medipac)
Catgut chromic (Surgical Gut Chromic Ethicon, Chromic Gut / Mild Chromic Gut Syneture)	Πολυγλυκονάτη (Maxon Syneture)	Πολυγλακτίνη 910 (Coated Vicryl / Coated Vicryl Plus / Vicryl Rapide Ethicon)
Ράμματα κολλαγόνου	Polyglytone 6211 (Caprosyn Syneture)	Lactomer 9-1 (Polysorb Syneture, Neosorb PGLA Medipac)
	Πολυγλεκαπρόνη 25 (Monocryl Ethicon, Monofast Medipac)	
	Glyconate (Monosyn Braun)	
	Glycomer 631 (Biosyn Syneture)	
Υλικά μη απορροφήσιμων ραμμάτων		
Φυσικά ράμματα	Συνθετικά ράμματα	
Πολύκλωνα ράμματα	Μονόκλωνα ράμματα	Πολύκλωνα ράμματα
Μετάξι (Peerma Hand Ethicon, Sofsilk Syneture, Virgin silk / Silkam Braun, Silk Medipac)	Πολυαμίδη (Nylon 66 & Nylon 6) (Ethilon Ethicon, Dermalon / Monosof Syneture, Dafilon Braun)	Πολυαμίδη (Nylon 66 & Nylon 6) (Nurolon Ethicon, Surgilon Syneture, Trelon Braun)
Λινό (Linatrix Braun)	Πολυπροπυλένιο (Prolene Ethicon, Surgipro / Surgipro II Syneture, Fluorofil CP Medical, Premilene Braun, Propylen Medipac)	Πολυεστέρας επικαλυμμένος (Ethibond Excel Ethicon, Ti•Cron Syneture, Polydek / Tevdek Teleflex Medical, PremiCron Braun)
		Πολυεστέρας μη επικαλυμμένος (Mersilene Ethicon, Surgidac Syneture, Dagrofil Braun)
Βαμβάκι (Surgical cotton)		Polymerised caprolactam (Supramid Braun)
	Πολυβουτεστέρας (Novafil / Vascufil Syneture)	Σύνθετοι πολυεστέρες (FiberWire Athrex Orthocord DePuy Mitek, Herculine Linvatec, Ultrabraid Smith & Nephew's)
	Πολυτετραφθοροαιθυλένιο (Gore-Tex Gore)	Ανοξείδωτος χάλυβας (Steelex Braun)
	Ανοξείδωτος χάλυβας (Surgical Stainless Steel Ethicon, Steel Syneture, Steelex Braun)	

Το όνομα όλων των αναφερόμενων προϊόντων είναι ® από τον παρασκευαστή καθενός.

ΠΡΟΣΔΙΟΡΙΣΜΟΣ ΤΟΥ ΜΕΓΕΘΟΥΣ ΤΩΝ ΡΑΜΜΑΤΩΝ

Το μέγεθος των ραμμάτων καθορίζεται από τη διάμετρό τους. Η διάμετρος μετράται με δύο συστήματα, το μετρικό και το σύστημα της Αμερικανικής Φαρμακοποιίας (USP). Σύμφωνα με το πρώτο εξ αυτών, το μέγεθος εκφράζεται σε χιλιοστά πολλαπλάσια του 10, ενώ σύμφωνα με το δεύτερο, χρησιμοποιείται ως μονάδα μέτρησης ο αριθμός 0, ο οποίος όμως δεν ανταποκρίνεται σε συγκεκριμένη μετρική διάσταση: όσο ο αριθμός των μηδενικών ψηφίων αυξάνεται, τόσο μειώνεται το μέγεθος. Το μέγεθος του ράμματος κυμαίνεται από 7 για το μεγαλύτερο μέχρι 11-0 για το μικρότερο (Εικ. 4). Όσο μειώνεται το μέγεθος του ράμματος, τόσο μειώνεται και η αντοχή του στην τάση.

Το μέγεθος των μεταλλικών ραμμάτων προσδιορίζεται με το σύστημα των Brown και Sharpe (B and S) σε gauge, με μεγέθη που κυμαίνονται από 41 (αντίστοιχο του USP 7-0) μέχρι 18 (αντίστοιχο του USP 7).

ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗ ΤΩΝ ΡΑΜΜΑΤΩΝ

Τα ράμματα ταξινομούνται σε απορροφήσιμα και μη απορροφήσιμα. Τα απορροφήσιμα ράμματα (Πίνακας 1) αποδομούνται από τους ιστούς και χάνουν την αντοχή τους στην τάση εντός 60 ημερών από την τοποθέτησή τους. Για το λόγο αυτό, ενδείκνυται η χρήση τους σε εσωτερικούς ιστούς και όργανα χωρίς ανάγκη μακρόχρονης υποστήριξης. Οι κύριοι μηχανισμοί απορρόφησης είναι: (α) για τα φυσικής προέλευσης ράμματα, η σταδιακή ενζυματική πέψη και επακόλουθη φαγοκυττάρωση και (β) για τα συνθετικής προέλευσης ράμματα η υδρόλυση.

Στην πρώτη περίπτωση προκαλείται μεγαλύτερη ιστική αντίδραση σε σχέση με τη δεύτερη. Ο χρόνος απορρόφησης ποικίλλει ανάλογα με τα συστατικά κάθε ράμματος και δεν πρέπει να συγχέεται με το ρυθμό μείωσης της αντοχής στην τάση, που έχει τη μεγαλύτερη σημασία για τα πρώιμα στάδια της επούλωσης. Ο ρυθμός απορρόφησης επηρεάζεται σε σημαντικό βαθμό από τοπικές συνθήκες στο σημείο του τραύματος (π.χ., έκθεση σε ούρο ή άλλα υγρά του ζώου, το pH και η θερμοκρασία της περιοχής, η άσκηση τάσης στο ράμμα πριν την τοποθέτηση του, η παρουσία ελεύθερων ριζών και ηλεκτρολυτών, η παρουσία και ο τύπος της επικάλυψης και η παρουσία βακτηρίων) (Schmiedt 2012).

Τα μη απορροφήσιμα ράμματα (Πίνακας 1), με ελάχιστες εξαιρέσεις, διατηρούν σημαντική αντοχή στην τάση επί τουλάχιστον 60 ημέρες μετά την τοποθέτησή τους. Κατάληξή τους είναι η εγκύστωση από συνδετικό ιστό, εκτός αν αφαιρεθούν ή αποβληθούν από τον οργανισμό. Η χρήση τους ενδείκνυται σε ιστούς που απαιτούν παρατεταμένη μηχανική υποστήριξη, καθώς και στη συρραφή του δέρματος.

Επιπλέον, τα ράμματα κατατάσσονται, με κριτήριο την προέλευση τους, σε φυσικά ή συνθετικά. Στην πρώτη κατηγορία ανήκουν το catgut, το μετάξι, το βαμβάκι και το λινό, ενώ όλα τα υπόλοιπα ράμματα έχουν συνθετική προέλευση. Τα συνθετικά ράμματα συνήθως προκαλούν μικρότερη ιστική αντίδραση και έχουν καλύτερα προβλέψιμο χρόνο απορρόφησης (Smeak 1998).

Μια τρίτη κατάταξη των ραμμάτων μπορεί να γίνει με κριτήριο τη δομή τους σε μονόκλωνα, τα οποία αποτελούνται από μια ίνα υλικού, και πολύκλωνα, τα οποία αποτελούνται από πολλές περιελιγμένες ίνες. Τα πρώτα εμφανίζουν λιγότερη επιφανειακή τριβή σε σχέση με τα δεύτερα, επιπλέον δε δεν διαθέτουν διάκενα που θα μπορούσαν να αποικίζονταν από βακτήρια. Όμως, απαιτείται προσοχή στο χειρισμό τους με εργαλεία, επειδή καταστρέφονται εύκολα από τη συμπίεση που ασκούν οι λαβίδες, οπότε μειώνεται η αντοχή τους στην τάση, με αποτέλεσμα την προδιάθεση σε διάσπαση. Επιπλέον, απαιτείται πρόσδεσή τους με μεγαλύτερη τάση, ώστε να διασφαλιστεί η προσέγγιση των ιστών, και έχουν μειωμένη σταθερότητα των κόμπων. Τα πολύκλωνα ράμματα είναι γενικά πιο εύκαμπτα από τα μονόκλωνα, έχουν τριχοειδική ιδιότητα και μπορεί να είναι επικαλυμμένα ή μη επικαλυμμένα από κάποιο υλικό. Η επικάλυψη, που γίνεται συνήθως με teflon, σιλικόνη, απλό κερί ή παραφίνη και στεατικό ασβέστιο, μειώνει την επιφανειακή τριβή και την τριχοειδική ιδιότητα και τα κάνει πιο εύχρηστα (Fossum 2007).

ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΤΩΝ ΡΑΜΜΑΤΩΝ ΠΟΥ ΧΡΗΣΙΜΟΠΟΙΟΥΝΤΑΙ ΣΤΗΝ ΚΤΗΝΙΑΤΡΙΚΗ ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ

Απορροφήσιμα ράμματα

Catgut. Το υλικό αυτό αποτελείται από περιστραμμένες ίνες κολλαγόνου, οι οποίες προέρχονται από τον υποβλεννογόνιο χιτώνα λεπτού εντέρου προβάτου ή από τον ορογόνο χιτώνα εντέρου μόσχου, μπορεί δε να είναι επικαλυμμένο με άλατα τριοξειδίου του χρω-

μίου (chromic) ή μη (plain). Η επικάλυψη μειώνει την ιστική αντίδραση και καθυστερεί την απορρόφηση. Η σταθερότητα κόμπου είναι μέτρια και ελαττώνεται με την απορρόφηση υγρασίας (Niles and Williams 1999). Έχει σχετικά μικρή αντοχή στην τάση. Ως φυσικό υλικό, ένα ράμμα catgut δεν έχει ομοιόμορφη διάμετρο, επιπλέον δε προκαλεί έντονη ιστική αντίδραση. Η απορρόφησή του γίνεται από πρωτεολυτικά ένζυμα και ολοκληρώνεται σε 70 ημέρες περίπου, ενώ η αντοχή στην τάση χάνεται σε 14-21 ημέρες ανεξαρτήτως παρουσίας ή μη επικάλυψης. Ο χρόνος αυτός μειώνεται σημαντικά σε περιπτώσεις τοπικής φλεγμονής, αυξημένης αγγείωσης, έκθεσης σε πρωτεολυτικά ένζυμα, καθώς και σε καταβολικά άτομα. Όταν το catgut χρησιμοποιήθηκε για συρραφή στομάχου σκύλου διαπιστώθηκε πλήρης απώλεια της αντοχής του στην τάση σε 24 h, ενώ σε συρραφή ουροδόχου κύστης σε 7 ημέρες (Schmiedt 2012). Το catgut χρησιμοποιήθηκε ευρέως στην κτηνιατρική, επειδή ήταν οικονομικό, εύκαμπτο και διαθέσιμο σε συσκευασίες πολλαπλών χρήσεων (Bellenger and Meek 2006), οι οποίες ωστόσο επιμολύνονται εύκολα. Σήμερα, έχει υποκατασταθεί με νεότερα συνθετικά ράμματα.

Πολυδιοξανόνη. Η πολυδιοξανόνη είναι ένα πολυμερές με μεγάλη αρχική αντοχή στην τάση και βραδύ ρυθμό απορρόφησης συγκρινόμενη με τα περισσότερα απορροφήσιμα ράμματα: χάνει 26% της αρχικής αντοχής στην τάση σε 14 ημέρες, 42% αυτής σε 28 ημέρες και 86% αυτής σε 56 ημέρες. Η απορρόφηση ολοκληρώνεται 182 ημέρες μετά την τοποθέτηση της (Boothe 2003). Ο χειρισμός των ραμμάτων πολυδιοξανόνης είναι αρκετά εύκολος και η σταθερότητα κόμπου μέτρια. Σε απλή συνεχόμενη ραφή, ο αρχικός κόμπος απαιτεί τουλάχιστον 5 και ο τελικός τουλάχιστον 7 βρόγχους (Rosin and Robinson 1989). Έχει ελάχιστη επιφανειακή τριβή (Malnati and Stone 1983), προκαλώντας μικρή ιστική αντίδραση. Η χρήση ράμματος πολυδιοξανόνης έχει συσχετιστεί με την εμφάνιση calcinosis circumscripta στο σκύλο (Kirby et al. 1989).

Πολυγλυκονάτη. Το πολυμερές αυτό παρουσιάζει αρκετές ομοιότητες με την πολυδιοξανόνη, κυρίως σχετικά με το ρυθμό μείωσης της αντοχής στην τάση (χάνει 19% αυτής σε 14 ημέρες, 41% σε 28 ημέρες και 70% σε 42 ημέρες) (Boothe 1993) και τη μικρή ιστική αντίδραση. Έχει μεγαλύτερη σταθερότητα κόμπου (Tan et al. 2003), καθώς και μεγαλύτερη μνήμη (Schmiedt 2012) σε σχέση με την πολυδιοξανόνη.

Glycomer 631. Το υλικό αυτό χάνει 50% της αρχικής αντοχής στην τάση σε 2-3 εβδομάδες από την τοποθέτηση και απορροφάται πλήρως σε 90-110 ημέρες (Neath 2005).

Πολυγλυκολικό οξύ (PGA). Το πολύκλωνο αυτό ράμμα διατίθεται σε επικαλυμμένη (Dexon II®, Syneture) ή μη επικαλυμμένη (Dexon S®, Syneture) μορφή. Η πρώτη θεωρείται ότι έχει μεγαλύτερη σταθερότητα κόμπου σε σχέση με την πολυγλακτίνη 910 (Schmiedt 2012). Το πολυγλυκολικό οξύ προκαλεί ελάχιστη ιστική αντίδραση, χάνει την αντοχή του στην τάση κατά 35% σε 14 ημέρες και κατά 65% σε 21 ημέρες, η δε απορρόφησή του ολοκληρώνεται σε 60-90 ημέρες (Borthwick 1973, Fossum 2007). Η αποδόμηση του PGA γίνεται με υδρόλυση και οδηγεί σε γλυκολικό οξύ, το οποίο εμφανίζει έντονη αντιμικροβιακή, ειδικά αντι-σταφυλοκοκκική δράση (Antoniadis et al. 2000). Το πολυγλυκολικό οξύ χαρακτηρίζεται από μεγάλη επιφανειακή τριβή.

Πολυγλακτίνη 910. Το υλικό αυτό είναι πολυμερές και διατίθεται με αντιβακτηριακή επικάλυψη με την ουσία triclosan (Vicryl Plus®, Ethicon) ή μετά από έκθεση σε υπεριώδη ακτινοβολία (Vicryl Rapide®, Ethicon). Η πολυγλακτίνη 910 χάνει την αντοχή της στην τάση με παρόμοιο ρυθμό με το πολυγλυκολικό οξύ. Το Vicryl Rapide® απορροφάται με ταχύτερο ρυθμό από το Vicryl Plus® (50% μείωση αντοχής στην τάση σε 5 ημέρες, πλήρης απορρόφηση σε 42 ημέρες) (Neath 2005), λόγω του μικρότερου μοριακού βάρους της δραστικής ουσίας. Η υδρολυτική αποδόμηση της πολυγλακτίνης 910 οδηγεί σε γαλακτικό και γλυκολικό οξύ με το τελευταίο να εμφανίζει αντιμικροβιακή δράση. Το Vicryl Rapide® ενδείκνυται σε ιστούς που επανακτούν γρήγορα την αντοχή στην τάση, όπως σε επιφανειακούς βλεννογόνους, ούλα και δέρμα βλεφάρων.

Πολυγλεκαπρόνη 25. Η πολυγλεκαπρόνη 25 είναι ένα μονόκλωνο απορροφήσιμο ράμμα. Έχει την υψηλότερη αρχική αντοχή στην τάση σε σχέση με τα υπόλοιπα απορροφήσιμα ράμματα (Boothe 1998) και είναι αρκετά εύκαμπτο. Χάνει την αντοχή του στην τάση σχετικά γρήγορα: 75% μείωση αυτής σε 14 ημέρες και σχεδόν 100% αυτής σε 21-28 ημέρες (Niles and Williams 1999). Η απορρόφηση ολοκληρώνεται σε 4 μήνες (Boothe 2003). Η σταθερότητα κόμπου είναι καλή, το δε ράμμα προκαλεί ελάχιστη ιστική αντίδραση.

Polyglytone 6211. Η ουσία αυτή απορροφάται ταχύτατα, καθώς χάνει 50% της αρχικής αντοχής στην

τάση σε 10 ημέρες (Neath 2005) και 100% αυτής σε 2-3 εβδομάδες (Schmiedt 2012).

Lactomer 9-1. Η lactomer 9-1 χάνει 20% της αντοχής της στην τάση 2 εβδομάδες μετά την τοποθέτηση και το 70% αυτής σε 3 εβδομάδες μετά από αυτήν (Schmiedt 2012).

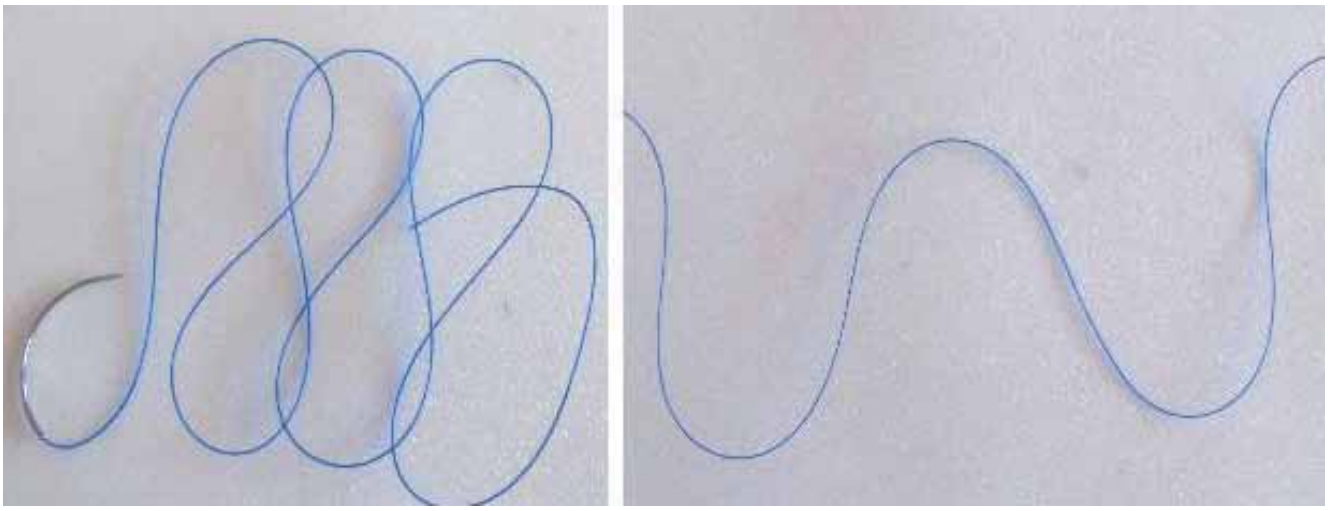
Μη απορροφήσιμα ράμματα

Μετάξι. Το μετάξι ήταν το πρώτο μη απορροφήσιμο ράμμα που χρησιμοποιήθηκε στη χειρουργική (Grier 1972). Παράγεται από τους μεταξοσκώληκες, αποτελείται από περιελιγμένες ίνες και διατίθεται ως επικαλυμμένο ή μη. Είναι εξαιρετικό στο χειρισμό, με καλή σταθερότητα κόμπου, έχει όμως μικρή αρχική αντοχή στην τάση, είναι τριχοειδικό και προκαλεί έντονη ιστική αντίδραση. Αν και θεωρείται ως μη απορροφήσιμο ράμμα, για την ακρίβεια η κρυσταλλική δομή του αποδιοργανώνεται αργά λόγω ενυδάτωσης. Έτσι, στην πράξη, χάνει 56% της αρχικής αντοχής στην τάση σε 12 εβδομάδες (Schmiedt 2012) και απορροφάται πλήρως σε 2 χρόνια μετά την τοποθέτησή του. Αν χρησιμοποιηθεί σε κοίλα σπλάχνα και προέχει στο εσωτερικό αυτών μπορεί να προκαλέσει εξέλκωση του βλεννογόνου, ενώ ειδικά στην ουροδόχο κύστη ή στη χοληδόχο κύστη μπορεί να αποτελέσει τον πυρήνα για το σχηματισμό λίθων στα συγκεκριμένα όργανα. Η χρήση του αντενδείκνυται πλήρως σε μολυσμένα τραύματα. Αν και είναι φτηνό προϊόν, σήμερα, η χρήση του είναι περιορισμένη.

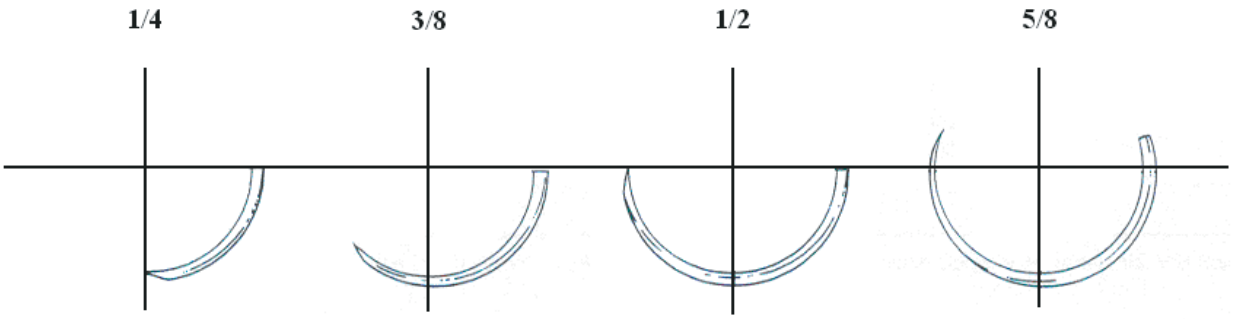
Βαμβάκι. Το υλικό αυτό χρησιμοποιήθηκε αρχικά ως υποκατάστατο του μεταξιού (Boothe 1993). Είναι αρκετά φτηνό. Έχει παρόμοιες ιδιότητες με το μετάξι, μειονεκτεί όμως στην ευκολία χειρισμού λόγω ηλεκτροστατικών ιδιοτήτων. Δεν απορροφάται αλλά χάνει την αντοχή του στην τάση κατά 50% σε 6 μήνες και 70% σε 2 χρόνια (Boothe 2003).

Πολυαμίδη 66 και πολυαμίδη 6 (Nylon). Τα ράμματα από nylon διατίθενται ως μονόκλωνα ή πολύκλωνα, επικαλυμμένα με σιλικόνη (Lai and Becker 2004). Αν και το υλικό θεωρείται ως μη απορροφήσιμο, το μονόκλωνο nylon χάνει 30% της αρχικής αντοχής στην τάση 2 χρόνια μετά την τοποθέτηση και το πολύκλωνο 75% αυτής μετά από 180 ημέρες, λόγω ενυδάτωσης της δραστικής ουσίας (Fossum 2007). Το nylon επιδεικνύει μεγάλη ελαστικότητα, ενδιάμεση αντοχή στην τάση και προκαλεί μικρή ιστική αντίδραση. Στα μειονεκτήματά του περιλαμβάνονται η μεγάλη μνήμη, η μικρή ευκαμψία και η μικρή σταθερότητα κόμπου, ιδιότητες που βελτιώνονται με τη χρήση πολύκλωνου ράμματος, το οποίο όμως εμφανίζει τριχοειδική ιδιότητα (Boothe 2003).

Polymerised caprolactam. Το ράμμα αυτό αποτελείται από περιελιγμένες ίνες πολυαμιδικού πολυμερούς που εγκλείονται σε μια λεία θήκη πρωτεϊνικού υλικού. Διατίθεται μόνο σε σχετικά μεγάλα μεγέθη. Έχει μεγάλη αντοχή στην τάση και εύκολο χειρισμό αλλά η βλάβη του περιβλήματος οδηγεί σε σημαντική ιστική αντίδραση (Neath 2005) και μερικές φορές σε σχηματισμό συριγγίων (Boothe 2003), οπότε η χρήση του περιορίζεται στο δέρμα.

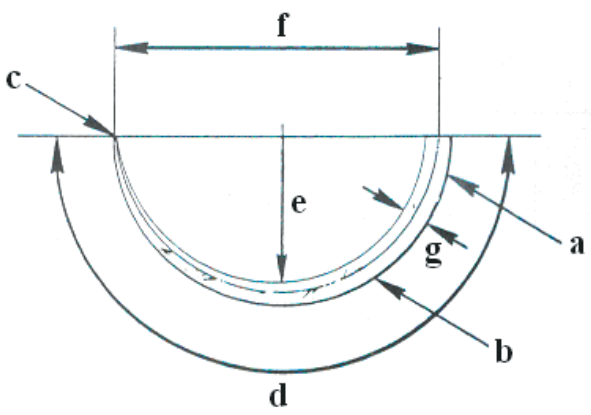


Εικ. 5. Ράμμα πολυπροπυλενίου (Premilene®, Braun) - αριστερά, το ράμμα αμέσως μετά την εξαγωγή από τη συσκευασία αυτού, με εμφανή την έντονη μνήμη του, δεξιά, διατεταμένο ράμμα με μείωση της μνήμης του.



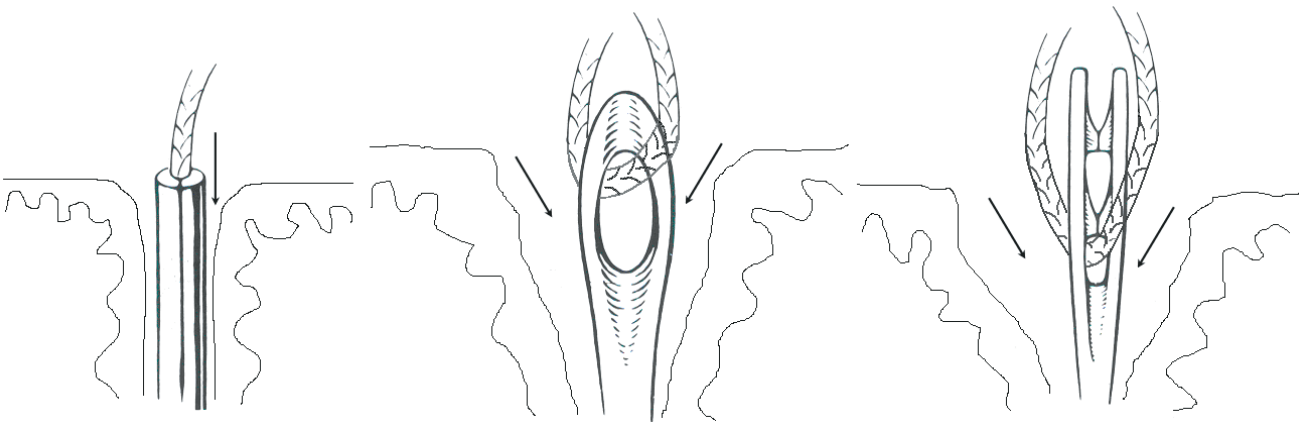
Εικ. 6. Διαβάθμιση της κυρτότητας των χειρουργικών βελόνων: τα κλάσματα στο επάνω μέρος αφορούν το τόξο ενός πλήρους κύκλου που αντιστοιχεί στο σχήμα της βελόνας (τροποποίηση από τους Blackford και Blackford 1999).

Εικ. 7. Βελόνα σχήματος J.

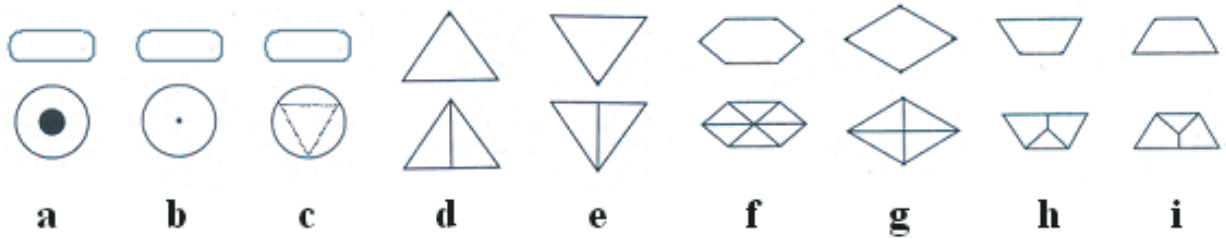


Εικ. 8. Τμήματα και χαρακτηριστικά μίας χειρουργικής βελόνας: a: κεφαλή, b: σώμα, c: κορυφή, d: μήκος, e: ακτίνα, f: πλάτος περάσματος, g: διάμετρος (τροποποίηση από τους Blackford και Blackford 1999)

Πολυεστέρες. Οι πολυεστερικές ίνες προέρχονται από τον πολυμερισμό του τερεφθαλικού πολυαιθυλενίου. Τα περισσότερα ράμματα της κατηγορίας αυτής είναι πολύκλωνα και ισχυρά υλικά, με ελάχιστη ή καθόλου μείωση της αντοχής στην τάση στους ιστούς. Για παράδειγμα, το ράμμα Surgidak® διατίθεται ως μονόκλωνο και ως πολύκλωνο επικαλυμμένο ή μη (Schmiedt 2012). Η σταθερότητα κόμπου των πολυεστέρων είναι μικρή και απαιτείται η τοποθέτηση τουλάχιστον 5 βρόγχων σε κάθε κόμπο (Boothe 2003). Τα ράμματα αυτά προκαλούν μεγαλύτερη ιστική αντίδραση σε σχέση με τα υπόλοιπα συνθετικά μη απορροφήσιμα ράμματα (Grier 1972). Τα μη επικαλυμμένα πολυεστερικά ράμματα προκαλούν μεγάλη επιφανειακή τριβή. Αυτή μειώνεται όταν χρησιμοποιούνται επικαλυμμένα ράμματα, συνήθως με πολυβουτυλικό οξύ, teflon, σιλικόνη ή πολυτετραφθοροαιθυλένιο (ePTFE), με αποτέλεσμα όμως να μειώνεται πλέον η σταθερότητα κόμπου. Τέλος, η χρήση πολυεστερικών ραμμάτων σε μολυσμένα τραύματα έχει συσχετιστεί με εμμένουσα τοπική λοίμωξη, λόγω παγίδευσης βακτηρίων εντός αυτών, με μειωμένη προσέγγιση των φαγοκυττάρων στην περιοχή (Boothe 1993). Τα ράμματα πολυβουτεστέρα είναι μονόκλωνα και έχουν μεγάλη αντοχή στην τάση και σταθερότητα κόμπου, επιπλέον δε αξιοσημείωτη ευκαμψία και ελαστικότητα, κυρίως υπό χαμηλή διατατική φόρτιση. Οι σύνθετοι πολυεστέρες έχουν μέγιστη αρχική αντοχή στην τάση, υποκαθιστώντας τον ανοξείδωτο χάλυβα και είναι ανθεκτικότεροι στην τάση αποτριβής που εμφανίζουν τα άκρα των ραμμάτων του απλού πολυεστέρα (Schmiedt 2012). Τα ράμματα σύνθετου πολυεστέρα είναι ιδιαίτερα χρήσιμα σε ορθοπαιδικές επεμβάσεις.



Εικ. 9. Σχηματική σύγκριση ατραυματικής (αριστερά) και τραυματικών (δεξιά) βελόνων.



Εικ. 10. Η διατομή του σώματος (επάνω) και της κορυφής (κάτω) διαφόρων τύπων χειρουργικών βελόνων: a: τυφλή, b: στρογγυλή, c: στρογγυλή-κόπτουσα, d: κανονική κόπτουσα, e: ανάστροφα κόπτουσα, f: πλάγια κόπτουσα τύπου 'σπάτουλας', g: πλάγια κόπτουσα τύπου 'διαμαντιού', h: πλάγια κόπτουσα τύπου 'λόγχης' και i: πλάγια κόπτουσα τύπου 'ανεστραμμένης λόγχης' (Τροποποίηση από Sherwood-Davis & Geck 1994).

Πολυπροπυλένιο. Το υλικό αυτό είναι πολύ ανθεκτικό στην αποδόμηση από ένζυμα των ιστών και στη μείωση της αντοχής στην τάση, επειδή στερείται δεσμών που μπορούν να υποστούν υδρόλυση. Η αρχική αντοχή του στην τάση είναι μικρότερη του nylon και έχει μεγάλη ελαστικότητα και μνήμη (Εικ. 5). Η σταθερότητα κόμπου είναι καλύτερη σε σχέση με τα υπόλοιπα μονόκλωνα μη απορροφήσιμα ράμματα (Boothe 2003), προκαλεί δε ελάχιστη ιστική αντίδραση.

Ανοξείδωτος χάλυβας. Τα ράμματα από ανοξείδωτο χάλυβα είναι μονόκλωνα ή πολύκλωνα, με πολύ μεγάλη αντοχή στην τάση. Ο χάλυβας είναι αδρανές, μη τριχοειδικό υλικό. Το κυριότερο μειονέκτημά του είναι η δυσκολία στο χειρισμό και στο σχηματισμό κόμπων, η οποία αμβλύνεται στα πολύκλωνα ράμματα. Η σταθερότητα κόμπου είναι εξαιρετική. Τα άκρα του ράμματος που ενταφιάζονται μπορεί να προκαλέσουν ερεθισμό και νέκρωση του γειτονικού ιστού, λόγω κινητικότητας της περιοχής (Bellenger 1982).

ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΕΣ ΒΕΛΟΝΕΣ

Η επιλογή του κατάλληλου ράμματος πρέπει να περιλαμβάνει και την κατάλληλη χειρουργική βελόνα για κάθε τύπο τραύματος και ιστού, ώστε να ελαχιστοποιείται ο τραυματισμός των ιστών και ενδεχόμενες επιπλοκές και να μην επιβραδύνεται η πορεία της επούλωσης.

Οι χειρουργικές βελόνες κατασκευάζονται από ανοξείδωτο χάλυβα, επειδή είναι υλικό ισχυρό, δεν φθείρεται εύκολα και δύσκολα συμπαρασύρει μικροοργανισμούς, χημικές ουσίες και ξένα σώματα στους ιστούς. Οι βελόνες ταξινομούνται με βάση το σχήμα, το μήκος, τη διατομή του σώματος και της κορυφής τους και τον τρόπο σύνδεσής τους με το ράμμα. Ανα-

Εικ. 11. Συσκευασία ράμματος Dafilon® μιας χρήσης.

Εικ. 12. 'Καρούλι' ράμματος Vicryl®, μίας χρήσης, που χρησιμοποιείται για απολινώσεις.

φορικά με το σχήμα, οι χειρουργικές βελόνες μπορεί να είναι ευθείες, κυρτές ή να έχουν συνδυασμό αυτών. Γενικά, οι ευθείες βελόνες χρησιμοποιούνται κοντά στην επιφάνεια του σώματος (π.χ., στο δέρμα), όπου υπάρχει άφθονος χώρος για χειρισμούς, χωρίς να είναι απαραίτητη η χρήση βελονοκάτοχου. Αντίθετα, σε βαθειά ή περιορισμένα χειρουργικά πεδία αυξάνεται η κυρτότητα της βελόνας, η οποία εκφράζεται ως τόξο ενός πλήρους κύκλου (5/8, 1/2, 3/8, 1/4) (Εικ. 6). Η τρίτη κατηγορία βελόνων έχει ευθύ σώμα και κυρτή κορυφή (σχήμα 'J'), χρησιμοποιείται δε κυρίως σε ενδοσκοπικές επεμβάσεις (Schmiedt 2012) (Εικ. 7).

Το μήκος της βελόνας πρέπει να είναι το μικρότερο που μπορεί να διέλθει και από τα δύο χείλη της τομής και η διάμετρός της αντίστοιχη με το μέγεθος του ράμματος, ώστε να ελαχιστοποιείται ο τραυματισμός των ιστών (Εικ. 8).

Με κριτήριο τον τρόπο σύνδεσής τους με το ράμμα, οι βελόνες ταξινομούνται σε τραυματικές (με οπή) ή ατραυματικές (χωρίς οπή). Στις τραυματικές, το ράμμα προσδένεται σε οπή που βρίσκεται στην κεφαλή της βελόνας, η οποία είναι (α) κλειστή ή (β) σχισμοειδής ('French slit') που κλείνει με ελατήριο. Οι βελόνες αυτές είναι φθηνές και πολλαπλών χρήσεων, φθείρονται όμως εύκολα και γίνονται αναποτελεσματικές και περισσότερο τραυματικές για τους ιστούς. Επιπλέον, το ράμμα παρασύρεται αναδιπλωμένο, άρα σε διπλάσιο μέγεθος στην οπή που διανοίγει η βελόνα και η ιστική βλάβη είναι σχετικά μεγάλη (Εικ. 9). Στις ατραυματικές βελόνες το ράμμα συγκρατείται στο σώμα τους μέσα σε εκμαγείο τύπου 'καναλιού' ή τύπου 'οπής' διαμορφωμένης με laser (Lai and Becker 2004) και αποτελούν με αυτό μια ενότητα. Οι βελόνες αυτές είναι μιας χρήσης και χρησιμοποιούνται συχνότερα (οπωσδήποτε μάλιστα για συρραφή σε οφθαλμό, έντερο, όργανα του ουροποιητικού ή του γεννητικού συστήματος, αγγεία), επειδή είναι διαθέσιμες μαζί

με τα ράμματα σε αποστειρωμένες συσκευασίες, δεν φθείρονται και προκαλούν μικρότερο τραυματισμό στους ιστούς. Οι τραυματικές βελόνες μπορούν να χρησιμοποιηθούν με ράμματα μεγάλου μεγέθους σε ορισμένες ορθοπαιδικές επεμβάσεις (Schmiedt 2012).

Η διαφοροποίηση στη διατομή του σώματος και της κορυφής των διάφορων βελόνων τις διαχωρίζει σε τυφλές, στρογγυλές και κόπτουσες. Οι πρώτες έχουν κυλινδρικό σώμα και στρογγυλή αποπλατυσμένη κορυφή και μπορούν να χρησιμοποιηθούν μόνο σε εύθρυπτους ιστούς και παρεγχυματικά όργανα. Οι στρογγυλές βελόνες έχουν οξεία κορυφή και κυλινδρικό σώμα, που διαχωρίζει τους ιστούς, χρησιμοποιούνται δε σε εύκολα διαπερατούς ιστούς, όπου ο αγωγός που δημιουργεί η βελόνα καθώς τους διατρυπά πρέπει να είναι ο μικρότερος δυνατός. Τέτοιοι ιστοί είναι ο υποδόριος ιστός, το λίπος, ο γαστρεντερικός σωλήνας, η ουροδόχος κύστη και οι μύες. Οι κόπτουσες βελόνες έχουν τριγωνική διατομή σώματος και κορυφής και χρησιμοποιούνται σε ιστούς που είναι δύσκολα διαπερατοί, όπως το δέρμα και οι περιτονίες. Στις κανονικές κόπτουσες βελόνες, η κορυφή του τριγώνου είναι στραμμένη προς την κοίλη επιφάνεια της βελόνας, ενώ στις ανάστροφα κόπτουσες βελόνες προς την κυρτή. Ο τριγωνικός αγωγός που δημιουργεί μία ανάστροφα κόπτουσα βελόνα έχει τη βάση αυτού παράλληλη προς την τομή και αυτό δημιουργεί μικρότερο τραυματισμό του υπερκείμενου ιστού και προσδίδει μεγαλύτερη ανθεκτικότητα στη βελόνα σε σχέση με την κανονική. Οι πλάγια κόπτουσες βελόνες χρησιμοποιούνται στη χειρουργική του οφθαλμού και στην πλαστική χειρουργική. Τέλος, οι στρογγυλές - κόπτουσες βελόνες έχουν κυλινδρικό σώμα και ανάστροφα τριγωνική κορυφή συνδυάζοντας ευκολότερη διείσδυση στους ιστούς με το μικρότερο τραυματισμό και είναι ιδιαίτερα χρήσιμες στη συρραφή τενόντων και συνδέσμων (Fossum 2007) (Εικ. 10).

ΣΥΣΚΕΥΑΣΙΑ ΤΩΝ ΡΑΜΜΑΤΩΝ

Τα ράμματα συσκευάζονται σε αποστειρωμένες συσκευασίες μίας χρήσης σε συγκεκριμένο μήκος με ή χωρίς ατραυματικές βελόνες (Εικ. 11 και 12), ή, εναλλακτικά, σε συσκευασίες τύπου ‘κασέτας’ πολλαπλών χρήσεων. Η αποστείρωση τους γίνεται είτε με οξείδιο του αιθυλενίου, είτε με έκθεση σε υπεριώδη ακτινοβολία. Οι τύπου ‘κασέτα’ συσκευασίες είναι φθηνότερες, απαιτούν όμως τη χρήση τραυματικών βελόνων, διατίθενται μόνο με συγκεκριμένα ράμματα (catgut, μη απορροφήσιμα) και επιμολύνονται πολύ εύκολα. Έτσι, η χρήση τους γενικά δεν είναι διαδεδομένη, με μόνη, ίσως, εξαίρεση ράμματος για συρραφή του δέρματος με τη χρήση και της κατάλληλης βελόνας (Boothe 1998). Συσκευασίες τύπου ‘κασέτα’ χρησιμοποιούνται συχνά σε χειρουργικές επεμβάσεις σε παραγωγικά ζώα.

REFERENCES

Antoniadis V, Antoniades K, Zapheriades L (2000) Wound closure materials. Stoma 28:275-282

Bellenger CR (1982a) Sutures part I. The purpose of sutures and available suture materials. Comp Cont Educ Pract 4:507-515

Bellenger CR (1982b) Sutures part II. The use of sutures and alternative methods of closure. Comp Cont Educ Pract 4:587-598

Bellenger CR, Meek MA (2006) The use of sutures in Australian veterinary practices. Aust Vet J 67:81-86

Blackford LAW, Blackford JT (1999) Suture materials and patterns. In: (eds: Auer JA, Stick JA) Equine Surgery, 2nd edn. Saunders, Philadelphia, pp. 91-103

Boothe HW (1993) Suture materials, tissue adhesives, staplers, and ligating clips. In: (ed.: Slatter D) Textbook of Small Animal Surgery, 2nd edn. Saunders, Philadelphia, pp. 204-212

Boothe HW (1998) Selecting suture materials for small animal surgery. Comp Cont Educ Pract 20:155-163

Boothe HW (2003) Suture materials, tissue adhesives, staplers, and ligating clips. In: (ed.: Slatter D) Textbook of Small Animal Surgery, 3rd edn. Saunders, Philadelphia, pp. 235-245

Borthwick R (1973) Experiences in the clinical use of polyglycolic acid as an absorbable synthetic suture material. Vet Rec 92:386-391

Campbell JR, Alistair M (1985) Suture materials and suturing techniques. In Practice 7:72-75

Coolman BR (2004) Sutures, staples, and adhesives. In: (ed.: Harari J) Small Animal Surgery Secrets, 2nd edn. Hanley & Belfus, Philadelphia, pp. 41-45

Crane SW (1983) Suture materials. In: (ed.: Bojrab MJ) Current Techniques in Small Animal Surgery, 2nd edn. Lea and Febiger, Philadelphia, pp. 3-6

Fossum TW (2007) Biomaterials, suturing, and hemostasis. In: (ed.: Fossum TW) Small Animal Surgery, 3rd edn. Mosby, St. Louis, pp. 57-78

Grier RL (1971) Surgical suture - Part I: A review. Iowa State Univ Vet 33: 132-134

Grier RL (1972) Surgical sutures - Part II: Indications for different suture materials and comparable costs. Iowa State Univ Vet 34:89-92

Hochberg J, Meyer KM, Marion MD (2009) Suture choice and other methods of skin closure. Surg Clin N Am 89:627-641

Kirby BM, Knoll JS, Manley PA, Miller LM (1989) Calcinosis circumscripta associated with polydioxanone suture in two young dogs. Vet Surg 18:216-220

Kladakis S, Kiriazis A (2012) Sutures and staples in small animal surgery. Selection criteria. Proceedings of 3rd Forum on Companion Animal Veterinary Medicine (Athens, Greece) pp. 257-258

Lai SY, Becker DG (2004) E- medicine, http://www.emedicine.com

Linos D (1990) Surgical sutures and other prosthetic materials. Proceedings of 1st Panhellenic Training Seminar in Surgery (Athens, Greece) pp. 75-78

Malnati GA, Stone EA (1983) Clinical experience with polydioxanone suture material. Vet Surg 12:24-25

Monnet E (2002) DVM Newsmagazine, http://veterinarynews.dvm360.com.

Neath P (2005) Equipment and surgical instrumentation. In: (ed.: Williams JA, Niles JD) BSAVA Manual of Canine and Feline Abdominal Surgery, British Small Animal Veterinary Association, Gloucester, pp. 23-27

Niles J, Williams J (1999) Suture materials and patterns. In Practice 21:308-320

Rosin E, Robinson GM (1989) Knot security of suture materials. Vet Surg 18:269-273

Schmiedt CW (2012) Suture material, tissue staplers, ligation devices, and closure methods. In: (eds.: Tobias KM, Johnston SA) Veterinary Surgery: Small Animal. Saunders, St. Louis, pp. 187-200

Sherwood - Davis & Geck (1994) Veterinary Suture Training Manual.

Smeak DD (1998) Selection and use of currently available suture materials and needles. In: (eds.: Bojrab MJ) Current Techniques in Small Animal Surgery, 4th edn. Williams & Wilkins, Baltimore, pp. 19-26

Stoloff DR (1991) Selecting suture materials. Veterinary Medicine Report 3(1): 53-58

Tan R, Bell RJW, Dowling BA, Dart AJ (2003) Suture materials: composition and applications in veterinary wound repair. Aust Vet J 81:140-145

HELLENIC VETERINARY MEDICAL SOCIETY
1924