

ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΟ ΙΔΡΥΜΑ ΚΡΗΤΗΣ
ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΣΠΟΥΔΩΝ ΕΠΙΛΟΓΗΣ
ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ
ΗΛΕΚΤΡΟΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ - ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΙ



ΕΙΣΗΓΗΤΗΣ : ΣΤΑΥΡΑΚΑΚΗΣ ΑΝΤΩΝΗΣ
ΣΠΟΥΔΑΣΤΡΙΑ : ΜΑΣΤΟΡΑΚΗ ΑΡΓΥΡΩ

ΗΡΑΚΛΕΙΟ 2004

Ευχαριστίες

Ευχαριστώ τον καθηγητή μου,
για την ενθάρρυνση, την υπομονή και τη πίστη που μου έδειξε
κατά την εργασία της πτυχιακής αυτής.

Ευχαριστώ τους ανθρώπους
που μου στάθηκαν
για να αντιμετωπιστούν οι δυσκολίες μορφοποίησης της.

Ευχαριστώ τους ανθρώπους
που με ενίσχυσαν αυτό το χρόνο.

ΗΛΕΚΤΡΟΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ – ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΙ

Σκοπός της εργασίας αυτής είναι η ανάλυση των ηλεκτροχειρουργικών τεχνικών και μεθόδων που χρησιμοποιούνται στη σύγχρονη κλινική θεραπευτική εφαρμογή.

Οι σύγχρονες ηλεκτροχειρουργικές τεχνικές και μέθοδοι είναι :

- Ηλεκτροχειρουργική Διαθερμία
- Ηλεκτροχειρουργική Πλάσματος Αργού
- Ενδοσκοπική Ηλεκτροχειρουργική
- Κρυοχειρουργική

Στην κάθε τεχνική-μέθοδο παρουσιάζεται και η ιατρική συσκευή που την υποστηρίζει. Ακολουθεί επιμέρους ανάλυση όσον αφορά την ιστορία, τις βασικές αρχές, την περιγραφή λειτουργίας και εφαρμογής της κάθε τεχνικής-μεθόδου καθώς και τα τεχνικά χαρακτηριστικά, οι προδιαγραφές ασφαλείας, οι τεχνικές προδιαγραφές και η συντήρηση της αντίστοιχης συσκευής.

Η ανάλυση αυτή γίνεται για κάθε ηλεκτροχειρουργική τεχνική-μέθοδο ώστε η παρουσίαση να είναι όσο γίνεται πιο ολοκληρωμένη.

Στο τέλος ακολουθεί η σύγκριση αυτών των τεχνικών-μεθόδων, η οποία επικεντρώνεται στα μειονεκτήματα και πλεονεκτήματα που έχουν εντοπιστεί στην κάθε μια.

ELECTROSURGERY – TECHNIQUES AND METHODS

The purpose of this work is the analysis of the electrosurgical techniques and methods that are used in today's clinical therapeutics application.

The today's electrosurgical techniques and methods are:

- Electrosurgical Diathermy
- Argon Plasma Coagulation
- Endoscopic Electrosurgery
- Cryosurgery

In each technique and method, the apparatus, which supports it, is presented. Further analysis follows about the history, the basic principles and the way of application of the particular technique and method as well as the technical features, the directions of safety, the technical description and the service of each apparatus.

This type of analysis is being done for each one technique and method in order to be as more as completely is possible.

In the end, follows the comparison of all the techniques and methods, which is focused in the disadvantages and advantages that have been noticed in each one.

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Σκοπός της πτυχιακής εργασίας είναι η ανάλυση της ηλεκτροχειρουργικής, των μεθόδων και των τεχνικών της, καθώς και η σύγκριση τους, πως και γιατί πλεονεκτούν ή μειονεκτούν.

Ετυμολογικά η λέξη «ηλεκτροχειρουργική» σημαίνει χειρουργική με τη χρήση ηλεκτρικού ρεύματος. Η ερευνητική φύση του ανθρώπου, στηριζόμενη σε βασικές γνώσεις, προχώρησε σε διαμόρφωση τεχνικών και μεθόδων για την ιατρική εφαρμογή. Απώτερος σκοπός η καλύτερη αντιμετώπιση των νόσων.

Στα αρχικά κεφάλαια αναλύεται η κάθε επιμέρους τεχνική και μέθοδος. Η ανάλυση συνίσταται στη μελέτη των :

- Θεραπευτικός σκοπός, ιστορική αναδρομή, τυπική συσκευή τεχνικής
- Βασικές αρχές λειτουργίας
- Ιατρική εφαρμογή
- Τεχνικά χαρακτηριστικά
- Στοιχεία ασφάλειας
- Τεχνικές προδιαγραφές
- Συντήρηση

Στο τελευταίο κεφάλαιο γίνεται σύγκριση στο σύνολο τους με σταχυολόγηση των πλεονεκτημάτων και των μειονεκτημάτων τους.

Χρησιμοποιήθηκε βιβλιογραφία, ιατρική και τεχνολογική. Οι πηγές πληροφόρησης είναι έντυπες και ηλεκτρονικές. Σημαντική ήταν η πληροφόρηση από τεχνικά φυλλάδια σύγχρονων ηλεκτροχειρουργικών συσκευών όσον αφορά την εφαρμογή και τις προδιαγραφές λειτουργίας.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

Σελίδα

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1^ο :

ΗΛΕΚΤΡΟΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ ΔΙΑΘΕΡΜΙΑ

(Electrosurgical Diathermy).....	8
1. Εισαγωγή.....	9
1.1 Σκοπός.....	9
1.2 Ιστορική Αναδρομή.....	9
1.2.1 Ηλεκτροκαυτηρίαση.....	9
1.2.2 Εξέλιξη της Ηλεκτροχειρουργικής Διαθερμίας.....	10
1.3 Συνοπτική Περιγραφή.....	14
2. Βασικές Αρχές.....	14
2.1 Βασικές Έννοιες Ηλεκτρισμού.....	14
2.2 Φαινόμενα Ηλεκτρικού Ρεύματος.....	15
2.3 Εναλλασσόμενο Ρεύμα Υψηλής Συχνότητας.....	16
2.4 Ηλεκτροχειρουργικές Δράσεις Εναλλασσόμενου Υψηλής Συχνότητας (HF) Ρεύματος.....	18
2.5 Κυματομορφές Υψηλής Συχνότητας (HF) Ρεύματος.....	22
3. Περιγραφή Λειτουργίας.....	23
3.1 Τεχνικές Εφαρμογής.....	23
3.1.1 Μονοπολική Τεχνική.....	23
3.1.2 Μονοτερματική Τεχνική.....	24
3.1.3 Διπολική Τεχνική.....	24
3.2 Σύγκριση Τεχνικών.....	25
3.3 Ουδέτερο Ηλεκτρόδιο.....	25
3.3.1 Στοιχεία Λειτουργίας.....	25
3.3.2 Κατανομή Ρεύματος.....	26
3.3.3 Επαφή.....	27
3.4 Παράγοντες Επίδρασης Εφαρμογής.....	27
3.5 Ιατρικές Εφαρμογές.....	30
4. Τεχνικά Χαρακτηριστικά.....	31
4.1 Κυρίως Συσκευή.....	31
4.2 Χειρολαβές.....	34
4.3 Ενεργό Ηλεκτρόδιο.....	34
4.4 Ουδέτερο Ηλεκτρόδιο.....	35
4.5 Ποδοδιακόπτης.....	37
5. Προδιαγραφές Ασφάλειας.....	38
5.1 Μονωμένα Συστήματα Διαθερμοχειρουργιών.....	38
5.2 Ασφάλεια του Ασθενή.....	40
5.3 Σωστή Χρήση του Ουδέτερου Ηλεκτροδίου.....	42

5.4	Σωστή Χρήση Εργαλείων και Καλωδίων.....	44
5.5	Σωστή Χρήση HF Χειρουργικών Μονάδων.....	46
6.	Τεχνικές Προδιαγραφές.....	47
6.1	Κριτήρια Απόδοσης Λειτουργίας.....	47
6.1.1	Crest Factor.....	47
6.1.2	Power Efficiency Rating.....	48
6.2	Συστήματα Λειτουργίας.....	48
6.2.1	Tissue Response Technology.....	48
6.2.2	Power Peak System.....	49
6.3	Παράμετροι Λειτουργίας.....	49
7.	Συντήρηση – Service.....	55
7.1	Περιοδικός Προληπτικός Έλεγχος.....	55
7.1.1	Καθαρισμός – Απολύμανση.....	55
7.1.2	Αποστείρωση.....	55
7.2	Προγραμματισμένος Τεχνικός Έλεγχος.....	55
7.3	Ποιοτικός Έλεγχος.....	56

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2^ο :

ΗΛΕΚΤΡΟΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ ΠΛΑΣΜΑΤΟΣ ΑΡΓΟΥ

(Argon Plasma Coagulation).....	59
1. Εισαγωγή.....	60
1.1 Σκοπός.....	60
1.2 Ιστορική Αναδρομή.....	60
1.3 Συνοπτική Περιγραφή.....	60
2. Βασικές Αρχές.....	61
2.1 Ιδιότητες Αργού.....	61
2.2 Αρχή Λειτουργίας.....	61
2.3 Δράση.....	62
3. Περιγραφή Λειτουργίας.....	63
3.1 Κλινική Εφαρμογή.....	63
3.2 Τεχνικές Εφαρμογής.....	64
3.3 Ιατρικές Εφαρμογές.....	65
3.3.1 Ενδείξεις.....	65
3.3.2 Πεδία.....	66
3.3.3 Αντενδείξεις.....	67
4. Τεχνικά Χαρακτηριστικά.....	67
4.1 Πηγή Αερίου Αργού.....	67
4.2 Γεννήτρια Υψίσυχνων Ρευμάτων.....	69
4.3 Ηλεκτρόδια Εφαρμογής.....	70
5. Προδιαγραφές Ασφάλειας.....	71
6. Τεχνικές Προδιαγραφές.....	72
7. Συντήρηση – Service.....	76

7.1	Οπτικός Έλεγχος.....	76
7.2	Καθαρισμός.....	76

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3^ο :

ΕΝΔΟΣΚΟΠΙΚΗ ΗΛΕΚΤΡΟΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ

(Endoscopic Electrosurgery).....	78
1. Εισαγωγή.....	79
1.1 Σκοπός.....	79
1.2 Ιστορική Αναδρομή.....	79
1.3 Συνοπτική Περιγραφή.....	79
2. Βασικές Αρχές.....	80
2.1 Ενδοσκόπια.....	80
2.2 Εργαλεία Ενδοσκοπικής Χειρουργικής.....	83
2.3 Ηλεκτρόδια Διαθερμίας.....	85
3. Περιγραφή Λειτουργίας.....	86
3.1 Ηλεκτροχειρουργική με Ενδοσκόπιο.....	86
3.2 Ιατρικά Πεδία Εφαρμογής.....	90
3.3 Λαπαροσκοπική Μέθοδος.....	91
3.3.1 Περιγραφή.....	91
3.3.2 Χειρουργική Τεχνική.....	91
3.3.3 Επεμβάσεις.....	96
4. Τεχνικά Χαρακτηριστικά.....	99
4.1 Μόνωση.....	99
4.2 Λειτουργικά Χαρακτηριστικά.....	99
4.3 Χειρισμός.....	101
5. Προδιαγραφές Ασφάλειας.....	101
5.1 Διαρροή Ρεύματος.....	101
5.2 Χαρακτηριστικά Ασφαλείας.....	102
5.2.1 Μη Γειωμένη Έξοδος Κυκλώματος Υψίσυχνου Ρεύματος.....	102
5.2.2 Καλώδιο Ανάδρασης Πεδίου Εφαρμογής [Scope Feedback Cord (S - cord)].....	104
5.2.3 Ανιχνευτής Αναλογίας Επιστροφής.....	107
5.2.4 Ανιχνευτής Ρήξης Καλωδίου.....	108
5.3 Προφυλάξεις.....	108
6. Τεχνικές Προδιαγραφές.....	109
7. Συντήρηση – Service.....	114

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4^ο :

ΚΡΥΟΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ

(Cryosurgery).....	116
1. Εισαγωγή.....	117

1.1	Ορισμός.....	117
1.2	Ιστορική Αναδρομή.....	117
1.3	Συνοπτική Περιγραφή.....	120
2.	Βασικές Αρχές.....	121
2.1	Μηχανισμοί Κρυοχειρουργικής Δράσης.....	121
2.1.1	Πάγωμα.....	121
2.1.2	Ψύξη.....	122
2.1.3	Απόψυξη και Ζέσταμα.....	123
2.2	Ψυχρή Επίδραση.....	123
2.3	Μηχανισμός Ιστικής Επίδρασης.....	124
3.	Περιγραφή Λειτουργίας.....	125
3.1	Κλινική Εφαρμογή.....	125
3.2	Κλινικές Παράμετροι Ρύθμισης.....	127
3.2.1	Παράγοντες Κρυοχειρουργικής Δράσης.....	127
3.2.2	Αποτίμηση Κλινικής Κρυοχειρουργικής.....	129
3.3	Εφαρμογές.....	130
3.3.1	Ενδείξεις.....	130
3.3.2	Ιατρικά Πεδία.....	130
4.	Τεχνικά Χαρακτηριστικά.....	131
4.1	Σύστημα Ελέγχου.....	131
4.2	Φιάλη Ψυχρού Αερίου.....	132
4.3	Κρυόδια.....	132
5.	Προδιαγραφές Ασφάλειας.....	133
6.	Τεχνικές Προδιαγραφές.....	133
7.	Συντήρηση – Service.....	135

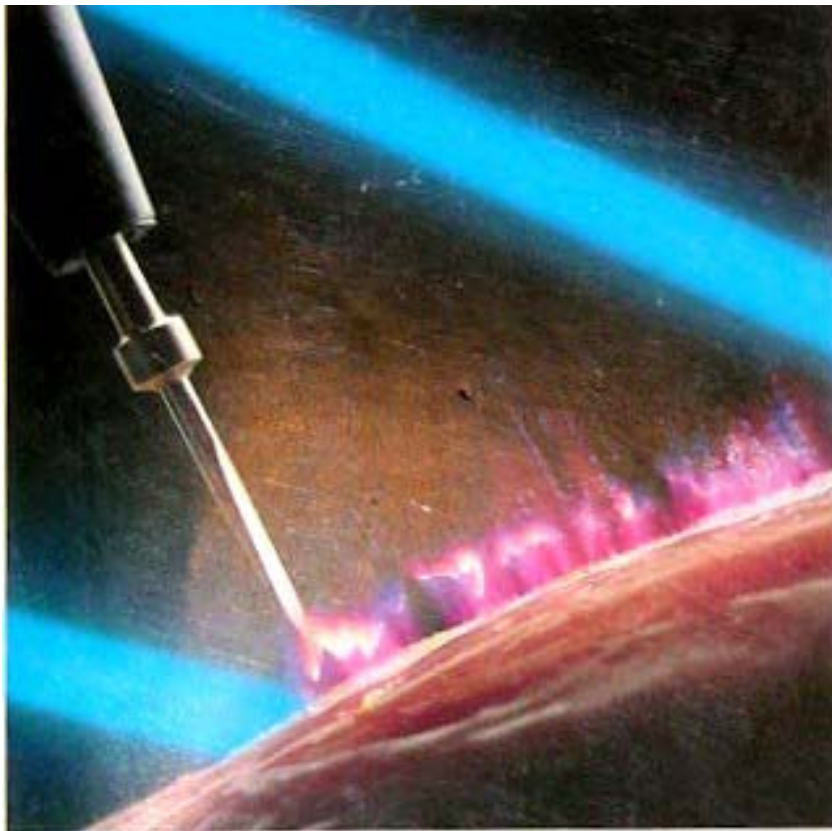
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5^ο :

ΣΥΓΚΡΙΣΗ.....	136
I. Ηλεκτροχειρουργική Διαθερμία.....	137
II. Ηλεκτροχειρουργική Πλάσματος Αργού.....	137
III. Ενδοσκοπική Ηλεκτροχειρουργική.....	140
IV. Κρυοχειρουργική.....	141
V. Συμπέρασμα	142

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	143
-------------------	-----

ΗΛΕΚΤΡΟΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ ΔΙΑΘΕΡΜΙΑ

ELECTROSURGICAL DIATHERMY



1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1.1 Σκοπός

Η τεχνική της ηλεκτροχειρουργικής διαθερμίας χρησιμοποιεί εναλλασσόμενο ρεύμα υψηλής συχνότητας με θεραπευτικό σκοπό :

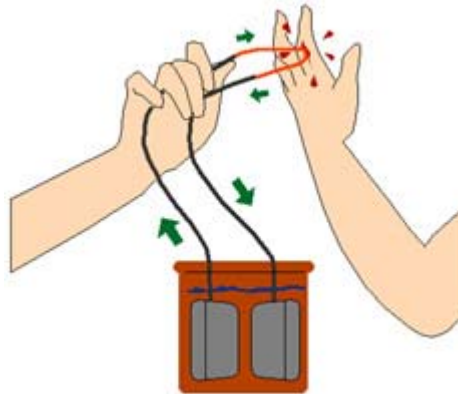
- ❖ Την τομή του ιστού (λειτουργία CUT = cutting)
λόγω βρασμού του ενδοκυττάριου υγρού και καταστροφής των κυττάρων
- ❖ Την αιμόσταση (λειτουργία COAG = coagulation)
λόγω πήξης των λευκωμάτων των κυττάρων
- ❖ Τον συνδιασμό των παραπάνω λειτουργιών (λειτουργία μίξης = BLEND)

1.2 Ιστορική Αναδρομή

1.2.1 Ηλεκτροκαυτηρίαση

Ο πρόγονος της ηλεκτροχειρουργικής είναι η ηλεκτροκαυτηρίαση που εφηύρε ο Claude Raquelin το 1877. Από την αρχαιότητα, το πυρωμένο μέταλλο χρησιμοποιήθηκε ως χειρουργικό εργαλείο για τον καυτηριασμό των τραυμάτων με αποτέλεσμα την καταστροφή των μικροοργανισμών και τον έλεγχο της αιμορραγίας. Η πυράκτωση αρχικά γινόταν με φωτιά αργότερα όμως με τη χρήση του ηλεκτρισμού.

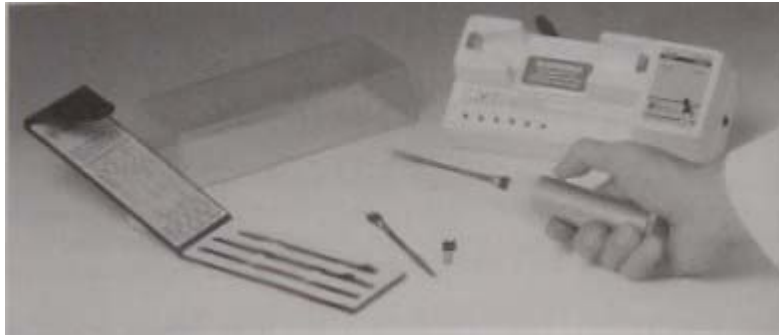
Με την ηλεκτροκαυτηρίαση, ένα μεταλλικό καλώδιο θερμαίνεται, λόγω της αντίστασης του στη ροή του συνεχούς ηλεκτρικού ρεύματος, μέχρι το σημείο πυράκτωσης και στη συνέχεια έρχεται σε επαφή με τον ιστό (Σχήμα 1).



Τεχνική της ηλεκτροκαυτηρίασης
ΣΧΗΜΑ 1

Σημαντική εφαρμογή ήταν η παροχή επαρκούς αιμόστασης (ακόμα και σε υγρό πεδίο) και η τεχνική του Robert Shaw (1970). Σύμφωνα με την τεχνική αυτή, μια συσκευή παράγει σε παλμική μορφή συνεχές ρεύμα στα άκρα μιας κοφτερής λεπίδας κατά τέτοιο τρόπο ώστε η εκλυόμενη θερμότητα να συμβάλλει στο κλείσιμο μικρών αγγείων με μικρή ιστική βλάβη καθώς κόβονται. Η λεπίδα μπορεί να προθερμανθεί σε μια επιλεγμένη θερμοκρασία μεταξύ 110 °C – 280 °C. Έτσι ο χειρουργός διατηρεί την αίσθηση αφής του ιστού κατά την τομή του και μειώνεται η απαιτούμενη ανάγκη αιμόστασης.

Σήμερα μια ελάχιστη μειοψηφία χειρουργών χρησιμοποιεί την ηλεκτροκαυτηρίαση και συσκευές για την εφαρμογή της συνεχίζουν να κατασκευάζονται (Σχήμα 2).



Επαναφορτιζόμενη μονάδα ηλεκτροκαυτηρίασης
ΣΧΗΜΑ 2

Το πιο κοινό εργαλείο για την εφαρμογή της είναι μια μονάδα μεγέθους μολυβιού η οποία λειτουργεί με μπαταρία και είναι πιο εύχρηστη για τοπική αιμόσταση (Σχήμα 3).



Φορητή μονάδα ηλεκτροκαυτηρίασης
ΣΧΗΜΑ 3

Η ηλεκτροκαυτηρίαση διαφοροποιείται από την μεταγενέστερη ηλεκτροχειρουργική διαθερμία στα εξής :

- Η ηλεκτροκαυτηρίαση χρησιμοποιεί συνεχές ρεύμα ενώ η ηλεκτροχειρουργική χρησιμοποιεί εναλλασσόμενο ρεύμα υψηλής συχνότητας.
- Το ηλεκτρόδιο θεραπείας στην ηλεκτροκαυτηρίαση είναι θερμαινόμενο ενώ στην ηλεκτροχειρουργική είναι μη θερμαινόμενο.
- Ο ασθενής στην ηλεκτροκαυτηρίαση δεν είναι τμήμα του κυκλώματος και το ρεύμα δεν διέρχεται από το σώμα του σε αντίθεση με την ηλεκτροχειρουργική που είναι τμήμα του κυκλώματος και το ρεύμα διέρχεται από το σώμα του.

1.2.2 Εξέλιξη Ηλεκτροχειρουργικής Διαθερμίας

Η ηλεκτροχειρουργική διαθερμία υψηλής συχνότητας στηρίχτηκε σε ορισμένες σημαντικές εξελίξεις στη γνώση για τον ηλεκτρισμό. Σημαντική ήταν η παρατήρηση του Michael Faraday ο οποίος απέδειξε πως η κίνηση ενός καλώδιου σε ένα μαγνητικό πεδίο ή ένα μαγνητικό πεδίο κινούμενο σχετικά ως προς ένα καλώδιο έχουν σαν αποτέλεσμα την εμφάνιση ηλεκτρικού ρεύματος στο καλώδιο. Αυτή η αρχή έγινε γνωστή ως ηλεκτρομαγνητική επαγωγή και είναι ενεργή στη σύγχρονη παραγωγή ηλεκτρικής ισχύος. Η περιστροφή ενός συρμάτινου βρόχου εντός μαγνητικού πεδίου έχει σαν αποτέλεσμα την παραγωγή ηλεκτρικού ρεύματος το οποίο εναλλάσσει την κατεύθυνση του ανάλογα με την φορά της περιστροφής. Αυτό το ρεύμα καλείται εναλλασσόμενο (ή φαραδικό) ρεύμα.

Γρήγορα διαπιστώθηκε πως το εναλλασσόμενο ρεύμα έχει ορισμένες βιολογικές επιδράσεις.

Μεταξύ των πιο φανερών ήταν οι νευρικές επιδράσεις που ερευνήθηκαν από τους Guillaume-Benjamin-Amand Duchenne και Wilhelm Erb. Η ηλεκτρική διέγερση νευρών, με επακόλουθο την μυϊκή συστολή, παραμένει σημαντική για την διαγνωστική και την θεραπευτική ιατρική.

Ήταν απαραίτητο να παραχθεί υψηλότερης συχνότητας εναλλασσόμενο ρεύμα ώστε να μπορούσε να χρησιμοποιηθεί αποκλειστικά για θεραπευτικούς σκοπούς χωρίς να προκαλεί νευρομυϊκές επιδράσεις, όπως τέτανο ή πόνο.

Μια γεννήτρια που μπορούσε να παρέχει τέτοιο ρεύμα κατασκευάστηκε το 1889 από τον Thompson, που παρατήρησε πως παραγόταν θερμότητα όταν τέτοιο ρεύμα εφαρμοζόταν στους ιστούς.

Πειράματα που πραγματοποιήθηκαν από τον Jacques Arsène d' Arsonval το 1891 απέδειξαν ότι η εφαρμογή σε ανθρώπινο ιστό ηλεκτρικού ρεύματος με συχνότητες μεγαλύτερες από 10,000 Hertz δεν προκαλούσε νευρομυϊκή διέγερση σχετιζόμενη με τετανική απάντηση παρά μόνο την εμφάνιση θερμικών φαινομένων. Το κύκλωμα του d' Arsonval ήταν αξιοσημείωτο γιατί συμπεριλάμβανε ένα επαγωγικό σύρμα (solenoid) με πολλά τυλίγματα πολύ λεπτού σφιχτά περιελιγμένου καλωδίου. Αυτό το χαρακτηριστικό, που έγινε γνωστό ως σύρμα d' Arsonval, ήταν σημαντικό γιατί αύξανε την τάση που μπορούσε να επιτευχθεί από την συσκευή, επιτρέποντας συνεπώς την παραγωγή υψηλότερης συχνότητας ηλεκτρισμού.

Το 1897, ο Nagleschmidt απέδειξε την ικανότητα των υψίσυχων ρευμάτων να προκαλούν θερμικά φαινόμενα για τη θεραπεία παθήσεων του κυκλοφορικού συστήματος και των αρθρώσεων εισάγοντας πρώτη φορά τον όρο «διαθερμία».

Στις αρχές του εικοστού αιώνα χρησιμοποιήθηκαν στοιχειώδεις γεννήτριες, βασισμένες σε ένα κύκλωμα LC και μια δίοδο λυχνία σπινθηρισμών (spark gap generator) που παρείχαν ρεύματα συχνότητας 3kHz-70kHz (Czerny, 1908). Στην πράξη, τα θεραπευτικά ηλεκτρόδια είχαν μεγάλο μέγεθος για να αποτρέπεται η υπερβολική συγκέντρωση ρεύματος.

Ο Rivière, στη στροφή του εικοστού αιώνα, συνέλαβε την ιδέα της θεραπείας δερματικών παθήσεων με ηλεκτρικό σπινθήρα. Αντικατέστησε το μεγάλο θεραπευτικό ηλεκτρόδιο του d' Arsonval με ένα πολύ μικρό. Αυτή η μετατροπή εξυπηρετούσε την αύξηση της πυκνότητας ισχύος της εξόδου, βελτιώνοντας την ικανότητα καταστροφής του ιστού. Το 1900, ανέφερε τη θεραπεία έλκους (πιθανώς λεπιοειδές κυτταρικό καρκίνωμα) στην άνω επιφάνεια στο χέρι ενός μουσικού χρησιμοποιώντας υψηλής συχνότητας σπινθήρες.

Ο Oudin, μετά από μερικές τροποποιήσεις στον εξοπλισμό του d' Arsonval, κατάφερε να παράγει spray σπινθηρισμών για την επιφανειακή καταστροφή ιστών. Η σημαντική συνεισφορά του, ο συνηχητής Oudin, αποτελούνταν από την προσθήκη ενός επιπλέον επαγωγικού σύρματος στον αρχικό εξοπλισμό του d' Arsonval. Το επιπλέον αυτό σύρμα εξυπηρετούσε στην αύξηση της τάσης ενώ μειωνόταν η ροή ηλεκτρισμού (Amperes), επιτρέποντας έτσι τις μονοτερματικές εφαρμογές.

Τα επόμενα χρόνια, οι κύριοι τύποι υψηλής συχνότητας ηλεκτροχειρουργικής αποσαφηνίστηκαν. Ο Walter de Keating-Hart το 1908 εισήγαγε τον όρο ηλεκτροσπινθηρισμός, που αναφέρεται στον σπινθήρα από το σύρμα του Oudin. Ισχυρίστηκε πως αυτή η μετατροπή ήταν ιδανική για την θεραπεία δερματικού καρκίνου και πως ο σπινθήρας μπορούσε επιλεκτικά να καταστρέψει κύτταρα όγκου.

Το 1909 ο Doyen εισήγαγε τον όρο αιμόσταση για την περιγραφή διαφορετικού τύπου ηλεκτροχειρουργικής όπου ο ιστός έρχεται άμεσα σε επαφή με το θεραπευτικό ηλεκτρόδιο και ένα άλλο ηλεκτρόδιο προστίθεται στο κύκλωμα. Το επιπλέον ηλεκτρόδιο επιτρέπει άμεση απομάκρυνση του διερχόμενου από τον ασθενή ρεύματος και επιστροφή πίσω στη συσκευή. Έτσι αποφεύγονται τα ηλεκτρικά «τινάγματα».

Η τιμή των amperes αυξάνεται σημαντικά ενώ η «ανακύκλωση» του ηλεκτρικού ρεύματος επιτρέπει τη χρήση μικρότερων τάσεων. Το ρεύμα που παράγεται με αυτή τη διτερματική διάταξη διεισδύει βαθύτερα από εκείνο του ηλεκτροσπινθηρισμού και επιφέρει άμεσα αιμόσταση παρά προκαλεί μόνο επιφανειακή απανθράκωση. Ο Doyen ισχυρίστηκε πως αυτό το περισσότερο βαθιά διεισδυτικό ρεύμα ήταν πιο πιθανό να έχει μεγαλύτερη αποτελεσματικότητα στην καταστροφή κυττάρων όγκων.

Ο William Clark το 1910 ανέφερε τη χρήση ηλεκτροχειρουργικής εξόδου που προκαλούσε αφυδάτωση του ιστού χωρίς απανθράκωση στην επιφάνεια. Αντικατέστησε πολλαπλή διαφορά σπινθηρισμών για τη συνήθη μονή στην μονοτερματική Oudin γεννήτρια ρεύματος. Αυτό εξασφάλισε πιο ομαλό ρεύμα με αποτέλεσμα την παραγωγή λεπτών σπινθηρισμών. Ο Clark χρησιμοποίησε τον όρο εκτομή για να περιγράψει αυτόν τον τύπο.

Το επόμενο σημαντικό γεγονός έλαβε χώρα το 1924 όπου ο George A. Wyet, ένας αξιόλογος χειρουργός, χρησιμοποίησε την ηλεκτροχειρουργική για την τομή ιστών. Η συσκευή του, που την ονόμασε ενδοθερμικό μαχαίρι, χρησιμοποιούσε ένα θερμοϊονικό σωλήνα κενού. Ο σωλήνας κενού, που εφευρέθηκε το 1907 από τον Lee DeForest, είχε χρησιμοποιηθεί προηγουμένως στα πρώτα ραδιόφωνα. Αυτός ο σωλήνας ενίσχυε και διαμόρφωνε την ηλεκτρική έξοδο, προκαλώντας την παραγωγή ομαλής κυματομορφής κατάλληλης για επιδερμικές διανοίξεις. Ο Wyeth ονόμασε την τεχνική ηλεκτροθερμική ενδοθερμία. Παρατήρησε πως η τεχνική ήταν πολύ κατάλληλη για τη χειρουργική όγκων καθώς επιτρέπει την απόκλιση όχι μόνο των μικρότερων αιματικών αγγείων αλλά και των λυμφατικών που διαφορετικά θα προκαλούνταν διασπορά της μετάστασης.

Ένας φυσικός του Χάρβαρντ, ο William Bovie, ίσως να είναι υπεύθυνος για την πιο σημαντική συνεισφορά στην εξέλιξη της ηλεκτροχειρουργικής. Με οικονομική υποστήριξη της εταιρίας Liebel-Flarseim του Σινσινάτι, κατασκεύασε μια ηλεκτροχειρουργική συσκευή με ρεύματα αιμόστασης και τομής (Σχήμα 4). Η συσκευή αυτή αποτελούνταν από δυο μικρά μεταλλικά αγωγία τμήματα χωριζόμενα από κενό αέρος. Όταν η τάση αυξανόταν αρκετά, ο αέρας ιονιζόταν και λειτουργούσε ως αγωγός.



Γεννήτρια Bovie παλαιάς τεχνολογίας
ΣΧΗΜΑ 4

Ο Harvey Cushing, ένας αξιόλογος νευροχειρουργός, ενδιαφέρθηκε για αυτές τις τεχνικές και με επικεφαλής τον Bovie ξεκίνησαν την χρήση της ηλεκτροχειρουργικής για την παύση της αιμορραγίας και την τομή ιστών σε χειρουργικές επεμβάσεις στο νοσοκομείο Peter Bent το 1926 (Σχήμα 5).



Ο Dr.H.Cushing σε επέμβαση
ΣΧΗΜΑ 5

Λίγα χρόνια αργότερα ο Cushing εξέδωσε τις προσωπικές του εντυπώσεις από την ηλεκτροχειρουργική, μια μελέτη 500 περίπου κρανιακών επεμβάσεων, με επαινετικά λόγια εγγυώμενος για την αποδοχή της από το χειρουργικό κόσμο. Η μεταγενέστερη επίδραση στην ιατρική από την συσκευή του Bonie ήταν τόσο σημαντική που ο όρος bonie χρησιμοποιείται ακόμα γενικά σαν ουσιαστικό για αναφορά σε ηλεκτροχειρουργικές συσκευές ή και σαν ρήμα για την περιγραφή ηλεκτροχειρουργικής πράξης. Η ειρωνεία είναι πως ο Bonie που πούλησε την ιδέα του στην εταιρία για \$1, δεν αναγνωρίστηκε λόγω της μικρής προσωπικής του βιβλιογραφίας και πέθανε φτωχός.

Μετά το 1945 επικράτησαν συντονισμένα κυκλώματα με τριόδους (Kebbel, 1957), τετρόδους ή πεντόδους ηλεκτρονικές λυχνίες και αργότερα με κρυσταλλοτριόδους και άλλους ενισχυτές ισχύος στερεάς κατάστασης.

Η ανακάλυψη των ηλεκτρονικών κυκλωμάτων με στοιχεία transistor ισχύος (solid state) έδωσε πραγματική ώθηση για τη βελτίωση και την ευρεία διάδοση της χειρουργικής διαθερμίας (Σχήμα 6).



Γεννήτρια με transistor ισχύος
ΣΧΗΜΑ 6

Οι νέες συσκευές ήταν πιο συμπαγείς και οι έρευνες οδηγούσαν στη βελτίωση της απόδοσης και της ασφάλειας (Σχήμα 7). Μια σύγχρονη συσκευή παρέχει υψίσυχο ρεύμα συχνότητας 300-3000 kHz.



Νεότερη μικρή γεννήτρια
ΣΧΗΜΑ 7

Σήμερα η ηλεκτροχειρουργική διαθερμία με τις συνεχείς τεχνολογικές βελτιώσεις παραμένει κύριο «εργαλείο» στη διάθεση του χειρουργού

1.3 Συνοπτική Περιγραφή

Η συσκευή της ηλεκτροχειρουργικής διαθερμίας αποτελείται από (Σχήμα 8) :

- A. Κυρίως συσκευή
- B. Χειρολαβές
- C. Ενεργό ηλεκτρόδιο
- D. Ουδέτερο ηλεκτρόδιο (ή ηλεκτρόδιο ασθενούς ή γείωση ή πλάκα)
- E. Ποδοδιακόπτης



Τμήματα ηλεκτροχειρουργικής διαθερμίας
ΣΧΗΜΑ 8

Το κύκλωμα κλείνει μέσω του ασθενή κατά τη λειτουργία της τεχνικής.

2. ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ

2.1 Βασικές έννοιες ηλεκτρισμού

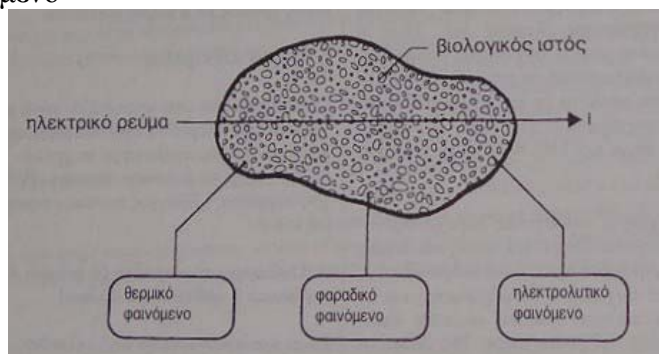
Προκειμένου να γίνει αντιληπτή η λειτουργία της ηλεκτροχειρουργικής διαθερμίας, είναι απαραίτητο να γίνει μια ανασκόπηση βασικών ορισμών του ηλεκτρισμού.

- Ρεύμα [Amperes]
Ρυθμός ροής ηλεκτρονίων. Διακρίνεται σε :
 - ✓ Συνεχές -DC , συνεχής ροή ίδιας κατεύθυνσης
 - ✓ Εναλλασσόμενο -AC, εναλλαγή κατεύθυνσης ροής
- Διαφορά Δυναμικού - Τάση [Volts]
Απαιτούμενη δύναμη για την κίνηση των ηλεκτρονίων
- Αντίσταση [Ohms]
Εμπόδιο στη ροή των ηλεκτρονίων
- Ισχύς [Watts]
Ποσότητα ενέργειας παραγόμενης ή καταναλισκόμενης σε συγκεκριμένη χρονική περίοδο.
Η ισχύς είναι μέτρο του ρυθμού μετατροπής της ενέργειας ενός ηλεκτρικού κυκλώματος με τον οποίο η ηλεκτρική ενέργεια μετατρέπεται σε θερμότητα μέσω των αντιστάσεων (στοιχεία εμπέδησης).
- Ηλεκτρική ενέργεια [Joule]
Ποσότητα ενέργειας παραγόμενης ή καταναλισκόμενης επί τον αντίστοιχο χρόνο.

2.2 Φαινόμενα ηλεκτρικού ρεύματος

Όταν ηλεκτρικό ρεύμα διέρχεται από βιολογικούς ιστούς παρατηρούνται τα παρακάτω φαινόμενα (Σχήμα 9):

- Φαραδικό φαινόμενο
- Ηλεκτρολυτικό φαινόμενο
- Θερμικό φαινόμενο



Φαινόμενα που παρατηρούνται όταν από τους βιολογικούς ιστούς διέλθει ηλεκτρικό ρεύμα
ΣΧΗΜΑ 9

Πιο αναλυτικά :

I. Φαραδικό φαινόμενο

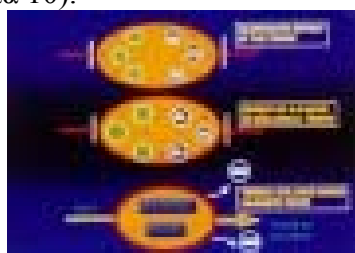
Φαραδικό φαινόμενο ονομάζεται ο ερεθισμός των κυττάρων των νεύρων και των μυών όταν έρχονται σε επαφή με ηλεκτρικό ρεύμα. Είναι αντιστρόφως ανάλογο με τη συχνότητα του ρεύματος, η ένταση του δηλαδή μειώνεται με την αύξηση της συχνότητας. Όταν χρησιμοποιείται εναλλασσόμενο ρεύμα υψηλής συχνότητας (HF current), η διεύθυνση της κίνησης των ιόντων είναι σε πλήρη συμφωνία με τη συχνότητα του ρεύματος και βρίσκονται έτσι σε πλήρη ταλάντωση.

II. Ηλεκτρολυτικό φαινόμενο

Ηλεκτρολυτικό φαινόμενο ονομάζεται η μετατόπιση-πόλωση των κυτταρικών ιόντων με αποτέλεσμα τα θετικά φορτισμένα ιόντα κινούνται προς τον αρνητικό πόλο (κάθοδος) και τα αρνητικά φορτισμένα ιόντα κινούνται προς τον θετικό πόλο (άνοδος).

Αν το ρεύμα είναι συνεχές τότε παρατηρείται συνεχής αύξηση της συγκέντρωσης των ιόντων στους δυο πόλους αντίστοιχα προκαλώντας την ηλεκτρολυτική καταστροφή των ιστών.

Αν το ρεύμα είναι εναλλασσόμενο υψηλής συχνότητας τότε τα ιόντα δονίζονται αυξάνοντας έτσι την κινητική τους ενέργεια. Λόγω της υψηλής συχνότητας, η κίνηση των ιόντων είναι ομαλή και η κινητική τους ενέργεια οδηγεί τελικά σε αύξηση της θερμοκρασίας του ιστού (Σχήμα 10).

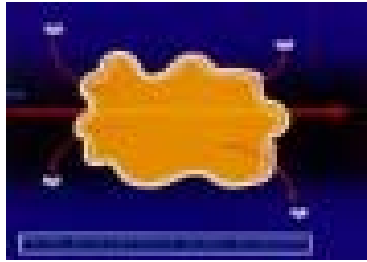


Σχηματική παράσταση του ηλεκτρολυτικού φαινομένου
ΣΧΗΜΑ 10

III. Θερμικό φαινόμενο

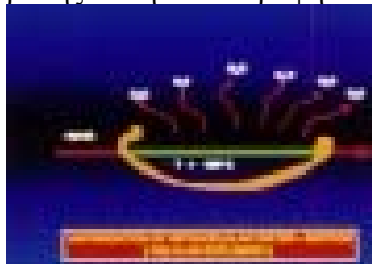
Ο ιστός θερμαίνεται και η θερμοκρασία αυτή εξαρτάται τόσο από την ειδική αντίσταση του όσο και από την ένταση και τη διάρκεια εφαρμογής του ηλεκτρικού ρεύματος. Αρκετοί παράγοντες επηρεάζουν τον τρόπο αγωγιμότητας της θερμότητας από τον ιστό. Το νερό συμβάλλει στην θερμική ισορροπία λόγω της σταθερής θερμοκρασίας εξάτμισης του. Η καλή αγγείωση του ιστού συμβάλλει επίσης καθώς η καλή κυκλοφορία απάγει τη θερμότητα.

Όταν η θερμοκρασία αυξάνεται αργά, ο ιστός στεγνώνει και τα λευκώματα πήζουν (Σχήμα 11).



Σχηματική παράσταση του θερμικού φαινομένου
ΣΧΗΜΑ 11

Όταν η θερμοκρασία αυξάνεται γρήγορα λόγω υψηλών θερμοκρασιών, ούτε η εξάτμιση ούτε η απαγωγή της θερμότητας συμβάλλουν αποτελεσματικά στην απαγωγή της θερμότητας. Αποτέλεσμα είναι ο βρασμός του ενδοκυτταρικού υγρού και τελικά η διάρρηξη της κυτταρικής μεμβράνης και η καταστροφή του κυττάρου (Σχήμα 12).

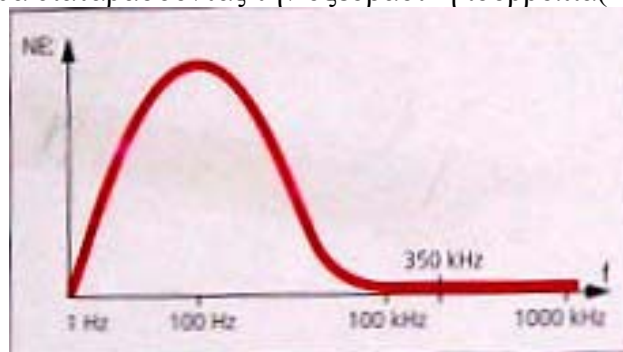


Εξάτμιση ενδοκυτταρικού υγρού
ΣΧΗΜΑ 12

2.3 Εναλλασσόμενο ρεύμα υψηλής συχνότητας

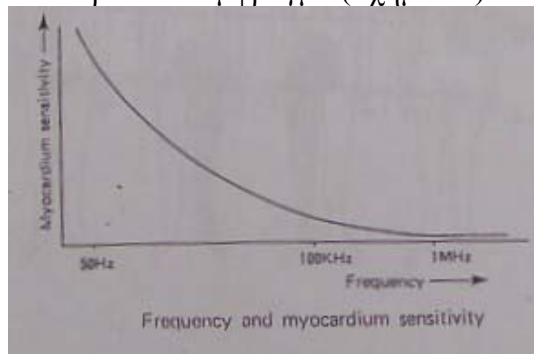
Το συνεχές ηλεκτρικό ρεύμα δεν χρησιμοποιείται στις ηλεκτροχειρουργικές διαθερμίες. Όταν διαπεράσει το ανθρώπινο σώμα προκαλεί ποικίλες βιοεπιδράσεις.

➤ Διεγείρει τα νεύρα διαταράσσοντας την οξεοβασική ισορροπία(Σχήμα 13).



Συχνότητα και νευρική διέγερση
ΣΧΗΜΑ 13

- Παραλύει την καρδιά και προκαλεί έμφραγμα (Σχήμα 14).

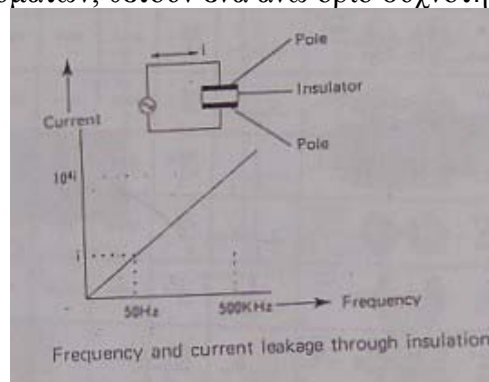


Συχνότητα και διέγερση μυοκαρδίου
ΣΧΗΜΑ 14

Αυτές οι βιοεπιδράσεις μπορούν να αποφευχθούν αν το ρεύμα εφαρμοστεί για μια περίοδο χρόνου μικρότερη από την απαιτούμενη ώστε να ελαχιστοποιηθεί το δυναμικό κατωφλίου.

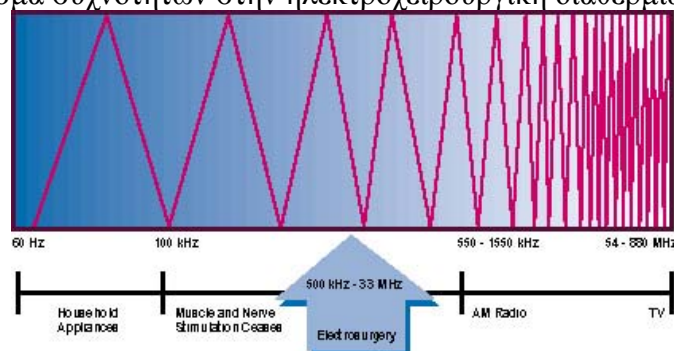
Για το λόγο αυτό στις χειρουργικές διαθερμίες χρησιμοποιείται εναλλασσόμενο ρεύμα υψηλής συχνότητας, πάνω από 100 KHz, για μεγαλύτερη ασφάλεια. Το κάτω όριο συχνότητας είναι τα 100 KHz, λόγω της εμφάνισης διέγερσης των νεύρων και τετανικών φαινομένων.

Σε υψηλές συχνότητες η εμφάνιση χωρητικών ρευμάτων, που οδηγούν σε απώλειες ισχύος (λόγω ηλεκτρομαγνητικής εκπομπής) και σε μείωση της μονωτικής ιδιότητας των ιστών σε κινδύνους εγκαυμάτων, θέτουν ένα άνω όριο συχνότητας τα 2MHz (Σχήμα 15).



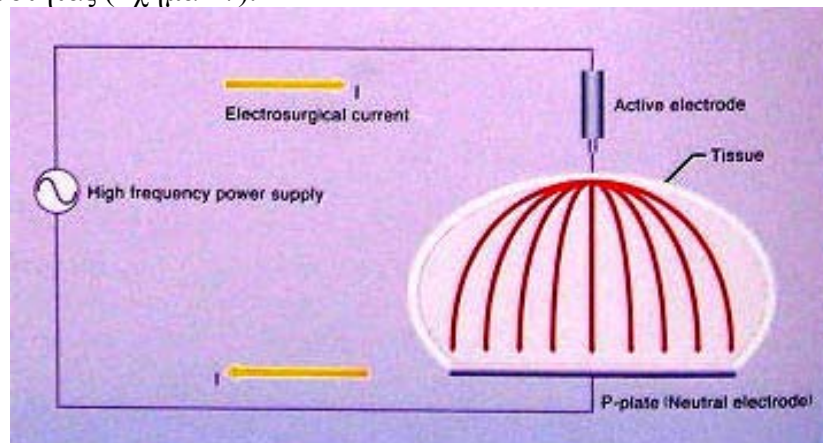
Συχνότητα και διαρροή ρεύματος
ΣΧΗΜΑ 15

Ακολουθεί το φάσμα συχνοτήτων στην ηλεκτροχειρουργική διαθερμία (Σχήμα 16).



Φάσμα συχνοτήτων HF διαθερμίας
ΣΧΗΜΑ 16

Στο σχήμα που ακολουθεί παρουσιάζεται η λειτουργία του εναλλασσομένου ρεύματος υψηλής συχνότητας (Σχήμα 17).



Αρχή ηλεκτροχειρουργικής
ΣΧΗΜΑ 17

Το ηλεκτρικό ρεύμα διαρρέει τον ιστό μέσω του ενεργού και του ουδέτερου ηλεκτροδίου. Η περιοχή του ιστού που έρχεται σε επαφή με το ενεργό ηλεκτρόδιο είναι μικρή και συνεπώς η πυκνότητα ρεύματος στην περιοχή αυτή είναι υψηλή. Αντίστροφα, η περιοχή του ιστού που έρχεται σε επαφή με το ουδέτερο ηλεκτρόδιο είναι μεγάλη και συνεπώς η πυκνότητα ρεύματος στην περιοχή αυτή είναι χαμηλή.

Λόγω του θερμικού φαινομένου, η διέλευση του ρεύματος προκαλεί την έκλυση θερμότητας (Q) η οποία είναι αντιστρόφως ανάλογη της τέταρτης δύναμης της απόστασης (S) από το σημείο εφαρμογής του ενεργού ηλεκτροδίου και δίνεται από τον τύπο : $Q = 1 / S^4$.

Άρα στην περιοχή του ενεργού ηλεκτροδίου, η πυκνότητα του ρεύματος οδηγεί στην απαραίτητη θέρμανση του ιστού ώστε να λάβει χώρα τομή ή/και αιμόσταση.

Κατά την εφαρμογή υψίσυχων ρευμάτων, για χειρουργικούς σκοπούς, οι ιστοί συμπεριφέρονται ως ωμική αντίσταση. Η ειδική αντίσταση των διαφόρων ιστών, για συχνότητες 0,3-1,0 MHz, έχει περίπου τις παρακάτω τιμές, σε $\Omega \cdot \text{cm}$:

✓ Αίμα	160
✓ Μυς, νεφροί, μυοκάρδιο	200
✓ Ήπαρ, σπλήνα	300
✓ Εγκέφαλος	700
✓ Πνεύμονες	1000
✓ Λίπος	3300

Η παραγόμενη ενέργεια (W) είναι ανάλογη της ειδικής αντίστασης του ιστού ($\rho = \Omega \cdot \text{m}$), του όγκου του ιστού (V) και της πυκνότητας του ρεύματος ($J = \text{A}/\text{m}^2$) και δίδεται από τον τύπο : $W = \rho \cdot V \cdot J^2$.

2.4 Ηλεκτροχειρουργικές δράσεις εναλλασσομένου HF ρεύματος

Η εφαρμογή του θερμικού φαινομένου των HF ρευμάτων, ανάλογα με τον τρόπο της χειρουργικής διαθερμίας, προκαλεί τα εξής αποτελέσματα :

- A. Αιμόσταση (Coagulation)
- B. Τομή (Cutting)

Πιο αναλυτικά :

A. Αιμόσταση (Coagulation)

Οφείλεται στην εξάτμιση του νερού από το εσωτερικό των κυττάρων. Προκειμένου να είναι σταθερή και ομοιόμορφη πρέπει να εφαρμόζεται κατά περιόδους και με σταθερή αύξηση της θερμοκρασίας κάτω από τους 100 °C. Η χαμηλή θερμοκρασία προστατεύει τα κύτταρα από τη ρήξη και ενισχύει την αποτελεσματικότητα της τεχνικής (Σχήμα 18).

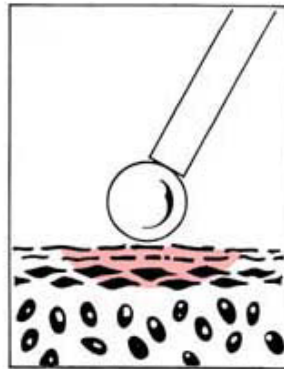


Μηχανισμός αιμόστασης
ΣΧΗΜΑ 18

Διακρίνεται σε κατηγορίες ανάλογα με τη θέση του ενεργού ηλεκτροδίου σε σχέση με την επιφάνεια των ιστών.

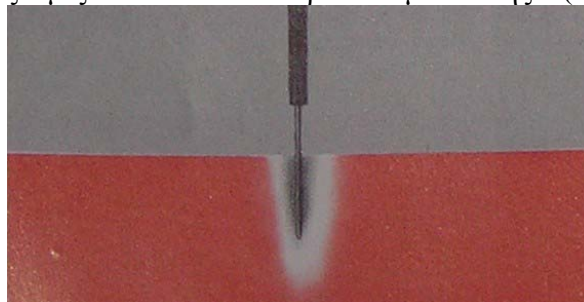
A1. Εκτομή (Desiccation)

Είναι η τεχνική κατά την οποία το ενεργό ηλεκτρόδιο της διαθερμίας, όταν έρχεται σε επαφή με την επιφάνεια των ιστών ή βρίσκεται εντός του ιστού, προκαλεί αφυδάτωση και καταστροφή του (Σχήμα 19).



Μηχανισμός εκτομής
ΣΧΗΜΑ 19

Αυτό συμβαίνει γιατί όταν το υψίσυχο ρεύμα διαρρέει τον ιστό, αυτός συμπεριφερόμενος ως αντίσταση, τότε τα κύτταρα του αρχίζουν να θερμαίνονται, το νερό αρχίζει σιγά-σιγά να εξατμίζεται και το κυτταρόπλασμα να πήζει (Σχήμα 20).



Εφαρμογή εκτομής
ΣΧΗΜΑ 20

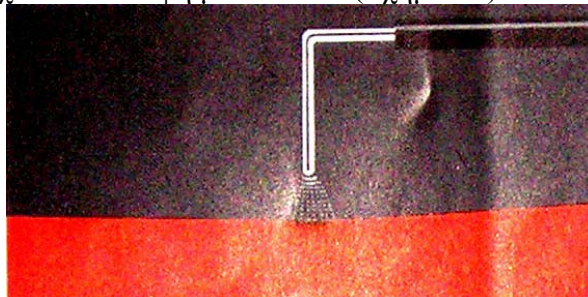
A2. Ηλεκτροσπινθηρισμός (Fulguration)

Είναι γνωστή σαν πήξη της επιφάνειας των ιστών ή του αίματος από σπινθήρα υψίσυχνων ρευμάτων του ενεργού ηλεκτροδίου ο οποίος πιέζει το νερό προς τα έξω (Σχήμα 21).



Μηχανισμός ηλεκτροσπινθηρισμού
ΣΧΗΜΑ 21

Το ηλεκτρόδιο δεν έρχεται σε επαφή με τον ιστό (Σχήμα 22) .



Εφαρμογή ηλεκτροσπινθηρισμού
ΣΧΗΜΑ 22

Σύγκριση: Εκτομή-Ηλεκτροσπινθηρισμός

Πρόκειται για τύπους αιμόστασης ωστόσο :

- ✓ Στον ηλεκτροσπινθηρισμό το ηλεκτρόδιο δεν έρχεται σε επαφή με τον ιστό σε αντίθεση με την εκτομή.
- ✓ Στον ηλεκτροσπινθηρισμό χρησιμοποιείται κυματομορφή υψηλής τάσης προκειμένου να υπερκεραστεί η υψηλή αντίσταση του αέρα που παρεμβαίνει μεταξύ ενεργού ηλεκτροδίου και ιστού.
- ✓ Ο ηλεκτροσπινθηρισμός χρησιμοποιείται στην ουρολογία και στην καρδιοχειρουργική προκαλώντας πάντα νέκρωση λόγω της υψηλής ενέργειας κάθε σπινθήρα. Η εκτομή χρησιμοποιείται στην νευροχειρουργική ενώ η πρόκληση νέκρωσης εξαρτάται από την πυκνότητα του ρεύματος στην περιοχή επαφής.

Επίπεδα αιμόστασης

Ανάλογα με τα χαρακτηριστικά του επιπέδου εφαρμογής, η αιμόσταση διακρίνεται στους εξής τύπους :

- Ελαφρά αιμόσταση - Soft Coagulation

Οι ιστοί υφίστανται αποτελεσματική αλλά διακριτική μεταχείριση με την ελάχιστη νέκρωση. Το ηλεκτρόδιο δεν κολλά στον ιστό και δεν τον μολύνει.

- **Ισχυρή αιμόσταση – Forced Coagulation**

Καλύπτει όλες τις απαιτήσεις της κλασσικής αιμόστασης και επιπλέον προσφέρει αποτελεσματικό και γρήγορο τρόπο λειτουργίας είτε άμεσα με την εφαρμογή του ηλεκτροδίου αιμόστασης στους ιστούς είτε έμμεσα με την χρήση κάποιας χειρουργικής λαβίδας.

- **Αιμόσταση με σπρέϋ - Spray Coagulation**

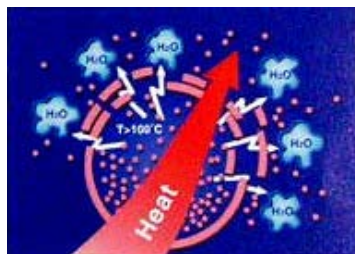
Επιτυγχάνεται επιφανειακή αιμόσταση χωρίς επαφή με τους ιστούς ακόμα και με παρουσία υγρών έκπλυσης.

- **Μικροαιμόσταση - Micro Coagulation**

Χρησιμοποιείται χαμηλότερη μέγιστη ισχύ ώστε ακόμα και μικροσκοπικές, λεπτές δομές να μπορούν να υποστούν αιμόσταση με ασφάλεια.

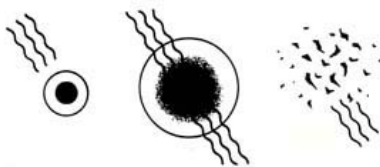
B. Τομή (Cutting)

Με την τεχνική αυτή, η θέρμανση των ιστών γίνεται πιο γρήγορα με θερμοκρασία πάνω από 100 °C (Σχήμα 23).



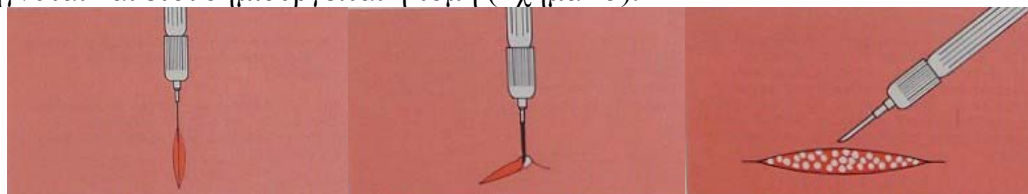
Μηχανισμός τομής
ΣΧΗΜΑ 23

Τα κύτταρα εκρήγνυνται, εξατμίζονται και αφήνουν κενό στη θέση τους στην κυτταρική δομή (Σχήμα 24).



Εξέλιξη τομής
ΣΧΗΜΑ 24

Με τη σάρωση του το ηλεκτρόδιο έρχεται σε επαφή με νέα κύτταρα τα οποία και αυτά εκρήγνυνται και έτσι δημιουργείται η τομή (Σχήμα 25).

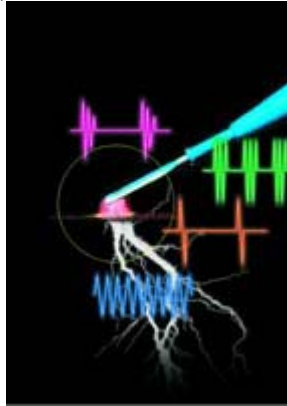


Εφαρμογή τομής
ΣΧΗΜΑ 25

Τελικά η κυτταρική δομή που δημιουργείται είναι μη αγώγιμη και αφυδατωμένη εμποδίζοντας την επέκταση του φαινομένου σε μεγαλύτερο βάθος.

2.5 Κυματομορφές HF ρεύματος

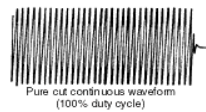
Η εμφάνιση ηλεκτροχειρουργικής δράσης είτε μεμονωμένης, τομή ή αιμόσταση, είτε συνδυασμένης, μίξη, εξαρτάται από την κυματομορφή του υψίσυχνου ρεύματος, άλλη για τομή και άλλη για αιμόσταση, και από την κατάλληλη διαμόρφωση αυτών, για τομή και αιμόσταση συγχρόνως (Σχήμα 26).



Τύποι κυματομορφών HF ρεύματος
ΣΧΗΜΑ 26

◆ Τομή

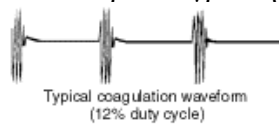
Για την τομή χρησιμοποιείται εναλλασσόμενο υψίσυχνο ρεύμα χωρίς διαμόρφωση. Παράγει θερμότητα πολύ γρήγορα. Προκαλεί άμεσο και καθαρό αποτέλεσμα τομής (Σχήμα 27).



Κυματομορφή για τομή
ΣΧΗΜΑ 27

◆ Αιμόσταση

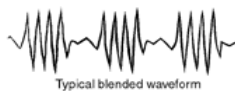
Για την αιμόσταση χρησιμοποιείται εναλλασσόμενο ρεύμα με διαμόρφωση. Η κυματομορφή αιμόστασης είναι διακοπτόμενη. Λόγω της χαμηλής θερμοκρασίας, το κύτταρο δεν διασπάται αλλά το ενδοκυτταρικό υγρό πήζει (Σχήμα 28).



Κυματομορφή για αιμόσταση
ΣΧΗΜΑ 28

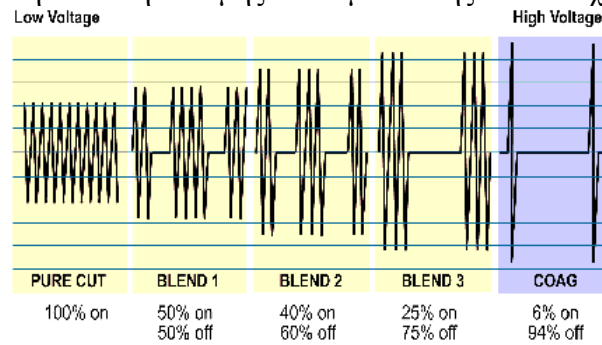
◆ Μίξη

Για την λειτουργία της μίξης συνδυάζονται τα χαρακτηριστικά των κυματομορφών τομής και αιμόστασης με αποτέλεσμα κυματομορφή τομής με διαμορφωμένη αιμόσταση (Σχήμα 29).



Κυματομορφή για τομή και αιμόσταση συγχρόνως
ΣΧΗΜΑ 29

Ο βαθμός συνδυασμού (Blend) των κυματομορφών τομής και αιμόστασης ποικίλλει και ανάλογα ποικίλλει και η ικανότητα τομής και αιμόστασης αντίστοιχα (Σχήμα 30).



Επίπεδα μίξης

ΣΧΗΜΑ 30

Συγκρίνοντας Blend1 → Blend2→ Blend3, παρατηρείται πως προοδευτικά μειώνεται η ικανότητα τομής και αυξάνεται η ικανότητα αιμόστασης.

3. ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ

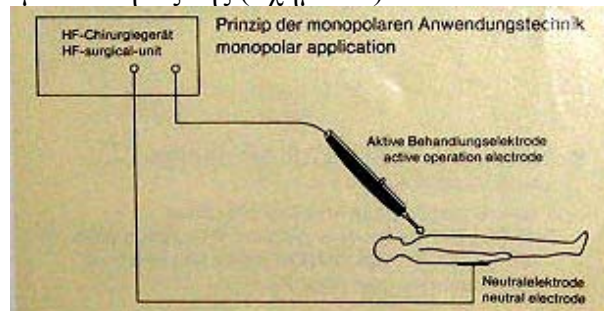
3.1 Τεχνικές εφαρμογής

Η εφαρμογή της ηλεκτροχειρουργικής διαθερμίας πραγματοποιείται με τις εξής τεχνικές :

- ◆ Μονοπολική τεχνική
- ◆ Μονοτερματική τεχνική
- ◆ Διπολική τεχνική

3.1.1 Μονοπολική τεχνική

Η συνηθέστερη εφαρμογή γίνεται με την μονοπολική τεχνική λόγω της ευρύτητας και της κλινικής αποτελεσματικότητας της (Σχήμα 31).



Αρχή μονοπολικής τεχνικής

ΣΧΗΜΑ 31

Το ρεύμα υψηλής συχνότητας εφαρμόζεται στον ιστό, από την έξοδο της πηγής RF, μέσω δυο ηλεκτροδίων. Το ένα ηλεκτρόδιο(ουδέτερο) είναι μια αγωγίμη πλάκα μεγάλης επιφάνειας. Το άλλο ηλεκτρόδιο (ενεργό) είναι διαμορφωμένο σε χειρουργικό εργαλείο. Το ενεργό ηλεκτρόδιο βρίσκεται στην περιοχή της εφαρμογής ενώ το ουδέτερο ηλεκτρόδιο έρχεται σε επαφή με κάποιο άλλο κατάλληλα επιλεγμένο σημείο του σώματος του ασθενούς.

Το ρεύμα από την έξοδο της πηγής RF ρέει μέσω του ενεργού ηλεκτροδίου στην περιοχή εφαρμογής και στη συνέχεια μέσω του σώματος του ασθενούς προς το ουδέτερο ηλεκτρόδιο με το οποίο επιστρέφει πίσω στην πηγή RF.

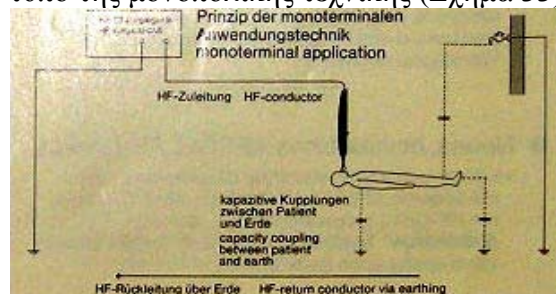
Το ενεργό ηλεκτρόδιο χαρακτηρίζεται από μεγάλη ποικιλία όσον αφορά το μέγεθος και το σχήμα του ανάλογα με την επιθυμητή δράση. Μπορεί να είναι λαβίδα, μαχαιρίδιο, σφαιρίδιο, βρόγχος, βελόνα, άγκιστρο (Σχήμα 32).



Ποικιλία ενεργών ηλεκτροδίων
ΣΧΗΜΑ 32

3.1.2 Μονοτερματική τεχνική

Πρόκειται για ειδικό τύπο της μονοπολικής τεχνικής (Σχήμα 33).



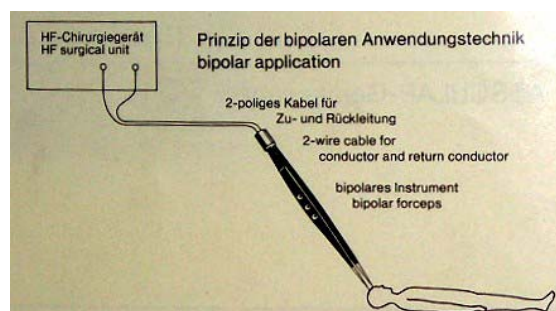
Αρχή μονοτερματικής τεχνικής
ΣΧΗΜΑ 33

Η διαφορά της είναι πως δεν χρησιμοποιείται ουδέτερο ηλεκτρόδιο. Το κύκλωμα κλείνει μέσω των κατανεμημένων χωρητικότητων σώματος-γης.

Χρησιμοποιείται για εφαρμογές χαμηλών ισχύων όπως μικρές επιφανειακές τομές, μικροκαυτηριασμοί, αποτρίχωση, οδοντιατρικές χρήσεις.

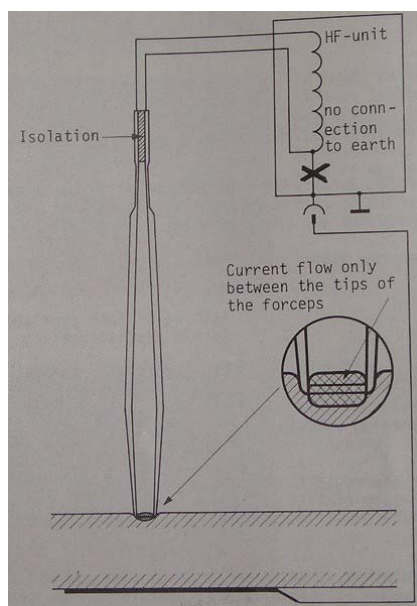
3.1.3 Διπολική τεχνική

Η εφαρμογή της χειρουργικής διαθερμίας μπορεί να γίνει και με την διπολική τεχνική (Σχήμα 34).



Αρχή διπολικής τεχνικής
ΣΧΗΜΑ 34

Τα δυο σκέλη μιας λαβίδας, ηλεκτρικά μονωμένα μεταξύ τους, αποτελούν τα δυο ηλεκτρόδια του συστήματος, το ενεργό και το ουδέτερο (Σχήμα 35).



Διπολική δράση
ΣΧΗΜΑ 35

Το ρεύμα ρέει μεταξύ του ιστού που παρεμβάλλεται ανάμεσα στα σκέλη της λαβίδας. Οι περιβάλλοντες ιστοί επηρεάζονται ελάχιστα. Το σύστημα είναι μη γειωμένο. Το ρεύμα ρέει μόνο όταν και τα δυο ηλεκτρόδια είναι σε επαφή με τον ιστό. Έτσι αποφεύγονται οι διαρροές ρεύματος από ή σε άλλα ηλεκτρικά συστήματα συνδεδεμένα με τον ασθενή.

3.2 Σύγκριση τεχνικών

- Η απαιτούμενη ισχύς της διπολικής τεχνικής (έως 80 Watt) είναι μικρότερη από εκείνη της μονοπολικής (έως 400 Watt), καθώς ο ιστός που διαρρέεται από το χειρουργικό ρεύμα είναι μικρής έκτασης και συνεπώς μικρής αντίστασης.
- Με την διπολική τεχνική αποφεύγονται βλάβες σε γειτονικούς ιστούς.
- Η γείωση είναι απύσχα στην διπολική τεχνική με άμεση συνέπεια την απουσία διαρροής ρεύματος στον ασθενή.
- Ο παράγοντας κινδύνου είναι μικρότερος στην διπολική τεχνική λόγω της ευκολίας εκτίμησης της κατεύθυνσης του ρεύματος και εντοπισμού της ενέργειας υψηλής συχνότητας.
- Όσον αφορά τις εφαρμογές, η μονοπολική τεχνική υπερτερεί στην ευκολία της χρήσης της και την ικανότητα τομής και αιμόστασης μεγάλων αγγείων ενώ η διπολική τεχνική λόγω της χαμηλής ισχύος χρησιμοποιείται σε λεπτές επεμβάσεις όπως οι νευροχειρουργικές και οι εγχειρήσεις σπονδυλικού δίσκου.

3.3 Ουδέτερο ηλεκτρόδιο

Το ουδέτερο ηλεκτρόδιο δεν είναι «ανενεργό» ή «παθητικό». Ο σκοπός του είναι η ασφαλής απαγωγή του υψηλής συχνότητας χειρουργικού ρεύματος που διέρχεται από το σώμα του ασθενούς.

3.3.1 Στοιχεία λειτουργίας

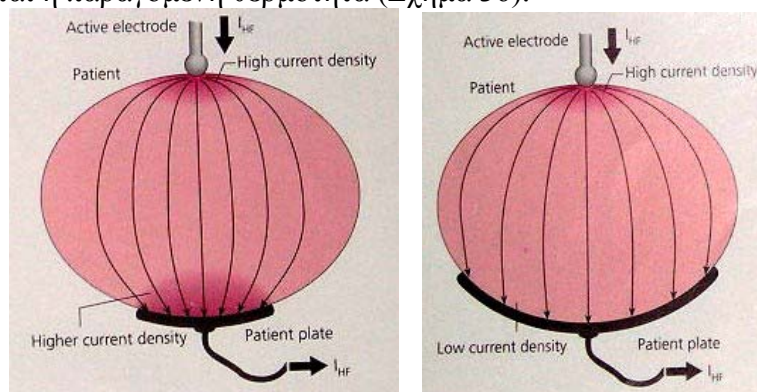
Η σωστή τοποθέτηση του είναι μια εκ των ουκ άνευ βασικών προϋποθέσεων για σωστή και ασφαλή λειτουργία και καθορίζεται από ορισμένες σημαντικές παραμέτρους.

□ Ηλεκτρική αντίσταση ιστού

Το ρεύμα υψηλής συχνότητας παράγει θερμότητα κατά την πορεία του στον ιστό. Η παραγόμενη αυτή θερμότητα αυξάνεται ανάλογα με την ηλεκτρική αντίσταση του ιστού και ανάλογα με την πυκνότητα του ρεύματος. Για την ελαχιστοποίηση της θερμικής φόρτισης, τοποθετείται σε ανατομική περιοχή με πολύ καλή αγωγιμότητα π.χ. μύες.

□ Πυκνότητα απαγόμενου ρεύματος

Πυκνότητα ρεύματος ορίζεται ως η ένταση του υψηλής συχνότητας ρεύματος ανά μονάδα επιφάνειας. Αύξηση της τιμής της έντασης έχει σαν αποτέλεσμα ανάλογη αύξηση της πυκνότητας του ρεύματος και κατ'επέκταση τετραπλασιασμό της παραγόμενης θερμότητας με δεδομένο πως η περιοχή επαφής ουδέτερου ηλεκτροδίου και ιστού παραμένει σταθερή. Η σχέση μεταξύ πυκνότητας ρεύματος και περιοχής επαφής ουδέτερου ηλεκτροδίου και ιστού είναι αντιστρόφως ανάλογη. Αυτό σημαίνει πως αν μειωθεί στο μισό αυτή η περιοχή τότε διπλασιάζεται η πυκνότητα ρεύματος και τετραπλασιάζεται η παραγόμενη θερμότητα (Σχήμα 36).



Λειτουργία ουδέτερου ηλεκτροδίου

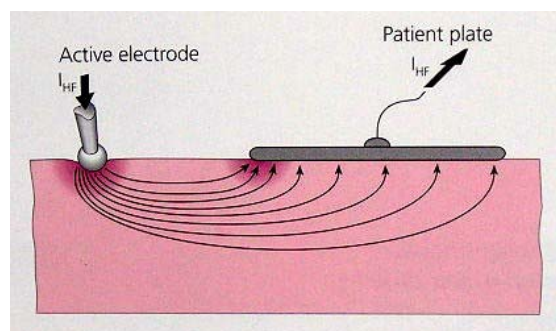
Δεξιά : Σωστή τοποθέτηση

Αριστερά : Εσφαλμένη τοποθέτηση

ΣΧΗΜΑ 36

3.3.2 Κατανομή ρεύματος

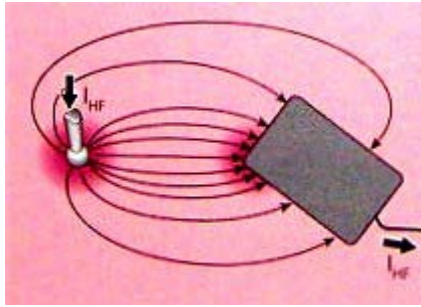
Έλεγχοι έχουν δείξει πως το υψηλής συχνότητας ρεύμα δεν ρέει προς το ουδέτερο ηλεκτρόδιο με ομοιόμορφη κατανομή. Παρατηρείται ρεύμα μεγαλύτερης πυκνότητας στις γωνίες και στις πλευρές του που βρίσκονται πλησιέστερα στο ενεργό ηλεκτρόδιο (Σχήμα 37).



Φαινόμενο ακμής

ΣΧΗΜΑ 37

Η ανομοιόμορφη αυτή κατανομή είναι ανεπιθύμητη καθώς αύξηση της πυκνότητας του ρεύματος αυξάνει στο τετραπλάσιο την παραγωγή θερμότητας (Σχήμα 38).



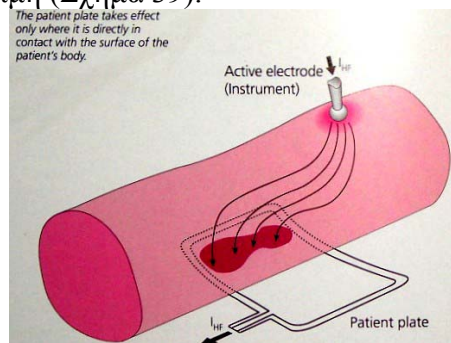
Εσφαλμένη τοποθέτηση ουδετέρου ηλεκτροδίου
ΣΧΗΜΑ 38

Ο σωστός προσανατολισμός, η μεγαλύτερη σε μήκος πλευρά απέναντι από το επεμβατικό πεδίο, εξασφαλίζει την ομοιόμορφη κατανομή ρεύματος χωρίς ανεπιθύμητες παρενέργειες

3.3.3 Επαφή

Το μέγεθος της επιφάνειας επαφής του ουδετέρου ηλεκτροδίου επιλέγεται να καλύπτει τη μέγιστη δυνατή περιοχή ώστε η πυκνότητα του ρεύματος και η παραγόμενη θερμότητα να είναι ελάχιστες.

Η επαφή του ουδετέρου ηλεκτροδίου με το σώμα του ασθενούς πρέπει να είναι πλήρης, άμεση και ηλεκτρικά αγώγιμη (Σχήμα 39).

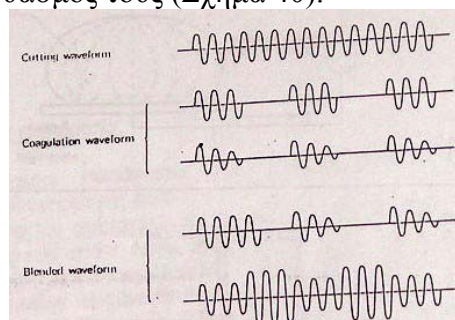


Σημασία επαφής
ΣΧΗΜΑ 39

3.4 Παράγοντες επίδρασης εφαρμογής

➤ Κυματομορφή ρεύματος

Για τομή χρησιμοποιούνται συνεχείς κυματομορφές HF ρεύματος. Για αιμόσταση χρησιμοποιούνται διακοπτόμενες κυματομορφές HF ρεύματος. Επιπλέον μπορεί να χρησιμοποιηθεί και ο συνδυασμός τους (Σχήμα 40).



Διαφορετικοί τύποι κυματομορφών
ΣΧΗΜΑ 40

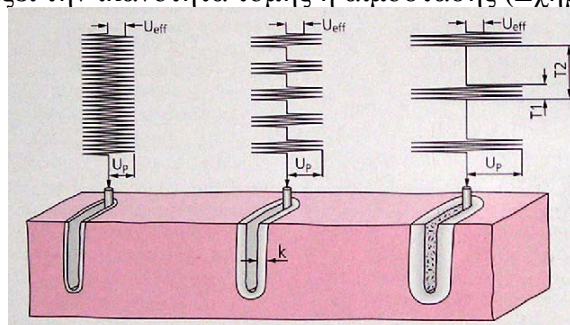
Στην πράξη υπάρχει ένας μεγάλος αριθμός διαμορφωμένων κυματομορφών. Η διαμόρφωση της υψηλής συχνότητας με περιβάλλουσα χαμηλής συχνότητας επιφέρει καλύτερο αποτέλεσμα στην υφή της επιφανειακής τομής (Σχήμα 41).

Transmission type and scope pattern	Frequency modulation (C = carrier)	PEV _{max} (arbitrary)	PEP = PEV _{max} ² /Z ₀	Average (RMS) power	peak mode	CR mode
Table A CW		$\frac{100}{\sqrt{2}}$ V	100 W	100 W	100 W	100 W
Table B AM 100% mod.		$\frac{200}{\sqrt{2}}$ V	400 W	150 W	400 W	100 W
Table C AM 75% mod.		$\frac{172}{\sqrt{2}}$ V	300 W	127 W	300 W	100 W
Table D SSB 1 tone		$\frac{100}{\sqrt{2}}$ V	100 W	100 W	100 W	100 W
Table E SSB 2 tones		$\frac{100}{\sqrt{2}}$ V	100 W	50 W	100 W	40.5 W
Table F SSB 3 tones		$\frac{100}{\sqrt{2}}$ V	100 W	33.3 W	100 W	-
Table G SSB Voice		$\frac{100}{\sqrt{2}}$ V	100 W	-	100 W	-
Table H Pulse		$\frac{100}{\sqrt{2}}$ V	100 W	10 W	100 W	-

Z₀ = 50 ohms

Κυματομορφές και στοιχεία τους
ΣΧΗΜΑ 41

Η επιλογή του τύπου διαμόρφωσης της κυματομορφής του HF ρεύματος έχει ιδιαίτερη σημασία αφού επηρεάζει την ικανότητα τομής ή αιμόστασης (Σχήμα 42).



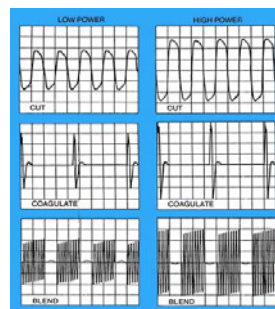
Βάθος αιμόστασης και διαμόρφωση
ΣΧΗΜΑ 42

➤ Ισχύς του ρεύματος

Η ισχύς του ρεύματος επιλέγεται από το χειριστή ανάλογα με το είδος της χειρουργικής εφαρμογής και το απαιτούμενο μέγεθος δράσης, μικρή ή μεγάλη (Σχήμα 43).

Σε μονοπολικές εφαρμογές μπορεί να χρησιμοποιηθεί υψηλή ισχύς (έως 400 Watt).

Σε διπολικές εφαρμογές η μέγιστη ισχύς δεν υπερβαίνει τα 100 Watt.

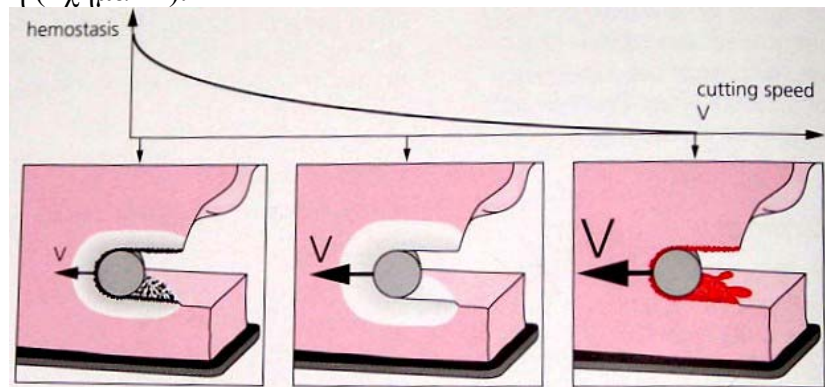


Κυματομορφές και ισχύ
ΣΧΗΜΑ 43

➤ Χρόνος-Ταχύτητα εφαρμογής

Ο χρόνος εφαρμογής σε συνδιασμό με την ισχύ του ρεύματος επηρεάζουν το βάθος τομής. Καταστροφή του ιστού επέρχεται σε βάθος λίγο μεγαλύτερο από τη διάμετρο του ενεργού ηλεκτροδίου. Πολύ ισχυρό ρεύμα επιφέρει τοπικό έγκαυμα το οποίο δρα μονωτικά και δεν επιτρέπει περαιτέρω δράση σε μεγαλύτερο βάθος.

Η ταχύτητα της εφαρμογής επηρεάζει την σχέση τομής και αιμόστασης. Αν η ταχύτητα τομής είναι υψηλή τότε η πρωταρχική αιμόσταση είναι ανεπαρκής. Και το αντίστροφο, αν η ταχύτητα τομής είναι χαμηλή τότε η πρωταρχική αιμόσταση είναι ικανοποιητική (Σχήμα 44).



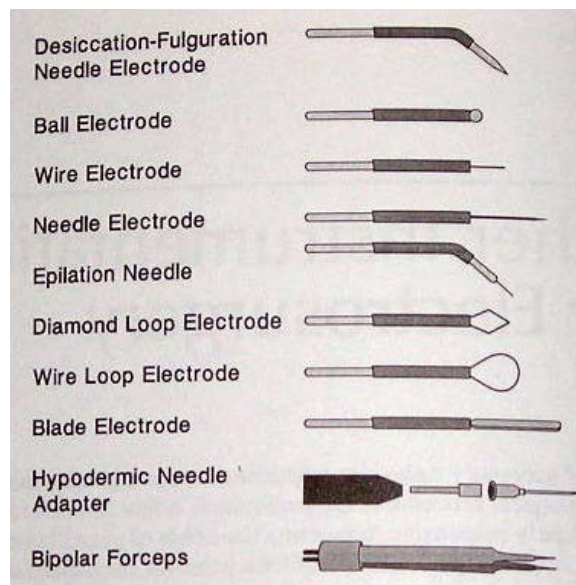
Αιμόσταση και ταχύτητα τομής
ΣΧΗΜΑ 44

➤ Σχήμα του ενεργού ηλεκτροδίου

Μεγάλη ποικιλία ενεργών ηλεκτροδίων χρησιμοποιείται ανάλογα με την επιθυμητή δράση (τομή ή/και πήξη), την τεχνική εφαρμογής (μονοπολική, διπολική), την ιατρική προσέγγιση (Σχήμα 45).

Για τομή χρησιμοποιούνται ηλεκτρόδια σε σχήμα μαχαιριδίου, βελόνας, βρόχου, αγκίστρου διαφόρων διαστάσεων και μεγεθών.

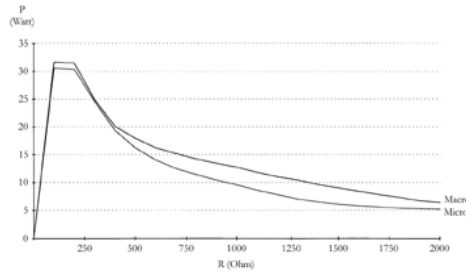
Για αιμόσταση χρησιμοποιούνται ηλεκτρόδια σε σχήμα σφαίρας διαφόρων διαμέτρων ή σε σχήμα λαβίδας.



Τύποι ενεργών ηλεκτροδίων
ΣΧΗΜΑ 45

➤ Σύνθεση των ιστών

Η περιεκτικότητα των ιστών σε νερό, η χημική τους σύσταση και ο τύπος τους (λιπώδεις, μυώδεις) καθορίζουν την ειδική τους αντίσταση. Οι λιπώδεις ιστοί έχουν μεγαλύτερη ειδική αντίσταση. Η ειδική αντίσταση των ιστών είναι σημαντική γιατί καθορίζει την τελική απαιτούμενη ισχύ της αντίστοιχης εφαρμογής (Σχήμα 46).



Ισχύς εξόδου συναρτήσει της αντίστασης
ΣΧΗΜΑ 46

3.5 Ιατρικές εφαρμογές

Η ηλεκτροχειρουργική διαθερμία είναι τεχνική με εκτεταμένη δράση σε ποικίλα ιατρικά πεδία λόγω του κλιμακωτού θεραπευτικού αποτελέσματος, της δυνατότητας ελεγχόμενης τομής και αιμόστασης, του εύρους της παρεχόμενης ισχύς, της ποικιλίας κυρίως του ενεργού ηλεκτροδίου.

Η επιλογή καθορίζεται από :

- ✓ Την αναγκαία ισχύ
- ✓ Την επιθυμητή δράση
- ✓ Τον τύπο του ενεργού ηλεκτροδίου

Χρησιμοποιείται τόσο σε χειρουργική ανοικτού όσο και κλειστού (ενδοσκοπικού) πεδίου.

Γενικά χρησιμοποιείται για επεμβάσεις που αφορούν :

- Εγκέφαλο
- Νευροχειρουργική
- Εσωτερικά όργανα (π.χ. ήπαρ, πάγκρεας, νεφρά)

Πιο αναλυτικά ειδικότητες που χρησιμοποιείται είναι :

- Γενική χειρουργική
- Χειρουργική καρδιάς και θώρακος
- Γυναικολογία
- Δερματολογία
- Ουρολογία
- Αγγειοχειρουργική
- Ωτορινολαρυγγολογία
- Ογκολογία
- Οφθαλμολογία
- Παιδιατρική
- Μεταμοσχεύσεις
- Χειρουργική ενδοκοιλιακής χώρας
- Πλαστική χειρουργική
- Ορθοπαιδική

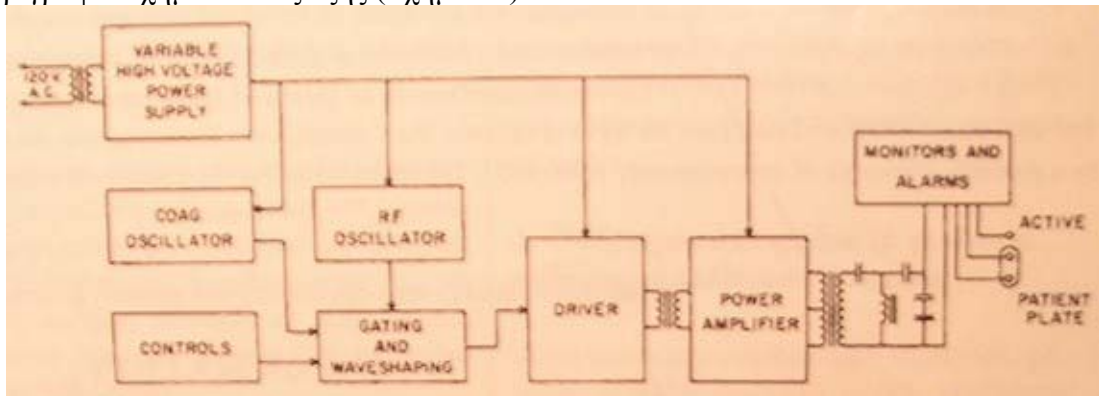
4. ΤΕΧΝΙΚΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ

Ακολουθεί λεπτομερής ανάλυση των φυσικών χαρακτηριστικών της ηλεκτροχειρουργικής διαθερμίας ξεχωριστά για κάθε επιμέρους τμήμα της.

4.1 Κυρίως συσκευή

I. Επιμέρους τμήματα

Η χειρουργική διαθερμία μετατρέπει το οικιακό ηλεκτρικό ρεύμα (220V-50Hz ή 110Ω-60Hz) σε ρεύμα υψηλής συχνότητας. Γενικά μια χειρουργική διαθερμία μπορεί να περιγραφεί σχηματικά ως εξής (Σχήμα 47) :

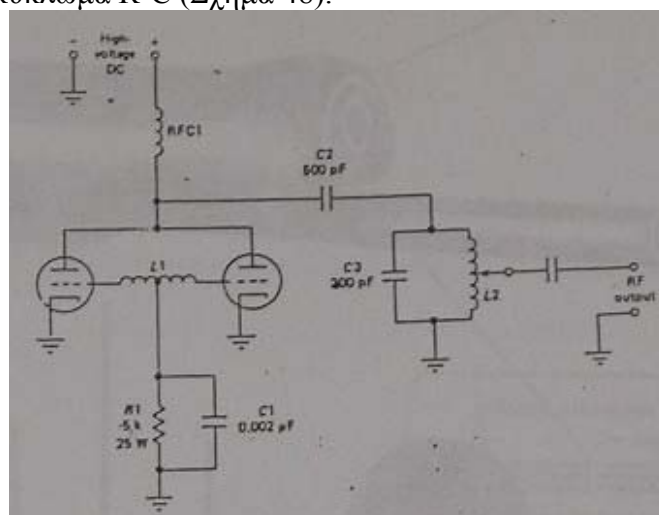


Λειτουργικό διάγραμμα ηλεκτροχειρουργικής διαθερμίας
ΣΧΗΜΑ 47

A1. Τμήμα τροφοδοσίας

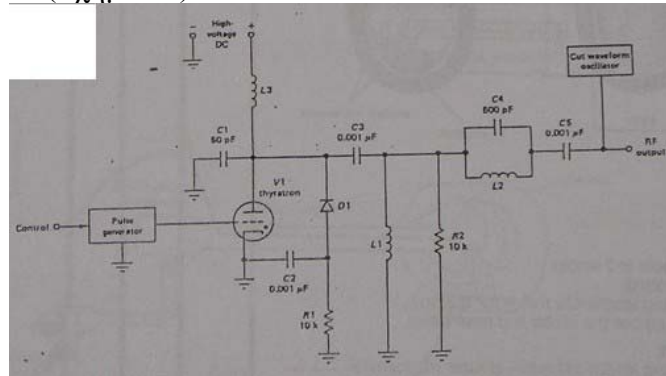
Το ρεύμα του δικτύου μετατρέπεται μέσω μετασχηματιστών, ανορθωτών, φίλτρων κ.τ.λ. σε αντίστοιχες τάσεις για να λειτουργήσουν τα διάφορα τμήματα της συσκευής. Παλαιότερα χρησιμοποιούνταν :

- Τρίοδες ηλεκτρονικές λυχνίες σε συνδεσμολογία push-pull, σε συνδυασμό με συντονισμένο κύκλωμα R-C (Σχήμα 48).



Κύκλωμα με ηλεκτρονικές λυχνίες
ΣΧΗΜΑ 48

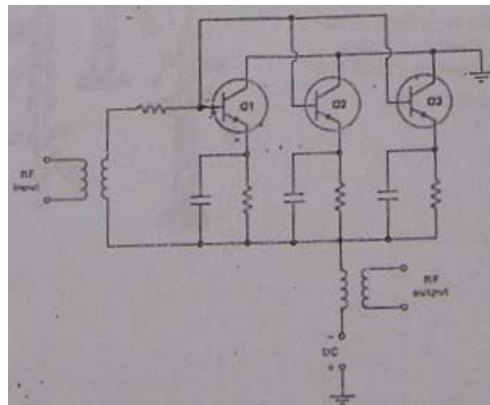
- Λυχνίες thyatron (Σχήμα 49).



Κύκλωμα με λυχνίες thyatron
ΣΧΗΜΑ 49

Με τα κυκλώματα αυτά επιτυγχάνεται μεγάλη ισχύς αλλά οι συσκευές είναι ογκώδεις και βαριές.

Σήμερα χρησιμοποιούνται κυκλώματα με τρανζίστορ ισχύος που συνδεσμολογημένα σε σειρά αποδίδουν μεγάλη ισχύ και αυξημένο λόγο απόδοσης (ωφέλιμη ισχύς / ισχύς απωλειών) (Σχήμα 50).



Κύκλωμα με τρανζίστορ ισχύος
ΣΧΗΜΑ 50

A2. Τμήμα επιλογής

Σ' αυτό γίνεται επιλογή της λειτουργίας που απαιτείται, τροφοδοτώντας ουσιαστικά την αντίστοιχη γεννήτρια.

A3. Τμήμα ελέγχου

Κάθε γεννήτρια έχει δικό της σύστημα ισχύος. Συνήθως οι συσκευές διαθέτουν δυο γεννήτριες :

- Τομής (cut ή section)
- Αιμόσταση (coagulation)

Η γεννήτρια τομής παρέχει υψίσυχο ημιτονοειδές ρεύμα σταθερού πλάτους και συχνότητας. Τόσο η ισχύς όσο και η συχνότητα διαφέρουν από κατασκευαστή σε κατασκευαστή καθώς και ανάλογα με τις ιατρικές απαιτήσεις.

Η γεννήτρια αιμόστασης παρέχει υψίσυχο ημιτονοειδές ρεύμα, όπως της τομής αλλά διαμορφωμένο κατά παλμό. Η συχνότητα διαμόρφωσης και το πλάτος παλμού ποικίλει σε κάθε κατασκευαστή.

Υπάρχει και η δυνατότητα μίξης των δυο αυτών ρευμάτων όταν απαιτείται τομή και αιμόσταση συγχρόνως με ταυτόχρονη ενεργοποίηση και κοινή έξοδο.

II. Κατασκευαστική περιγραφή

Οι σύγχρονες μονάδες ηλεκτροχειρουργικής διαθερμίας, κατασκευασμένες με την πιο προηγμένη ηλεκτρονική τεχνολογία, έχουν σκοπό αυτόματα την βέλτιστη θεραπευτική δράση σε κάθε ιστική δομή εξασφαλίζοντας το καλύτερο αποτέλεσμα με την ελάχιστη δυνατή ισχύ (Σχήμα 51).



Σύγχρονη ηλεκτροχειρουργική μονάδα
ΣΧΗΜΑ 51

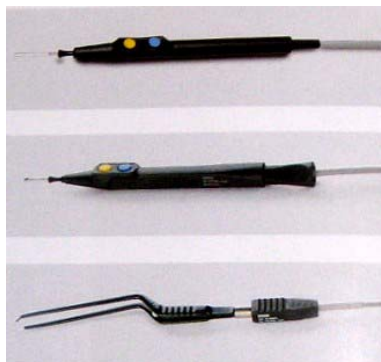
Πρακτικά σήμερα, η κυρίως συσκευή της ηλεκτροχειρουργικής διαθερμίας φέρει τα εξής χαρακτηριστικά :

- Για μεγαλύτερη κινητικότητα η συσκευή μπορεί να είναι τοποθετημένη σε τροχήλατη βάση.
- Το περίβλημα είναι κατασκευασμένο από ειδικό υλικό, όπως κατάλληλα επεξεργασμένο αλουμίνιο, προστατευμένο από την οξείδωση εξαιτίας των υγρών απολύμανσης, και μεγάλης ανθεκτικότητας πλαστικό.
- Αποτελεί σφραγισμένη μονάδα.
- Γεννήτριες υψηλής αποδοτικότητας που δεν καθιστούν αναγκαία την ύπαρξη συστήματος ψύξης.
- Εξασφαλίζει ασφαλή και απλή λειτουργία.
- Εύρος ισχύος εξόδου ανάλογα με την εφαρμογή.
- Επαρκές πλήθος διαμορφωμένων HF ρευμάτων για τομή ή/και αιμόσταση με ποικίλα επίπεδα αιμόστασης.
- Εύχρηστο σύστημα ελέγχου.
- Επέμβαση (ενεργοποίηση-απενεργοποίηση-ρύθμιση) στα τμήματα επιλογής και ελέγχου για κάθε λειτουργία μέσω χειροδιακοπών ή /και ποδοδιακοπών
- Ακρίβεια ρύθμισης ισχύος
- Αυτόματη ρύθμιση της εξόδου ανάλογα με την αντίσταση του ιστού μέσω μικροεπεξεργαστή που κάθε στιγμή υπολογίζει την απαιτούμενη ισχύ.
- Εμφάνιση των λειτουργιών με φωτεινούς, ευαίσθητους στην πίεση, διακόπτες.
- Ηχητικές και φωτεινές σημάσεις λειτουργίας και alarm με κωδικό σφάλματος.
- Σύστημα ασφαλείας που παρακολουθεί την κατάλληλη τοποθέτηση της γείωσης, την επαφή της γείωσης, την ομοιομορφία κατανομής του ρεύματος (συμμετρία).
- Σύστημα ασφαλείας ουδετέρου ηλεκτροδίου το οποίο διακόπτει την τροφοδοσία σε περίπτωση μη σωστής σύνδεσης.
- Σαφής ορισμός όλων των υποδοχών οι οποίες και δεν επιτρέπουν λειτουργία χωρίς σωστή σύνδεση.
- Υποδοχές για σύνδεση με άλλες συσκευές (π.χ ενδοσκόπια).

4.2 Χειρολαβές

Στη χειρολαβή προσαρμόζεται από τη μια πλευρά το συνδετικό καλώδιο της συσκευής ενώ από την άλλη υπάρχει υποδοχή για το ηλεκτρόδιο ώστε να εξασφαλίζεται η σταθερή του θέση.

Είναι κατασκευασμένες από ηλεκτρικά μονωμένο υλικό, όπως ο βακελίτης. Χαρακτηρίζονται από στεγανότητα, ώστε να μην ενεργοποιούνται τυχαία από εισερχόμενα υγρά (Σχήμα 52).



Τύποι χειρολαβών
ΣΧΗΜΑ 52

Υπάρχουν χειρολαβές μονοπολικής και διπολικής χρήσης. Οι σύγχρονες χειρολαβές διαθέτουν συνήθως δυο διακόπτες για την ενεργοποίηση της αντίστοιχης λειτουργίας, τομή η αιμόσταση.

Ο διακόπτης για τομή έχει χρώμα κίτρινο ή την ένδειξη «CUT».

Ο διακόπτης για την αιμόσταση έχει χρώμα μπλε ή την ένδειξη «COAG».

Οι χειρολαβές διπολικής χρήσης μπορεί να φέρουν ή όχι διακόπτη επιλογής.

Χαρακτηρίζονται από μεγάλη ποικιλία όσον αφορά τη γεωμετρία τους και η επιλογή τους εξαρτάται από τον τύπο του ενεργού ηλεκτροδίου, το είδος της εφαρμογής και την τεχνική λειτουργίας.

Συνοδεύονται από κατάλληλα καλώδια επέκτασης και βύσματα για την σύνδεση με την κυρίως συσκευή.

4.3 Ενεργό ηλεκτρόδιο

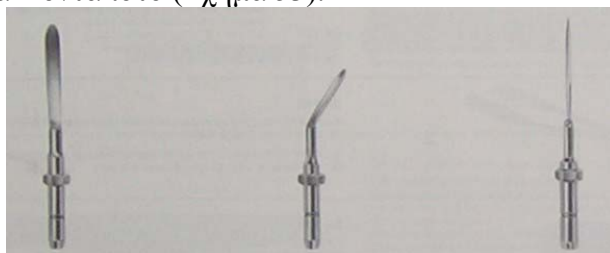
Το ενεργό ηλεκτρόδιο προσαρμόζεται στη χειρολαβή.

Είναι κατασκευασμένο από υψηλής ποιότητας μεταλλικό ηλεκτρικά αγώγιμο υλικό. Το υλικό αυτό μπορεί να είναι :

- άκαμπτο
- εύκαμπτο, λόγω μαλακού μετάλλου με ευλυγισία για ορισμένη γωνία λειτουργίας.

Η επιφάνεια του είναι ειδικά επεξεργασμένη. Δεν είναι θερμαινόμενη απλώς διαρρεόμενη από ηλεκτρικό ρεύμα.

Είναι μονωμένο στις περιοχές μη επαφής με τον ιστό ώστε να μειώνεται ο κίνδυνος επιρροής στον περιβάλλοντα ιστό (Σχήμα 53).



Τυπικά ηλεκτρόδια
ΣΧΗΜΑ 53

Το περίβλημα τους πρέπει να πληροί ορισμένες αυστηρές προδιαγραφές, όπως :

- ◆ Διηλεκτρική μόνωση
- ◆ Ηλεκτρική απόδοση
- ◆ Χημική αντίσταση
- ◆ Βιοσυμβατότητα
- ◆ Ικανότητα αποστείρωσης
- ◆ Μηχανική λειτουργικότητα
- ◆ Ασφάλεια

Χαρακτηρίζεται από μεγάλη ποικιλία μεγεθών και γεωμετρίας.

Για τομή χρησιμοποιούνται ενεργά ηλεκτρόδια πολύ λεπτών άκρων ώστε να προκαλείται ελάχιστη ιστική βλάβη.

Για αιμόσταση χρησιμοποιούνται ενεργά ηλεκτρόδια με ευρύ άκρο ώστε να θεραπεύεται μέγιστης έκτασης επιφάνεια.

Η διεύθυνση προσανατολισμού και οι διαστάσεις ποικίλλουν ανάλογα αν η προσέγγιση του ιστού γίνεται άμεσα ή υπο γωνία, σε μικρό ή μεγάλο βάθος (Σχήμα 54).



Τύποι ενεργών ηλεκτροδίων
ΣΧΗΜΑ 54

4.4 Ουδέτερο ηλεκτρόδιο

I. Τύποι

- Μεταλλική πλάκα

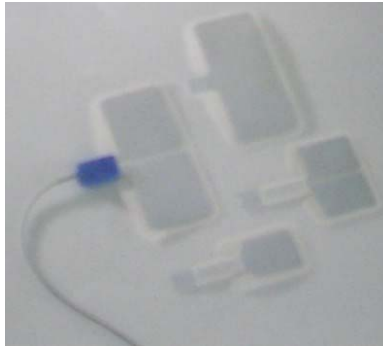
Μέχρι το 1970 το ουδέτερο ηλεκτρόδιο ήταν μια μεταλλική αγωγίμη πλάκα που ερχόταν σε επαφή με το σώμα του ασθενούς μέσω αγωγίμης παρεμβαλλόμενης αλοιφής (gel ηλεκτρολυτών) (Σχήμα 55).



Μεταλλικό ηλεκτρόδιο ασθενούς
ΣΧΗΜΑ 55

- Αυτοκόλλητο pad

Αργότερα αντικαταστάθηκαν από αυτοκόλλητα pads που είναι ήδη εμποτισμένα με την ειδική αγωγίμη αλοιφή (Σχήμα 56).

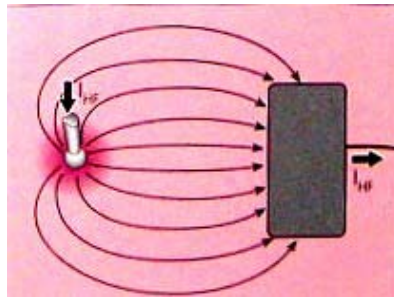


Αυτοκόλλητα pads διαφόρων μεγεθών
ΣΧΗΜΑ 56

Τα pads αυτά μπορεί να είναι :

- Αγώγιμα

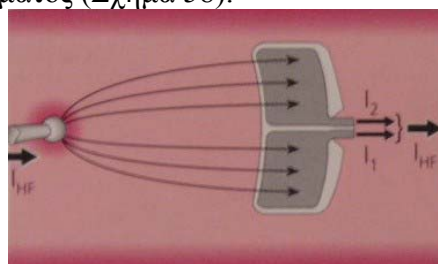
Το αγώγιμο gel χρησιμοποιείται για να εξασφαλίσει τη διασπορά του απαγόμενου ρεύματος. Το επίπεδο υγρασίας του gel πρέπει να διατηρείται σταθερό για σωστή λειτουργία (Σχήμα 57).



Σωστή λειτουργία αγώγιμου pad
ΣΧΗΜΑ 57

- Χωρητικά

Ένα λεπτό στρώμα μόνωσης αποτελεί μια χωρητικότητα με το δέρμα του ασθενούς και το pad. Το AC ρεύμα προκαλεί συνεχείς αλλαγές της πολικότητας στο pad και έτσι ανιχνεύεται η διέλευση ρεύματος (Σχήμα 58).



Σωστή λειτουργία χωρητικού pad
ΣΧΗΜΑ 58

II. Ιδιότητες

Το ουδέτερο ηλεκτρόδιο ανεξάρτητα από το υλικό κατασκευή του, μέταλλο ή σιλικόνη ή άλλο αγώγιμο υλικό, πρέπει να είναι εύκαμπτο για να προσαρμόζεται ομοιόμορφα με το σώμα του ασθενούς.

Μπορεί να είναι διαφόρων διαστάσεων (μεγάλο-μεσαίο-μικρό) για κάθε εφαρμογή καθώς και μίας ή πολλών χρήσεων.

III. Κατασκευή

Πρέπει να φέρει μεγάλη ολική επιφάνεια επαφής και μεγάλου μήκους άκρο στην πλευρά απέναντι από το ενεργό ηλεκτρόδιο.

4.5 Ποδοδιακόπτης

Είναι κατασκευασμένος από ειδικά επεξεργασμένο μέταλλο (π.χ. χυτό υπό πίεση αλουμίνιο).

Το περίβλημα του είναι στεγανό. Φέρει αντιολισθητική ελαστική υποδοχή πέλματος.

Μπορεί να είναι μονός ή διπλός.

Όταν είναι μονός, το ίδιο πεντάλ ενεργοποιεί το ηλεκτρόδιο για την τομή και το ηλεκτρόδιο για την αιμόσταση (Σχήμα 59).



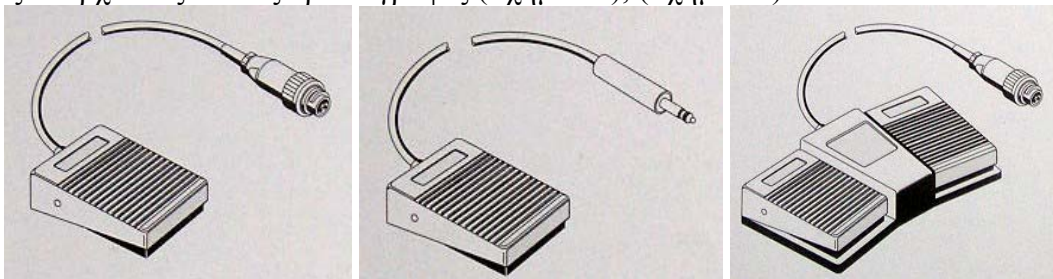
Μονός ποδοδιακόπτης
ΣΧΗΜΑ 59

Όταν είναι διπλός, το πεντάλ που ενεργοποιεί το ηλεκτρόδιο για την τομή φέρει την ένδειξη «S» ή κίτρινο χρώμα, ενώ το πεντάλ που ενεργοποιεί το ηλεκτρόδιο για την αιμόσταση φέρει την ένδειξη «C» ή μπλε χρώμα (Σχήμα 60).

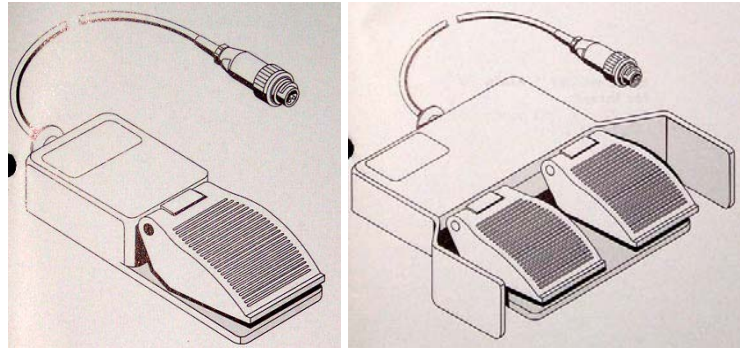


Διπλός ποδοδιακόπτης
ΣΧΗΜΑ 60

Η ύπαρξη αντιεκρηκτικού μηχανισμού, αν και προαιρετική, είναι επιθυμητή σύμφωνα με τις υπάρχουσες ειδικές προδιαγραφές (Σχήμα 61), (Σχήμα 62).

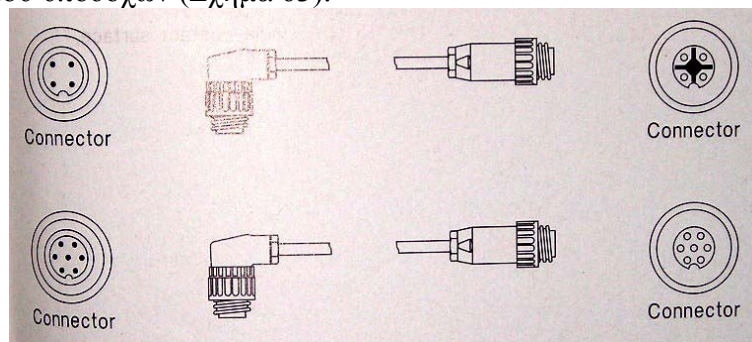


Ποδοδιακόπτες χωρίς αντιεκρηκτικό μηχανισμό
ΣΧΗΜΑ 61



Ποδοδιακόπτες με αντικρηκτικό μηχανισμό
ΣΧΗΜΑ 62

Η σύνδεση με την κυρίως συσκευή γίνεται μέσω καλωδίου προέκτασης συγκεκριμένου μήκους και τύπου υποδοχών (Σχήμα 63).



Συνδέσεις καλωδίου προέκτασης
ΣΧΗΜΑ 63

Η επιλογή του είναι ανεξάρτητη από τον τύπο της εφαρμογής.

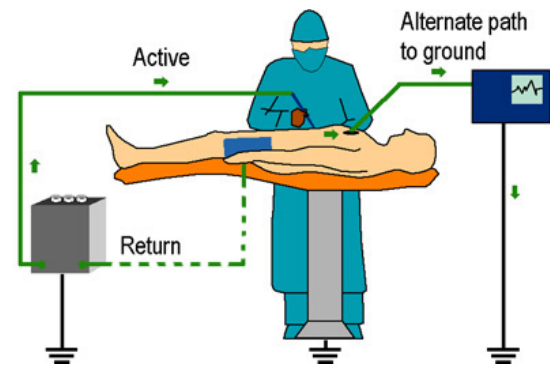
5. ΠΡΟΔΙΑΓΡΑΦΕΣ ΑΣΦΑΛΕΙΑΣ

Προκειμένου να αποφευχθούν ανεπιθύμητες παρενέργειες, λόγω της υψηλής συχνότητας των χειρουργικών διαθερμιών, πρέπει να τηρούνται ορισμένες σημαντικές οδηγίες πριν, κατά και μετά την χρήση. Οι οδηγίες αυτές αφορούν συνοπτικά τους εξής τομείς :

- ◆ Μονωμένα συστήματα διαθερμοχειρουργιών
- ◆ Ασφάλεια του ασθενή
- ◆ Σωστή χρήση του ουδετέρου ηλεκτροδίου
- ◆ Σωστή χρήση εργαλείων και καλωδίων
- ◆ Σωστή χρήση HF χειρουργικών μονάδων

5.1 Μονωμένα συστήματα διαθερμοχειρουργιών

Αρχικά, η κυρίως συσκευή χρησιμοποιούσε γειωμένο ρεύμα από μια επιτοίχια έξοδο. Ήταν παραδεκτό πως μόλις το ρεύμα εισερχόταν στο σώμα του ασθενούς, μπορούσε να επιστρέψει στη γη μέσω του ουδετέρου ηλεκτροδίου. Όμως το ηλεκτρικό ρεύμα διέρχεται από το μονοπάτι με τη μικρότερη αντίσταση. Όταν υπάρχουν λοιπόν πολλά αγωγίμα αντικείμενα σ' επαφή μεταξύ ασθενή και γη, το ρεύμα θα οδηγηθεί στη γη μέσω του περισσότερου αγωγίμου δρόμου, με τη μικρότερη αντίσταση, που μπορεί να μην είναι το ουδέτερο ηλεκτρόδιο (Σχήμα 64).



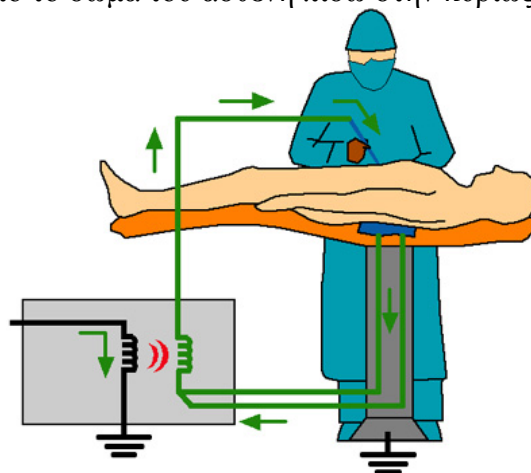
Γειωμένα ηλεκτροχειρουργικά συστήματα
ΣΧΗΜΑ 64

Αποτέλεσμα είναι η μη σωστή κατανομή ρεύματος να οδηγήσει σε παράπλευρο έγκαυμα. Χαρακτηριστική είναι η περίπτωση όπου ο ασθενής είναι συνδεδεμένος και με άλλες ιατρικές συσκευές όπως καρδιογράφος όπου στην περιοχή του ηλεκτροδίου του καρδιογράφου η κατανομή του ρεύματος δεν είναι ομοιόμορφη λόγω μικρής επιφάνειας κατανομής (Σχήμα 65).



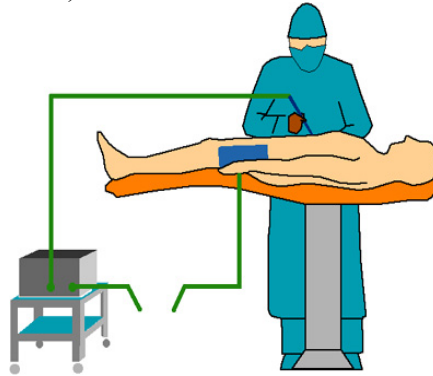
Παράπλευρο έγκαυμα
ΣΧΗΜΑ 65

Το 1968 χρησιμοποιήθηκαν τα μονωμένα συστήματα χειρουργικής διαθερμίας. Στα συστήματα αυτά, το κύκλωμα κλείνει όχι μέσω της γης αλλά μέσω της κυρίως συσκευής. Αν και στο χώρο της εφαρμογής παραμένουν γειωμένα αντικείμενα, το ρεύμα από την μονωμένη χειρουργική διαθερμία αναγνωρίζει το ουδέτερο ηλεκτρόδιο σαν το μόνο του μονοπάτι επιστροφής από το σώμα του ασθενή πίσω στην κυρίως συσκευή (Σχήμα 66).



Μονωμένα ηλεκτροχειρουργικά συστήματα
ΣΧΗΜΑ 66

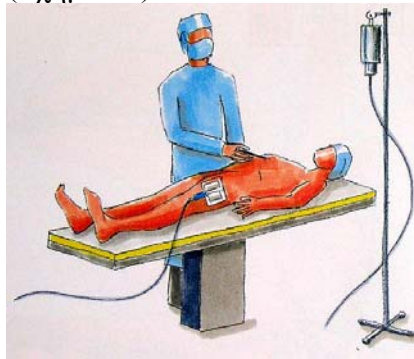
Τα συστήματα αυτά απαιτούν ιδιαίτερη προσοχή όσον αφορά τον έλεγχο της αρτιότητας του κυκλώματος π.χ. διερρηγμένα καλώδια ώστε να αποφευχθούν ανεπιθύμητες δράσεις (Σχήμα 67).



Απενεργοποιημένα μονωμένα ηλεκτροχειρουργικά συστήματα
ΣΧΗΜΑ 67

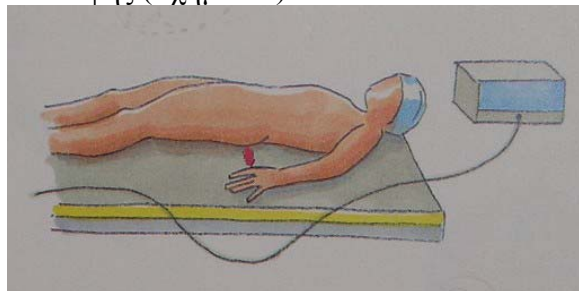
5.2 Ασφάλεια του ασθενή

- Θέση-Στάση ασθενούς
- ✓ Ο ασθενής πρέπει να τοποθετείται σε ξηρή επιφάνεια και να είναι μονωμένος από άλλα ηλεκτρικώς αγώγιμα αντικείμενα.
- ✓ Ο ασθενής δεν πρέπει να έρχεται σε επαφή με ηλεκτρικώς αγώγιμα αντικείμενα που είναι αγώγιμα ή έχουν μεγάλη χωρητικότητα ως προς τη γη, όπως είναι το χειρουργικό τραπέζι ή το στατό ορών (Σχήμα 68).



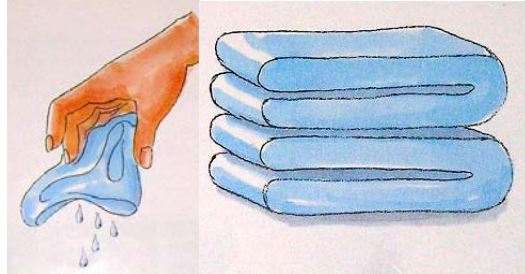
Σωστή θέση ασθενούς
ΣΧΗΜΑ 68

- ✓ Πρέπει να αποφεύγεται η επαφή δέρμα με δέρμα, όπως για παράδειγμα δάκτυλα να ακουμπούν στο γλουτό. Για το λόγο αυτό πρέπει να τοποθετείται άφθονη στεγνή γάζα ανάμεσα στα σημεία επαφής (Σχήμα 69).



Θέση σώματος ασθενούς
ΣΧΗΜΑ 69

- Στεγνό περιβάλλον
- ✓ Τα ούρα πρέπει να απομακρύνονται με καθετήρα όταν η εγχείρηση πρόκειται να διαρκέσει πολύ.
- ✓ Τυχόν βρεγμένα καλύμματα του χειρουργικού τραπεζιού και πεδία πρέπει να αντικαθίστανται, όταν αυτό είναι εφικτό, με στεγνά (Σχήμα 70).



Απομάκρυνση βρεγμένων υλικών
ΣΧΗΜΑ 70

- Καλώδια
- ✓ Το καλώδιο της χειρολαβής και του ουδετέρου ηλεκτροδίου δεν πρέπει να έρχεται σε επαφή με άλλα καλώδια ή με τον ασθενή.
- ✓ Τα καλώδια του υψίσυχνου ρεύματος δεν πρέπει να περιτυλίγονται και να μην στερεώνονται με μεταλλικά κλιπ αλλά με πλαστικά (τα μεταλλικά κλιπ σε επαφή με τον ασθενή είναι δυνατόν να προκαλέσουν εγκαύματα).
- ✓ Τα καλώδια ηλεκτροκαρδιογράφου πρέπει να τοποθετούνται σε απόσταση ασφαλείας, τουλάχιστον 15cm από το ενεργό ηλεκτρόδιο και το χειρουργικό πεδίο.
- Χειρολαβή ηλεκτροδίου
- ✓ Η χειρολαβή δεν πρέπει να τοποθετείται απ'ευθείας πάνω ή δίπλα στον ασθενή ή πάνω στα πεδία. Όταν δεν χρησιμοποιείται, πρέπει να τοποθετείται πάνω στο τραπέζι των εργαλείων (Σχήμα 71).



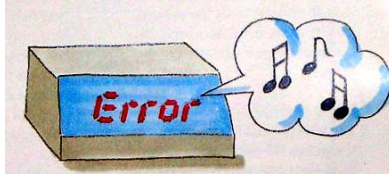
Τοποθέτηση εκτός λειτουργίας ηλεκτροδίου
ΣΧΗΜΑ 71

- Απολυμαντικά
- ✓ Απαιτείται προσοχή με τα απολυμαντικά καθώς η αλκοόλη που περιέχουν μπορεί ν'αναφλεγεί εξαιτίας κάποιου ηλεκτρικού σπινθήρα.
- Τεχνική
- ✓ Ανεπιθύμητες θερμικές βλάβες μπορούν ν'αποφευχθούν με τη χρήση διπολικής τεχνικής στις επεμβάσεις όπου υψίσυχνο ρεύμα διαρρέει όργανα ή αγγεία σχετικώς μικρής διαμέτρου.

- Βηματοδότης
- ✓ Βηματοδότες καρδιάς μπορεί να παρουσιάσουν δυσλειτουργία ή παύση της λειτουργίας τους.
- ✓ Το ουδέτερο ηλεκτρόδιο πρέπει να τοποθετείται με τέτοιο τρόπο ώστε το υψίσυχο ρεύμα να μην διαρρέει την περιοχή επενέργειας του βηματοδότη.
- ✓ Για την όποια αμφιβολία επιβάλλεται η συμβουλή ειδικού καρδιολόγου.

5.3 Σωστή χρήση του ουδετέρου ηλεκτροδίου

- Alarms
- ✓ Εξοικείωση με τα προειδοποιητικά alarms της διαθερμίας (Σχήμα 72).



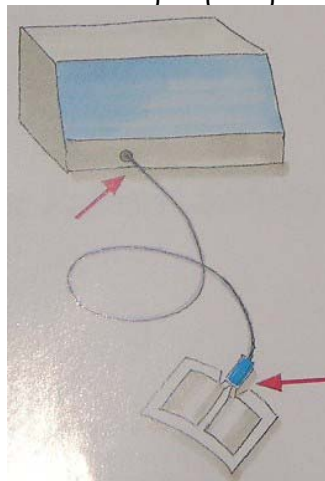
Ηχητικά alarms
ΣΧΗΜΑ 72

- Καλώδιο
- ✓ Να μην έρχεται σ'επαφή με τον ασθενή ή με άλλα αντικείμενα.
- ✓ Έλεγχος της ακεράιας μόνωσης του (Σχήμα 73).



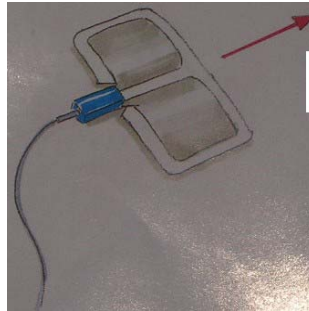
Προσεκτικός έλεγχος καλωδίου ουδετέρου ηλεκτροδίου
ΣΧΗΜΑ 73

- ✓ Μόνο μετά από θετικό αποτέλεσμα αυτού του ελέγχου γίνεται η σύνδεση του καλωδίου με τη διαθερμία και το ουδέτερο ηλεκτρόδιο (Σχήμα 74).



Σύνδεση ουδετέρου ηλεκτροδίου
ΣΧΗΜΑ 74

- Τοποθέτηση
- ✓ Τοποθέτηση με την επιμήκη πλευρά του παράλληλα προς το χειρουργικό πεδίο (Σχήμα 75).



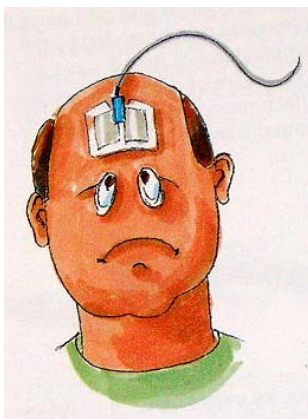
Σωστή τοποθέτηση ουδετέρου ηλεκτροδίου
ΣΧΗΜΑ 75

- ✓ Τοποθέτηση όσο το δυνατόν πλησιέστερα στο χειρουργικό πεδίο στην κατάλληλη θέση του βραχίονα ή του ποδιού.
- ✓ Έλεγχος πως ολόκληρη η επιφάνεια του είναι σε επαφή με το δέρμα. Αν χρειαστεί η περιοχή πρέπει να ξυριστεί.
- Υγρά
- ✓ Τα υγρά πρέπει να είναι σε απόσταση από το ουδέτερο ηλεκτρόδιο. Μπορεί να τοπ ξεκολλήσουν ή να επηρεάσουν τα ηλεκτρικά χαρακτηριστικά του.
- Χρόνος ζωής
- ✓ Πρέπει να χρησιμοποιούνται ηλεκτρόδια μιας χρήσης.
- ✓ Απαιτείται προσοχή στην ημερομηνία λήξης.
- Μέγεθος
- ✓ Το μέγεθος του ουδετέρου ηλεκτροδίου πρέπει να είναι το κατάλληλο για κάθε εφαρμογή. Μεγαλύτερο μέγεθος έχει καλύτερο αποτέλεσμα.
- Ακεραιότητα
- ✓ Η επιφάνεια επαφής δεν πρέπει να κόβεται ή να μειώνεται.
- ✓ Δεν χρειάζεται πρόσθετο gel (Σχήμα 76).



Μη απαραίτητες μετατροπές
ΣΧΗΜΑ 76

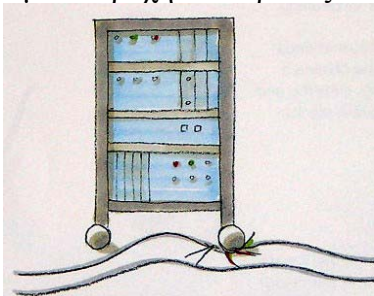
- Επιφάνεια επαφής
- ✓ Οι παρακάτω επιφάνειες δεν είναι κατάλληλες για την τοποθέτηση ουδετέρων ηλεκτροδίων (Σχήμα 77) :
 - Οστεώδεις ή επιφάνειες με ζάρες
 - Πάνω από πρόθεση
 - Παχείς στοιβάδες ή λίπος



Σωστή τοποθέτηση ουδετέρου ηλεκτροδίου
ΣΧΗΜΑ 77

- Συστήματα ασφαλείας
- ✓ Αξιοποίηση όλων των δυνατοτήτων των προηγμένων συστημάτων ασφαλείας χρησιμοποιώντας μόνο τις ενδεδειγμένες γειώσεις.

- Συμπεριφορά χειριστών
- ✓ Δεν επιτρέπεται η βιάδιση πάνω στο καλώδιο που βρίσκεται στο πάτωμα.
- ✓ Δεν επιτρέπεται να πατιέται με το τροχήλατο τραπέζιδιο (Σχήμα 78).



Επικίνδυνη μεταχείριση καλωδίων
ΣΧΗΜΑ 78

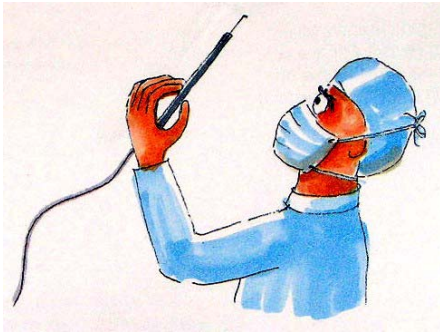
- Αφαίρεση
- ✓ Μετά την επέμβαση, προσεκτική αφαίρεση του ουδετέρου ηλεκτροδίου, ώστε να αποφεύγεται τραυματισμός του δέρματος.

5.4 Σωστή χρήση εργαλείων και καλωδίων

- Οδηγίες
- ✓ Πιστή εφαρμογή των οδηγιών του κατασκευαστή κατά την χρήση, των καθαρισμό και την αποστείρωση των ηλεκτροδίων.

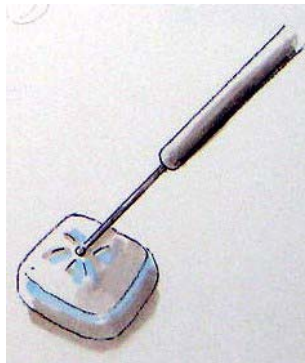
- Τύπος
- ✓ Πρέπει να χρησιμοποιούνται πάντοτε τα αυθεντικά εξαρτήματα που συνιστώνται από τον κατασκευαστή της διαθερμίας.

- Έλεγχος
- ✓ Σύντομος έλεγχος της λειτουργίας των εργαλείων.
- ✓ Οπτικός έλεγχος για ορατές καταστροφές (φθορές, γδαρσίματα) στα βύσματα, τα καλώδια και τα εργαλεία πριν από κάθε χρήση, που είναι επικίνδυνες για πρόκληση σπινθήρων ή ανάφλεξης και βλάβη σε ασθενή, χειριστή, συσκευή (Σχήμα 79).



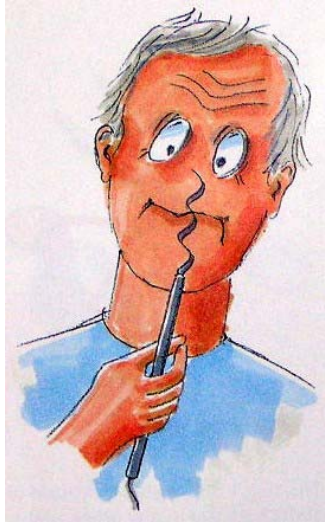
Οπτικός έλεγχος πιθανών φθορών
ΣΧΗΜΑ 79

- Συντήρηση
- ✓ Ο καθαρισμός των ηλεκτροδίων, κατά τη διάρκεια της επέμβασης, είναι προτιμότερο να γίνεται με ένα νωπό με νερό πανί. Δεν πρέπει να χαράσσονται γιατί καταστρέφεται η επιφάνεια και η μόνωση τους. Αυτό μειώνει την αποτελεσματικότητά τους και το χρόνο ζωής τους (Σχήμα 80).



Απαραίτητη λειτουργική συντήρηση
ΣΧΗΜΑ 80

- ✓ Τα επαναχρησιμοποιούμενα ηλεκτρόδια πρέπει να καθαρίζονται τακτικά κατά τη χρήση και να επανακαθαρίζονται αμέσως μετά το τέλος της επέμβασης. Αν μείνουν υπολείμματα πάνω, τα ηλεκτρόδια πρέπει να τοποθετούνται σε διαλύματα πριν τον καθαρισμό.
- ✓ Τα μιας χρήσεως πρέπει να πετάγονται πάντοτε αμέσως μετά την εφαρμογή.
- Παρεμβολές
- ✓ Για την αποφυγή παρεμβολών σε παλιά συστήματα μόνιτορ, τα καλώδια υψίσυχνου τοποθετούνται όσο το δυνατόν πιο μακριά από την κάμερα.
- Φύλαξη
- ✓ Φύλαξη των εργαλείων με προσοχή.
- ✓ Οι οδηγίες του κατασκευαστή βοηθούν ώστε να διατηρηθούν σε άριστη κατάσταση και να αυξηθεί η διάρκεια ζωής τους.
- Τεχνικός
- ✓ Με τη βοήθεια του τεχνικού, έλεγχος των εξαρτημάτων που πιθανόν παρουσιάζουν βλάβη (Σχήμα 81).



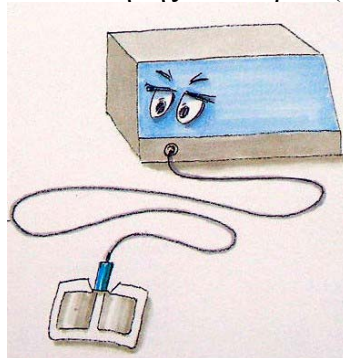
Επέμβαση καταρτισμένου τεχνικού
ΣΧΗΜΑ 81

5.5 Σωστή χρήση HF χειρουργικών μονάδων

- Ηλεκτρική ασφάλεια
- ✓ Οι συσκευές πρέπει να εκπληρώνουν τις απαιτήσεις ηλεκτρικής ασφάλειας IEC 601 και IEC 601 1.

- Εξοικείωση
- ✓ Εξοικείωση με τις βασικές αρχές της ηλεκτροχειρουργικής διαθερμίας.
- ✓ Εξοικείωση με τη χρήση της συγκεκριμένης συσκευής.
- ✓ Εξοικείωση με τα βασικά σήματα και ειδικότερα τα alarms για το ουδέτερο ηλεκτρόδιο και τη διαρροή υψίσυχνου ρεύματος.

- Σημαντικές παράμετροι
- ✓ Ρύθμιση της ακουστικής ένδειξης για τομή και αιμόσταση.
- ✓ Ενεργοποίηση σήματος παρακολούθησης ουδετέρου (Σχήμα 82).



Ενεργοποίηση ηχητικών σημάτων
ΣΧΗΜΑ 82

- Έλεγχος
- ✓ Έλεγχος των ρυθμίσεων πριν την χρήση.
- ✓ Έλεγχος της καλής λειτουργίας πριν την χρήση. Τοποθέτηση του ουδετέρου ηλεκτροδίου και ενεργοποίηση του υψίσυχνου ρεύματος για σύντομο χρόνο πιέζοντας το κατάλληλο πλήκτρο.

- Μνήμη
- ✓ Οι συσκευές με μνήμη ρυθμίσεων είναι ευκολότερες στη χρήση. Με το πάτημα ενός πλήκτρου υπάρχει πλήρης επιλογή όλων των απαιτούμενων ρυθμίσεων από την μνήμη των προγραμμάτων.
- Ενεργοποίηση
- ✓ Τομή και αιμόσταση πρέπει να ενεργοποιούνται μόνο για όσο χρόνο αυτό είναι αναγκαίο πραγματικά.
- Κατάλληλη επιλογή
- ✓ Επιλογή πάντοτε της ελάχιστης ισχύς στον ελάχιστο δυνατό χρόνο που απαιτείται. Διευκολύνει η επιλογή συσκευών με αυτόματη διατήρηση των ελάχιστων αυτών παραμέτρων.
- ✓ Πολύ σημαντικό πλεονέκτημα για τον χειριστή.

6. ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΠΡΟΔΙΑΓΡΑΦΕΣ

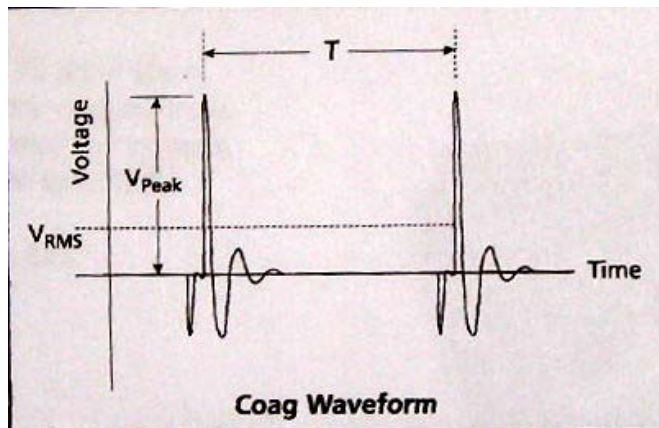
Οι τεχνικές προδιαγραφές μιας σύγχρονης χειρουργικής διαθερμίας αφορούν τα κριτήρια απόδοσης λειτουργίας, τα συστήματα λειτουργίας και τις παραμέτρους λειτουργίας.

6.1 Κριτήρια απόδοσης λειτουργίας

6.1.1 Crest Factor

Είναι κριτήριο για την απόδοση της δράσης Αιμόσταση. Είναι σημαντικός δείκτης της ικανότητας της συσκευής να παράγει αιμόσταση με μικρή ή καθόλου δράση τομής. Ορίζεται ως το πηλίκο της μέγιστης τιμής του ρεύματος (V_{peak}) προς την ενεργό τιμή (V_{RMS}) του ρεύματος (Σχήμα 83).

$$CF = V_{peak} / V_{RMS}$$



ΣΧΗΜΑ 83

Ανάλογα με την τιμή του, η αναλογία των δράσεων αιμόσταση και τομή ποικίλλει.

- $1,4 < CF < 3,5$
Αιμόσταση μικρή ή ανύπαρκτη και Τομή αποτελεσματική
- $3,5 < CF < 5$
Αιμόσταση μέση και Τομή ελάχιστη
- $CF > 5$
Αιμόσταση μέγιστη και Τομή σχεδόν ανύπαρκτη

6.1.2 Power Efficiency Rating

Είναι κριτήριο για την απόδοση των δράσεων Τομή και Μίξη. Προσδιορίζει το βαθμό ταύτισης της επιλεγμένης τιμής ισχύος σε σχέση με την πραγματική τιμή εξόδου στην κυρίως συσκευή για διάφορους τύπους ιστών.

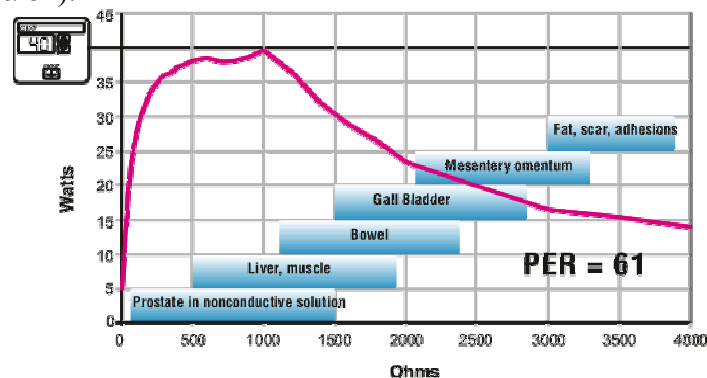
$$PER = \left[1 - \frac{\sum_k |Desired(k) - Delivered(k)| * Range}{\sum_k Desired(k) * Range} \right] * 100$$

Η ιδανική τιμή είναι 100.

6.2 Συστήματα λειτουργίας

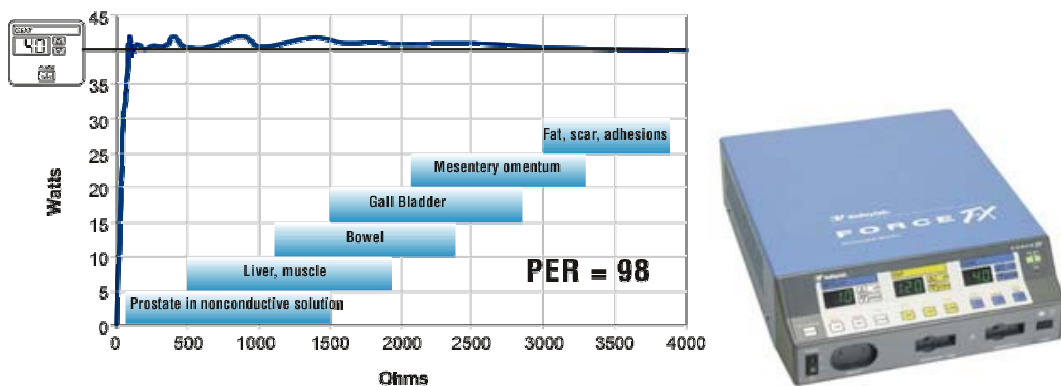
6.2.1 Tissue Response Technology

Κατά την εφαρμογή της τεχνικής συναντώνται τύποι ιστών διαφορετικής αντίστασης. Αν η αντίσταση αυξάνεται τότε η απαιτούμενη ισχύς μειώνεται με αποτέλεσμα απαίτηση μεγαλύτερης ισχύος και τελικά εκτενή βλάβη σε ιστούς μικρότερης από την αρχική αντίσταση (Σχήμα 84).



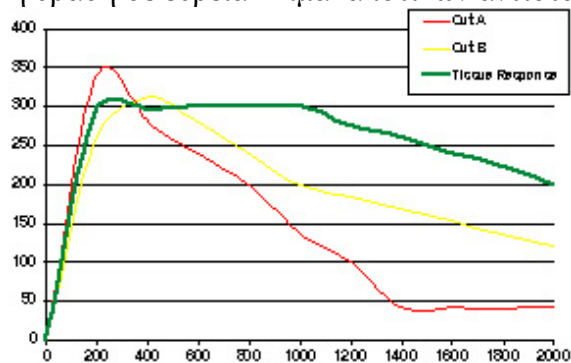
PER σε συμβατική γεννήτρια
ΣΧΗΜΑ 84

Το σύστημα Tissue Response Technology στηρίζεται σε ειδικό κύκλωμα ανάδρασης που ανιχνεύει την πυκνότητα του ιστού (Σχήμα 85).



Γεννήτρια με Tissue Response Technology
ΣΧΗΜΑ 85

Η ελεγχόμενη μέσω υπολογιστή έξοδος προσαρμόζεται αυτόματα. Μετράται η αντίσταση του ιστού και ταχέως παρέχεται απάντηση στην όποια αλλαγή. Με αυτόν τον τρόπο παράγεται σταθερή ιστική δράση σε ευρεία κλίμακα ιστικών αντιστάσεων (Σχήμα 86).



Σύγκριση εξόδου με και χωρίς Tissue Response Technology
ΣΧΗΜΑ 86

Με την τεχνολογία αυτή η παρεχόμενη ισχύς παραμένει σταθερή σε κάθε ιστό ανεξάρτητα από την αλλαγή στην αντίσταση.

6.2.2 Power Peak System

Πρόκειται για σύστημα παροχής στιγμιαίας μέγιστης ισχύς. Για καλύτερα αποτελέσματα η ισχύς πρέπει να ρυθμίζεται γρήγορα κατά την έναρξη της τομής ώστε να παρέχεται υποστήριξη στην τομή διαφόρων ιστών σε δύσκολες συνθήκες (π.χ. κάτω από το νερό). Το σύστημα PPS παρέχει την απαιτούμενη πρόσθετη ισχύ με ευρεία δυναμική ανταπόκριση.

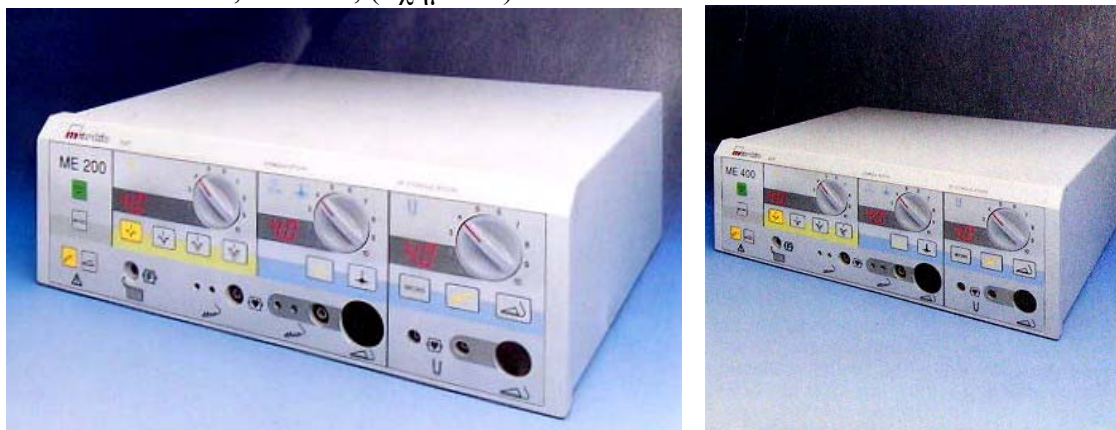
6.3 Παράμετροι λειτουργίας

Σχετίζονται με :

- Στοιχεία κυρίως συσκευής
- Επίπεδα μίξης τομής-αιμόστασης
- Χαρακτηριστικά αυτών των επιπέδων

Ακολουθούν οι παράμετροι λειτουργίας συσκευών ηλεκτροχειρουργικής διαθερμίας.

- ♦ Martin ME 200, ME 400, (Σχήμα 87)



Martin ME 200 (αριστερά) και ME 400 (δεξιά)
ΣΧΗΜΑ 87

	Martin ME 200	Martin ME 400
Mains voltage	110/120V or 220/240 V	
Protection class	I	
Type of output	CF	
Leakage LF and HF	In accordance with IEC 601 part 2.2	
Nominal frequency	500 KHz	
Impulse frequency	500KHz	
Crest Factors Current type :		
SPRAY-COAGULATION	8.0	8.0
CONTACT-COAGULATION	5.0	5.0
CUTTING I	1.5	1.5
CUTTING II	2.2	2.2
CUTTING III	2.6	3.0
CUTTING IV	3.0	4.3
High frequency output, Macro mode Current type :		
SPRAY-COAGULATION	100 Watts at 500 Ohms	100 Watts at 500 Ohms
CONTACT-COAGULATION	175 Watts at 300 Ohms	250 Watts at 300 Ohms
CUTTING I	175 Watts at 500 Ohms	330 Watts at 500 Ohms
CUTTING II/ III/ IV	175 Watts at 500 Ohms	300 Watts at 500 Ohms
BI-POLAR COAGULATION	70 Watts at 100 Ohms	70 Watts at 100 Ohms
Micro mode Current type :		
SPRAY-COAGULATION	35 Watts at 500 Ohms	35 Watts at 500 Ohms
CONTACT-COAGULATION	60 Watts at 300 Ohms	80 Watts at 300 Ohms
CUTTING I/ II/ III/ IV	60 Watts at 500 Ohms	100 Watts at 500 Ohms
BI-POLAR COAGULATION	20 Watts at 100 Ohms	20 Watts at 100 Ohms

◆ Excell 250 MCD, 350 MCD, (Σχήμα 88)

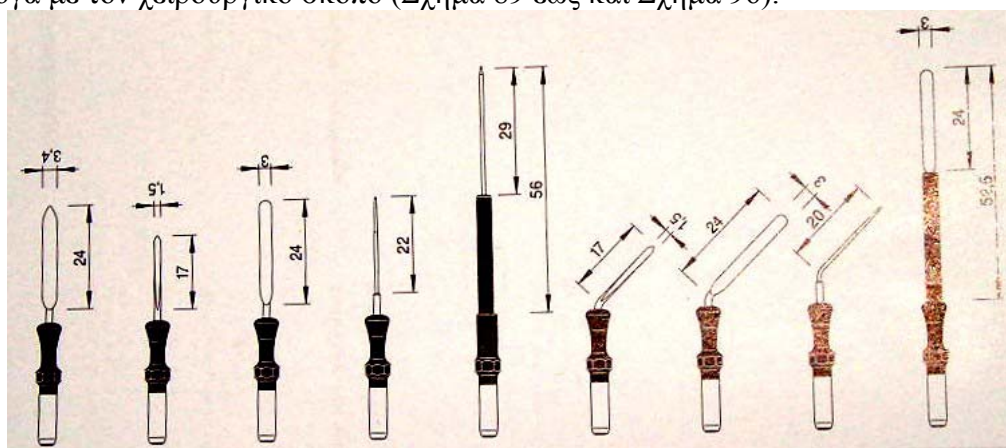


Excell 250 MCD (άνω) και 350 MCD (κάτω)
ΣΧΗΜΑ 88

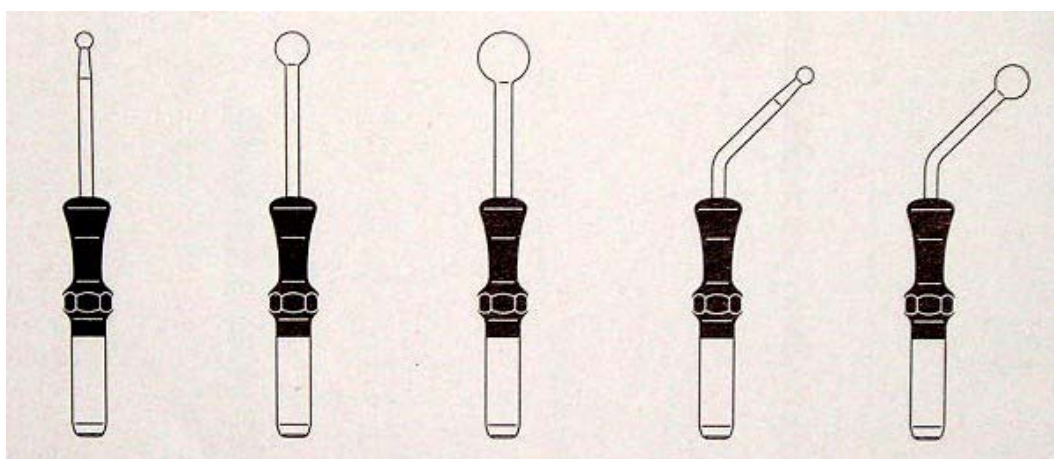
	EXCELL 250 MCD	EXCELL 350 MCD
Electronic generator according to the Safety Standards	IEC 601-2-2 (CEI 62-11-83, CENELEC HD 395.2.2)	
Classification and type	I-CF	
Output circuit	Floating F – protected to use defibrillator	
Mains and absorption	Volt 220 – Hz 50-660 VA	
Cooling	Convection cooling without fan	
Work frequency monopolar and bipolar	500 KHz	
Adjusting and reading of powers	By push-buttons with stepped and fat changing – display read out	
Running controls	Manual or by pedal with acoustic signals and pilot lights	
Running controls	Real time by microprocessors	
Neutral electrode safety	Cable continuity and contact between electrode-tissues (REM) Acoustic signal and pilot light of alarm stopping power	
Pure Cut	280 Watt RMS a 500 ohm (1750 V. – 1.41)	380 Watt RMS a 500 ohm (1950 V. – 1.41)
Blend Cut I	280 Watt RMS	350 Watt RMS a 500 ohm (2100

	a 500 ohm (1950 V. – 1.5)	V. – 1.5)
Blend Cut II	280 Watt RMS a 500 ohm (2150 V. – 1.6)	350 Watt RMS a 500 ohm (2300 V. – 1.6)
Blend Cut III	280 Watt RMS a 500 ohm (2350 V. – 1.7)	350 Watt RMS a 500 ohm (2500 V. – 1.7)
Coagulation I	150 Watt RMS a 500 ohm (2500 V. – 2.6)	
Coagulation II	260 Watt RMS a 500 ohm (2500 V. – 1.8)	
Spray Coagulation	80 Watt RMS a 2000 ohm (7200 V. – 6)	
Bipolar Coagulation	80 Watt RMS a 100 ohm (300 V. – 1.41)	

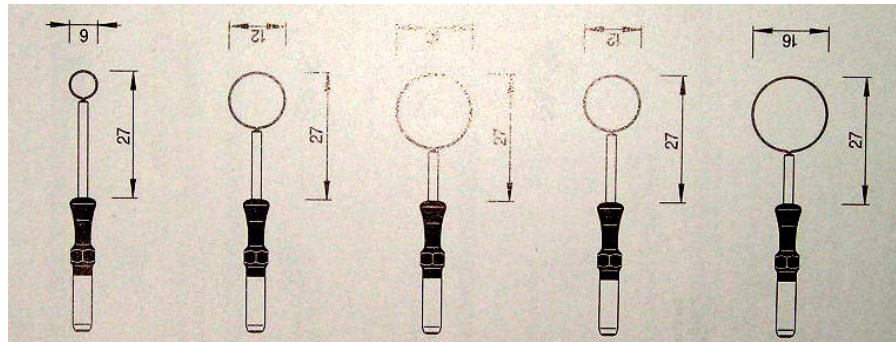
Οι προδιαγραφές των ηλεκτροδίων σχετίζονται με τα γεωμετρικά τους χαρακτηριστικά ανάλογα με τον χειρουργικό σκοπό (Σχήμα 89 έως και Σχήμα 96).



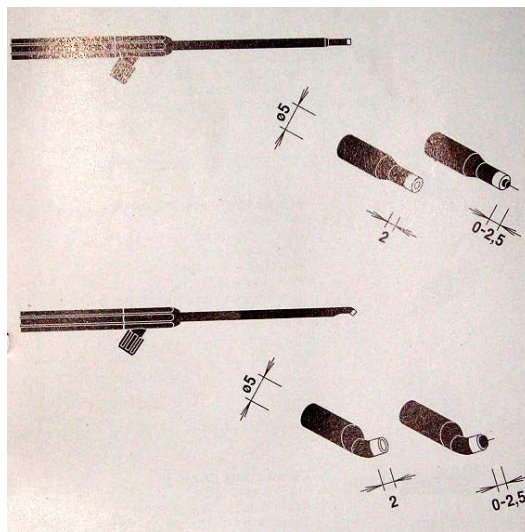
Μονοπολικά ηλεκτρόδια τομής
ΣΧΗΜΑ 89



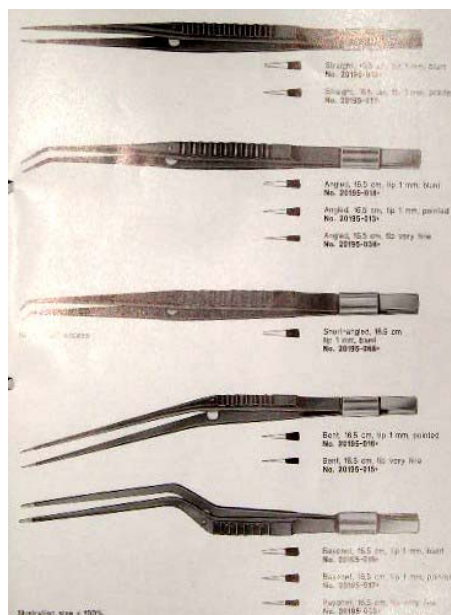
Μονοπολικά ηλεκτρόδια αιμόστασης
ΣΧΗΜΑ 90



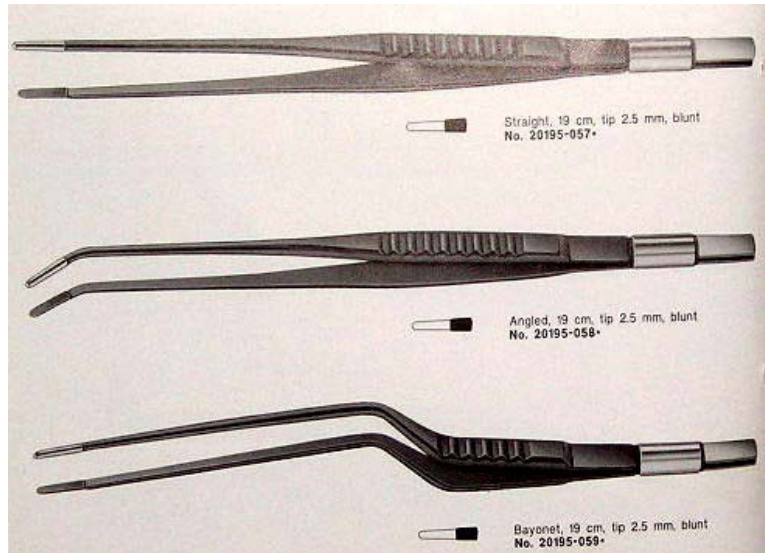
Μονοπολικά ηλεκτρόδια τύπου βρόγγου
ΣΧΗΜΑ 91



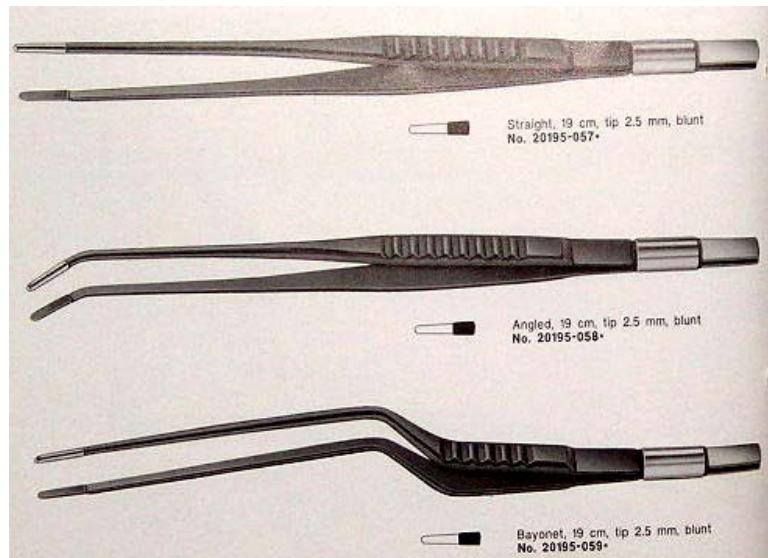
Διπολικά ηλεκτρόδια τομής
ΣΧΗΜΑ 92



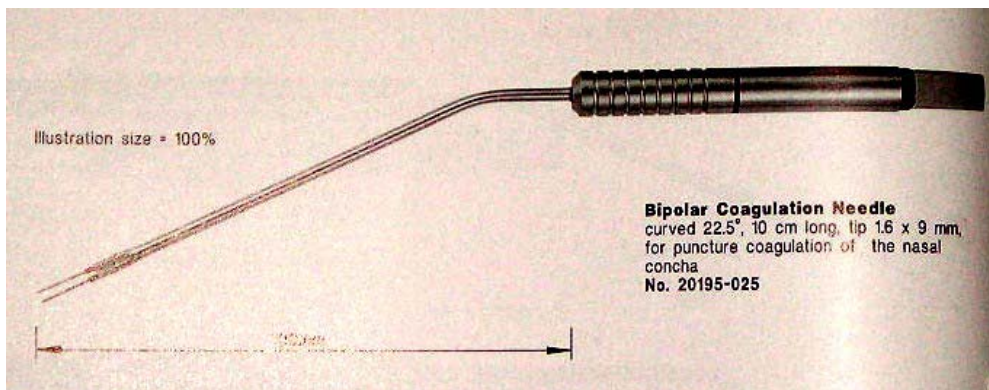
Διπολικά ηλεκτρόδια αιμόστασης
ΣΧΗΜΑ 93



Διπολικά ηλεκτρόδια ειδικής επιφάνειας
 ΣΧΗΜΑ 94



Διπολικά ηλεκτρόδια επαφής
 ΣΧΗΜΑ 95



Διπολικά ηλεκτρόδια ακριβείας
 ΣΧΗΜΑ 96

7. ΣΥΝΤΗΡΗΣΗ

7.1 Περιοδικός προληπτικός έλεγχος

Υπάρχει ένα σύνολο εργασιών, για τον έλεγχο της χειρουργικής διαθερμίας, που πραγματοποιούνται καθημερινά και αμέσως μετά από κάθε χρήση.

7.1.1 Καθαρισμός-Απολύμανση

Μετά τη χρήση όλα τα εξαρτήματα τοποθετούνται σε ειδικό απολυμαντικό διάλυμα για ορισμένο χρόνο σύμφωνα με τις εντολές του κατασκευαστή.

Ο καθαρισμός των υψηλής ποιότητας ηλεκτρομηχανικών και θερμοσταθερών χειρολαβών απαιτεί κατάλληλα υγρά μη διαβρωτικά (τα διαλύματα φαινόλης και χλωρίνης είναι ακατάλληλα).

Απαιτείται μηχανικό πλύσιμο με καθαρό νερό και θερμική απολύμανση με ορισμένο άνω θερμικό όριο.

Η κυρίως συσκευή καθαρίζεται με ειδικά, εύφλεκτα, μη αλκοολικά υγρά είτε με ψεκασμό είτε με πανί.

Τα συνδετικά καλώδια και η μόνωση του ενεργού ηλεκτροδίου πρέπει να διατηρούνται σε άριστη κατάσταση χωρίς φθορές και γδαρσίματα.

Οι επιφάνειες ενεργού και ουδέτερου ηλεκτροδίου πρέπει να διατηρούνται εντελώς καθαρές από κάθε υλικό όπως υπολείμματα ιστικής πρωτεΐνης.

7.1.2 Αποστείρωση

Όλα τα παρελκόμενα της κυρίως συσκευής πρέπει να αποστειρώνονται αμέσως μετά την κάθε χρήση. Πριν την αποστείρωση απαιτείται προσεκτικό στέγνωμα τους.

Η αποστείρωση γίνεται σύμφωνα με τις προδιαγραφές του κατασκευαστή όσον αφορά τον τύπο αποστείρωσης, τα όρια της θερμοκρασίας και το χρόνο.

	Gas sterilisation up to 70 °C	Steam sterilisation up to 134 ° C	Hot air sterilisation at 200 ° C
Connecting cables for electrode handle	yes	yes	no
Electrode handle	yes	yes	no
Active electrodes	yes	yes	yes
Bipolar coagulation forceps	yes	yes	no
Neutral electrode of conductive silicon rubber	yes	yes	no

Με αυτόν τον τρόπο εξασφαλίζεται η σωστή λειτουργικότητα και η διάρκεια ζωής της συσκευής καθώς και η ασφάλεια ασθενή και γιατρού.

7.2 Προγραμματισμένος Τεχνικός έλεγχος

Εκτός από τις εργασίες που γίνονται σε ημερήσια βάση υπάρχει και ένα σύνολο εργασιών που πραγματοποιούνται τουλάχιστον μια φορά ετησίως.

- ✓ Οπτικός έλεγχος για μηχανικό ή λειτουργικό ελάττωμα όλων των επιμέρους τμημάτων της συσκευής.
- ✓ Ευανάγνωστα σήματα ασφάλειας.
- ✓ Έλεγχος οπτικών και ακουστικών σημάτων.
- ✓ Έλεγχος διακοπών.
- ✓ Έλεγχος στεγανότητας.
- ✓ Έλεγχος λειτουργίας ασφαλειών
- ✓ Έλεγχος γείωσης
- ✓ Έλεγχος συστήματος ασφαλείας ουδετέρου ηλεκτροδίου.
- ✓ Έλεγχος συσχέτισης μεταξύ επιλεγμένων τιμών λειτουργίας (συχνότητα, ισχύ, ρεύμα) και πραγματικών τιμών εξόδου.
- ✓ Μέτρηση διαρροών :

→ ως προς τη γη

→ ασθενή

→ περιβλήματος

Μετά το πέρας των εργασιών αυτών, συμπληρώνεται το αντίστοιχο έντυπο ελέγχου (Σχήμα 97).

ΕΝΤΥΠΟ ΕΛΕΓΧΟΥ ΔΙΑΘΕΡΜΙΩΝ			
Όνομα Νοσοκομείου			
Τμήμα:			
Ημερομ. εκτέλεσης:			
Κωδικός / Serial Number:			
Κατασκευαστής / Μοντέλο:			
	οκ	Πρόβλημα	Μέτρηση
Γενική κατάσταση της διαθερμίας			
Επισκόπηση στοιχείων χειρισμού (διακόπτες, κ.λ.π.)			
Έλεγχος συτήματος γείωσης			
Έλεγχος συνδετικών καλωδίων και χειρολαβιών			
Έλεγχος στεγανότητας-ποδοδιακόπτη			
Σε αστοχία του ουδετέρου ηλεκτροδίου διακοπή της παρεχόμενης ισχύος			
(σε συσκευές με ισχύ HF μεγαλύτερη των 50 W)			
Σύστημα επιτήρησης του ουδετέρου ηλεκτροδίου (σε συσκευές με ισχύ HF μεγαλύτερη των 50 W)			
Λειτουργικός έλεγχος των χειροκίνητων διακοπών			
Λειτουργικός έλεγχος του ποδοδιακόπτη			
Μέτρηση των συχνότητων εργασίας			
Μέτρηση της ισχύος εξόδου			
Διαπίστωση της κυματομορφών εξόδου			
ΣΗΜΕΙΩΣΕΙΣ			
.....			
.....			
.....			
.....			

ΣΧΗΜΑ 97

7.3 Ποιοτικός έλεγχος

Προκειμένου να εξακριβωθεί η ταυτοποίηση των τεχνικών χαρακτηριστικών της συσκευής σύμφωνα με τις τεχνικές προδιαγραφές του κατασκευαστή της, χρησιμοποιείται ειδική συσκευή προσομοίωσης και ελέγχου (Σχήμα 98).



ΣΧΗΜΑ 98

Με αυτό τον τρόπο πιστοποιείται πως η χειρουργική διαθερμία λειτουργεί σύμφωνα με διεθνή κατασκευαστικά πρωτόκολλα.

Τεχνικά χαρακτηριστικά :

- **Digital:**
4 digit numeric LCD, backlit with power saving mode
- **Selectable Loads (Monopolar and Bipolar):**
50 - 750 ohms in 50 ohm steps
+/-4% of value (DC to 500kHz)
- **Leakage Test Range:**
30 - 2500 mA with 200 ohm Load from Dispersive Electrode, Active Electrode, and Chassis
- **System Response:**
-3 dB points: 1kHz to 10 MHz @ 300 ohms
- **CQM Test:**
50 - 750 ohms, 50 ohm steps
- **Oscilloscope output:**
Isolated (uncalibrated) BNC Connector
- **Measuring Technique:**
Precision high-voltage, capacitive attenuator
- **Power Measurement:**
1 to 400 watts, resolution 0.1 watt
Accuracy: +/- 5% +/- 1 LSD
- **Current Measurement:**
30 - 2500 milli-amperes RMS, resolution 1 mA
Crest Factor: 1 - 30
Accuracy: +/- 2.5% +/- 1LSD

- **Power Requirements:**

LED indication of batt power level rechargeable, 2 hours continuous use, Auto sensing supply 120 - 240 V

Χρησιμοποιώντας την μπορούν να μετρηθούν :

- ✓ ισχύς εξόδου των ηλεκτροχειρουργικών λειτουργιών
- ✓ συχνότητα λειτουργίας
- ✓ ρεύμα λειτουργίας
- ✓ ρεύμα διαρροής
- ✓ απόδοση σε διαφορετικά ωμικά φορτία

ΗΛΕΚΤΡΟΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ ΠΛΑΣΜΑΤΟΣ ΑΡΓΟΥ

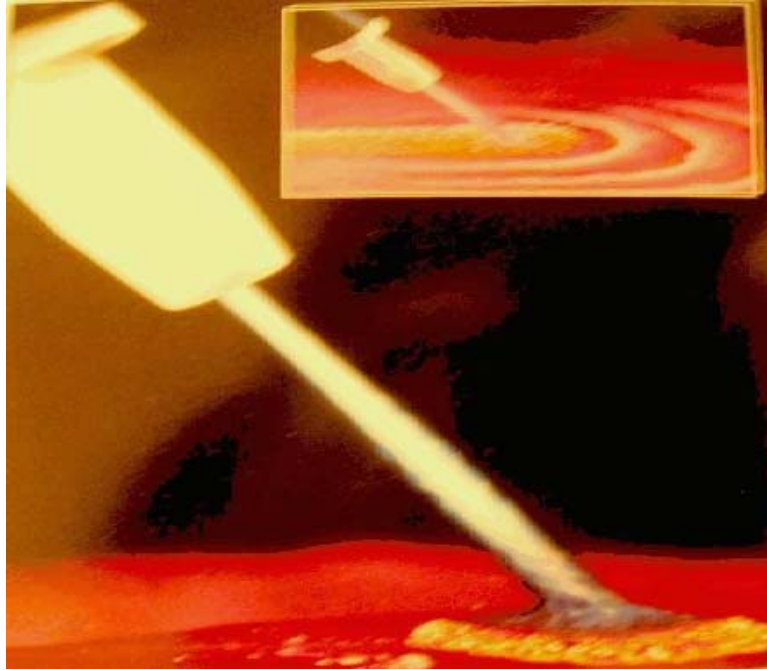
ARGON PLASMA COAGULATION



1.ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1.1 Σκοπός

Η τεχνική αυτή επιτυγχάνει την ανέπαφη εφαρμογή της ηλεκτρικής ενέργειας της ηλεκτροχειρουργικής διαθερμίας ενισχυμένης με τη δράση του αερίου αργού ώστε οι θεραπευτικές εκβάσεις τομής, αιμόστασης και καταστροφής ανεπιθύμητου ιστού να είναι αποδοτικότερες (Σχήμα 1).



Τεχνική ηλεκτροχειρουργικής πλάσματος αργού
ΣΧΗΜΑ 1

Πρόκειται για εξελιγμένη ηλεκτροχειρουργική διαθερμία. Η εφαρμογή της καλύπτει τα κενά και τα μειονεκτήματα της υψηλής συχνότητας ρεύματος διαθερμίας.

1.2 Ιστορική Αναδρομή

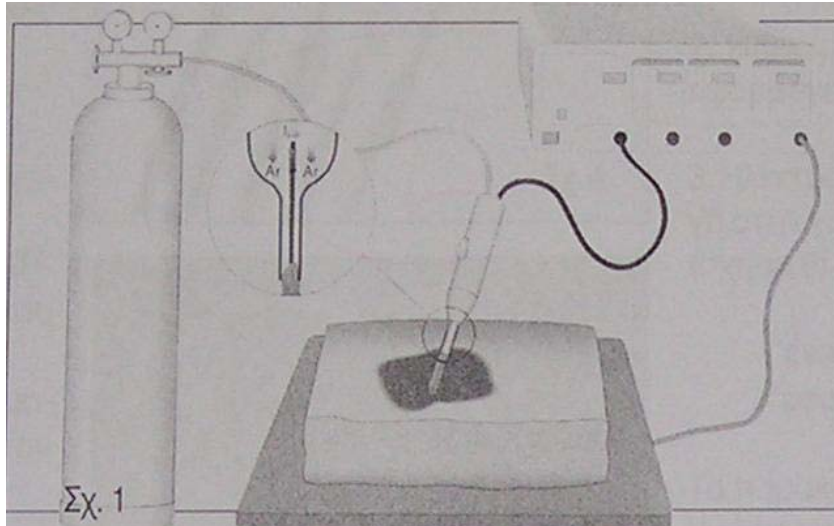
Η κλασική ηλεκτροχειρουργική διαθερμία αποτέλεσε με την εμφάνιση της σημαντικό εργαλείο για τους χειρουργούς. Ωστόσο υπάρχουν ορισμένα μειονεκτήματα της χρήσης της όσον αφορά το υψηλής συχνότητας ρεύμα.

Στα τέλη της δεκαετίας του 1980 παρουσιάστηκε το πρώτο σύστημα ηλεκτροχειρουργικής αερίου αργού. Η χρήση του αργού ουσιαστικά εξασφαλίζει ένα αποδοτικότερο μονοπάτι για το ηλεκτρικό ρεύμα. Το θεραπευτικό αποτέλεσμα είναι βέλτιστο.

1.3 Συνοπτική Περιγραφή

Η τεχνική της ηλεκτροχειρουργικής αερίου αργού υλοποιείται με ένα σύστημα αποτελούμενο από (Σχήμα 2):

- Α. Πηγή αερίου αργού
- Β. Γεννήτρια υψηλών ρευμάτων (Ηλεκτροχειρουργική Διαθερμία)
- Γ. Ηλεκτρόδιο εφαρμογής



Σύστημα ηλεκτροχειρουργικής πλάσματος αργού
ΣΧΗΜΑ 2

2. ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ

2.1 Ιδιότητες αερίου αργού

Το αέριο που χρησιμοποιείται σε αυτήν την τεχνική είναι το αργό λόγω ορισμένων βασικών φυσικών και χημικών του ιδιοτήτων.

Κύριες από αυτές είναι :

- Αδρανές και ευγενές αέριο
- Μη τοξικό (δεν απορροφάται από τον ιστό)
- Μη οξειδωτικό
- Έχει διηλεκτρική συμπεριφορά
- Βαρύτερο από τον αέρα
- Εύκολα ιονιζόμενο
- Το ιόν του είναι ηλεκτρικά αγώγιμο

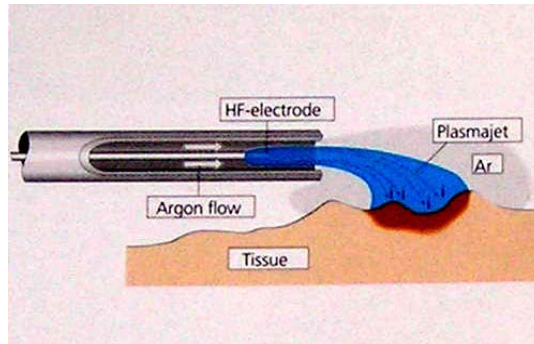
Αποτέλεσμα αυτών είναι να συμπεριφέρεται σαν ασπίδα κατά την εφαρμογή του υψηλής συχνότητας ρεύματος. Απομακρύνει το οξυγόνο από τους ιστούς μειώνοντας την απανθράκωση τους όπως και την παραγωγή ανεπιθύμητων και δυσάρεστων καπνών και οσμών.

2.2 Αρχή λειτουργίας

Το ηλεκτρόδιο εφαρμογής αποτελείται από ένα σωληνοειδές εντός του οποίου κυκλοφορεί αέριο αργό γύρω από το ηλεκτρόδιο υψίσυχνου ρεύματος που βρίσκεται στο κέντρο του σωληνοειδούς.

Το ηλεκτρόδιο υψίσυχνου ρεύματος από την μία άκρη είναι συνδεδεμένο με τη γεννήτρια υψίσυχνου ρεύματος ενώ το άλλο άκρο του απέχει ορισμένη απόσταση (περίπου 2-10 mm) από το ελεύθερο άκρο του σωληνοειδούς.

Κατά την ροή του, σε ένα ορισμένο κατώφλι ηλεκτροχειρουργικής τάσης ιονισμού, το αργό ιονίζεται από την επίδραση του εσωτερικού ηλεκτροδίου. Από εκεί προκύπτει και η ονομασία πλάσμα αργού. Το ιονισμένο αργό είναι ηλεκτρικά αγώγιμο, αποτελεί αγώγιμο ηλεκτρικό πεδίο, και γι' αυτό το ρεύμα μπορεί να «ρέει» μεταξύ ηλεκτροδίου εφαρμογής και ιστού (Σχήμα 3).



Αρχή λειτουργίας
ΣΧΗΜΑ 3

Το θεραπευτικό αποτέλεσμα είναι κυρίως αιμόσταση και καταστροφή ανεπιθύμητου ιστού (Σχήμα 4), λόγω :

- της πυκνότητας του ρεύματος κατά την άφιξη του στην ιστική επιφάνεια
- της ομοιόμορφης, ομοιογενούς και ανέπαφης εφαρμογής της ηλεκτρικής ενέργειας
- του εύρους της επιφάνειας εφαρμογής



Παράδειγμα της τεχνικής
ΣΧΗΜΑ 4

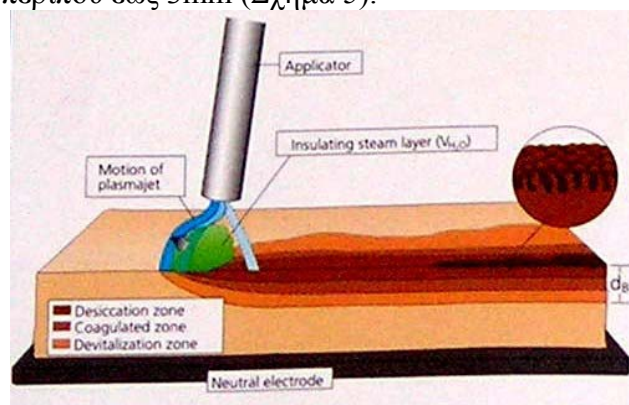
2.3 Δράση

Η δέσμη πλάσματος αργού επενεργεί :

- αξονικά (σε ευθεία γραμμή) κατά μήκος του ηλεκτροδίου εφαρμογής
- πλάγια
- κατευθυνόμενη και υπό γωνία

«αναζητώντας» αγωγίμες αιμορραγούσες επιφάνειες.

Σύμφωνα με φυσικές αρχές, η δέσμη πλάσματος αργού έχει την τάση να αποστρέφεται από ήδη αιμοστατούμενες (υψηλή αντίσταση) περιοχές προς αιμορραγούσες ή εν εξελίξει αιμοστατούμενες (μικρή αντίσταση) επιφάνειες του θεραπευόμενου ιστού. Επιπλέον έχει την ικανότητα να απομακρύνει πιθανή ποσότητα αίματος από την επιφάνεια του ιστού. Το αποτέλεσμα είναι περισσότερο ομοιόμορφη έκταση επιφάνειας αιμόστασης. Το μέγιστο βάθος δράσης είναι περίπου έως 3mm (Σχήμα 5).



Έκταση περιοχής δράσης
ΣΧΗΜΑ 5

3. ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ

3.1 Κλινική εφαρμογή

Η τεχνική της ηλεκτροχειρουργικής πλάσματος αργού είναι προς το παρόν κυρίως μονοπολική.

Για την εφαρμογή της ακολουθείται η διαδικασία της μονοπολικής ηλεκτροχειρουργικής διαθερμίας με την επιπρόσθετη προϋπόθεση πως προγενέστερα πρέπει :

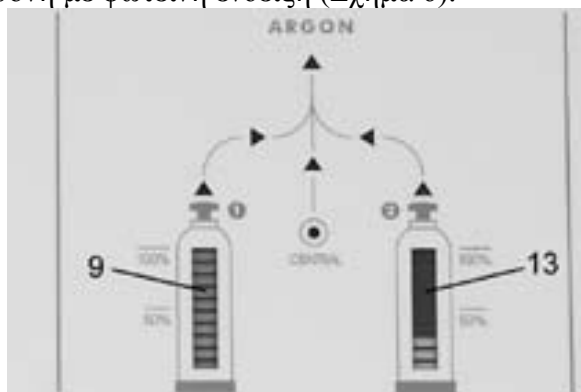
I. Να ελεγχθούν :

□ Η περιεκτικότητα του αργού.

Πρέπει να είναι 99,998% ή περισσότερο, για ωφέλιμη και θεραπευτική δράση.

□ Η πληρότητα της πηγής αερίου αργού.

Απεικονίζεται στην οθόνη με φωτεινή ένδειξη (Σχήμα 6).



Ένδειξη πληρότητας πηγής αερίου αργού κύριας και εφεδρικής οβίδας
ΣΧΗΜΑ 6

II. Να οριστούν :

□ Ο απαιτούμενος ρυθμός ροής αργού [L/min].

Ο ρυθμός ροής αργού εξαρτάται από :

✓ Τον τύπο της εφαρμογής

✓ Τον τύπο του ηλεκτροδίου εφαρμογής

Απεικονίζεται στην οθόνη με φωτεινή ένδειξη (Σχήμα 7).

Τυπικές τιμές ροής είναι :

• 0,25-3 L/min : γαστροχειρουργική

• 2-5 L/min : μικροχειρουργική

• 3,5-8 L/min : ανοικτή χειρουργική



Ένδειξη ρυθμού ροής
ΣΧΗΜΑ 7

- Ο χρόνος λειτουργίας.
Πρόκειται για το συνολικό χρόνο στον οποίο λαμβάνει χώρα ροή αργού (Σχήμα 8).



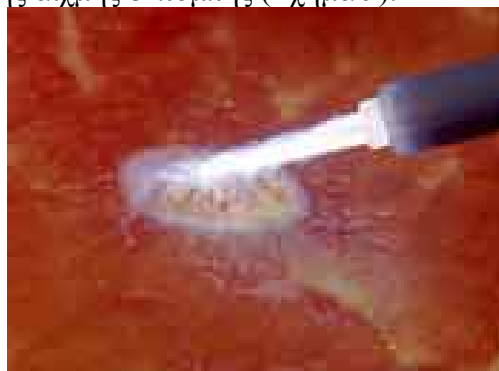
Ένδειξη χρόνου λειτουργίας
ΣΧΗΜΑ 8

Οι τιμές αυτές ρυθμίζονται και αποθηκεύονται κατά και για την εκτέλεση της εφαρμογής.

3.2 Τεχνικές εφαρμογής

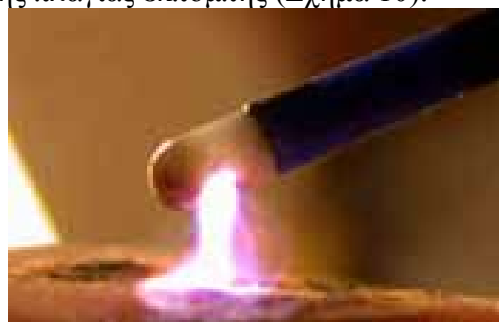
- Η εκπομπή της σύνθετης θεραπευτικής δέσμης μπορεί να γίνει με :

- Ηλεκτρόδιο εφαρμογής αιχμής εκπομπής (Σχήμα 9).



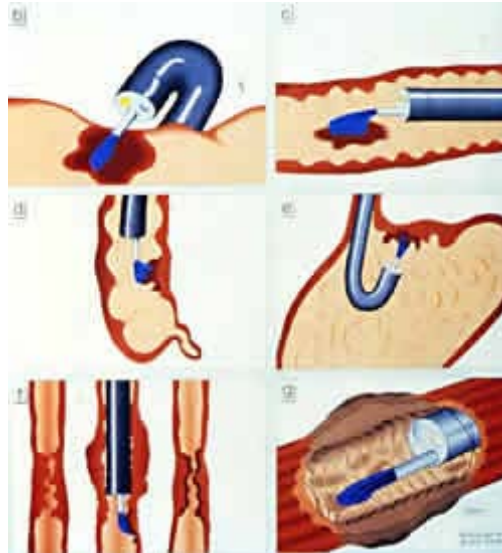
Ηλεκτρόδιο εφαρμογής αιχμής εκπομπής
ΣΧΗΜΑ 9

- Ηλεκτρόδιο εφαρμογής πλάγιας εκπομπής (Σχήμα 10).



Ηλεκτρόδιο εφαρμογής πλάγιας εκπομπής
ΣΧΗΜΑ 10

Επίσης χαρακτηρίζεται από μεγάλη ευρύτητα γωνιών λόγω της μη εφραπτόμενης φύσης της θεραπείας (Σχήμα 11).



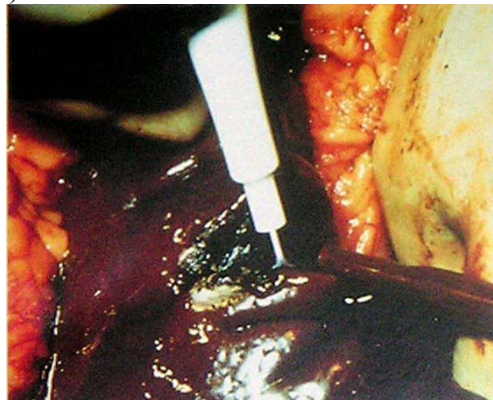
Τύποι τεχνικών θεραπείας
ΣΧΗΜΑ 11

3.3 Ιατρικές εφαρμογές

3.3.1 Ενδείξεις

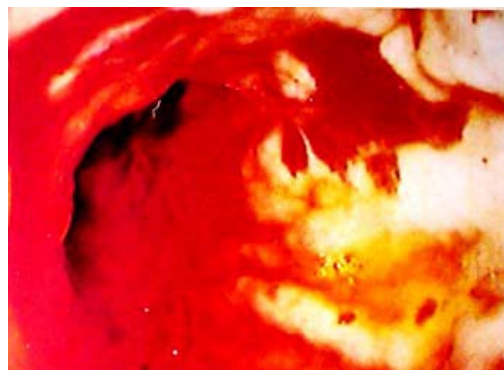
Η ηλεκτροχειρουργική πλάσματος αργού εφαρμόζεται όπου απαιτείται :

- Αιμόσταση (Σχήμα 12).



Επέμβαση σε συκώτι
ΣΧΗΜΑ 12

- Αντιμετώπιση ιστού στενωτικού όγκου πλευρικού σε οργανικά τοιχώματα (αδένωμα) (Σχήμα 13).



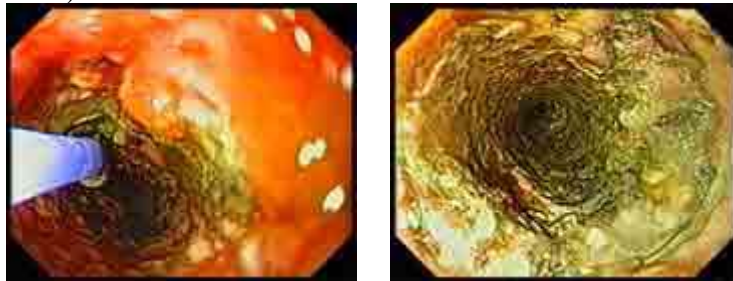
Αγγειοπλασία στομάχου
ΣΧΗΜΑ 13

- Απονέκρωση όγκου αναπτυσσόμενου μετά την τοποθέτηση stent (Σχήμα 14).



Ανάπτυξη ιστού σε stent
ΣΧΗΜΑ 14

- Απονέκρωση κακοηθών σχηματισμών που εμποδίζουν την αγωγιμότητα ανατομικών δομών (Σχήμα 15).



Αντιμετώπιση καρκίνου οισοφάγου (πριν και μετά)
ΣΧΗΜΑ 15

3.3.2 Πεδία

Μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε επεμβάσεις ανοιχτού ή ενδοσκοπικού τύπου (Σχήμα 16).



Εφαρμογή της τεχνικής
ΣΧΗΜΑ 16

Τα κριτήρια από τα οποία προσδιορίζεται είναι ::

- Το ηλεκτρόδιο εφαρμογής
- Την γωνία-τεχνική εφαρμογής
- Τις ενδείξεις

Ορισμένα από τα ιατρικά πεδία όπου εφαρμόζεται είναι :

- Γενική χειρουργική
- Ελάχιστα επεμβατική χειρουργική (MIS)

- Επείγουσα χειρουργική
- Πλαστική χειρουργική
- Θωρακοχειρουργική
- Ωτορινολαρυγγολογία
- Χειρουργική ήπατος
- Γαστρεντερολογία
- Δερματολογία
- Πνευμονολογία
- Γυναικολογία
- Νεφρολογία
- Ογκολογία
- Αγγειολογία
- Ουρολογία
- Παιδιατρική
- Οφθαλμολογία

3.3.3 Αντενδείξεις

Η τεχνική δεν χρησιμοποιείται σε περιπτώσεις ειδικών παθήσεων, όπως :

- ✓ Κυκλοφορικό πρόβλημα καρδιάς
- ✓ Ανωμαλία αορτικού-πνευμονικού διαφράγματος

Στις περιπτώσεις αυτές ελλοχεύει υψηλός κίνδυνος αορτικής εμβολής.

4. ΤΕΧΝΙΚΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ

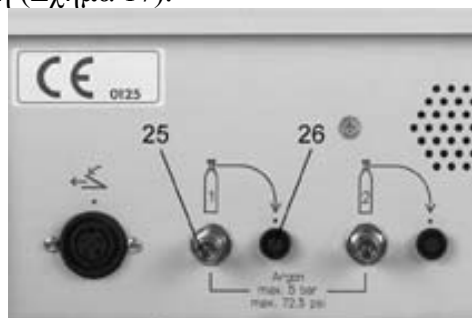
Ακολουθεί ανάλυση των φυσικών και τεχνικών χαρακτηριστικών συσκευής ηλεκτροχειρουργικής πλάσματος αργού για τα επιμέρους τμήματα της :

- I. Πηγή αερίου αργού
- II. Γεννήτρια υψίσυχνων ρευμάτων
- III. Ηλεκτρόδια εφαρμογής

4.1 Πηγή αερίου αργού

Την πηγή αυτή μπορεί να αποτελεί :

- Η κεντρική τροφοδοσία αερίου αργού της χειρουργικής μονάδας, με κατάλληλη σύνδεση στην συσκευή (Σχήμα 17).

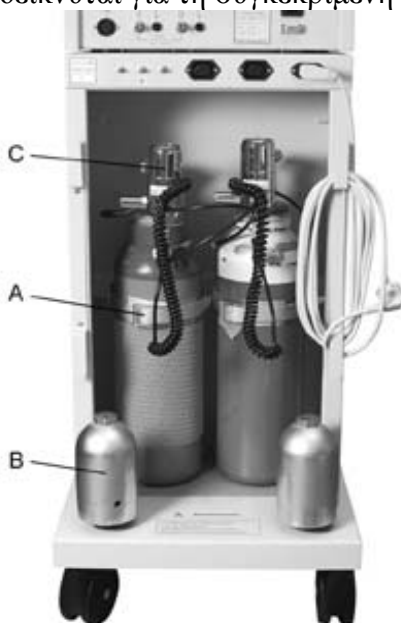


Σύνδεση κεντρικής τροφοδοσίας
ΣΧΗΜΑ 17

Ή απλούστερα

- Μια οβίδα αργού, η ενεργή, συνοδευόμενη στις περισσότερες περιπτώσεις και από μια εφεδρική (Σχήμα 18).

Η πηγή αυτού του τύπου φέρει βαλβίδα για τη μείωση της εντός της οβίδας πίεσης σε μια τιμή η οποία ενδείκνυται για τη συγκεκριμένη εφαρμογή.



Τμήματα οβίδας αργού
A: ζώνη πρόσδεσης B: καπάκι C: βαλβίδα μείωσης πίεσης
ΣΧΗΜΑ 18

Μια σχετικά χαμηλή ροή αερίου είναι αρκετή για να παράγει ένα ρεύμα ιονιζόμενου αργού. Ωστόσο στην πράξη απαιτείται υψηλότερη τιμή ροής αερίου για την απομάκρυνση των υγρών από την επιφάνεια του ιστού. Αυτή η δυνατότητα είναι χρήσιμη γιατί τα υγρά τα οποία συγκεντρώνονται στην επιφάνεια-στόχο εμποδίζουν την αποτελεσματική επιφανειακή αιμόσταση. Για τον παραπάνω λόγο οι πηγές αερίου είναι εφοδιασμένες με βαλβίδα ελέγχου της ροής ώστε να καθορίζεται η τιμή του παρεχόμενου όγκου αερίου (Σχήμα 19).



Ρύθμιση οβίδας αργού
D: βαλβίδα ελέγχου ροής
ΣΧΗΜΑ 19

Αν δεν χρησιμοποιείται κεντρική τροφοδοσία, όταν η πίεση στην ενεργή οβίδα αργού είναι μικρότερη από ~5%, η συσκευή αυτόματα ενεργοποιεί την εφεδρική χωρίς διακοπή της εφαρμογής. Διακοπή της παροχής αργού, και συνεπώς της εφαρμογής, συμβαίνει όταν η πίεση στην ενεργή οβίδα αργού μειωθεί κάτω του ~10% και η εφεδρική είτε δεν υπάρχει είτε είναι κλειστή.

Κατασκευαστικά, η πηγή αερίου αργού φέρει τα εξής χαρακτηριστικά (Σχήμα 20):



Τυπική συσκευή πηγής αερίου αργού
ΣΧΗΜΑ 20

- Δυνατότητα σύνδεσης με ενεργή και εφεδρική οβίδα αργού καθώς και με την κεντρική τροφοδοσία της μονάδας.
- Ακριβή αυτόματη ροή με δυνατότητα ρύθμισης από μια ελάχιστη (~0 lit/min) σε μια μέγιστη (~9,0 lit/min).
- Αυτόματη αναγνώριση των χρησιμοποιούμενων εξαρτημάτων (probes).
- Αυτόματη προσαρμογή των παραμέτρων λειτουργίας ανάλογα με το χρησιμοποιούμενο εξάρτημα.
- Ευανάγνωστη οθόνη με ένδειξη πληρότητας φιάλης, ταχύτητας ροής αερίου, χρησιμοποιούμενου προγράμματος κ.λ.π.
- Μνήμες προγραμμάτων που ρυθμίζονται και αποθηκεύονται.
- Αυτόματος έλεγχος καλής λειτουργίας για όλες τις λειτουργίες του π.χ. αισθητήρες πίεσης.
- Ιστορικό των παρατηρούμενων ανωμαλιών κατά τη λειτουργία, μέσω αποθήκευσης κωδικών σφάλματος.
- Οπτικές και ακουστικές ενδείξεις λειτουργίας.

4.2 Γεννήτρια υψίσυχων ρευμάτων

Πρέπει να φέρει τη δυνατότητα σύνδεσης με τη συσκευή πηγής αερίου αργού (Σχήμα 21).



Σύστημα πηγής αερίου αργού και γεννήτριας υψίσυχων ρευμάτων
ΣΧΗΜΑ 21

Πρέπει να παρέχει :

- Ικανοποιητικά υψηλή τιμή HF-voltage ώστε να γίνεται ιονισμός του αργού.
- Ικανοποιητικά υψηλή τιμή HF ρεύματος ώστε να γίνεται αιμόσταση στον ιστό.
- Η ένταση του ηλεκτρικού πεδίου η οποία απαιτείται για την έναρξη του ιονισμού του αερίου αργού είναι 500 V/mm.

Το δυναμικό το οποίο απαιτείται για την ανάφλεξη καθορίζεται από την απαιτούμενη ένταση του ηλεκτρικού πεδίου και την απόσταση μεταξύ ηλεκτροδίου και ιστού. Έτσι για παράδειγμα μια απόσταση 10mm απαιτεί ένα δυναμικό HF με μέγιστη τιμή περίπου 5000V.

4.3 Ηλεκτρόδια εφαρμογής

Τα ηλεκτρόδια εφαρμογής αποτελούνται από :

- ένα ακροφύσιο μέσω του οποίου το αέριο αργό κατευθύνεται προς τον ιστό στόχο
- ένα μονοπολικό ηλεκτρόδιο

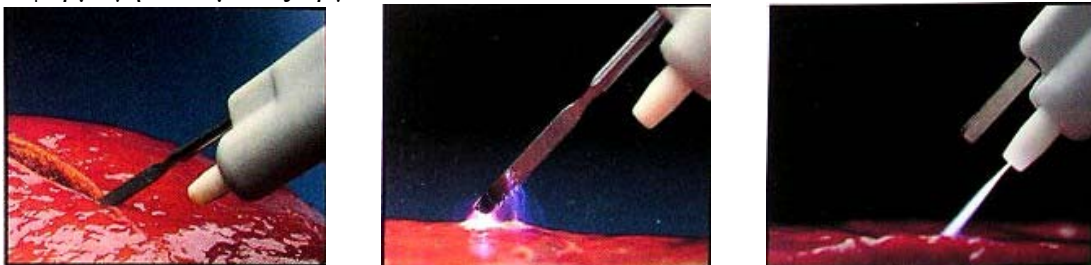
Η τοποθέτηση του ηλεκτροδίου μέσα στο ρεύμα του αερίου γίνεται έτσι ώστε να εξασφαλίζεται πως το αέριο ιονίζεται μεταξύ αυτού και του ιστού-στόχου και πως το υψίσυχο ρεύμα μπορεί να οδηγηθεί από το ηλεκτρόδιο μέσω του ιονισμένου αργού και προς τον ιστό-στόχο (Σχήμα 22).



Ηλεκτρόδιο εφαρμογής
ΣΧΗΜΑ 22

Οι σύγχρονοι τύποι ηλεκτροδίων εφαρμογής μπορούν να χρησιμοποιηθούν για (Σχήμα 23):

- ⇒ Τομή
- ⇒ Αιμόσταση
- ⇒ Εφαρμογή πλάσματος αργού



Συμβατικότητα ηλεκτροδίων εφαρμογής
ΣΧΗΜΑ 23

Διάφοροι τύποι ηλεκτροδίου εφαρμογής διατίθενται ανάλογα με το είδος της πραγματοποιούμενης επέμβασης.

- Ηλεκτρόδια ανοιχτής χειρουργικής (Σχήμα 24).
- Διαθέτουν κουμπί για την ενεργοποίηση του υψίσυχνου ρεύματος και της πηγής αργού.
- Η ενεργοποίηση γίνεται και μέσω ποδοδιακόπτη.

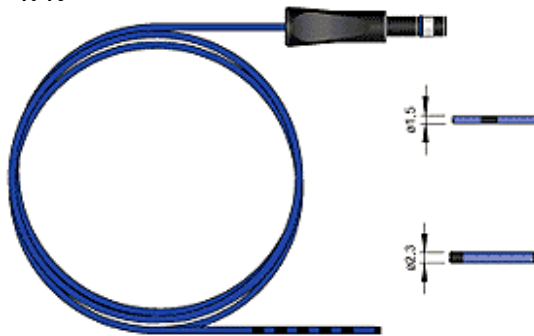


Τυπικό ηλεκτρόδιο για ανοιχτή χειρουργική
ΣΧΗΜΑ 24

- Ηλεκτρόδια ενδοσκοπικών εφαρμογών (Σχήμα 25).

Χαρακτηρίζονται από :

- Αναγνώριση εξαρτήματος.
- Βαθμωτή άκρη υποδοχής.



Τυπικό ηλεκτρόδιο για ενδοσκοπικές εφαρμογές
ΣΧΗΜΑ 25

- Ηλεκτρόδια εφαρμογών Ω.Ρ.Λ (Σχήμα 26).

- Χαρακτηρίζονται από σχεδόν απύσχα ενδοεπεμβατική απώλεια αίματος.



Τυπικά ηλεκτρόδια Ω.Ρ.Λ
ΣΧΗΜΑ 26

5. ΠΡΟΔΙΑΓΡΑΦΕΣ ΑΣΦΑΛΕΙΑΣ

Για ασφαλή εφαρμογή της τεχνικής πρέπει να λαμβάνονται υπόψη ορισμένα μέτρα.

- ◆ Πρέπει να τηρούνται όλες οι συνήθεις προφυλάξεις της ηλεκτροχειρουργικής διαθερμίας όσον αφορά :
 - Μονωμένα συστήματα διαθερμοχειρουργιών
 - Ασφάλεια του ασθενή
 - Σωστή χρήση του ουδετέρου ηλεκτροδίου
 - Σωστή χρήση εργαλείων και καλωδίων
 - Σωστή χρήση HF χειρουργικών μονάδων

◆ Έλεγχος :

- ✓ Σωστής συνδεσμολογίας συσκευών
- ✓ Επιτρεπόμενης πίεσης και ροής λειτουργίας
- ✓ Κατάλληλης περιεκτικότητας αργού

Το αέριο αργό που χρησιμοποιείται πρέπει να είναι υψηλής περιεκτικότητας, πάνω από 99,998%.

◆ Το απαιτούμενο δυναμικό HF για τον ιονισμό του αργού είναι σχετικά υψηλό. Για το λόγο αυτό πρέπει να εξασφαλίζεται η καλή κατάσταση της ηλεκτρικής μόνωσης των ηλεκτροδίων και των καλωδίων.

◆ Το αργό δεν πρέπει να εμφυσάται σε αγγειακά συστήματα. Δεν είναι απορροφήσιμο και μπορεί να προκαλέσει εμβολή.

◆ Η επιφάνεια του ιστού-στόχου πρέπει να είναι ελεύθερη υγρού. Αν, για παράδειγμα, υπάρχει αίμα στην επιφάνεια του ιστού στόχου, τότε θα σχηματιστεί στην επιφάνεια αυτού του αιματώματος ένα φιλμ πήγματος το οποίο θα εμποδίσει την περαιτέρω προαγωγή της εφαρμογής.

6. ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΠΡΟΔΙΑΓΡΑΦΕΣ

Ακολουθούν οι τεχνικές προδιαγραφές για συσκευές ηλεκτροχειρουργικής πλάσματος αργού.

- ❖ Beamer 100, BERCHTOLD (Σχήμα 27).



Συσκευή Beamer 100, BERCHTOLD
ΣΧΗΜΑ 27

Τεχνικές προδιαγραφές Beamer 100, BERCHTOLD

Mains connection

Mains voltage (see marking at the rear of the unit)	100-240 V alternate current $\pm 10\%$
Nominal frequency	50 - 60 Hz
Power consumption	40 VA
Mains fuses	2 x T 0,5 A

Input data

Gas input 1	Argon purity min. 4.8 (99,998%), input pressure max. 5 bar with pressure reducer
Gas input 2	Argon purity min. 4.8 (99,998%), input pressure max. 5 bar with pressure reducer
HF input voltage	max. 5 kVs

Safety relevant data

Basic construction in accordance with	EN 60601, IEC 60601
Protection class	I
Unit type	CF
Gas flow	0 – 8 Liter/minute
Automatic fault recognition	yes
Error code memory and display	for operation mistake, malfunctions and security faults
Equipotential bonding pin	yes

Equipment for user support

- Digital flow quantity display
- LCD-Information-Display
- RS 232 – port for service reasons or telephone diagnostics
- Possibility of stand-alone diagnosis
- Error code display, Error code memory
- 4 programmable memory slots

Dimensions and weigh

Width x depth x height = 405 x 395 x 145 mm
Weight: 8.5 kg

Instrument trolley

Width x depth x height = 440 x 550 x 680 mm
Weight: 21.3 kg

Certification



conform with 93/42/EEC

- ❖ APC 300, ERBE (Σχήμα 28).



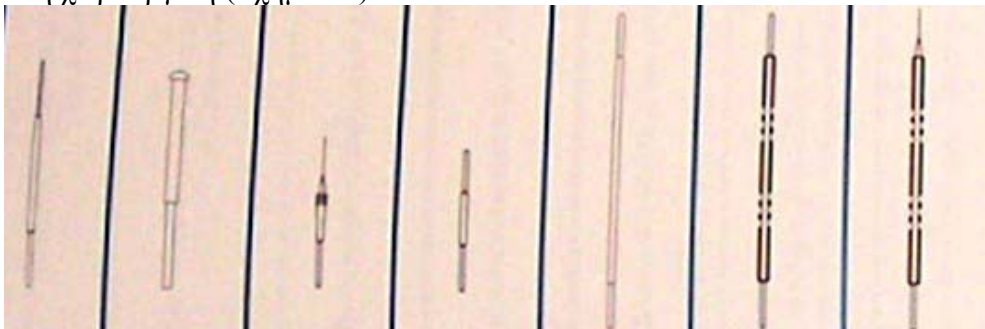
Συσκευή APC 300, ERBE
ΣΧΗΜΑ 28

Τεχνικές προδιαγραφές APC 300, ERBE

Mains Supply	90 to 240 V, 50/60 Hz
Power consumption	0.3 A
Safety class (EN 60601-1 / Type)	I / CF
Statement of compliance / CE-Symbol	Acc. to EC-Guideline 93/42/EEC
Equipotential bonding	DIN-attachment plug
ERBE quality control / Certification	ISO 9001 / EN 46001
Argon gas connections	2
Connection of gas cylinders	Only via ERBE pressure-relief valve, maximum cylinder pressure = 200 bar, 2.5 liter-cylinders are recommended
Connection to central gas supply	Max. input pressure 2.5 bar
Minimum argon purity	99.998 %

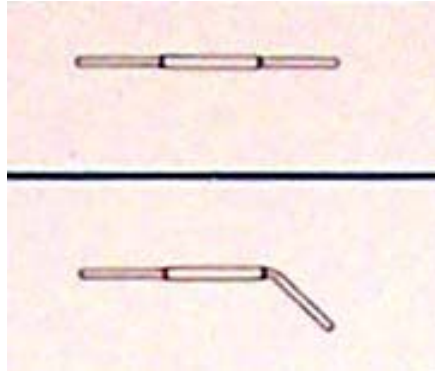
Όσον αφορά τα ηλεκτρόδια εφαρμογής μπορεί να είναι μιας ή πολλών χρήσεων. Χαρακτηρίζονται από μεγάλη ποικιλία στα γεωμετρικά χαρακτηριστικά τους (σχήμα, διαστάσεις, κλίση) ανάλογα με την εφαρμογή.

- ❖ Μιας χρήσης
 - Γενική χειρουργική (Σχήμα 29).



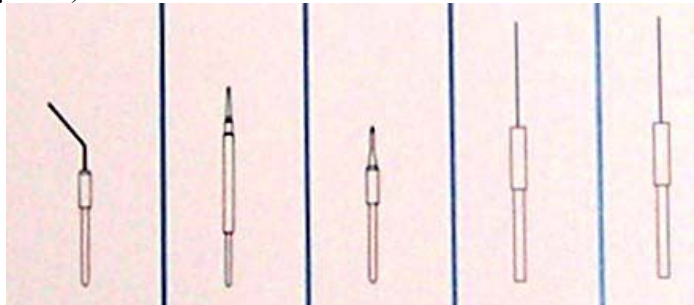
Ηλεκτρόδια μιας χρήσης γενικής χειρουργικής
ΣΧΗΜΑ 29

- ❖ Πολλών χρήσεων
- Μαχαιρίδια (Σχήμα 30).



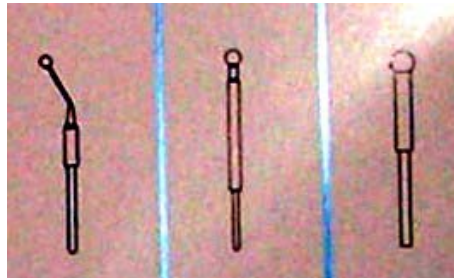
Ηλεκτρόδια τύπου μαχαιριδίου
ΣΧΗΜΑ 30

- Βελόνες (Σχήμα 31).



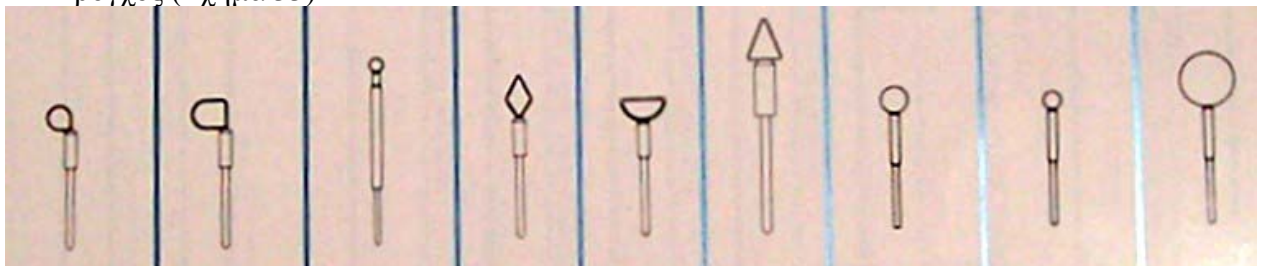
Ηλεκτρόδια τύπου βελόνης
ΣΧΗΜΑ 31

- Σφαιρίδια (Σχήμα 32).



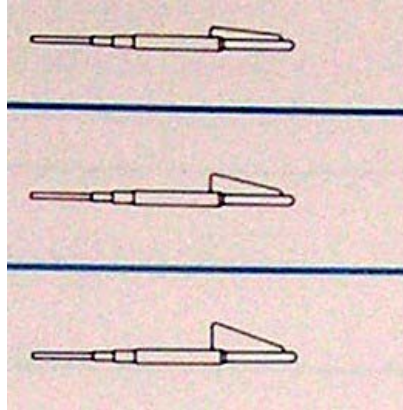
Ηλεκτρόδια τύπου σφαιριδίου
ΣΧΗΜΑ 32

- Βρόγχοι (Σχήμα 33)



Ηλεκτρόδια τύπου βρόγχου
ΣΧΗΜΑ 33

- Αφαίρεσης ιστικού κώνου (π.χ. στον τράχηλο της μήτρας) (Σχήμα 34).



Ηλεκτρόδια τύπου αφαίρεσης ιστικού κώνου
ΣΧΗΜΑ 34

7. ΣΥΝΤΗΡΗΣΗ

7.1 Οπτικός έλεγχος

- Έλεγχος του περιβλήματος της συσκευής, των μονώσεων, των καλωδίων.
- Έλεγχος των συνιστώμενων από τον κατασκευαστή εξαρτημάτων.
- Έλεγχος της μόνωσης ενδοσκοπικών εξαρτημάτων.
- Έλεγχος της πληρότητας και της περιεκτικότητας των πηγών αερίου αργού.

7.2 Καθαρισμός

- Κυρίως συσκευή

- Ο καθαρισμός γίνεται με αφαίρεση του καλωδίου τροφοδοσίας.
- Χρησιμοποιείται ύφασμα νοτισμένο με μη αλκοολικό προτεινόμενο από τον κατασκευαστή διάλυμα.
- Η κυρίως συσκευή δεν αποστειρώνεται.

- Εξαρτήματα

- Για τον καθαρισμό των εξαρτημάτων χρησιμοποιούνται πρότυπα διαλύματα με αυστηρές προδιαγραφές ως προς τη συγκέντρωση και το χρόνο δράσης τους.
- Μηχανικός καθαρισμός των εξαρτημάτων της HF διαθερμίας με θερμική απολύμανση (π.χ. στους 93°C για 10 minutes).
- Προσεκτικός καθαρισμός των ηλεκτροδίων εφαρμογής.
- Στέγνωμα των εξαρτημάτων με συμπιεσμένο αέρα, πριν την αποστείρωση.
- Αποδεκτές συνθήκες αποστείρωσης.

Ακολουθούν ενδεικτικές τιμές συνθηκών αποστείρωσης.

	Gas sterilisation up to 70 °C	Steam sterilisation up to 134 ° C	Hot air sterilisation at 200 ° C
Connection cable for BEAMER applicators	yes	yes	no
BEAMER handle	yes	yes	no
BEAMER applicators	yes	yes	no

Flexible probes	yes	yes	no
Bipolar coagulation forceps	yes	yes	no

ΕΝΔΟΣΚΟΠΙΚΗ ΗΛΕΚΤΡΟΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ

ENDOSCOPIC ELECTROSURGERY



1. Εισαγωγή

1.1 Σκοπός

Η ενδοσκόπηση, η άμεση παρατήρηση εσωτερικού τμήματος του σώματος με τη βοήθεια του οπτικού οργάνου που ονομάζεται ενδοσκόπιο, μπορεί πλέον να χρησιμοποιηθεί είτε για διαγνωστική, λόγω της φύσης της, είτε για θεραπευτική (επεμβατική) εφαρμογή.

Η επεμβατική ενδοσκόπηση εφαρμόζεται για αφαίρεση ξένων σωμάτων από τον οργανισμό, τοποθέτηση παροχευτικών σωλήνων (stent) σε κακοήθεις στενώσεις, έλεγχο και πραγματοποίηση τομής και αιμόστασης με τη βοήθεια ηλεκτροχειρουργικής διαθερμίας.

Ως ενδοσκοπική ηλεκτροχειρουργική καλείται η ηλεκτροχειρουργική διαθερμία (τομή ή/και αιμόσταση) που εφαρμόζεται σε κλειστό χειρουργικό πεδίο, μέσω του ενδοσκοπίου. Πρόκειται για χειρουργική επέμβαση που εκτελείται με τηλεχειρισμό και χαρακτηρίζεται από δυσδιάστατο πεδίο όρασης.

1.2 Ιστορική Αναδρομή

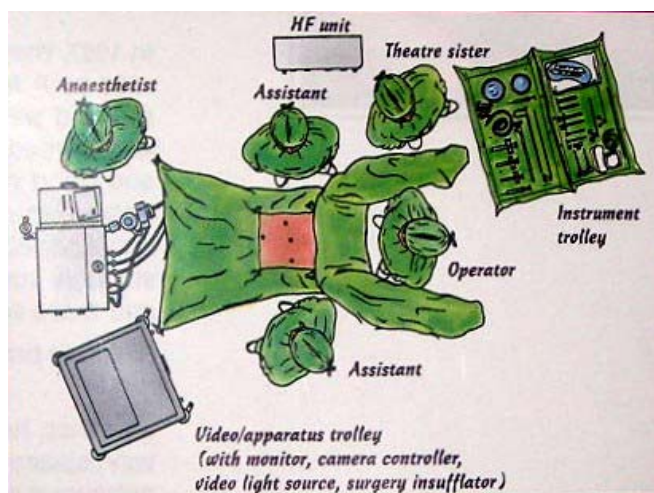
Η ιδέα της ενδοσκόπησης είχε τεθεί από τον Ιπποκράτη. Η ιστορία των ενδοσκοπίων αρχίζει από τον 19^ο αιώνα όταν άρχισαν να δοκιμάζονται ατελή άκαμπτα ενδοσκόπια. Τη δεκαετία του '30 και '40 χρησιμοποιήθηκαν ημίκαμπτα ενδοσκόπια με συνδιασμό φακών και πρισμάτων με υψηλό κίνδυνο για τον ασθενή και πενιχρά διαγνωστικά αποτελέσματα. Το 1958 αρχίζει η εποχή των σύγχρονων ενδοσκοπίων με την κατασκευή του πρώτου τελείως εύκαμπτου ενδοσκοπίου για γαστροσκόπηση από τον Αμερικανό γαστρεντερολόγο Hirschowitz. Είχε ενσωματωμένη μια δέσμη από εύκαμπτες λεπτές λίγων μικρών ίνες, που μετέφεραν ψυχρό φωτισμό και εικόνες, είτε ήταν ευθειασμένες είτε καμπυλωμένες. Η ιδιότητα αυτή της ευκαμψίας εξασφάλισαν την ευχρηστότητα και το ακίνδυνο των ενδοσκοπήσεων. Η τελευταία νέα τεχνολογία είναι τα video-ενδοσκόπια στα οποία η δέσμη των ινών έχει αντικατασταθεί με μικρό σύστημα video-κάμερας στο άκρο του οργάνου.

Με το χειρισμό της κεφαλής του σύγχρονου ενδοσκοπίου επιτυγχάνονται ποικίλες λειτουργίες, όπως πολλαπλή γωνίωση του ακραίου τμήματος για πλήρες πεδίο όρασης, αναρρόφηση υγρών και αίματος, εμφύσηση ή αναρρόφηση αέρα. Έχουν ενσωματωμένα κανάλια μέσω των οποίων εφαρμόζεται η λαβίδα βιοψίας, το ηλεκτρόδιο διαθερμίας ή άλλα εξαρτήματα καθώς και φωτογραφική ή κινηματογραφική μηχανή.

1.3 Συνοπτική Περιγραφή

Ένα σύστημα ενδοσκοπικής ηλεκτροχειρουργικής αποτελείται από το εξής εξοπλισμό (Σχήμα 1):

- Ενδοσκόπιο
- Φωτεινή πηγή
- Καλώδιο ψυχρού φωτός
- Ενδοσκοπική κάμερα
- Οθόνη-monitor
- Καταγραφικό ενδοσκοπικής εικόνας
- Συσκευή αναρρόφησης
- Εργαλεία ενδοσκοπικής χειρουργικής
- Μονάδα και ηλεκτρόδια ηλεκτροχειρουργικής διαθερμίας



Διάταξη επέμβασης με ενδοσκοπική διαθερμία
ΣΧΗΜΑ 1

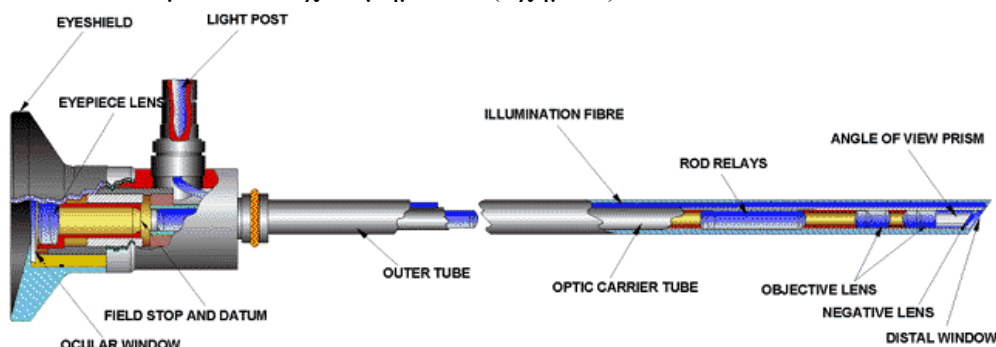
2. Βασικές Αρχές

2.1 Ενδοσκόπια

Τα σύγχρονα ενδοσκόπια, ανάλογα με την εφαρμογή, μπορεί να είναι είτε άκαμπτα είτε εύκαμπτα.

❖ Άκαμπτο

Αποτελείται από μια συστοιχία τμημάτων (Σχήμα 2).



Σχηματική παράσταση άκαμπτου ενδοσκοπίου
ΣΧΗΜΑ 2

Τα πιο βασικά τμήματα του είναι :

- Αντικειμενικοί φακοί (Objective Lens)
Βρίσκονται στο ελεύθερο άκρο του και προσδιορίζουν τη γωνία/ το πεδίο όρασης : γραμμικά, υπό γωνία, υπό κλίση, προς τα πίσω.
- Τηλεσκόπιο (Telescope)
Είναι το οπτικό τμήμα και το πιο εύθραυστο. Περιλαμβάνει την ίνα φωτός (Illumination Fibre) και τον αγωγό μεταφοράς οπτικής εικόνας (Optic Carrier Tube). Ένα καλώδιο οπτικής ίνας φωτός και μια πηγή ισχύος μεταφέρουν φως, μέσω των οπτικών ινών, που κατανέμεται γύρω από την ακολουθία των φακών.
- Είσοδος φωτός (Light Post)
Το σημείο σύνδεσης με το καλώδιο της πηγής φωτός με το τηλεσκόπιο.
- Σύστημα οφθαλμού (Eye Piece)
Το σύστημα αυτό, ή αλλιώς οπτικοί φακοί, βρίσκεται εκτός του σώματος του ασθενούς και επιτρέπει στον γιατρό την λήψη και την προσαρμογή των λαμβανόμενων εικόνων είτε με άμεσο τρόπο είτε μέσω κάμερας για μεταφορά εικόνων σε monitor.

Το όλο σύστημα βρίσκεται εντός μεταλλικού περιβλήματος (Σχήμα 3).



Τυπικό άκαμπτο ενδοσκόπιο
ΣΧΗΜΑ 3

❖ Εύκαμπτο

Μπορεί να είναι τύπου :

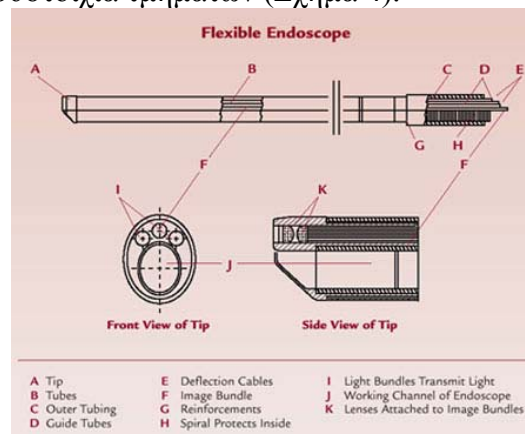
➤ Ινοσκόπιο

Έχει φακούς συστήματος οφθαλμού για την αντίληψη των εικόνων.

➤ Video-σκόπιο

Είναι εξοπλισμένο με video chip, στο ελεύθερο άκρο, που μεταφέρει την εικόνα άμεσα σε monitor.

Αποτελείται από μια συστοιχία τμημάτων (Σχήμα 4).

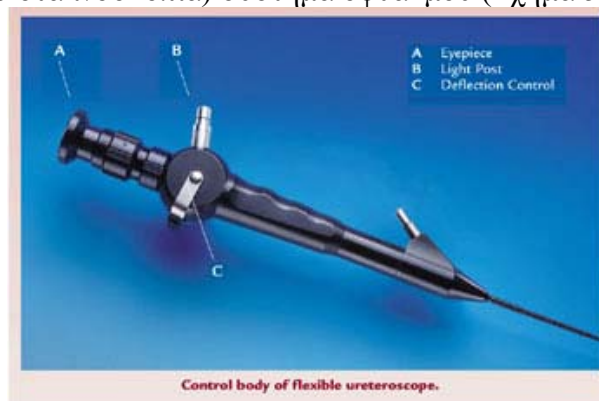


Σχηματική παράσταση εύκαμπτου ενδοσκοπίου
ΣΧΗΜΑ 4

Τα πιο βασικά τμήματα του είναι :

• Σώμα ελέγχου (Control Body)

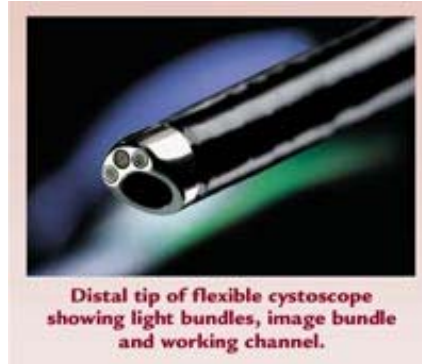
Μένει εκτός του σώματος και περιλαμβάνει ρυθμίσεις εικόνας, είσοδος βιοψίας, κανάλια αέρα νερού και (μόνο στα ινοσκόπια) σύστημα οφθαλμού (Σχήμα 5).



Τυπικό σώμα ελέγχου εύκαμπτου ενδοσκοπίου
ΣΧΗΜΑ 5

- Εισερχόμενος σωλήνας

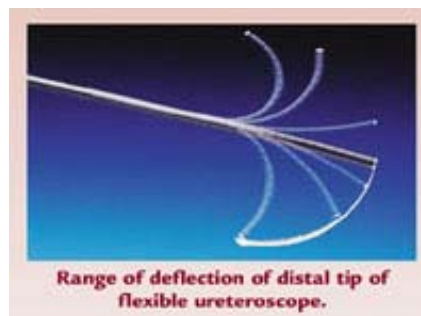
Εύκαμπτος σωλήνας που περιλαμβάνει κανάλια για αναρρόφηση, ενδοσκόπηση, διέγερση, προώθηση αερίου, σύστημα φωτός για τη μεταφορά φωτός από την πηγή φωτός στο εσωτερικό του σώματος και σύστημα εικόνας για τη μεταφορά εικόνας από το εσωτερικό του σώματος προς το σύστημα οφθαλμού του ινοσκοπίου (Σχήμα 6).



Ελεύθερο άκρο και κανάλια εργασίας εύκαμπτου ενδοσκοπίου
ΣΧΗΜΑ 6

- Σύστημα κάμψης ελεύθερου άκρου

Επιτρέπει τη στροφή του τμήματος των φακών του άκρου προς διάφορες κατευθύνσεις εντός της εσωτερικής δομής (Σχήμα 7).

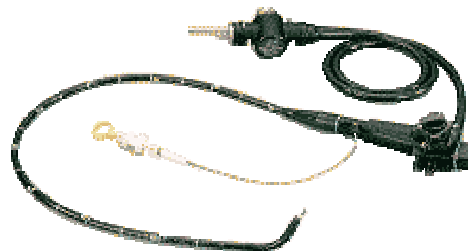


Εύρος ευλυγισίας ελεύθερου άκρου ενδοσκοπίου
ΣΧΗΜΑ 7

- Μονάδα σύνδεσης οδηγού φωτός

Συνδέει την πηγή φωτός, την αναρρόφηση και την πηγή προώθησης αερίου.

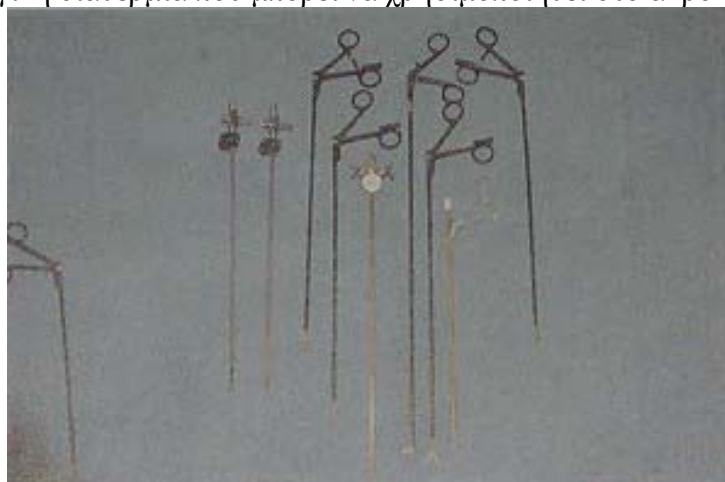
Το εύκαμπτο ενδοσκόπιο εξασφαλίζει περισσότερο πανοραμική εικόνα της κοιλότητας όπου εισάγεται (Σχήμα 8).



Τυπικό εύκαμπτο ενδοσκόπιο
ΣΧΗΜΑ 8

2.2 Εργαλεία Ενδοσκοπικής Χειρουργικής

Τα εργαλεία της ενδοσκοπικής χειρουργικής μπορεί να είναι πολλών χρήσεων ή μιας χρήσεως. Τα περισσότερα είναι μονωμένα και επιτρέπουν τη σύνδεση τους με ηλεκτροχειρουργική διαθερμία που μπορεί να χρησιμοποιηθεί στο άκρο τους (Σχήμα 9).



Ενδοσκοπικά εργαλεία μονωμένα και μη
ΣΧΗΜΑ 9

Αν και συνεχώς επινοούνται καινούρια, τα πλέον απαραίτητα είναι :

- Λαβίδες ατραυματικές ή με δόντια, που επιτρέπουν τόσο τη σύλληψη και συγκράτηση οργάνων όσο και την παρασκευή και αποκάλυψη ανατομικών στοιχείων (Σχήμα 10).



A. Λαβίδα ατραυματική (αριστερά) και λαβίδα με δόντια (δεξιά)
B. Ο μηχανισμός ασφάλισης των λαβίδων και η υποδοχή διαθερμίας
ΣΧΗΜΑ 10

- Ψαλίδια (ευθεία ή κυρτά), (Σχήμα 11).



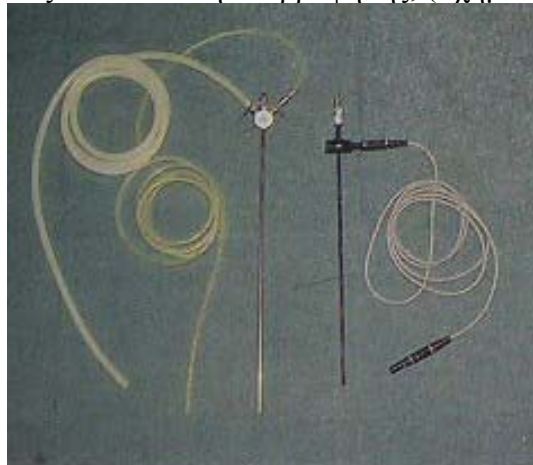
Τύποι ψαλιδιών
ΣΧΗΜΑ 11

- Εργαλεία εισαγωγής πολλαπλών clips τιτανίου μιας ή πολλών χρήσεων, (Σχήμα 12).



Ειδικά αυτόματα εργαλεία εισαγωγής
Ο μηχανισμός «πυροδότησης» των clips γίνεται:
στο κάτω με σκανδάλη,
στο άνω με σύγκλειση της παλάμης
ΣΧΗΜΑ 12

- Καταιωνιστήρας ύδατος και συσκευή αναρρόφησης, (Σχήμα 13).



Αριστερά: καταιωνιστήρας ύδατος και συγχρόνως αναρρόφηση
Δεξιά: «άγγιστρο» που, με τη βοήθεια της συνδεδεμένης με αυτό διαθερμίας, επιτρέπει
την αποκόλληση ιστών
ΣΧΗΜΑ 13

- Βελονοκάτοχα για την εσωτερική συρραφή και τοποθέτηση κόμβων καθώς και τα ειδικά συρραπτικά εργαλεία (Σχήμα 14).



Ειδικό αυτόματο συρραπτικό εργαλείο
ΣΧΗΜΑ 14

- Ράμματα chromic catgut με έτοιμο κόμβο μέσω ειδικού σπειλεού για απολινώσεις (Σχήμα 15) .



Ράμμα chromic catgut με τον ειδικό σπειλεό που διευκολύνει την τοποθέτηση και το σφίξιμο του κόμπου με απλή έλξη

ΣΧΗΜΑ 15

- Λαβίδες διαθερμίας, (Σχήμα 16).



Λαβίδα διαθερμίας τύπου «άγγιστρου» και «σπάτουλας»

ΣΧΗΜΑ 16

Τα ενδοσκοπικά εργαλεία μπορούν να εκτελέσουν μόνο τρεις κινήσεις:

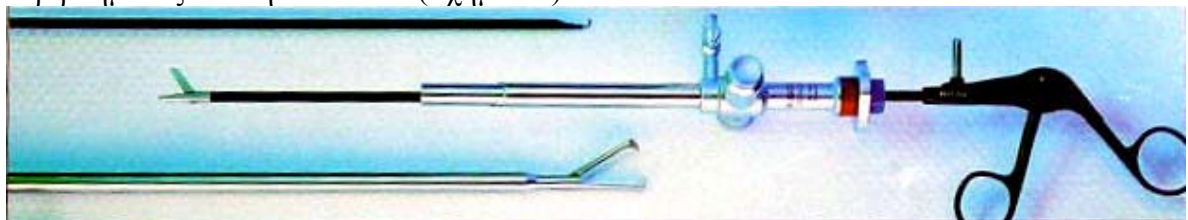
- Περιστροφή γύρω από τον άξονα τους.
- Περιστροφή γύρω από το σημείο εισόδου του ενδοσκοπίου.
- Παλινδρομική κίνηση προς μέσα και έξω από το σημείο εισόδου του ενδοσκοπίου.

2.3 Ηλεκτρόδιο Διαθερμίας

Στην ενδοσκοπική ηλεκτροχειρουργική, το ηλεκτρόδιο της διαθερμίας συνεργάζεται με το ενδοσκόπιο. Έτσι με την δυνατότητα της ενδοσκόπησης, την απεικόνιση τμήματος του εσωτερικού του σώματος, εξασφαλίζεται η επίτευξη ηλεκτροχειρουργικής δράσης, τομής και αιμόστασης, και στο εσωτερικό του οργανισμού με απώτερο σκοπό τη θεραπεία.

Ο τύπος συνεργασίας μεταξύ ηλεκτροδίου διαθερμίας και ενδοσκοπίου εξαρτάται από τον τύπο του ενδοσκοπίου.

Όταν το ενδοσκόπιο είναι άκαμπτο, το ηλεκτρόδιο διαθερμίας εισέρχεται στο εσωτερικό του σώματος μέσω ενός ειδικού σπειλεού με απαραίτητη συνεπώς προϋπόθεση την διάνοιξη επιπρόσθετης μικρής «οπής εισόδου». Πιο σπάνια, το ηλεκτρόδιο διαθερμίας χρησιμοποιεί ένα κανάλι που συμπληρωματικά σχηματοποιείται εξωτερικά του περιβλήματος του τηλεσκοπίου (Σχήμα 17).



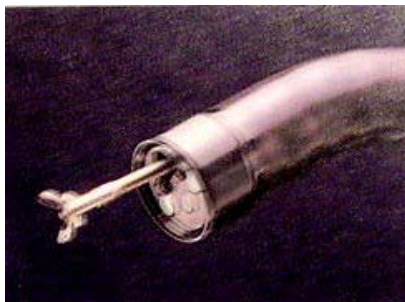
Ηλεκτρόδια διαθερμίας για άκαμπτα ενδοσκόπια

ΣΧΗΜΑ 17

Όταν το ενδοσκόπιο είναι εύκαμπτο, το ηλεκτρόδιο διαθερμίας εισέρχεται στο εσωτερικό του σώματος μαζί με το ενδοσκόπιο μέσω ειδικού καναλιού εργασίας που το τελευταίο φέρει ήδη (Σχήμα 18 και Σχήμα 19).



Κανάλια εργασίας ινσκοπίου
ΣΧΗΜΑ 18



Κανάλια εργασίας video-σκοπίου
ΣΧΗΜΑ 19

3. Περιγραφή Λειτουργίας

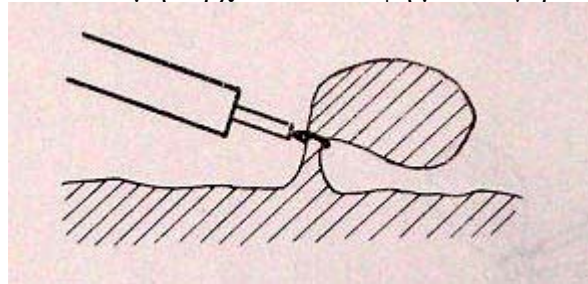
3.1 Ηλεκτροχειρουργική με Ενδοσκόπιο

Η ηλεκτροχειρουργική που εκτελείται με ενδοσκόπιο συμπεριλαμβάνει την πολυπεκτομή (αφαίρεση πολύποδα), την σφιγκτηροτομή (τομή σφιγκτήρα), τη θερμή βιοψία, την αιμόσταση και άλλες.

❖ Πολυπεκτομή

Ευρέως διαδεδομένη εφαρμογή που απαιτεί προσοχή ώστε :

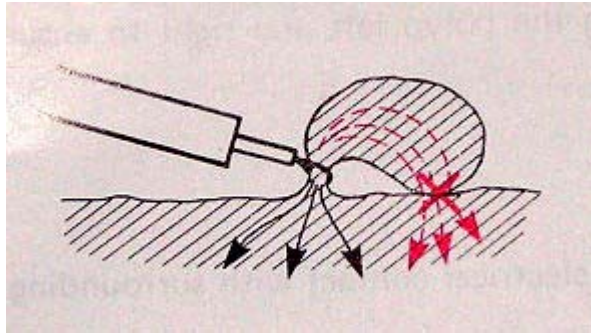
- Η κεφαλή του πολύποδα να μην έρχεται σε επαφή με τον γύρω ιστό (Σχήμα 20).



Άρση πολύποδα
ΣΧΗΜΑ 20

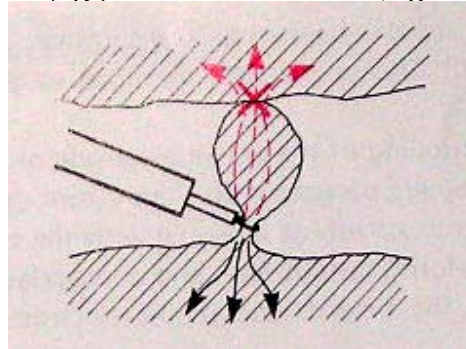
Για αυτό πρέπει :

- Το ηλεκτρόδιο να έχει προσδεθεί στενά περί του κορμού του πολύποδα.
- Η γωνία του ενδοσκοπίου να είναι κατάλληλη ώστε να αποτρέπεται η όποια ανεπιθύμητη επαφή.
- Το σώμα του ασθενή να βρίσκεται στη σωστή θέση.
- Η χρήση λαβίδων διευκολύνει το χειρισμό του πολύποδα.
Μόνο τότε αποφεύγεται ο κίνδυνος πιθανού εγκαύματος (Σχήμα 21).



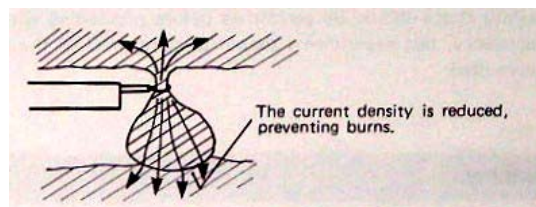
Ανεπιθύμητη επαφή πολύποδα-ηλεκτροδίου και γύρω ιστού
ΣΧΗΜΑ 21

- Υφίσταται περίπτωση επαφής με τον απέναντι ιστό (π.χ λόγω μεγέθους) (Σχήμα 22).



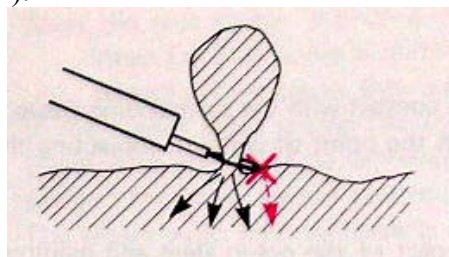
Ανεπιθύμητη επαφή με τον απέναντι ιστό
ΣΧΗΜΑ 22

Τότε πρέπει το σώμα του ασθενούς και ο χειρισμός του πολύποδα να είναι τέτοιος ώστε η επιφάνεια επαφής με τον απέναντι ιστό να είναι αυξημένη και η πυκνότητα του ρεύματος να είναι σε ασφαλές επίπεδο (Σχήμα 23).



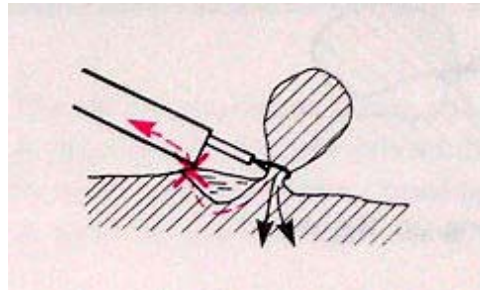
Αύξηση επιφάνειας επαφής και μείωση πυκνότητας ρεύματος
ΣΧΗΜΑ 23

- Το ενεργό ηλεκτρόδιο να μην έρχεται σε επαφή με τον γύρω ιστό. Για την αποφυγή πιθανών εγκαυμάτων πρέπει το ηλεκτρόδιο να μην είναι χαλαρό γύρω από τον κορμό του πολύποδα (Σχήμα 24).



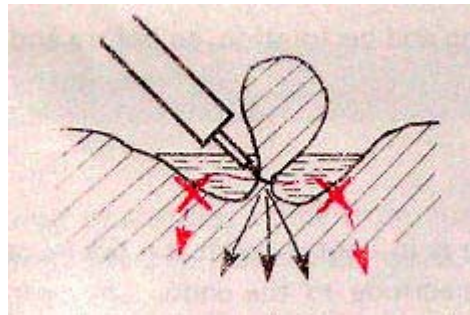
Επαφή ηλεκτροδίου με γύρω ιστό
ΣΧΗΜΑ 24

- Το άκρο του ενδοσκοπίου να μην έρχεται σε ηλεκτρική επαφή με τον γύρω ιστό μέσω εκκρίσεων. Πρέπει να προηγηθεί απομάκρυνση των υγρών είτε με αναρρόφηση είτε με αλλαγή της θέσης του σώματος ώστε να αποφεύγονται πιθανά εγκαύματα (Σχήμα 25).



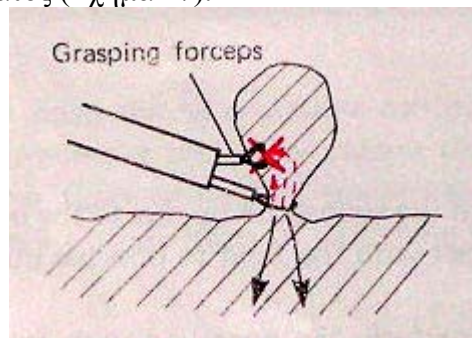
Επαφή άκρου ενδοσκοπίου και εκκρίσεων
ΣΧΗΜΑ 25

- Το ενεργό ηλεκτρόδιο να μην έρχεται σε επαφή με εκκρίσεις γύρω από τον ιστό. Μόνο με απομάκρυνση των εκκρίσεων μπορούν να αποφευχθούν ανεπιθύμητα φαινόμενα (Σχήμα 26).



Ηλεκτρόδιο σε επαφή με εκκρίσεις
ΣΧΗΜΑ 26

- Οι λαβίδες συγκράτησης του πολύποδα να είναι μονωμένες ώστε να αποφεύγεται ανεπιθύμητη ροή ρεύματος (Σχήμα 27).

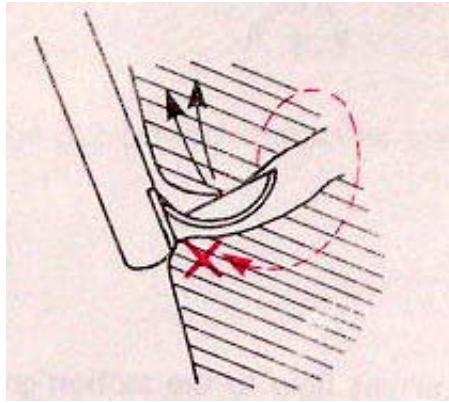


Χρήση μη μονωμένων λαβίδων
ΣΧΗΜΑ 27

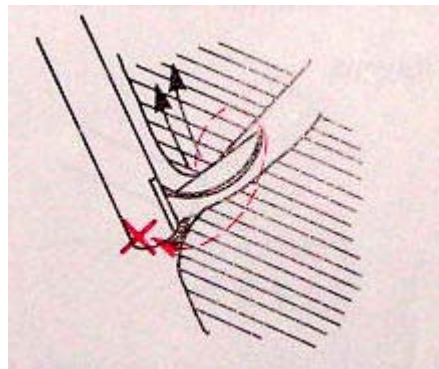
❖ Σφιγκτηροτομή

Ελλοχεύουν κίνδυνοι αιμορραγίας λόγω της κατεύθυνσης και του βάθους τομής. Γι' αυτό πρέπει :

- Το μεταλλικό άκρο του ενδοσκοπίου να μην έρχεται σε επαφή με τον γύρω ιστό είτε απευθείας είτε μέσω εκκρίσεων (Σχήμα 28 και Σχήμα 29).



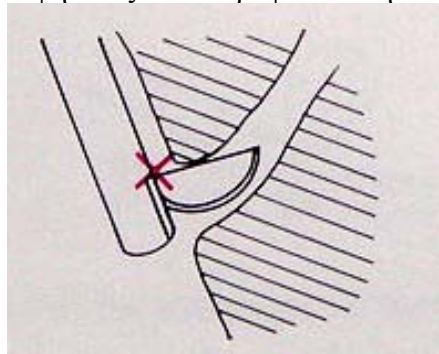
Επαφή άκρου ενδοσκοπίου με ιστό
ΣΧΗΜΑ 28



Επαφή άκρου ενδοσκοπίου με ιστό μέσω εκκρίσεων
ΣΧΗΜΑ 29

Πρέπει το άκρο του να διαχωρίζεται από την θεραπευόμενη περιοχή και να απομακρυνθούν οι όποιες εκκρίσεις. Διαφορετικά παρατηρείται ανεπιθύμητη ροή ρεύματος από το άκρο του ηλεκτροδίου ή από τον ιστό προς το άκρο του ενδοσκοπίου με πιθανότητα εγκαύματος.

- Το ηλεκτρόδιο να μην έρχεται σε επαφή με μεταλλικό τμήμα του ενδοσκοπικού άκρου. Πρέπει το ηλεκτρόδιο να βρίσκεται συνεχώς εντός του πεδίου όρασης και το άκρο του ενδοσκοπίου να είναι διαχωρισμένο από την θεραπευόμενη περιοχή. Διαφορετικά υπάρχει βραχυκύκλωμα, αναστέλλεται η ηλεκτροχειρουργική δράση και πιθανοί σπινθηρισμοί κατά την επαφή ίσως καταστρέψουν το ηλεκτρόδιο (Σχήμα 30).



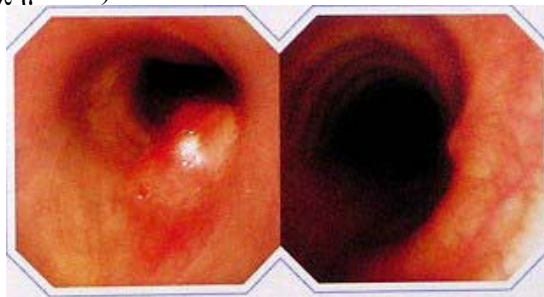
Επαφή ηλεκτροδίου και ενδοσκοπίου
ΣΧΗΜΑ 30

3.2 Ιατρικά Πεδία Εφαρμογής

Η ενδοσκοπική ηλεκτροχειρουργική βρίσκει εφαρμογή σε ευρύ φάσμα ιατρικών πεδίων διευκολύνοντας τον χειρουργό και βελτιστοποιώντας τα θεραπευτικά αποτελέσματα.

Χαρακτηριστικά αναφέρονται :

- ❖ Βρογχοσκόπηση (Σχήμα 31)



Όγκος στην τραχεία
ΣΧΗΜΑ 31

- ❖ Αρθροσκόπηση (Σχήμα 32)



Αρθροσκοπική ηλεκτροχειρουργική
ΣΧΗΜΑ 32

- ❖ Υστεροσκόπηση (Σχήμα 33)



Υστεροσκοπική ηλεκτροχειρουργική
ΣΧΗΜΑ 33

Ιδιαίτερα εκτεταμένη είναι η εφαρμογή της στον σύγχρονο τομέα της λαπαροσκοπικής και μικροεπεμβατικής χειρουργικής.

3.3 Λαπαροσκοπική Μέθοδος

3.3.1 Περιγραφή

Είναι μια σχετικά καινούργια χειρουργική μέθοδος και αντίληψη (Σχήμα 34).



Λαπαροσκοπική χειρουργική στη δεκαετία του '70
ΣΧΗΜΑ 34

Την τελευταία δεκαετία, από το 1989 που άρχισαν να πραγματοποιούνται οι πρώτες λαπαροσκοπικές χολοκυστεκτομές, έχει υπάρξει μια αλματώδης πρόοδος στην αρένα της λαπαροσκοπικής και μικροεπεμβατικής χειρουργικής. Αυτό οφείλεται αφενός στην εφαρμογή της λαπαροσκοπικής μεθόδου σε πολλές άλλες επεμβάσεις εκτός της χολοκυστεκτομής, αφετέρου δε στην τεχνολογική πρόοδο που δίνει την δυνατότητα στον κατάλληλα εκπαιδευμένο χειρουργό να πραγματοποιεί αυτές τις επεμβάσεις με ασφάλεια και σε πολλές περιπτώσεις με θεαματικά καλύτερα αποτελέσματα (Σχήμα 35).



Σύγχρονο λαπαροσκοπικό χειρουργείο
ΣΧΗΜΑ 35

Η τεχνική αυτή δεν χρειάζεται μια μεγάλη τομή. Αντίθετα ο χειρουργός δουλεύει μέσα από 3-4 μικρές οπές (ports) με αποτέλεσμα να μην υπάρχει μεγάλη τομή που πρέπει να επουλωθεί.

3.3.2 Χειρουργική Τεχνική

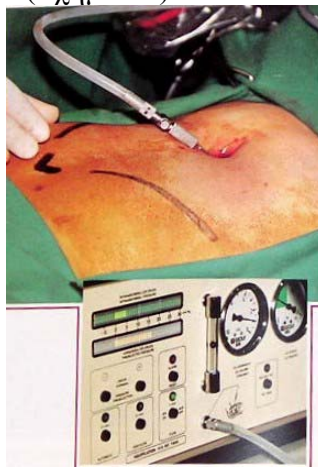
Τα στάδια μιας τυπικής λαπαροσκοπικής επέμβασης, όπως η Λαπαροσκοπική Χολοκυστεκτομή, είναι :

- Προετοιμασία ασθενή (Σχήμα 36).
- Τοποθέτηση ασθενή – αναισθησία
- Τοποθέτηση ουδέτερου ηλεκτροδίου



Προετοιμασία ασθενούς
ΣΧΗΜΑ 36

- Εισαγωγή πνευμοπεριτοναίου (Σχήμα 37).



Εισαγωγή και ρύθμιση πνευμοπεριτοναίου
ΣΧΗΜΑ 37

- Συσκευή πνευμοπεριτοναίου

Επιτυγχάνει τη διάταση της κοιλίας και τη δημιουργία χώρου για την εφαρμογή κάθε λαπαροσκοπικής τεχνικής. Έτσι είναι εφικτή η απεικόνιση των κοιλιακών σπλάχνων, η κίνηση των λαπαροσκοπικών εργαλείων καθώς και η Παρασκευή ή διατομή των διαφόρων ανατομικών στοιχείων. Ο χώρος που δημιουργείται με την εγκατάσταση του υποκαθιστά το χειρουργικό πεδίο, που δημιουργεί ο χειρουργός με τη χειρουργική τομή στην ανοικτή χειρουργική, φέρνοντας σε επικοινωνία τα κοιλιακά σπλάγχνα με το χώρο της χειρουργικής αίθουσας.

Ταυτόχρονα με την πρόωθηση αερίου στην περιτοναϊκή κοιλότητα ρυθμίζεται :

- ✓ Ο χορηγούμενος όγκος αερίου.
- ✓ Η ταχύτητα ροής του αερίου.
- ✓ Η ενδοκοιλιακή πίεση ώστε να διακόπτεται η ροή του αερίου όταν η ενδοκοιλιακή πίεση φθάσει μια εκ των προτέρων καθορισμένη τιμή.

Οι παράμετροι αυτές είναι εμφανείς στην πρόσοψη της συσκευής και κάθε υπέρβαση των προκαθορισμένων, από τον χειρουργό, τιμών, γίνονται αμέσως αντιληπτές και με ηχητικό σήμα που εκπέμπει η συσκευή (Σχήμα 38).



Συσκευή πνευμονοπεριτοναίου
ΣΧΗΜΑ 38

Για την εγκατάσταση του έχουν χρησιμοποιηθεί διάφορα αέρια, όπως ο ατμοσφαιρικός αέρας, μονοξείδιο του αζώτου, το καθαρό οξυγόνο και το διοξείδιο του άνθρακα. Μερικές ιδιότητες του διοξειδίου του άνθρακα (CO₂) είναι:

- Η ταχεία διαλυτότητα του.
- Το ό,τι δεν ευνοεί την έκρηξη παρουσία ηλεκτροδιαθερμίας.
- Η εύκολη παρασκευή του.
- Το μειωμένο κόστος.

Οι ιδιότητες αυτές το καθιστούν το ιδανικότερο αέριο για χρήση στην καθημερινή λαπαροσκοπική πρακτική.

- Βελόνη Veress

Πρόκειται για τεχνική εισαγωγής CO₂ στην περιτοναϊκή κοιλότητα. Είναι μια βελόνα που διαπερνά τα κοιλιακά τοιχώματα και επιτρέπει την εισαγωγή του αερίου από τη συσκευή του πνευμοπεριτοναίου εντός της περιτοναϊκής κοιλότητας (Σχήμα 39).



Βελόνη Veress
ΣΧΗΜΑ 39

Αποτελείται από δυο επάλληλους στειλεούς, ο εσωτερικός έχει ατραυματικό στρογγυλό άκρο και ελέγχεται από μηχανισμό ελατηρίου που επιτρέπει την έξοδο του ατραυματικού άκρου όταν ο εξωτερικός στειλεός με το αιχμηρό άκρο διαπερνά τα κοιλιακά τοιχώματα και εισέρχεται στην ελεύθερη περιτοναϊκή κοιλότητα.

Μπορεί να εισαχθεί σε οποιοδήποτε σημείο του κοιλιακού τοιχώματος, αν και ο ομφαλός είναι το πλέον κατάλληλο σημείο εισαγωγής.

- Έλεγχος ακριβής θέσης του άκρου της βελόνης με την εισαγωγή μιας σταγόνας φυσιολογικού ορού στο στόμιο της βελόνης Veress (Σχήμα 40).

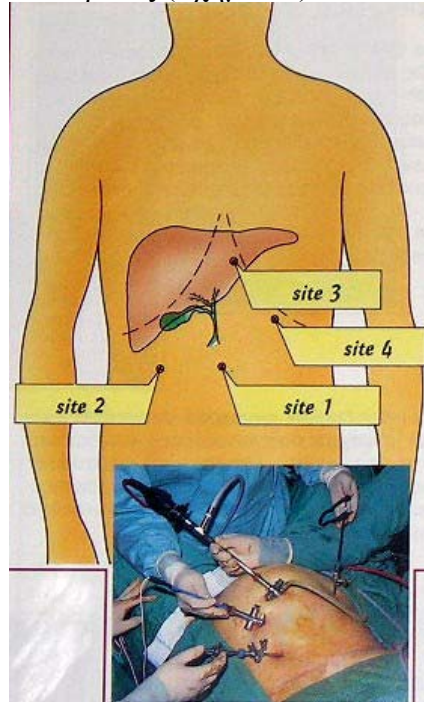


Έλεγχος ορθής θέσης άκρου βελόνης
ΣΧΗΜΑ 40

➤ Θέση σωλήνων εργασίας

Η ιδανική διάταξη των σωλήνων εργασίας στο κοιλιακό τοίχωμα είναι αυτή που επιτρέπει οι δυο σωλήνες εργασίας να βρίσκονται αντίστοιχα στις δυο κορυφές της βάσης ενός ισοσκελούς τριγώνου, με το λαπαροσκόπιο να βρίσκεται στην κορυφή του τριγώνου και το χειρουργικό πεδίο στο μέσο της απόστασης μεταξύ των δυο σωλήνων εργασίας.

Η βασική προϋπόθεση είναι τα χρησιμοποιούμενα εργαλεία να βρίσκονται πάντοτε σε κατάλληλη γωνία όρασης σε σχέση με τη θέση του λαπαροσκοπίου και οι λειτουργικές τους επιφάνειες να είναι πάντοτε ορατές (Σχήμα 41).



Διάταξη σωλήνων εργασίας

Site 1 : Ενδοσκόπιο

Site 2 : Λαβίδες σύλληψης

Site 3 : Αναρρόφηση

Site 4 : Ενδοσκοπικά εργαλεία (π.χ ενδοσκοπικά ηλεκτρόδια)

ΣΧΗΜΑ 41

➤ Εισαγωγή σωλήνων εργασίας

Χρησιμοποιούνται ειδικοί στειλεοί που καλούνται trocar με ειδικά χαρακτηριστικά (Σχήμα 42, Σχήμα 43, Σχήμα 44).



Trocar γενικής χρήσης

ΣΧΗΜΑ 42

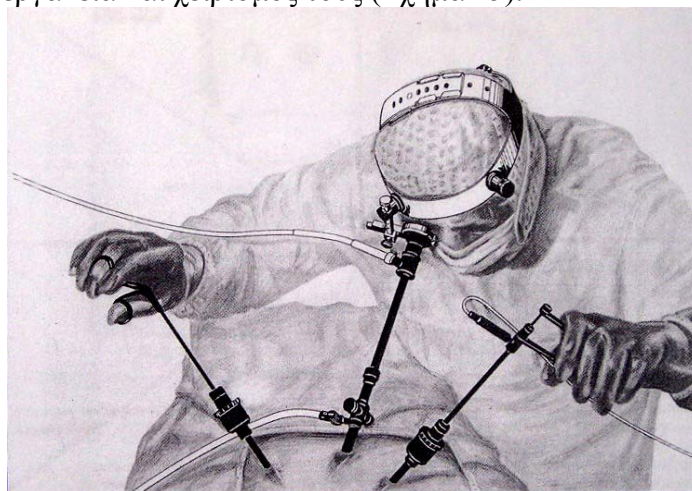


Τροcar και για εξαγωγή ιστών
ΣΧΗΜΑ 43



Τροcar για θωρακοσκόπηση
ΣΧΗΜΑ 44

- Ενδοσκοπικά εργαλεία και χειρισμός τους (Σχήμα 45).



Αμφίχειρη λαπαροσκοπική επέμβαση
ΣΧΗΜΑ 45

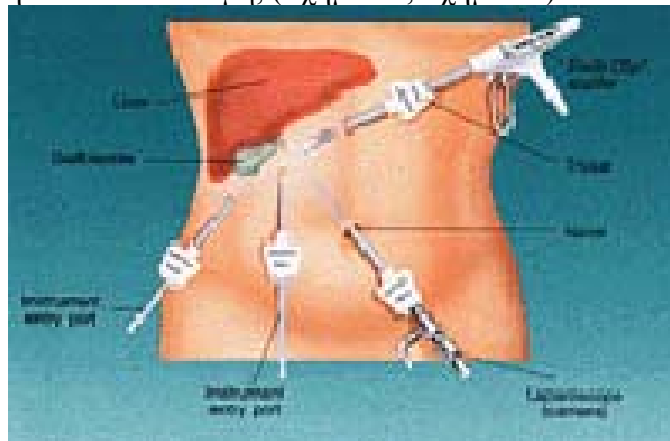
3.3.3 Λαπαροσκοπικές επεμβάσεις

Οι βασικές επεμβάσεις της λαπαροσκοπικής και μικροεπεμβατικής χειρουργικής είναι (Σχήμα 46):

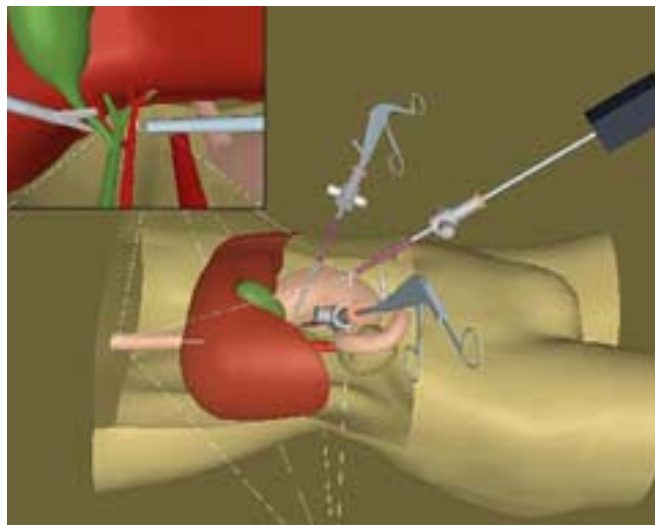


Επεμβάσεις λαπαροσκοπικής και μικροεπεμβατικής χειρουργικής
ΣΧΗΜΑ 46

- Λαπαροσκοπική Χολοκυστεκτομή, (Σχήμα 47, Σχήμα 48).

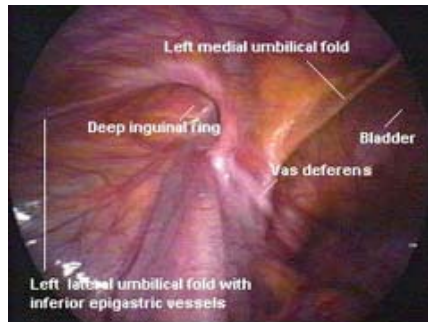


Διάγραμμα λαπαροσκοπικής χολοκυστεκτομής
ΣΧΗΜΑ 47



Τρισδιάστατη απεικόνιση λαπαροσκοπικής χολοκυστεκτομής
ΣΧΗΜΑ 48

- Λαπαροσκοπική επιδιόρθωση Κήλης, (βουβωνοκήλη/ομφαλοκήλη/κοιλιοκήλη), (Σχήμα 49, Σχήμα 50).



Βουβωνοκήλη όπως φαίνεται από το λαπαροσκόπιο
ΣΧΗΜΑ 49



Σχηματική αναπαράσταση λαπαροσκοπικής επιδιόρθωσης κήλης
ΣΧΗΜΑ 50

- Λαπαροσκοπική Σκωληκοειδεκτομή, (Σχήμα 51, Σχήμα 52).

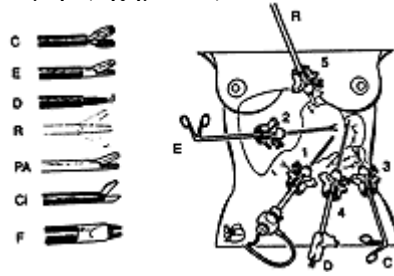


Σκωληκοειδής απόφυση όπως φαίνεται στο λαπαροσκόπιο
ΣΧΗΜΑ 51



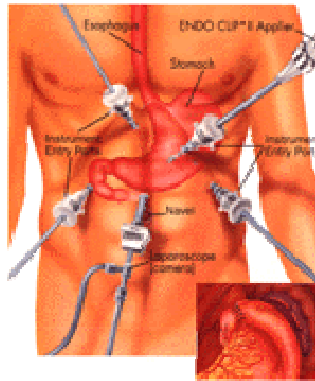
Μετά την ολοκλήρωση της λαπαροσκοπικής σκωληκοειδεκτομής
ΣΧΗΜΑ 52

- Λαπαροσκοπική Σπληνεκτομή, (Σχήμα 53).



Διαγραμματική απεικόνιση λαπαροσκοπικής σπληνεκτομής
ΣΧΗΜΑ 53

- Λαπαροσκοπική επέμβαση για Γαστροοισοφαγική Παλινδρόμηση (Nissen), (Σχήμα 54).



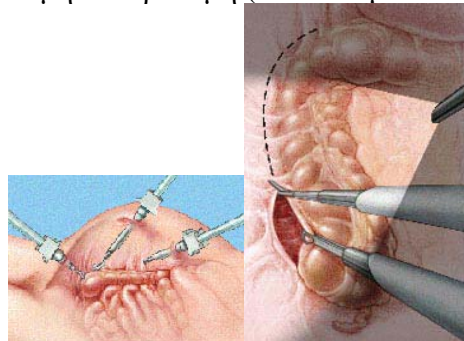
Διάγραμμα λαπαροσκοπικής θολοπλαστικής στομάχου
ΣΧΗΜΑ 54

- Λαπαροσκοπική οισοφαγομυτομή για αχαλασία οισοφάγου, (Σχήμα 55).



Εικόνα οισοφάγου μετά από λαπαροσκοπική οισοφαγομυτομή
ΣΧΗΜΑ 55

- Λαπαροσκοπική Κολεκτομή/Εντεροτομή (& κλείσιμο κολοστομίας), (Σχήμα 56).



Σχηματική απεικόνιση λαπαροσκοπικής κολεκτομής
ΣΧΗΜΑ 56

- Ενδοσκοπική Σαφηνεκτομή, (Σχήμα 57 και Σχήμα 58).



Σαφηνής φλέβα – λαπαροσκοπική άποψη
ΣΧΗΜΑ 57



Ενδοσκοπική διακοπή διαττηραινουσών φλεβών σε χρόνια φλεβική ανεπάρκεια
ΣΧΗΜΑ 58

- Λαπαροσκοπική Επινεφριδιεκτομή/Νεφρεκτομή
- Ερευνητική Λαπαροσκοπία (staging & pain syndrome)
- Μικροεπεμβατική Αγγειοχειρουργική
- Μικροεπεμβατική Χειρουργική Θώρακα
- Λαπαροσκοπική Βαριατρική Χειρουργική (εγχειρήσεις για απώλεια βάρους)

4. Τεχνικά Χαρακτηριστικά Ηλεκτροδίων Διαθερμίας

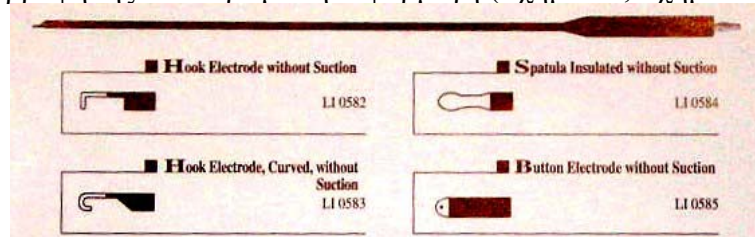
4.1 Μόνωση

Αρχικά, τα περισσότερα από τα ενδοσκοπικά ηλεκτρόδια ήταν μονωμένα με ειδικό θερμοσυστελλόμενο περίβλημα. Αυτό το υλικό μόνωσης μπορεί να αντέξει όλη την υψηλή θερμότητα κατά την επέμβαση ή την αποστείρωση, συνθήκες όπου καταπονείται το ηλεκτρόδιο και είναι επισφαλείς για την ασφαλή ακεραιότητα του.

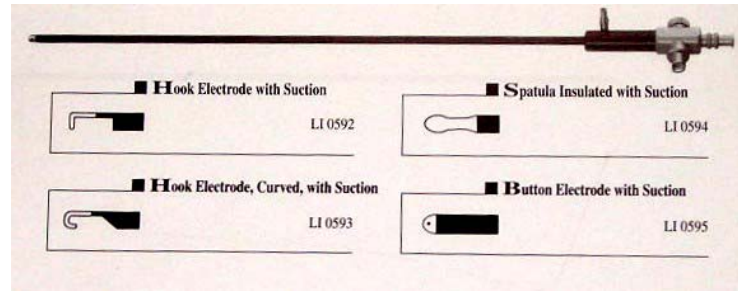
Τα τελευταία χρόνια, έχουν εισαχθεί ηλεκτρόδια με κεραμικό περίβλημα. Το περίβλημα αυτό, αν και είναι πολύ σκληρό, δεν εμποδίζει την υπερθέρμανση και ελλοχεύει κινδύνους για την καταστροφή του ηλεκτροδίου αν γίνει ακατάλληλη επιλογή ρεύματος λειτουργίας.

4.2 Λειτουργικά Χαρακτηριστικά

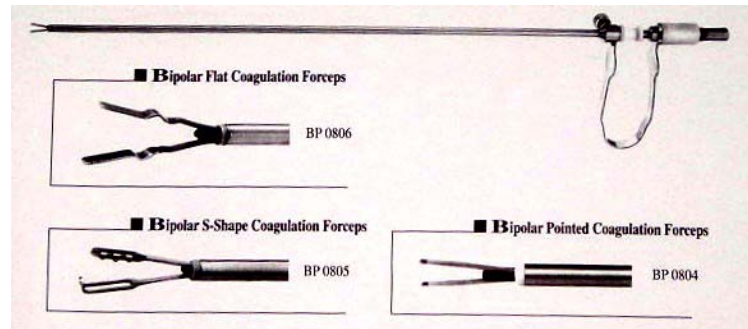
Τα ενδοσκοπικά ηλεκτρόδια χαρακτηρίζονται από μεγάλη ποικιλία όσον αφορά το σχήμα, τις διαστάσεις (μήκος, διάμετρος, εύρος ευκαμψίας), την ταυτόχρονη ή όχι συνύπαρξη αναρρόφησης ανάλογα με την εφαρμογή (Σχήμα 59, Σχήμα 60, Σχήμα 61).



Μονοπολικά ηλεκτρόδια χωρίς αναρρόφηση
ΣΧΗΜΑ 59



Μονοπολικά ηλεκτρόδια με αναρρόφηση
ΣΧΗΜΑ 60



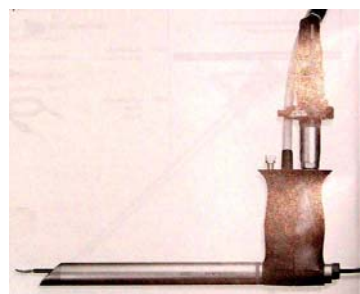
Διπολικά ηλεκτρόδια
ΣΧΗΜΑ 61

Σημαντικό λειτουργικό χαρακτηριστικό των ενδοσκοπικών ηλεκτροδίων είναι η διάμετρος τους. Είναι επιθυμητό η διάμετρος του εξωτερικού περιβλήματος (στειλούς, σωλήνας) να είναι όσον το δυνατό μικρή, για μικρή οπή, ενώ η λειτουργική του διάμετρος (εσωτερική διάμετρος, κανάλι εργασίας) να είναι μεγάλη για αποτελεσματική εφαρμογή (Σχήμα 62).



Μεμονωμένο ενδοσκοπικό ηλεκτρόδιο
ΣΧΗΜΑ 62

Σε ορισμένα σύγχρονα άκαμπτα ενδοσκόπια, με ειδικές λειτουργικές ρυθμίσεις και συνδέσεις, μπορεί να δημιουργηθεί ένα ευθύ κανάλι εργασίας για την προσαρμογή του ηλεκτροδίου διαθερμίας (Σχήμα 63).



Άκαμπτα ενδοσκόπια και ηλεκτρόδιο διαθερμίας
ΣΧΗΜΑ 63

4.3 Χειρισμός

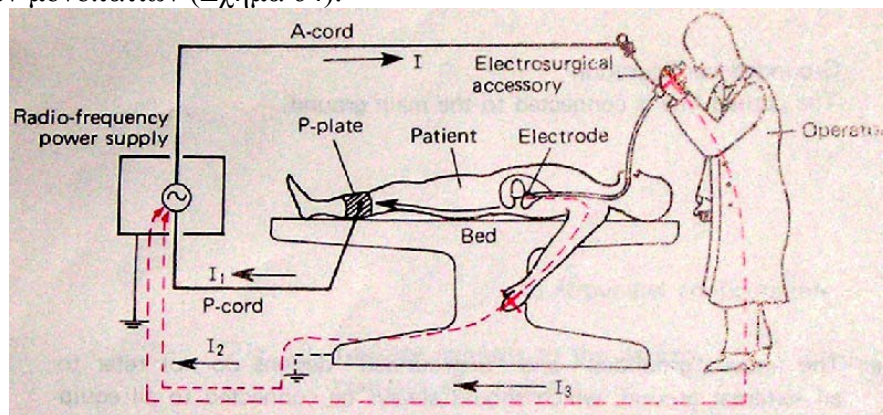
Ο χειρισμός λειτουργίας (ενεργοποίηση-απενεργοποίηση) των ενδοσκοπικών ηλεκτροδίων γίνεται συνήθως με ποδοδιακόπτη. Σε ορισμένες περιπτώσεις ο χειρισμός τους γίνεται και με χειροδιακόπτη που φέρει η χειρολαβή του ηλεκτροδίου.

5. Προδιαγραφές Ασφαλείας

5.1 Διαρροή Ρεύματος

Στην ενδοσκοπική ηλεκτροχειρουργική, το ηλεκτρόδιο διέρχεται μέσω ενός μακρού ενδοσκοπίου με αποτέλεσμα το ρεύμα να μπορεί να διαρρεύσει προς το ενδοσκόπιο ακόμα και αν αυτό είναι μονωμένο.

Όταν ο ασθενής ακουμπά μια μεταλλική κατασκευή στο χειρουργικό κρεβάτι ή όταν ο χειρουργός ακουμπά ένα μεταλλικό τμήμα του ενδοσκοπίου, το ρεύμα (I) μπορεί να ρέει μέσω τριών μονοπατιών (Σχήμα 64).



Διαρροή ρεύματος στην ενδοσκοπική ηλεκτροχειρουργική

Οι συνεχείς γραμμές παριστάνουν το ηλεκτροχειρουργικό ρεύμα

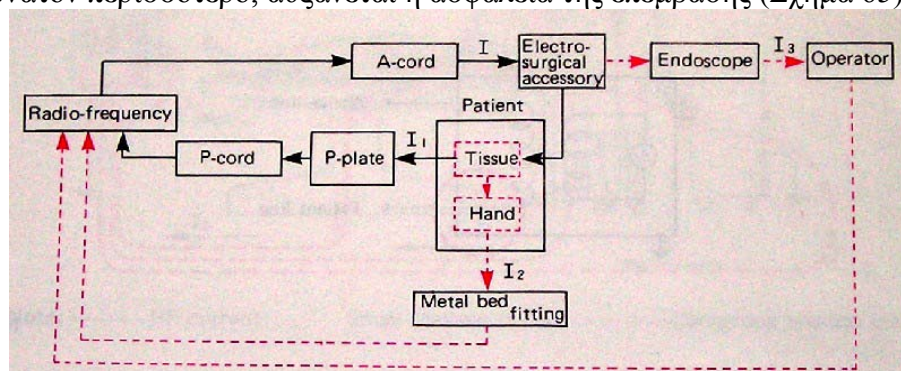
Οι διακεκομμένες γραμμές παριστάνουν το ρεύμα διαρροής

Οι περιοχές όπου πιθανά εγκαύματα μπορεί να συμβούν υποδεικνύονται με ένα X

ΣΧΗΜΑ 64

Το ολικό ρεύμα $I = I_1 + I_2 + I_3$.

Το I_1 είναι το επιθυμητό ηλεκτροχειρουργικό ρεύμα ενώ τα I_2 και I_3 είναι τα ανεπιθύμητα ρεύματα διαρροής. Διατηρώντας το μονοπάτι για το I_1 και εξουδετερώνοντας τα I_2 και I_3 όσο το δυνατόν περισσότερο, αυξάνεται η ασφάλεια της επέμβασης (Σχήμα 65).



Διάγραμμα επιθυμητών και ανεπιθύμητων ρευμάτων

ΣΧΗΜΑ 65

5.2 Χαρακτηριστικά Ασφαλείας

Για την εκτέλεση ασφαλούς επέμβασης, είναι σημαντικό να διατηρηθεί σταθερό το επιθυμητό ρεύμα και να ελαχιστοποιηθούν τα ρεύματα διαρροής. Υψηλό επίπεδο ασφάλειας εξασφαλίζεται με την τήρηση των εξής τυπικών δικλίδων ασφαλείας :

- Μη γειωμένη έξοδος κυκλώματος υψίσυχνου ρεύματος
- Καλώδιο ανάδρασης πεδίου εφαρμογής
- Ανιχνευτής αναλογίας επιστροφής
- Ανιχνευτής ρήξης καλωδίου

5.2.1 Μη γειωμένη έξοδος κυκλώματος υψίσυχνου ρεύματος

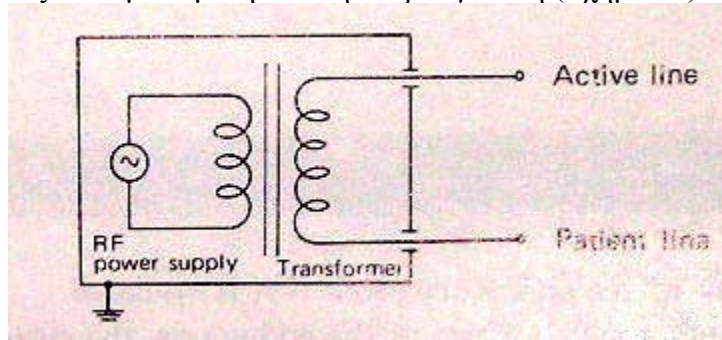
Η έξοδος κυκλώματος υψίσυχνου ρεύματος χαρακτηρίζεται από ένα πλήρες μονωμένο σχεδιασμό που ελαχιστοποιεί τα ρεύματα διαρροής διατηρώντας υψηλό επίπεδο ασφάλειας.

I. Μη γειωμένα και γειωμένα κυκλώματα.

Οι όροι «γειωμένα» και «μη γειωμένα» κυκλώματα δεν αναφέρονται σε εξωτερική γείωση η οποία πρέπει πάντα να είναι συνδεδεμένη σε όλο τον εξοπλισμό για λόγους ασφαλείας.

◆ Μη γειωμένη διάταξη

Η γραμμή ασθενούς είναι μονωμένη από την κύρια γείωση (Σχήμα 66).

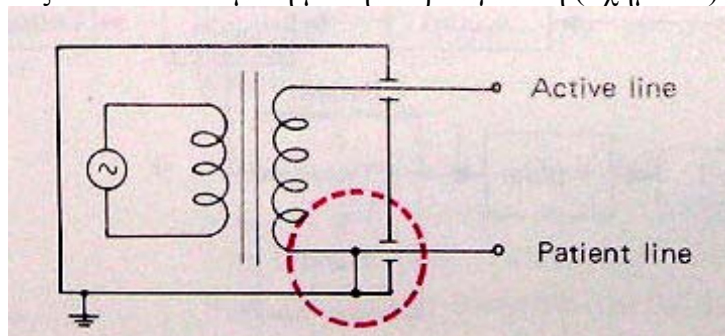


Μη γειωμένο κύκλωμα

ΣΧΗΜΑ 66

◆ Γειωμένη διάταξη

Η γραμμή ασθενούς είναι συνδεδεμένη με την κύρια γείωση (Σχήμα 67).

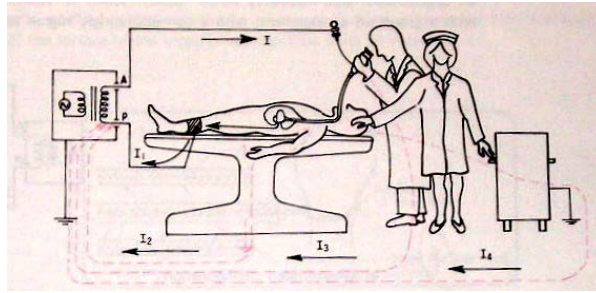


Γειωμένο κύκλωμα

ΣΧΗΜΑ 67

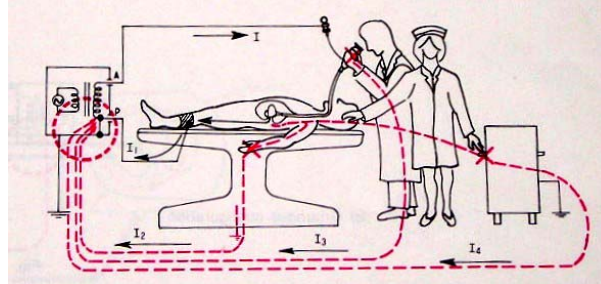
II. Ρεύματα διαρροής προς τον ασθενή, τον χειρουργό και τον βοηθό του.

Στο μη γειωμένο σύστημα, η γραμμή ασθενούς είναι μονωμένη από την κύρια γείωση, έτσι τα ρεύματα διαρροής προς την κύρια γείωση από τον ασθενή, τον χειρουργό και τον βοηθό του είναι μικρά και η ασφάλεια είναι αναλόγως υψηλή (Σχήμα 68).



Μη γειωμένη διάταξη
ΣΧΗΜΑ 68

Η αντίθετη συνθήκη λειτουργεί όταν το σύστημα είναι γειωμένο (Σχήμα 69).



Γειωμένη διάταξη
ΣΧΗΜΑ 69

Με συνεχή μαύρη γραμμή απεικονίζεται το υψίσυχνο ρεύμα, με ισχνή διακεκομμένη γραμμή το μικρό ρεύμα διαρροής, με έντονη διακεκομμένη γραμμή το επικίνδυνο ρεύμα διαρροής.

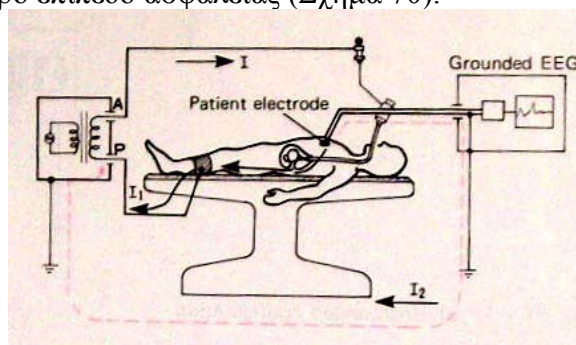
Σύμφωνα με τις παραπάνω συνθήκες :

- ✓ Ο ασθενής ακουμπά το χειρουργικό κρεβάτι (γειωμένο).
- ✓ Ο χειρουργός ακουμπά ένα μεταλλικό τμήμα του ενδοσκοπίου.
- ✓ Ο βοηθός, σε επαφή με τον ασθενή, ακουμπά ένα άλλο μεταλλικό αντικείμενο.

Το αποτέλεσμα είναι τα ρεύματα διαρροής (I_2 , I_3 και I_4) να είναι μικρά στο μη γειωμένο σύστημα με αποτέλεσμα μεγαλύτερη ασφάλεια σε σύγκριση με το γειωμένο σύστημα.

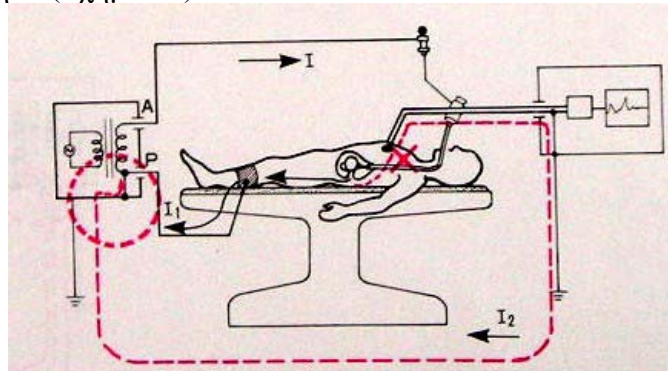
III. Ταυτόχρονη χρήση γειωμένου εξοπλισμού απεικόνισης.

Όταν χρησιμοποιείται συγχρόνως κάποιος εξοπλισμός μέτρησης (π.χ EEG, ECG, μέτρηση παλμού και ροής αίματος) που γειώνει τον ασθενή, προκύπτει μη γειωμένη υψηλής συχνότητας ισχύς που μειώνει το ρεύμα διαρροής στην κύρια γείωση μέσω του ασθενούς με υψηλότερο επίπεδο ασφάλειας (Σχήμα 70).



Μη γειωμένη διάταξη
Διαρροή μέσω ηλεκτροδίου ασθενούς
ΣΧΗΜΑ 70

Αντίθετα στα γειωμένα κυκλώματα η ταυτόχρονη χρήση συσκευής μέτρησης, το ρεύμα διαρροής είναι υψηλό (Σχήμα 71).



Γειωμένη διάταξη
Διαρροή μέσω ηλεκτροδίου ασθενούς
ΣΧΗΜΑ 71

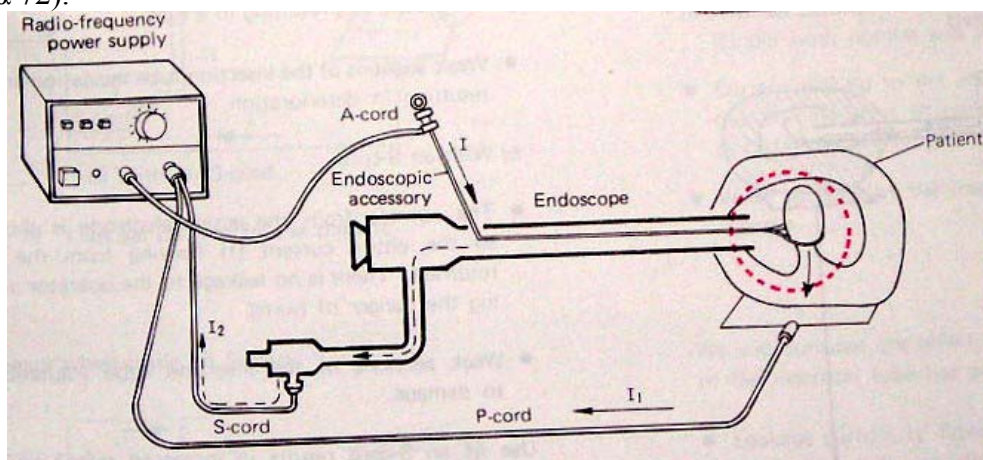
5.2.2 Καλώδιο ανάδρασης πεδίου εφαρμογής [Scope Feedback Cord (S-Cord)]

Η χρήση του είναι αποτελεσματικό μέσο επιστροφής του ρεύματος διαρροής από το ενδοσκόπιο πίσω στη γραμμή ασθενούς, είτε αυτή η διαρροή προέρχεται από τον ενδοσκοπικό εξοπλισμό, είτε από άλλο εξοπλισμό, είτε λόγω συγκεκριμένων συνθηκών εφαρμογής.

Η επιστροφή του ρεύματος διαρροής με αυτόν τον τρόπο αποτρέπει τον κίνδυνο εγκαυμάτων του χειρουργού και του ασθενή. Ωστόσο, ανάλογα με τις περιστάσεις, απροσδόκητες διαρροές από άλλες πηγές μπορεί να επικίνδυνες με αυτή τη διάταξη, αλλά αυτοί οι κίνδυνοι μπορούν να αποφευχθούν με επαρκείς προφυλάξεις και υπερτερούν από την πρόληψη εγκαυμάτων, που προκαλώνται χωρίς τη χρήση του S-Cord, η οποία αποτελεί μεγαλύτερο κίνδυνο στο επίπεδο και τη συχνότητα συμβάντων. Το S-Cord προσφέρει μεγαλύτερο επίπεδο ασφαλούς εφαρμογής.

I. Το σύστημα S-Cord.

Σε φυσιολογικές συνθήκες, τα ρεύματα διαρροής προς το ενδοσκόπιο από το ενεργό ηλεκτρόδιο επιστρέφουν στη γραμμή ασθενούς της υψίσυχνης πηγής μέσω του S-Cord (Σχήμα 72).



Διαρροή ρεύματος εντός του ενδοσκοπίου σε φυσιολογικές συνθήκες
ΣΧΗΜΑ 72

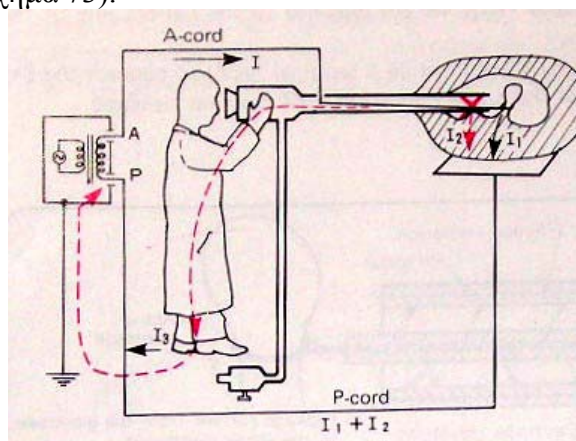
Όταν χρησιμοποιείται πρέπει να εξασφαλίζεται :

- Να υπάρχει τερματικό (jack) για τη σύνδεση του με το ενδοσκόπιο και την πηγή υψίσυχνου ρεύματος.
- Η επιφάνεια εισαγωγής του να είναι μονωμένη

II. Αποτελεσματικότητα του S-Cord

(Όταν το ενεργό ηλεκτρόδιο έρχεται σε επαφή με μεταλλικό τμήμα του ενδοσκοπίου).

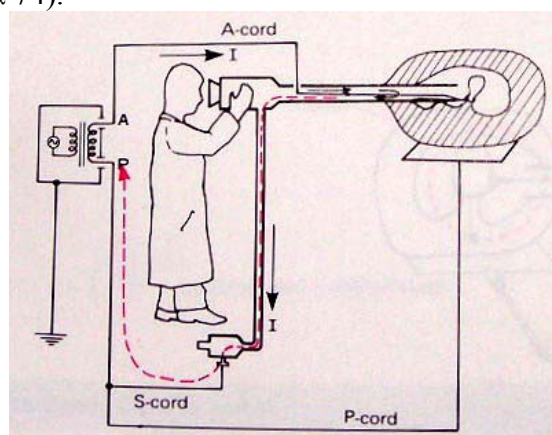
- ◆ Χωρίς S-Cord, (Σχήμα 73).



Σύστημα χωρίς S-Cord
Ρεύματα διαρροής στο χειρουργό και τον ασθενή
ΣΧΗΜΑ 73

- ✓ Όταν ο χειρουργός ακουμπά ένα μεταλλικό τμήμα στο τμήμα ελέγχου του ενδοσκοπίου, ρέει ρεύμα I_3 , με αποτέλεσμα έγκαυμα,
- ✓ Ρεύμα I_2 ρέει μέσω ιστού σε επαφή με αφύσικα εκτιθέμενου μεταλλικού τμήματος του σωλήνα εισαγωγής, με αποτέλεσμα έγκαυμα.
- ✓ Ρεύμα I_2 ρέει μέσω ιστού σε άμεση (ή έμμεση, μέσω εκκρίσεων) επαφή με μεταλλικό τμήμα στην άκρη του ενδοσκοπίου με αποτέλεσμα έγκαυμα.
- ✓ Αδύνατα τμήματα της μόνωσης του σωλήνα εισαγωγής είναι υποψήφια για βλάβη, με αποτέλεσμα αποπροσανατολισμό.

- ◆ Με S-Cord, (Σχήμα 74).



Σύστημα με S-Cord
Ρεύματα διαρροής στο χειρουργό και τον ασθενή
ΣΧΗΜΑ 74

- ✓ Το ρεύμα από το ενεργό ηλεκτρόδιο εισέρχεται στη γραμμή ασθενούς και έτσι όλο το ρεύμα (I) ρέει και επιστρέφει πίσω. Δεν υπάρχει διαρροή στο χειρουργό και τον ασθενή εξαλείφοντας τον κίνδυνο εγκαυμάτων.
- ✓ Αδύνατα τμήματα της μόνωσης του σωλήνα εισαγωγής δεν είναι υποψήφια για βλάβη.

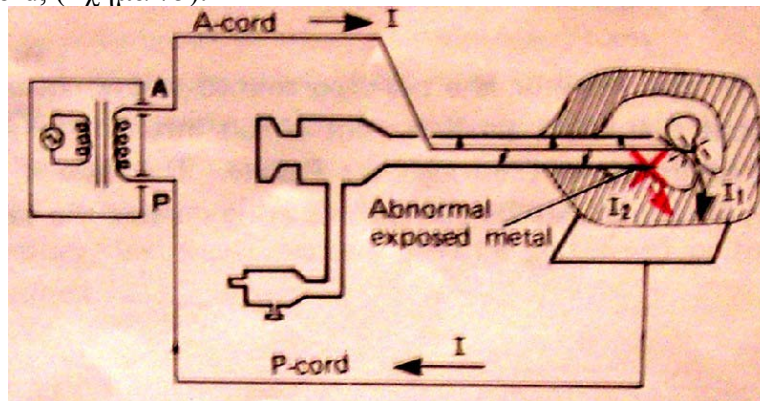
Η χρήση του S-Cord έχει σαν αποτέλεσμα αυξημένα επίπεδα ασφάλειας και αποτελεσματικότητας, αλλά επαφή μεταξύ του ηλεκτροδίου και της εσοχής του μεταλλικού τμήματος του άκρου του σωλήνα εισαγωγής ίσως έχει σαν αποτέλεσμα σπινθηρισμό και βλάβη ηλεκτροδίου. Για αυτό απαιτείται ιδιαίτερη προσοχή.

III. Αποτελεσματικότητα του S-Cord

(Κατά την επέμβαση με αποφόρτιση σπινθήρα ή χωρίς επαφή του ηλεκτροδίου με τον ιστό).

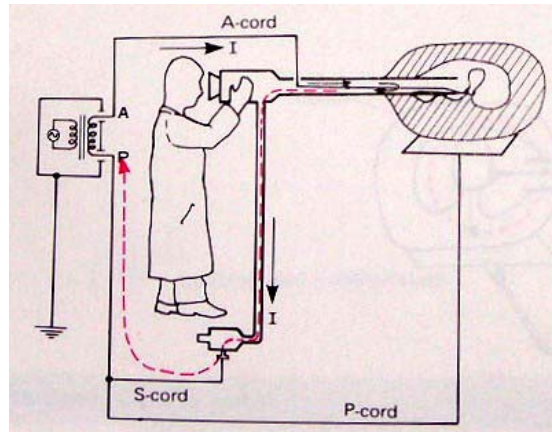
Κατά την επέμβαση με αποφόρτιση σπινθήρα ή χωρίς το ενεργό ηλεκτρόδιο να ακουμπά τον ιστό, η διαρροή ρεύματος τείνει να αυξηθεί, καθώς το ρεύμα τομής τείνει να μειώσει ή να παύσει τη ροή του.

- ◆ Χωρίς S-Cord, (Σχήμα 75).



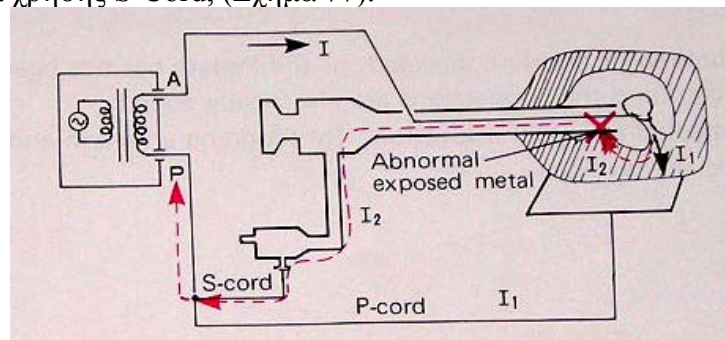
Σύστημα χωρίς S-Cord
Διαρροή ρεύματος στον ασθενή
ΣΧΗΜΑ 75

- ✓ Ρεύμα I_2 ρέει μέσω του ιστού σε επαφή με μη φυσιολογικά εκτιθέμενο μέταλλο του σωλήνα εισαγωγής, με κίνδυνο εγκαυματος.
- ✓ Ρεύμα I_2 ρέει μέσω ιστού σε άμεση (ή έμμεση, μέσω εκκρίσεων) επαφή με την εσοχή μεταλλικού τμήματος του άκρου του ενδοσκοπίου.
- ✓ Αδύνατα τμήματα της μόνωσης του σωλήνα εισαγωγής είναι υποψήφια για βλάβη, με αποτέλεσμα αποπροσανατολισμό.
- ◆ Με S-Cord, (Σχήμα 76).
(Υπό φυσιολογικές και μη συνθήκες)
- ✓ Διαρροή ρεύματος (I_2) στο ενδοσκόπιο επιστρέφει στη γραμμή ασθενούς χωρίς εγκαύματα στις περιοχές που είναι σε επαφή με μη φυσιολογικά εκτιθέμενο μέταλλο ή απομακρυσμένο μεταλλικό τμήμα του σωλήνα εισαγωγής.
- ✓ Αδύνατα τμήματα της μόνωσης του σωλήνα εισαγωγής δεν είναι υποψήφια για βλάβη.



Σύστημα με S-Cord
Διαρροή ρεύματος στον ασθενή
ΣΧΗΜΑ 76

IV. Κίνδυνοι χρήσης S-Cord, (Σχήμα 77).



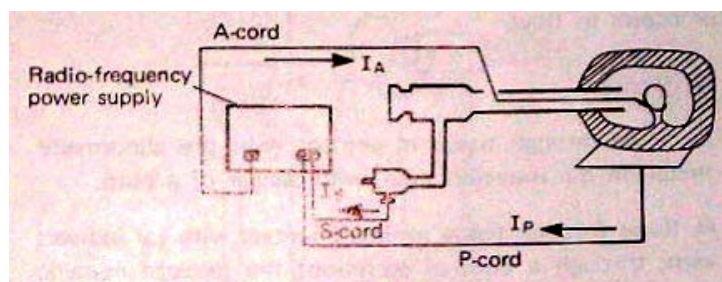
Διαρροή ρεύματος με S-Cord
ΣΧΗΜΑ 77

- Ρεύμα διαρροής I_2 ρέει από το ενεργό ηλεκτρόδιο μέσω του ιστού που είναι σε επαφή με μη φυσιολογικά εκτιθέμενο μέταλλο το σωλήνα εισαγωγής, με αποτέλεσμα έγκαυμα.
- Με έλεγχο του σωλήνα εισαγωγής για μη φυσιολογικά εκτιθέμενα μεταλλικά τμήματα πριν την εφαρμογή αποτρέπεται ο κίνδυνος.
- Η χρήση του S-Cord είναι ασφαλής για την επέμβαση με εκφόρτιση σπινθήρα.

5.2.3 Ανιχνευτής αναλογίας επιστροφής

Πρόκειται για ένα εκ των προτέρων προγραμματισμένο σύστημα ελέγχου ασφαλείας. Πριν το κύριο ρεύμα εξόδου, ένα μικρό ρεύμα διατρέχει το καλώδιο του ενεργού ηλεκτροδίου (A-cord) και συγκρίνεται με το ρεύμα που επιστρέφει μέσω του ουδέτερου ηλεκτροδίου (P-plate).

Η αναλογία υπολογίζεται και αποδεικνύει αν υπάρχει ή όχι μη φυσιολογική διαρροή ρεύματος εκτός της εντοπισμένης περιοχής εφαρμογής (Σχήμα 78).



Μονοπάτια του ρεύματος επιστροφής I_P και του ρεύματος διαρροής I_S
ΣΧΗΜΑ 78

Όταν πιέζεται ο ποδοδιακόπτης, ένα μικρό ακίνδυνο ρεύμα εμφανίζεται να διατρέχει το σύστημα και ο λόγος I_P/I_A υπολογίζεται.

Όταν ο λόγος I_P/I_A είναι μεγαλύτερος από μια συγκεκριμένη τιμή τότε το κύκλωμα κρίνεται ασφαλές και ενεργοποιείται το ωφέλιμο ρεύμα εξόδου.

Όταν ο λόγος I_P/I_A είναι μικρότερος από αυτή την τιμή τότε το κύκλωμα κρίνεται μη ασφαλές και η έξοδος παραμένει κλειστή.

Αν η έξοδος σταματήσει κατά την επέμβαση, υπάρχει κίνδυνος ο ιστός υπο θεραπεία να μην καυτηριαστεί και να προσκολληθεί στο ενεργό ηλεκτρόδιο καθιστώντας το αποτράβηγμα αδύνατο. Σαν αποτέλεσμα, το σύστημα έχει σχεδιαστεί ώστε η έξοδος να παραμείνει ενεργή μέχρι να απενεργοποιηθεί από τον ποδοδιακόπτη. Για το λόγο αυτό ειδική φροντίδα πρέπει να ληφθεί ώστε μη φυσιολογικές καταστάσεις να μην εμφανιστούν κατά την ενεργοποίηση.

Ο ανιχνευτής αναλογίας επιστροφής εντοπίζει διαρροή και αναστέλλει την έξοδο όταν το ενεργό ηλεκτρόδιο εφάπτεται του μετάλλου του ενδοσκοπικού σωλήνα, το ουδέτερο ηλεκτρόδιο είναι ανέπαφο ή άλλες σημαντικές ανωμαλίες προκαλούν εκτενή διαρροή ρεύματος.

5.2.4 Ανιχνευτής ρήξης καλωδίου

Η συσκευή εκπέμπει ένα ηχητικό συναγερμό και αναστέλλει την έξοδο όταν το καλώδιο του ουδέτερου ηλεκτροδίου (P-cord) ή το S-Cord είναι διερρηγμένο ή κακώς συνδεδεμένο, ή το ουδέτερο ηλεκτρόδιο δεν εφάπτεται σωστά. Απαιτήση ασφαλούς εφαρμογής είναι η αρτιότητα των P-cord και S-Cord και η ηλεκτρική αγωγιμότητα των συνδέσεων. Σε πολλές περιπτώσεις οι διαρρήξεις των καλωδίων και οι φτωχές συνδέσεις δεν γίνονται αντιληπτές με οπτικό έλεγχο. Με τον ηχητικό συναγερμό και την αναστολή της εξόδου, οι πιθανές επικίνδυνες καταστάσεις αποφεύγονται.

5.3 Προφυλάξεις

Για την αποφυγή πιθανών κινδύνων, πρέπει να λαμβάνονται ορισμένες βασικές προφυλάξεις.

❖ Ενδοσκόπιο

- Χρήση ενδοσκοπίου σχεδιασμένου για ηλεκτροχειρουργική με ειδική υποδοχή για το S-cord.
- Ο σωλήνας εισαγωγής δεν πρέπει να έχει εκτεθειμένες μεταλλικές επιφάνειες.
- Η εξωτερική επιφάνεια του σωλήνα εισαγωγής δεν πρέπει να έχει ραγίσματα ή εκτεθειμένες μεταλλικές επιφάνειες (προεγχειρητικός έλεγχος).

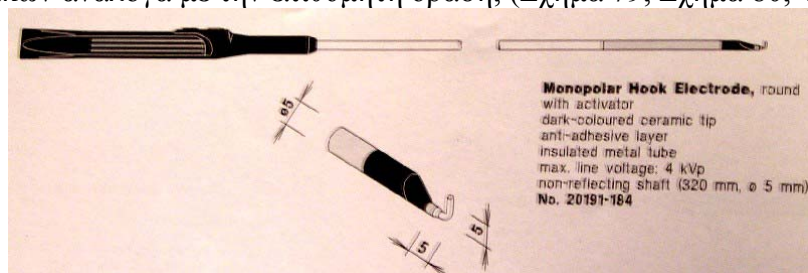
❖ Ενδοσκοπικά εξαρτήματα

- Το καλώδιο του ηλεκτροδίου δεν πρέπει να παραμορφώνεται, να τρίβεται ή να είναι σπασμένο (προεγχειρητικός έλεγχος).
- Η μόνωση πρέπει να είναι άρρηκτη και ομοιόμορφη (προεγχειρητικός έλεγχος).

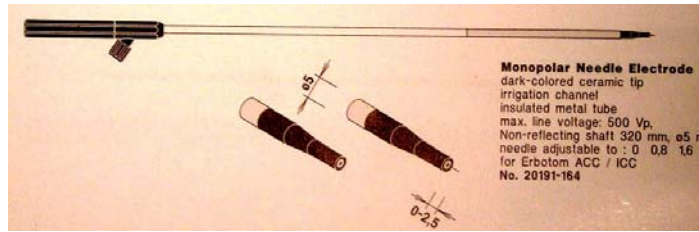
- ❖ Ουδέτερο ηλεκτρόδιο – Πλάκα ασθενούς (P-plate)
 - Προληπτικός έλεγχος.
 - Πλήρης επαφή με το σώμα του ασθενούς.
 - Εξασφάλιση αγωγιμότητας με χρήση αλατούχου διαλύματος ή αγωγίμης πάστας.
 - Αποφυγή περιοχών με έντονη τριχοφυΐα ή ουλές.
- ❖ Καλώδια ενεργού και ουδέτερου ηλεκτροδίου και S-cord
 - Προεγχειρητικός έλεγχος για πιθανά γδαρσίματα.
 - Προεγχειρητικός έλεγχος για ομοιομορφία της μεταλλικής επιφάνειας της μόνωσης.
- ❖ Τροφοδοσία υψίσυχνου ρεύματος
 - Έλεγχος της φυσιολογικής λειτουργίας σύμφωνα με τον κατασκευαστή
 - Έλεγχος της δυνατότητας επιλογής μεταξύ τομής, αιμόστασης ή μίξης αυτών.
 - Έλεγχος ανταπόκρισης επιλεγόμενων τιμών των ρυθμίσεων σε σχέση με τις τιμές εξόδου.
 - Έλεγχος λειτουργίας ποδοδιακόπτη.
- ❖ Συμβατότητα με άλλο εξοπλισμό (π.χ χρήση monitor)
 - Προεγχειρητικός έλεγχος των συσκευών μεμονωμένα και στο σύνολο.
 - Το ηλεκτρόδιο ασθενούς είναι προτιμότερο να είναι μονωμένο από τον εξοπλισμό παρακολούθησης.
- ❖ Καύσιμα αέρια
 - Ο χώρος της επέμβασης πρέπει να είναι καθαρός από πιθανά καύσιμα αέρια.
- ❖ Προστασία επιφάνειας σώματος
 - Έλεγχος ώστε το σώμα του ασθενή να μην έρχεται σε επαφή με μεταλλικά αντικείμενα.
 - Είναι προτιμότερη η μικρότερη δυνατή έκθεση του σώματος του ασθενούς.
 - Εξοπλισμός με εκτιθέμενα μεταλλικά εξαρτήματα δεν πρέπει να τοποθετείται κοντά στον ασθενή.
 - Χρήση λαστιχένιων γαντιών από τον χειρουργό και τον βοηθό του.
- ❖ Εφαρμογές
 - Πιστή τήρηση των ασφαλών τεχνικών επέμβασης.
- ❖ Άλλοι παράγοντες
 - Καθώς η αντίδραση του ασθενή σε εγκαύματα καλύπτεται με τη χρήση γενικής αναισθησίας, πρέπει να λαμβάνονται επιπλέον προφυλάξεις.
 - Χρήση εφεδρικής πηγής τροφοδοσίας υψίσυχνου ρεύματος.
 - Χρήση εφεδρικής πηγής ψυχρού φωτός.

6. Τεχνικές Προδιαγραφές

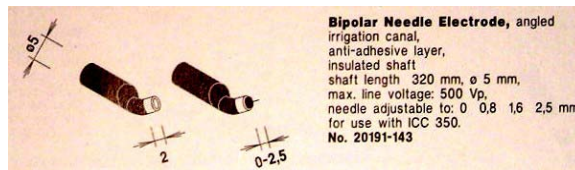
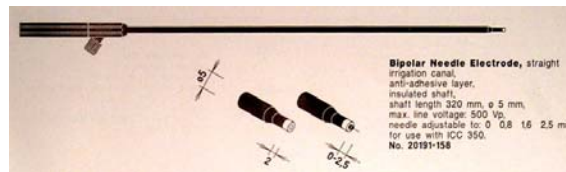
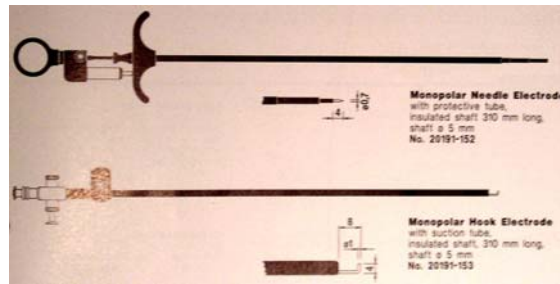
Τα ενδοσκοπικά ηλεκτρόδια χαρακτηρίζονται από μεγάλο εύρος γεωμετρικών χαρακτηριστικών ανάλογα με την επιθυμητή δράση, (Σχήμα 79, Σχήμα 80, Σχήμα 81).



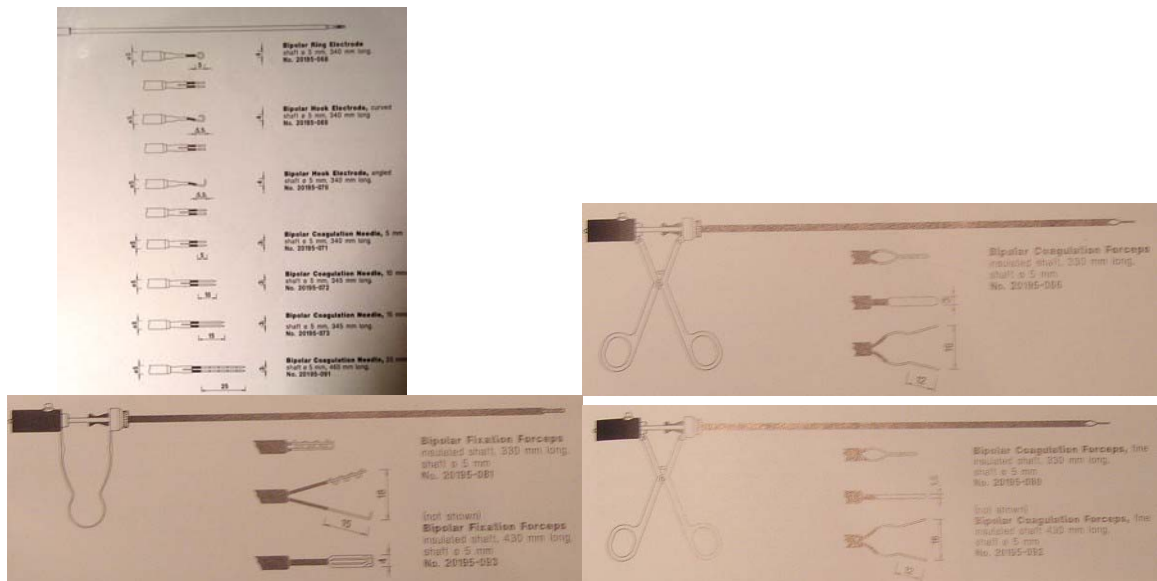
Μονοπολικά ενδοσκοπικά ηλεκτρόδια Τομής / Αιμόστασης
ΣΧΗΜΑ 79α



Μονοπολικά ενδοσκοπικά ηλεκτρόδια Τομής / Αιμόστασης
 ΣΧΗΜΑ 79β

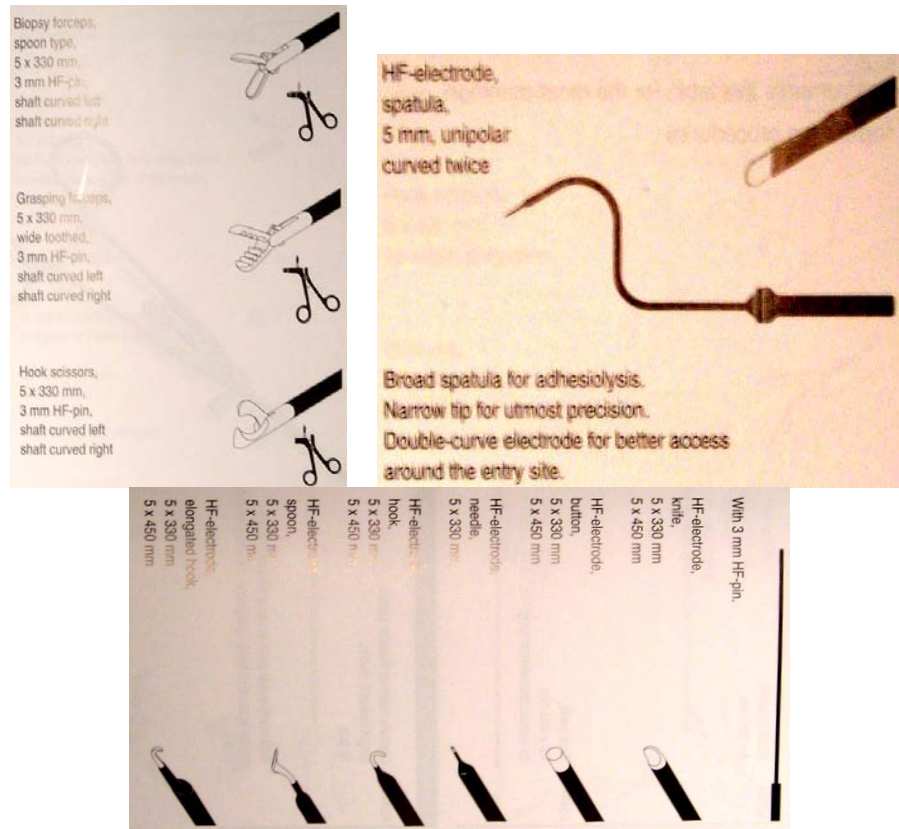


Διπολικά ενδοσκοπικά ηλεκτρόδια Τομής
 ΣΧΗΜΑ 80

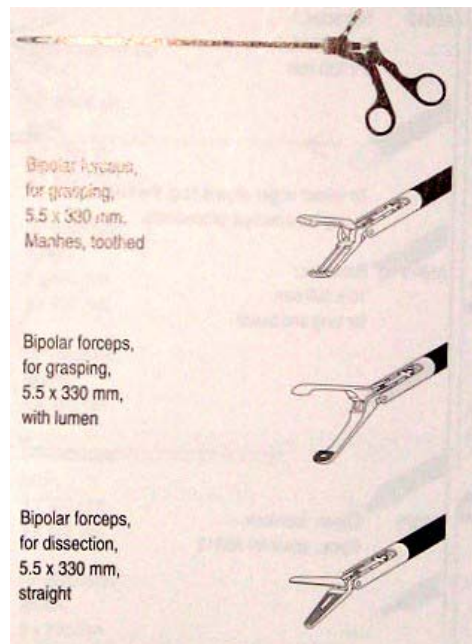


Διπολικά ενδοσκοπικά ηλεκτρόδια Αιμόστασης
 ΣΧΗΜΑ 81

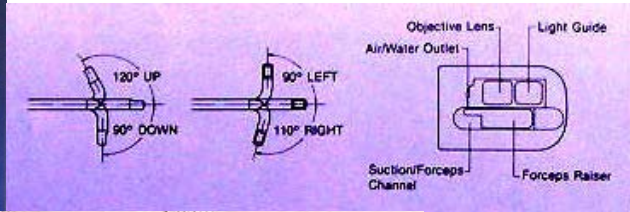
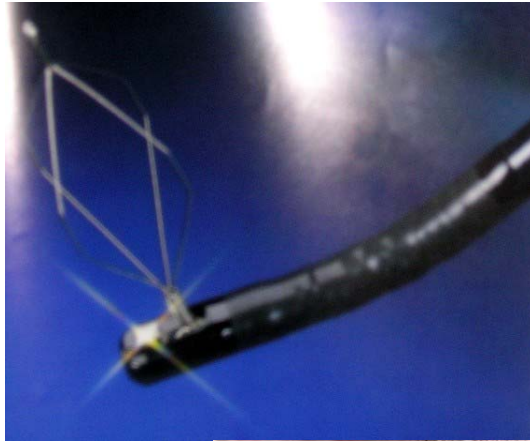
Υπάρχει εξειδίκευση των προδιαγραφών τους ανάλογα με την εφαρμογή (Σχήμα 82 έως και Σχήμα 88).



Μονοπολικά ενδοσκοπικά ηλεκτρόδια
ΣΧΗΜΑ 82

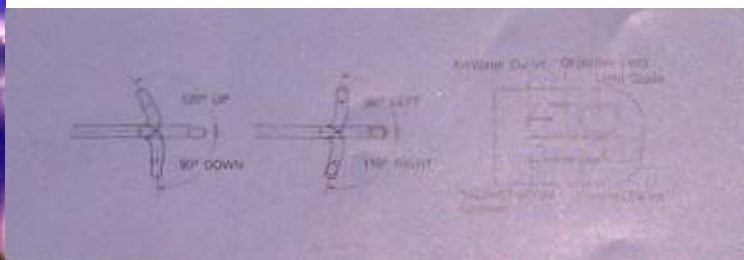
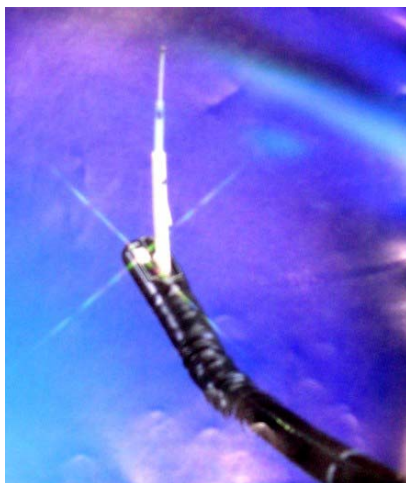


Διπολικά ενδοσκοπικά ηλεκτρόδια
ΣΧΗΜΑ 83



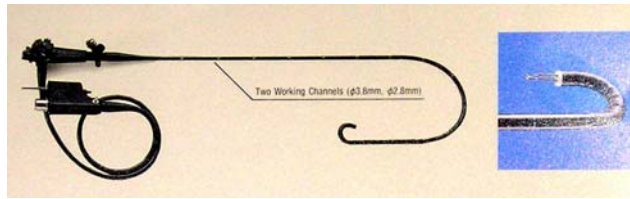
Optical System	Field of view	80°
	Direction of view	Side viewing (15° retro)
	Depth of field	5—60mm
Distal End	Outer diameter	12mm
Bending Section	Range of distal end bending	Up 120°, Down 90°, Right 110°, Left 90°
Insertion Tube	Outer diameter	11mm
Length	Working length	1,235mm
	Total length	1,555mm
Instrument Channel	Inner diameter	3.2mm
Biopsy Forceps	Minimum visible distance	10mm from distal end

Δωδεκαδακτυλοσκόπιο
 Ενδοσκοπικό ηλεκτρόδιο/ προδιαγραφές / εύρος κίνησης
 ΣΧΗΜΑ 84

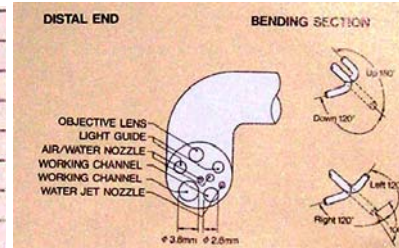


Optical System	Field of view	80°
	Direction of view	Side viewing (5° retro)
	Depth of field	5—60mm
Distal End	Outer diameter	13mm
Bending Section	Range of distal end bending	Up 120°, Down 90°, Right 110°, Left 90°
Insertion Tube	Outer diameter	12.5mm
Length	Working Length	1,240mm
	Total Length	1,555mm
Instrument Channel	Inner diameter	4.2mm
Biopsy Forceps	Minimum visible distance	10mm from distal end

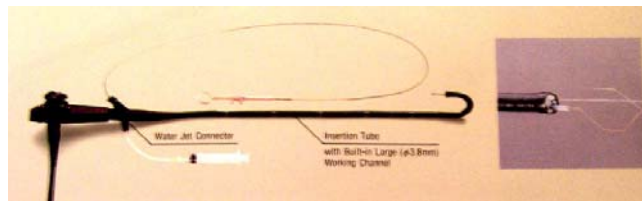
Δωδεκαδακτυλοσκόπιο
 Ενδοσκοπικό ηλεκτρόδιο/ προδιαγραφές / εύρος κίνησης
 ΣΧΗΜΑ 85



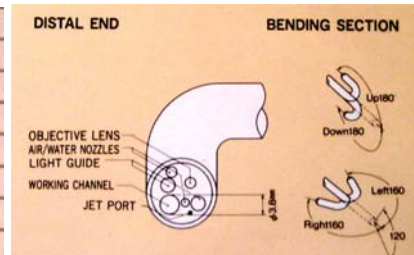
Angle of Viewing Field	100°
Depth of Viewing Field	5~100mm
Tip Deflection	Up 180°·Down 120°, Right·Left 120°
Distal Rigid Portion Diameter	φ12.8mm
Insertion Tube Diameter	φ12.8mm
Diameter of Working Channel	φ3.8mm·φ2.8mm
Insertion Tube Working Length	1,050mm
Total Length	1,375mm



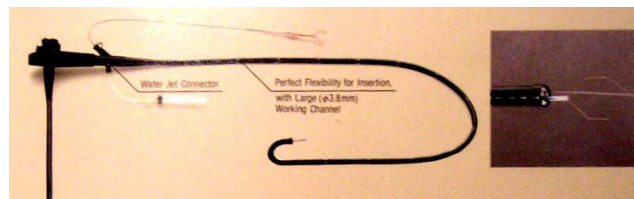
Γαστροσκόπιο
 Ενδοσκοπικό ηλεκτρόδιο/ προδιαγραφές / εύρος κίνησης
 ΣΧΗΜΑ 86



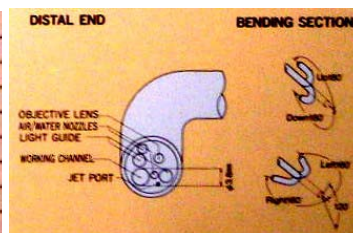
Angle of Viewing Field	120°
Depth of Viewing Field	5~100mm
Tip Deflection	Up·Down 180°, Right·Left 160°
Distal Rigid Portion Diameter	14.8mm (With hood)
Insertion Tube Diameter	φ12.8mm
Diameter of Working Channel	φ3.8mm
Insertion Tube Working Length	700mm
Total Length	1,020mm



Σιγμοειδοσκόπιο
 Ενδοσκοπικό ηλεκτρόδιο/ προδιαγραφές / εύρος κίνησης
 ΣΧΗΜΑ 87



	EC-3801M	EC-3801F	EC-3801L
Insertion Tube Working Length	1,300mm	1,580mm	1,700mm
Total Length	1,620mm	1,820mm	2,020mm
Angle of Viewing Field	120°		
Depth of Viewing Field	5~100mm		
Tip Deflection	Up·Down 180°, Right·Left 160°		
Distal Rigid Portion Diameter	φ14.8mm (With hood)		
Insertion Tube Diameter	φ12.8mm		
Diameter of Working Channel	φ3.8mm		



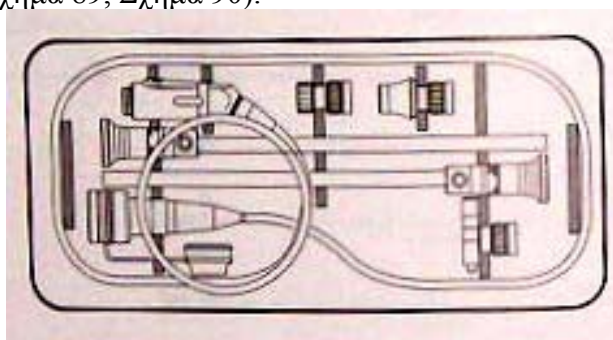
Κολονοσκόπιο
 Ενδοσκοπικό ηλεκτρόδιο/ προδιαγραφές / εύρος κίνησης
 ΣΧΗΜΑ 88

7. Συντήρηση – Service

Ο καθαρισμός και η συντήρηση των λειτουργικών επιφανειών των ενδοσκοπικών εργαλείων πρέπει να γίνεται αμέσως μετά το τέλος κάθε επέμβασης ώστε να απομακρύνονται όλα τα εναπομείναντα βιολογικά στοιχεία, υγρά και στερεά. Ο καθαρισμός αυτός είναι επίπονος γιατί τα περισσότερα εργαλεία έχουν πολλαπλούς συνδέσμους, εσωτερικούς αυλούς και βαλβίδες που πρέπει να αποσυνδεθούν, να καθαριστούν λεπτομερώς και να ξεπλυθούν ώστε να μην υποστούν οξειδωτική διάβρωση (σκουριά) και οι λειτουργικές τους επιφάνειες και βαλβίδες να ανοιγοκλείνουν άριστα.

Μετά τον οπτικό έλεγχο πιθανών φθορών ακολουθεί η απολύμανση και η αποστείρωση των ενδοσκοπικών εργαλείων.

Τα ενδοσκόπια τοποθετούνται κατάλληλα σε ειδικό σύστημα για την πλύση και την απολύμανση τους (Σχήμα 89, Σχήμα 90).

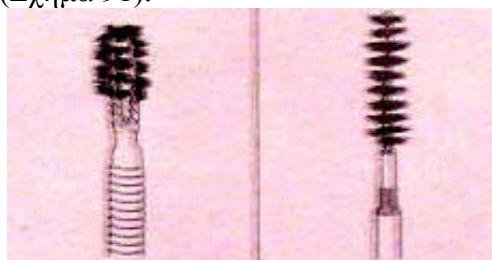


Σύστημα πλύσης-απολύμανσης εύκαμπτου ενδοσκοπίου
ΣΧΗΜΑ 89



Σύστημα πλύσης-απολύμανσης άκαμπτου ενδοσκοπίου
ΣΧΗΜΑ 90

Τα κανάλια των εύκαμπτων ενδοσκοπίων συντηρούνται με ειδικά εργαλεία αφαίρεσης ξένων ιστικών στοιχείων (Σχήμα 91).



Εργαλεία συντήρησης ενδοσκοπικών καναλιών
ΣΧΗΜΑ 91

Γίνεται έλεγχος διαρροής νερού με κατάλληλα όργανα (Σχήμα 92).



Συσκευή ελέγχου διαρροής
ΣΧΗΜΑ 92

Η συντήρηση, η απολύμανση και η αποστείρωση των ενδοσκοπικών ηλεκτροδίων γίνονται ανάλογα με εκείνες των ηλεκτροδίων ηλεκτροχειρουργικής διαθερμίας.

Επιπρόσθετα, τα ενδοσκοπικά εργαλεία, συμπεριλαμβανομένων και των ενδοσκοπικών ηλεκτροδίων, τοποθετούνται για πλύση, απολύμανση και αποστείρωση σε ειδικό σύστημα που λειτουργεί με υπερήχους σύμφωνα με τις οδηγίες του κατασκευαστή (Σχήμα 93).

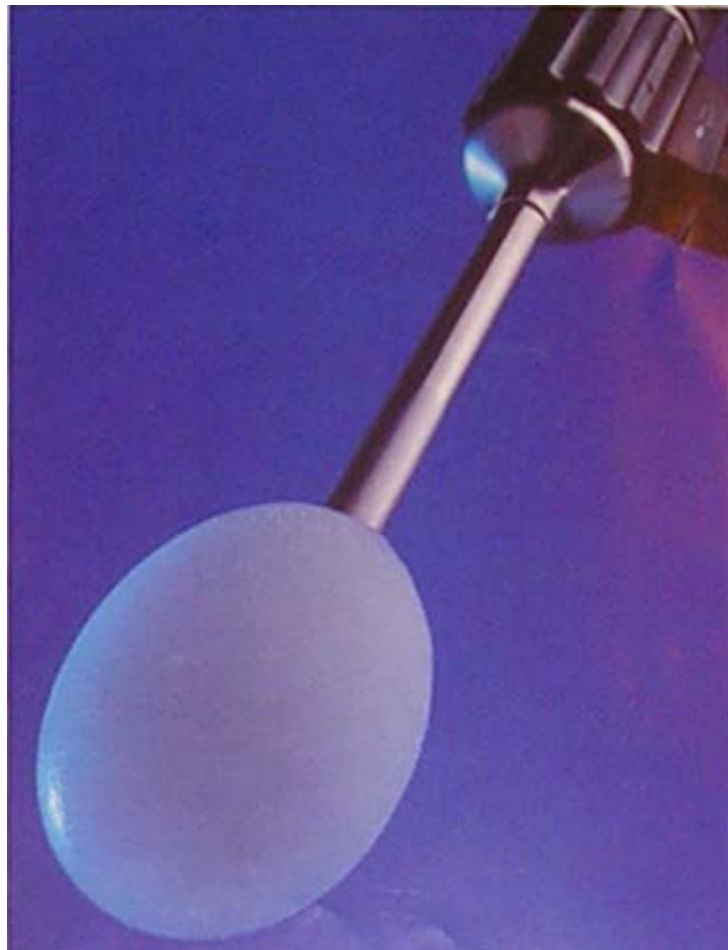


Σύστημα πλύσης-απολύμανσης ενδοσκοπικών εργαλείων
ΣΧΗΜΑ 93

Ο υπερηχητικός καθαριστής, στον οποίο τοποθετείται απολυμαντικό υγρό θερμαινόμενο στους 40-60 °C, είναι απαραίτητος και συνιστάται ανεπιφύλακτα γιατί καθαρίζει αποτελεσματικά το εσωτερικό των ενδοσκοπίων, το οποίο χαρακτηρίζεται από πολλές κοιλότητες.

ΚΡΥΟΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ

CRYOSURGERY



1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1.1 Ορισμός

Η κρυοχειρουργική, μερικές φορές αναφερόμενη και ως κρυοθεραπεία ή κρυοεκτομή, είναι χειρουργική τεχνική όπου χρησιμοποιείται η ψύξη για την καταστροφή ανεπιθύμητων ιστών.

Αν και το πρόθεμα «κρύο» συνήθως αναφέρεται σε θερμοκρασίες κατώτερες των $120\text{ }^{\circ}\text{K}$ (υιοθετήθηκε από το XIII Συνέδριο του Διεθνούς Ινστιτούτου Ψύξης), η κρυοχειρουργική αφορά θερμοκρασίες κατώτερες της θερμοκρασίας ψύξης του ιστού π.χ. περίπου $273\text{ }^{\circ}\text{K}$. Αναπτύχθηκε αρχικά στα μέσα του 19^{ου} αιώνα και εξελίσσεται σε ταχεία αναπτυσσόμενη ελάχιστα επεμβατική χειρουργική τεχνική.

1.2 Ιστορική Αναδρομή

Η ιστορία της κρυοχειρουργικής είναι σχετικά μικρή και στενά συνδεδεμένη με τις εξελίξεις στους τομείς της φυσικής των χαμηλών θερμοκρασιών, της μηχανικής και των συσκευών που κατασκευάστηκαν κατά τη διάρκεια του τελευταίου αιώνα. Η ιστορική ανασκόπηση που ακολουθεί αποκαλύπτει τη στενή σχέση της με τις τεχνολογικές εξελίξεις.

◆ Δεύτερο μισό του 19^{ου} αιώνα

Περί τα μέσα του 19^{ου} αιώνα, οι φυσικοί άρχισαν να ενδιαφέρονται για την επίτευξη και την μελέτη χαμηλών θερμοκρασιών. Αναμιγνύοντας πάγο με ποικίλα διαλύματα, ήταν σε θέση να επιτύχουν θερμοκρασίες τόσο χαμηλές όπως, $273\text{ }^{\circ}\text{K}$, με ένα μίγμα πάγου και χλωριδίου του ασβεστίου.

Κατά το 1845, ο Michael Faraday πέτυχε τη θερμοκρασία των $163\text{ }^{\circ}\text{K}$ με τη μίξη στερεού διοξειδίου του άνθρακα και οινοπνεύματος υπό κενό. Την ίδια περίοδο, ο James Arnott, που αναγνωρίζεται ως τον πρώτο γιατρό που χρησιμοποίησε ψύξη για τη θεραπεία κακοήθους ιστού, από το Brighton της Αγγλίας, ξεκίνησε την εφαρμογή αυτών των χαμηλών θερμοκρασιών στην ιατρική. Το μεγαλύτερο τμήμα της εργασίας του επικεντρώθηκε στη χρήση του κρύου στην αναισθησία. Ωστόσο, σε αρκετές αναφορές που εκδόθηκαν μεταξύ 1845 και 1851, περιγράφει τη χρήση ενός διαλύματος τριμμένου πάγου και χλωριδίου του νατρίου για την ψύξη προχωρημένου κακοήθους σχηματισμού στο στήθος και στη μήτρα. Χρησιμοποίησε σάκο από νερό ο οποίος ψυχόταν με τη ροή ενός διαλύματος από δεξαμενή άλμης. Ο σάκος εφαρμοζόταν σε προσβάσιμους όγκους του στήθους και της μήτρας. Οι προχωρημένοι όγκοι, που ψυχόταν σε θερμοκρασίες περίπου $-12\text{ }^{\circ}\text{C}$, ανέπτυξαν μια λευκή και σκληρή εμφάνιση. Μετά το «λειώσιμο», έγιναν πολύ λιγότερο επιθετικοί, χωρίς εκκρίσεις και αιμορραγία. Καθώς η αξία αυτής της επέμβασης αναγνωριζόταν από τους σύγχρονους του και ενσωματώθηκε στα εγχειρίδια για την θεραπεία του καρκίνου, ελάχιστα αναφορές για τη χρήση της ψύξης στην καταστροφή ανεπιθύμητων ιστών εκδόθηκαν μέχρι το τέλος του 19^{ου} αιώνα.

Στο δεύτερο μισό του 19^{ου} αιώνα παρατηρήθηκαν αρκετές σημαντικές ανακαλύψεις στον τομέα της κρυογενετικής. Το 1877, οι Gaillietet από τη Γαλλία και Pictet από τη Σουηδία, ξεκίνησαν την ανάπτυξη συστημάτων για την ψύξη αερίων. Αυτό οδήγησε στη ρευστοποίηση του οξυγόνου, του αέρα και του αζώτου. Το 1895, οι Linde από τη Γερμανία και Hampson από την Αγγλία, ξεκίνησαν να χρησιμοποιούν επιβραδυνόμενη διαστολή (φαινόμενο Joule-Thomson) για να παράγουν υγροποιητές αέρα συνεχούς λειτουργίας. Το 1897, ο Dewar από τη Μ.Βρετανία σχεδίασε την πρώτη φιάλη κενού, η οποία συνέβαλε στην αποθήκευση και το χειρισμό ρευστοποιημένων αερίων. Στο τέλος του αιώνα, στερεό διοξείδιο του άνθρακα, υγροποιημένος αέρας και άλλα αέρια ήταν άμεσα εμπορικά διαθέσιμα.

Οι εξελίξεις στην παραγωγή υγροποιημένων κρυογενετικών αερίων, που έλαβαν χώρα στη στροφή του αιώνα, ενεργοποίησαν την αναζωπύρωση της κρυοχειρουργικής.

Αυτή η «αναγέννηση» συχνά αποδίδεται είτε στον Openchowski είτε στον White. Το 1833, ο Openchowski αναφέρει τη χρήση συστήματος χαμηλής θερμοκρασίας για την ψύξη τμήματος εγκεφαλικού φλοιού σκύλων. Ωστόσο στη μελέτη του, η ψύξη χρησιμοποιήθηκε αρχικά σαν μέσο για επαγωγικές βλάβες στον εγκέφαλο παρά για θεραπευτικές χρήσεις. Το 1899, ο Campbell White, γιατρός από τη Νέα Υόρκη, ανέφερε τη χρήση υγροποιημένου αέρα για τη θεραπεία ποικίλων δερματικών παθήσεων. Στη μελέτη του ο White αναφέρει πώς ο καθηγητής Charles Triplett από τη Νέα Υόρκη ήταν εκείνος που είχε τη δυνατότητα παραγωγής υγροποιημένου αέρα σε μεγάλες ποσότητες. Προφανώς, τα προηγούμενα χρόνια, ο Triplett παρότρυνε τη χρήση υγροποιημένου αέρα για θεραπείες και τον διέθετε σε πολλούς γιατρούς. Πρόσθετες αναφορές, σχετικά με τη χρήση υγροποιημένου αέρα για θεραπεία, ακολούθησαν. Αρκετές μέθοδοι αναπτύχθηκαν για την εφαρμογή υγροποιημένου αέρα σε ανεπιθύμητο ιστό. Συμπεριλάμβαναν τη χρήση βαμβακερού βύσματος (swab) διαποτισμένου με υγροποιημένο αέρα, φιάλη με ψεκαστήρα και γυάλινα ή μπρούτζινα δοχεία με υγροποιημένο αέρα που επικάλυπτε τον ιστό.

Ο υγροποιημένος αέρας χρησιμοποιήθηκε για τη θεραπεία ποικίλων δερματικών παθήσεων όπως σπήλοι, κηροί, ψευδάνθρακες, έρπης ζωστήρας, επιθηλιώματα, ερυσίπελας. Ενώ ο υγροποιημένος αέρας αποδείχθηκε να είναι αποτελεσματικός για τη θεραπεία ανεπιθύμητων ιστών, δεν ήταν άμεσα διαθέσιμος στους γιατρούς και γι' αυτό έπεσε σε αχρηστία. Δεν υπάρχουν αναφορές για τη χρήση του περίπου μετά το 1910. Το στερεό διοξειδίο του άνθρακα χρησιμοποιήθηκε πρώτη φορά για θεραπεία το 1907 από τον William Pusey και σύντομα έγινε η πιο δημοφιλής μέθοδος ψύξης ιστών της εποχής. Είναι άμεσα διαθέσιμο καθώς παράγεται από τη διαστολή συμπιεσμένου, υγροποιημένου διοξειδίου του άνθρακα σε ατμοσφαιρική πίεση. Με την ευρεία διαθεσιμότητα του, η «κρυοθεραπεία» όπως νεολογίστηκε από τους Lortat-Jacobs και Solente στην πρώτη μονογραφία, καθιερώθηκε σαν μια θεραπευτική τεχνική στην δερματολογία και γυναικολογία.

♦ Πρώτο μισό του 20^{ου} αιώνα

Ο τομέας της κρυοχειρουργικής παρέμεινε σε χειμερία νάρκη από το 1930 έως το 1960 με ελάχιστες εξελίξεις. Το υγροποιημένο οξυγόνο έγινε εμπορικά διαθέσιμο το 1920 με την ανάπτυξη των νέων τεχνικών διαχωρισμού αέρα. Μόλις το υγροποιημένο οξυγόνο έγινε εμπορικά διαθέσιμο, αμέσως άρχισε να χρησιμοποιείται στη θεραπεία δερματικών παθήσεων το 1929. Ωστόσο επειδή είναι εύφλεκτο δεν αποτέλεσε ποτέ δημοφιλές «υλικό» της κρυοχειρουργικής. Η ανάπτυξη των χλωρό-φθοριζο-ανθρακικών ψυκτικών οδήγησε, το 1942, στο πρώτο κλειστού κύκλου κρυοχειρουργικού συστήματος ψύξης. Τα κρυοχειρουργικά συστήματα κλειστού κύκλου δεν έγιναν ποτέ δημοφιλή, ίσως γιατί οι θερμοκρασίες που μπορούν να επιτύχουν είναι αρκετά υψηλότερες από εκείνες που μπορούν να επιτευχθούν με την σχετικά λιγότερο ακριβή χρήση στερεού διοξειδίου του άνθρακα.

Στις αρχές της δεκαετίας του '40, ο Kapitsa, από τη Σοβιετική Ένωση, και ο Collins, από τις Ηνωμένες Πολιτείες, ξεκίνησαν να αναπτύσσουν εμπορικές τεχνικές για μεγαλύτερης κλίμακας ρευστοποίηση υδρογόνου και ηλίου, με υγρό άζωτο σαν άφθονο και χαμηλού κόστους υποπροϊόν. Αμέσως μετά, το υγρό άζωτο έγινε άμεσα εμπορεύσιμο και ο Allington το εισήγαγε στην κλινική πρακτική το 1950. Το υγρό άζωτο χρησιμοποιήθηκε με βαμβακερό βύσμα και σύντομα έγινε κοινόχρηστο για τη θεραπεία μυρμηκίων, υπερκεράτωσης και ποικίλων μη νεοπλασματικών βλαβών.

Πρότερα του 1960, οι συσκευές που χρησιμοποιούνταν δεν ήταν αποτελεσματικές και μπορούσαν να ψύξουν μόνο μέχρι ένα βάθος μερικών χιλιοστών. Για το λόγο αυτό, με ελάχιστες εξαιρέσεις, η ψύξη χρησιμοποιήθηκε πρωταρχικά για θεραπεία σε επιφανειακά στρώματα στη δερματολογία και στην γυναικολογία. Αξιοσημείωτη εξαίρεση είναι η

πρωτοποριακή εργασία του Temple Fay ο οποίος το 1939 αντιμετώπισε περιπτώσεις όπως προχωρημένο καρκίνωμα, γλοιοβλάστωμα και την ασθένεια του Hodgkin's με τοπική ψύξη. Ο Fay χρησιμοποίησε την ψύξη μέσω της άρδευσης μικρών pads και εμφύτευσε μεταλλικές κάψουλες σε μια τεχνική που παραπέμπει στην πρωτότυπη μέθοδο του Arnott το 1850. Και άλλοι επιστήμονες χρησιμοποίησαν επίσης την ψύξη σαν μέσο για την καταστροφή ιστού σε βάθος στο ανθρώπινο σώμα έπειτα από την εργασία του Orzechowski το 1883. Ωστόσο η χρήση της εκ μέρους τους δεν ήταν για θεραπευτικό σκοπό αλλά κυρίως μέσο για τη μελέτη της λειτουργίας κατεστραμμένων ιστών. Το έτος 1959 παρήγαγε αρκετά επιστημονικά αποτελέσματα που οδήγησαν στην εμφάνιση της «σύγχρονης» κρυοχειρουργικής. Αρκετοί επιστήμονες αναφέρουν συσκευές για την ψύξη εγκεφαλικού ιστού. Αυτές οι συσκευές χρησιμοποιούσαν ειδικές πορείες για την κυκλοφορία των ψυκτικών μέσων. Ο Rowbotham και οι συνεργάτες του χρησιμοποίησαν μίξη οινοπνεύματος σαν ψυκτικό ενώ οι Tytus και Ries χρησιμοποίησαν φρέον. Επίσης η εταιρεία Linde ανέπτυξε μια νέα ανακλαστική ασπίδα η οποία όταν ενσωματωνόταν σε ένα σύστημα αεροστεγώς μονωμένο, έκανε εφικτή μεγαλύτερη μόνωση γύρω από το κρυογενετικό σύστημα.

♦ Σύγχρονη κρυοχειρουργική

Η ιστορία της σύγχρονης κρυοχειρουργικής ξεκίνησε με την συνεργασία ενός γιατρού, του Irving Cooper, και ενός μηχανικού, του Arnold Lee. Κατασκεύασαν μια κρυοχειρουργική μήλη (probe) ικανή να ψύξει εγκεφαλικό ιστό, με καλό έλεγχο της περιοχής όπου εφαρμοζόταν η τεχνική. Η κρυοχειρουργική τους μήλη είναι ουσιαστικά το πρωτότυπο στο οποίο κάθε σύγχρονη κρυοχειρουργική μήλη, που χρησιμοποιούσε υγρό άζωτο, στηρίχτηκε. Η μήλη τροφοδοτείται με υγρό άζωτο από και πηγή με τεχνητή ατμοσφαιρική πίεση. Είναι κατασκευασμένη από τρεις μακρείς ομόκεντρους σωλήνες. Ο εσωτερικός σωλήνας εξυπηρετεί σαν αγωγός για τη ροή του υγρού αζώτου στην άκρη της μήλης. Ο χώρος μεταξύ του εσωτερικού και του μεσαίου σωλήνα εξυπηρετεί σαν μονοπάτι για την επιστροφή του αεριώδους αζώτου από την άκρη της μήλης. Ο χώρος μεταξύ του εξωτερικού σωλήνα και του ενδιάμεσου είναι αεροστεγώς μονωμένος και έχει μια εκτεταμένη ασπίδα, η οποία ουσιαστικά επιτρέπει στο υγρό άζωτο να οδηγείται χωρίς θερμικές απώλειες στην άκρη της μήλης.

Η άκρη της μήλης είναι ένας θάλαμος στον οποίο το υγρό άζωτο ρέει από τον εσωτερικό σωλήνα και από τον οποίο το αεριώδες άζωτο επιστρέφει μέσω του χώρου μεταξύ του εσωτερικού και του ενδιάμεσου σωλήνα. Η ψύξη λαμβάνει χώρα στον ιστό γύρω από το θάλαμο στην άκρη της μήλης. Ο σχεδιασμός της επιτρέπει ελεγχόμενη ψύξη σωματικών ιστών σε βάθος και έλεγχο στην περιοχή στην οποία η ψύξη πραγματοποιείται.

Μετά την παρουσίαση αυτής της νέας κρυοχειρουργικής μήλης από τους Cooper και Lee, ο τομέας της κρυοχειρουργικής άρχισε να εξελίσσεται με ραγδαίους ρυθμούς μέχρι το τέλος της δεκαετίας. Ο Gage αναγνώρισε τη σημαντική συνεισφορά του Cooper στον τομέα της σύγχρονης κρυοχειρουργικής με ένα εγκώμιο. Αν και αρχικά ήταν σχεδιασμένη για την θεραπεία της νόσου του Parkinson και άλλων νευρικών διαταραχών, ο Cooper και οι συνάδελφοι του αναγνώρισαν την αξία της για ευρεία χρήση της στην καταστροφή ανεπιθύμητου ιστού βαθιά στο σώμα.

Πολλές νέες εφαρμογές παρουσιάστηκαν μεταξύ 1961 και 1970. Ο Cahan και οι συνεργάτες του εφάρμοσαν την τεχνική στην περιοχή της μήτρας. Ο Rand και οι συνάδελφοι του διεύρυναν τη χρήση της στη νευρολογία. Οι Gonder και Soanes, με τους συναδέλφους τους, ήταν οι πρώτοι που εφάρμοσαν την τεχνική της κρυοχειρουργικής στον καρκίνο του προστάτη. Οι Marcove και Miller εφάρμοσαν την νέα τεχνική στην ορθοπεδικά. Οι Torre και Zacarian με τους συναδέλφους τους έφεραν εξελίξεις στην κρυοχειρουργική του δέρματος. Στη δεκαετία μεταξύ 1960 και 1970, ο Gage ερευνήσε την ψύξη σε μια ευρεία κλίμακα ιστών. Επειδή οι νέες κρυοχειρουργικές συσκευές

απαιτούσαν προσεκτικό μηχανικό σχεδιασμό, αρκετοί μηχανικοί όπως οι Rinfret και Baillon ξεκίνησαν να εκδίδουν αναλύσεις των συσκευών αυτών στη δεκαετία του '60. Μια σύντομης ζωής εφημερίδα με τον τίτλο «Εφημερίδα της κρυοχειρουργικής» εκδιδόταν εκείνη την περίοδο. Οι εξελίξεις της κρυοχειρουργικής εκείνης της περιόδου συνοψίζονται σε δυο περιληπτικές μονογραφίες.

Στην κρυοχειρουργική, η μήλη ψύξης ή cryogen εφαρμόζεται σε συγκεκριμένη πλευρά του ιστού και η περιοχή ψύξης αναπαράγεται προς τα έξω από την πλευρά της εφαρμογής στο βάθος του ιστού. Για το λόγο αυτό η έκταση του επηρεαζόμενου από τη θεραπεία ιστού είναι πολύ μεγαλύτερη από την έκταση του ιστού που έρχεται σε επαφή με την μήλη. Γι' αυτό η κρυοχειρουργική είναι ίσως η πρώτη ελάχιστα επεμβατική χειρουργική τεχνική. Ο τύπος της μήλης που αναπτύχθηκε το 1960 επιτρέπει την ακριβή εφαρμογή της κρυοχειρουργικής θεραπείας βαθιά το σώμα. Αυτή η μοναδική ικανότητα κατέστησε την κρυοχειρουργική ελπιδοφόρα και αποτελεσματική εκείνη την εποχή. Ωστόσο η ελάχιστα επεμβατική φύση της οδηγεί σε δυσκολίες όσον αφορά τον έλεγχο της εφαρμογής. Επειδή η ψύξη μεταδίδεται από τη μήλη προς τα έξω, η έκταση του επηρεαζόμενου από την ψύξη ιστού δεν μπορεί να προσδιοριστεί οπτικά από τον χειρουργό, σε αντίθεση με τις περισσότερες συμβατικές χειρουργικές τεχνικές εκτομής. Επιπλέον, η αδιάκριτη ψύξη από μόνη της δεν καταστρέφει απαραίτητα τον ιστό. Γι' αυτό, μέχρι η νέα μήλη μπορέσει να εφαρμοστεί σε συγκεκριμένη περιοχή, η επίδραση της στον θεραπευόμενο από την ψύξη ιστό δεν ήταν ακριβής. Αυτή η έλλειψη ακρίβειας αναγνωρίστηκε γρήγορα από τους γιατρούς και οδήγησε σε μια επανεκτίμηση και τελικά σε συγκρατημένη χρήση της μεθόδου τη δεκαετία του '70. Έχασε τη δημοτικότητα της ακόμα και σε χειρουργικές εφαρμογές όπου είχε αποδεδειγμένη ωφέλιμη δράση. Το κίνητρο χρήσης της για τη θεραπεία της νόσου του Parkinson εξαφανίστηκε με την εμφάνιση της φαρμακευτικής αγωγής που χρησιμοποιούσε L-dopa. Η χρήση της για τη θεραπεία του καρκίνου του προστάτη αντικαταστάθηκε από περισσότερο ακριβείς χειρουργικές μεθόδους εκτομής. Οι τεχνικές laser άρχισαν να την αντικαθιστούν. Στις αρχές της δεκαετίας του '80, ο τομέας της κρυοχειρουργικής επέστρεψε ουσιαστικά στις πρώτες εφαρμογές όπου παραδοσιακά εφαρμοζόταν, δερματολογία και γυναικολογία.

1.3 Συνοπτική Περιγραφή

Μια σύγχρονη συσκευή κρυοχειρουργικής αποτελείται από (Σχήμα 1):

- Σύστημα Ελέγχου
- Πηγή-Φιάλη Ψυχρού Αερίου
- Κρυόδια



Τυπική συσκευή κρυοχειρουργικής
ΣΧΗΜΑ 1

2. ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ

2.1 Μηχανισμοί Κρυοχειρουργικής Δράση

2.1.1 Πάγωμα

Οι περισσότεροι τύποι θηλαστικών κυττάρων και ιστών μπορούν να αντέξουν σε χαμηλές, μη ψυκτικές θερμοκρασίες, για σύντομες χρονικές περιόδους. Τα κύτταρα είναι οντότητες με υψηλά αυστηρό ενδοκυτταρικό χημικό περιεχόμενο, διαχωρισμένο από το ασαφές εξωκυτταρικό διάλυμα με την κυτταρική μεμβράνη η οποία δρα σαν επιλεκτικό φράγμα μεταξύ ενδοκυτταρικού και εξωκυτταρικού περιβάλλοντος ελέγχοντας τη μεταφορά χημικών ουσιών προς και από το κύτταρο. Για το λόγο αυτό πρέπει να είναι επιλεκτικά περατή με εξαίρεση ορισμένες περιοχές όπου ελέγχει τη μεταφορά ουσιών. Η μεταφορά ουσιών μέσω αυτής ελέγχεται με τις πρωτεΐνες που τη διαπερνούν.

Τα θηλαστικά κύτταρα έχουν προγραμματιστεί να λειτουργούν στην θερμοκρασία που ζει ο οργανισμός. Σύμφωνα με μια άποψη, κατά το πάγωμα των κυττάρων, σε θερμοκρασίες χαμηλότερες από τη φυσιολογική τους, λαμβάνει χώρα η λεγόμενη διαδικασία λιπιδικής μετάβασης. Η διπλή στοιβάδα λιπιδίων της μεμβράνης βρίσκεται σε υγρή κατάσταση σε φυσιολογικές θερμοκρασίες ζωής. Σε χαμηλότερες θερμοκρασίες και άρα χαμηλότερη ελεύθερη θερμοδυναμική ενέργεια τα λιπίδια υπόκεινται σε μετάβαση φάσης σε μια φάση gel ή σε άλλες τρισδιάστατες δομές με χαμηλότερη ελεύθερη ενέργεια. Κατά τη διαδικασία αυτή οι μεμβρανικές πρωτεΐνες απομονώνονται και διαφοροποιούνται μεταξύ των πρωτεϊνών και της διπλής στοιβάδας μεμβράνης. Αυτή η διαδικασία μετάβασης φάσης καθιστά την κυτταρική μεμβράνη περισσότερο διαπερατή και επιτρέπει συνήθως σε ιόντα να εισέρχονται στο κύτταρο ανεξέλεγκτα.

Φυσιολογικά οι κυτταρικές πρωτεΐνες ελέγχουν την ενδοκυτταρική σύσταση με την επιλεκτική εισαγωγή και απομάκρυνση ειδών ιόντων από το εσωτερικό του κυττάρου. Ωστόσο η διαδικασία ζωής είναι θερμικά εξαρτώμενη από τις χημικές αντιδράσεις. Χαμηλώνοντας τη θερμοκρασία, ελαττώνεται συγχρόνως η αποτελεσματικότητα των μεμβρανικών πρωτεϊνών και η ικανότητα τους να ελέγξουν το ενδοκυτταρικό περιεχόμενο. Γι' αυτό, κατά τη διάρκεια του παγώματος, η ενδοκυτταρική σύσταση και συγκεκριμένα το ενδοκυτταρικό ιοντικό περιεχόμενο αρχίζει να αλλάζει καθώς ανεπιθύμητα ιόντα διαχέονται στα κύτταρα και δεν απομακρύνονται. Η δράση είναι συσσωρευτική, συνάρτηση του χρόνου, και εκδηλώνεται εμφανώς όταν τα κύτταρα επιστρέφουν στη φυσιολογική τους θερμοκρασία.

Επιπρόσθετοι μηχανισμοί επίδρασης σχετίζονται με τον κυτταροσκελετό. Η δομή του κυτταροσκελετού εξαρτάται από τους χημικούς δεσμούς μεταξύ των μεμβρανικών πρωτεϊνών και του κυτταρικού ικριώματος. Η ελαχιστοποίηση της θερμοκρασίας εξασθενεί αυτούς τους δεσμούς και τους καθιστά εξαιρετικά τρωτούς σε μηχανική επίδραση.

Ένας τρίτος μηχανισμός επίδρασης σχετίζεται με την αποζωτικοποίηση των πρωτεϊνών λόγω της θερμοκρασίας και της αλλαγής του ενδοκυτταρικού ιοντικού περιεχομένου. Οι περισσότεροι ιστοί και κύτταρα μπορούν να αντέξουν σύντομο πάγωμα σε μια τυπική χρονική κλίμακα και σε τυπικές συνθήκες παγώματος κρυοχειρουργικής επέμβασης. Γι' αυτό δεν είναι αναμενόμενο πως οι ιστοί γύρω από την ψυχθείσα περιοχή να δεχθούν σοβαρή επίδραση με το πάγωμα.

Σημαντικές εξαιρέσεις αποτελούν τα κύτταρα που είναι εξαιρετικά ευαίσθητα στο ιοντικό τους περιεχόμενο, όπως τα αιμοπετάλια. Παγώνοντας τα αιμοπετάλια σε θερμοκρασίες χαμηλότερες από τη θερμοκρασία μετάβασης λιπιδικής φάσης, επιτρέπεται η εισροή ασβεστίου που φαίνεται πως παρακινεί την ενεργοποίηση των αιμοπεταλίων. Αυτό μπορεί να οδηγήσει σε ένα καταγισμό γεγονότων με τελικό αποτέλεσμα τη διέγερση τους και τελικά την παρεμπόδιση των αγγείων στην παγωμένη περιοχή γύρω από το ψυχθέν

τμήμα. Άλλα κύτταρα των οποίων η λειτουργία είναι ισχυρά εξαρτώμενη από το ιοντικό τους περιεχόμενο είναι τα μυϊκά κύτταρα, κυρίως στην καρδιά και περί των αρτηριών. Αυτά μπορεί επίσης να επηρεαστούν στην παγωμένη περιοχή πέρα από την ψυχθείσα.

2.1.2 Ψύξη

Στην κρυοχειρουργική ο ιστός ψύχεται *in vivo*. Εφαρμόζεται μεγάλη ποικιλία συνθηκών παγώματος και θέρμανσης ενώ στην ψυχθείσα κατάσταση εφαρμόζεται μεγάλο εύρος θερμοκρασιών, από τη θερμοκρασία μετάβασης φάσης στην εξώτερη άκρη της ψυχθείσας περιοχής μέχρι την κρυογενετική θερμοκρασία κοντά στο κρυόδιο.

Η διαδικασία ψύξης σε υδατικά διαλύματα επηρεάζεται από το γεγονός πως ο πάγος δεν μπορεί να περιέχει κάποια διαλυμένη ουσία.

Υπάρχουν αρκετά πρόσθετα φαινόμενα που αξίζουν αναφορά και σχετίζονται με τον υπερτονικό τύπο επίδρασης. Τα πρωτότυπα πειράματα του Lovelock έδειξαν πως η επίδραση λόγω της έκθεσης σε υπερτονικά διαλύματα είναι ταχεία, εντός των πειραματικών περιορισμών, και ανεξάρτητη της θερμοκρασίας και του χρόνου έκθεσης.

Υπάρχουν επιπλέον μηχανισμοί επίδρασης στην περιοχή των θερμοκρασιών και των ρυθμών παγώματος που σχετίζονται με επίδραση υπερτονικού διαλύματος. Αυτοί οι τύποι επίδρασης παρατηρήθηκαν από τον Nei και αργότερα από τον Mazur στην υπόθεση άψυκτου κλάσματος διαλύματος. Το ποσοστό του κυτταρικού θανάτου μετά την ψύξη είναι μεγαλύτερο από το ποσοστό κυτταρικού θανάτου μετά την έκθεση σε παρόμοιο εξωκυτταρικό υπερτονικό διάλυμα. Αυτό υποδεικνύει μια μηχανική αλληλεπίδραση μεταξύ πάγου και κυττάρων που οδηγεί σε κυτταρικό θάνατο.

Πειράματα απέδειξαν πως ξαφνική αύξηση της κυτταρικής καταστροφής ανταποκρίνεται σε ξαφνική μορφοποίηση ενδοκυτταρικού πάγου. Αυτή η μορφοποίηση ευθύνεται και για τη μείωση των επιζώντων κυττάρων. Οι συνθήκες υπό τις οποίες γίνεται η μορφοποίηση ερευνήθηκε σε αρκετές μελέτες με πρωταρχική εκείνη του Diller. Ο ενδοκυτταρικός πάγος μορφοποιείται γιατί η μεταφορά νερού μέσω της κυτταρικής μεμβράνης είναι μια εξαρτώμενη κλιμακωτή διαδικασία. Όταν τα κύτταρα παγώνουν ταχέως για να εξισώσουν τη συγκέντρωσή τους με το εξωκυτταρικό διάλυμα, το ενδοκυτταρικό διάλυμα γίνεται έντονα θερμοδυναμικά υπερπαγωμένο και ασταθές. Η πιθανότητα μορφοποίησης ενδοκυτταρικού πάγου αυξάνει με το υπερπάγωμα. Δεν είναι σαφές αν οι πυρήνες ενδοκυτταρικής μορφοποίησης πάγου είναι ενδοκυτταρικοί, εξωκυτταρικοί ή πάνω στη μεμβράνη.

Ανεξάρτητα από την αιτία, το αποτέλεσμα παραμένει το ίδιο και καταστρεπτικό για τα κύτταρα : δημιουργία ψυχρού εγκαύματος και απονέκρωση των κυττάρων. Είναι ασαφές αν η αιτία ή το αιτιατό της είναι ο λόγος καταστροφής των κυττάρων. Ο μηχανισμός ταχέως παγώματος και ενδοκυτταρικής μορφοποίησης πάγου συμβαίνουν συνήθως στην ψυχθείσα περιοχή πλησίον του κρυοδίου κοντά στο οποίο συμβαίνει πλήρης καταστροφή.

Στην κρυοχειρουργική, τα ψυχόμενα κύτταρα βρίσκονται σε οργάνωση με το ζωντανό ιστό. Τα κύτταρα του ιστού βρίσκονται σε οργανωμένη δομή και ο όγκος του εξωκυτταρικού χώρου είναι μικρότερος από εκείνον γύρω από τα κύτταρα. Μερικά πειραματικά αποτελέσματα παρουσιάζουν πως η διαδικασία ψύξης των κυττάρων των ιστών και του αιωρήματος τους είναι περίπου παρόμοια. Πειράματα όπου διαφορετικοί τύποι ιστών ψύχθηκαν υπό ελεγχόμενες συνθήκες, απέδειξαν πως στον ιστό ο πάγος αρχικά μορφοποιείται στα αγγεία και αναπαράγεται θερμικά εντός και κατά μήκος των αγγείων. Τα κύτταρα του ιστού επιδέχονται ποιοτικούς και ποσοτικούς παρόμοιους μηχανισμούς επίδρασης υπερτονικού διαλύματος και επίδραση ενδοκυτταρικής μορφοποίησης πάγου. Στον ιστό, η αφυδάτωση των κυττάρων καταλήγει σε διάρρηξη αγγειακών και συνδετικών ιστών.

2.1.3 Απόψυξη και Ζέσταμα

Αν και δεν έχουν μελετηθεί επαρκώς, μπορούν να προκαλέσουν κυτταρική επίδραση.

Κατά το ζέσταμα, σε μια ψυχόμενη κατάσταση, ο πάγος έχει την τάση να επανακρυσταλλώνεται σε υψηλές υπό το μηδέν θερμοκρασίες, για να ελαχιστοποιηθεί η ελεύθερη ενέργεια Gibbs. Η επανακρυστάλλωση θα προκαλέσει επιπρόσθετη διάλυση του εξωκυτταρικού χώρου και ίσως να διαλύσει τη μακροσκοπική δομή του ιστού.

Κατά την απόψυξη, καθώς ο πάγος λειώνει, το εξωκυτταρικό διάλυμα μπορεί για ελάχιστο χρόνο και τοπικά να γίνει υποτονικό προκαλώντας την είσοδο του νερού σε μερικά κύτταρα, τη διαστολή τους και τελικά τη διάρρηξη της μεμβράνης. Όταν η απόψυξη είναι ταχεία, μερικά κύτταρα ίσως παραμείνουν υπερτονικά στη θερμοκρασία σώματος και μπορεί να προκαλέσει μεταβολική διάλυση και επιπρόσθετη επίδραση.

2.2 Ψυχρή Επίδραση

Η δράση που προκύπτει από την κρυοχειρουργική είναι σύνθετη και πρόσφατα παρατηρήθηκε πως είναι η συνισταμένη δυο επιμέρους δραστικών μηχανισμών. Ο πρώτος είναι η άμεση δράση στα κύτταρα από τον κύκλο ψύξης-απόψυξη και ο δεύτερος είναι η έμμεση δράση σαν αποτέλεσμα της προκλυόμενης βλάβης στη βιολογική δομή -αρχικά της αγγείωσης- του ιστού-στόχου.

◆ Κυτταρική επίδραση

Σύμφωνα με την κρυοβιολογία, είναι αναμενόμενο η κρυοχειρουργική να προκαλεί διττή ψυχρή επίδραση *in vivo*. Έτσι η ταχεία ψύξη οδηγεί σε ενδοκυτταρικό σχηματισμό πάγου, που «απονεκρώνει» μερικά από τα κύτταρα, και η βραδεία ψύξη οδηγεί σε βλάβη τύπου «επιδράσεις διαλύματος», που «απονεκρώνει» άλλα κύτταρα. Δεδομένου πως ο κακοήθης σχηματισμός αποτελείται από αυξημένη θερμική μάζα, με επιπρόσθετο πως το περιβάλλον τμήμα του οργανισμού διατηρείται στους 37°C, οι κλίμακες ψύξης περιορίζονται και διαφοροποιούνται σε όλη την έκταση του κακοήθους σχηματισμού. Προκύπτει πως ο ετερογενής πληθυσμός κυττάρων στον ιστό-στόχο μπορεί να έχει διαφορετικές ωφέλιμες κλίμακες ψύξης, γι' αυτό η άμεση κυτταρική δράση είναι πιθανόν δύσκολο να αποφευχθεί.

Ίσως ο πιο καταστρεπτικός παράγοντας επίδρασης οφείλεται στη μετασχηματιζόμενη ανάπτυξη πάγου εντός πορώδους υλικού όπως τα τοιχώματα αιματικών αγγείων. Ο αναπτυσσόμενος πάγος εντός των αγγείων δεν μπορεί εύκολα να διαπεράσει τα αγγειακά τοιχώματα, έτσι το νερό κινείται από τον ενδιάμεσο ιστό προς τα αγγεία, επεκτείνοντας τα τμήματα πάγου που υπάρχουν πλευρικά στα αγγεία. Αυτό μπορεί να προκαλέσει μηχανική βλάβη στα αγγεία και η ανακατανομή των διαλυμάτων (μόνο καθαρό νερό μεταναστεύει προς ένωση με τον κρύσταλλο πάγου) παράγει την οσμωτική τάση στα ενδιάμεσα κύτταρα κατά την απόψυξη. Πριν την ψύξη, και κατά την απόψυξη, τα κύτταρα βρίσκονται σε υποθερμικές συνθήκες διατήρησης, χωρίς πρόσθετα που συνήθως χρησιμοποιούνται για υποθερμική συντήρηση (μαννιτόλη, άλας κιτρικού οξέος, υψηλό K⁺ κ.τ.λ). Γι' αυτό ίσως υπάρχει κυτταρική επίδραση λόγω της μεταβολικής αστάθειας που συμβαίνει με την υποθερμία, όπως με το ψυχρό σοκ, λόγω της ψύξης.

◆ Δευτερεύουσα βιολογική επίδραση

Το χαρακτηριστικό της κρυοχειρουργικής είναι η φύση της ψύξης του ιστού *in vivo* που ενυπάρχει και παραμένει σε σύνδεση με ζωντανό οργανισμό. Ο οργανισμός ανταποκρίνεται σε κάθε βλάβη η παθολογική κατάσταση που απορρέει της ψύξης, ανταπόκριση που ξεκινάει πριν ακόμα ιστός αποψυχθεί. Μετά την απόψυξη, υπάρχουν πολλά κύτταρα που λύνονται λόγω της άμεσης κρυοβιολογικής επίδρασης. Καθώς αυτά τα

κύτταρα απελευθερώνουν το ενδοκυτταρικό τους περιεχόμενο, άλλα κύτταρα παρακινούνται και ανιχνεύοντας το ανταποκρίνονται στην επίδραση.

Η πρωταρχική βιολογική επίδραση στον κακοήθη σχηματισμό κατά την κρυοχειρουργική οφείλεται στη μείωση-διακοπή της αγγειακής ροής. Η απώλεια των θρεπτικών ουσιών, βιταμινών, οξυγόνου κ.τ.λ προκαλεί ισχαιμική βλάβη στον όγκο ξεκινώντας λίγο μετά την απόψυξη. Τα καρκινικά κύτταρα είναι μεταβολικά πολύ ενεργά και γι' αυτό δεν επιζούν πολύ χωρίς αιματική τροφοδοσία. Χωρίς ικανή γειτονική αγγείωση, παύουν να είναι επιθετικά, περιορίζοντας την μετάσταση ακόμα και αν δεν έχουν απονεκρωθεί.

Ο μηχανισμός αγγειακής βλάβης δεν έχει κατανοηθεί εξ' ολοκλήρου. Ίσως υπάρχει βλάβη στα ενδοθηλιακά κύτταρα που γειτνιάζουν με τα αγγειακά τοιχώματα, προκαλώντας αύξηση της διαπερατότητας των τριχοειδών. Ίσως υπάρχει και μηχανική βλάβη από τα τοιχώματα πάγου στα αγγεία. Ωστόσο, ανεξάρτητα από την αιτία, οίδημα, άθροιση αιμοπεταλίων και μικροθρόμβωση παρατηρούνται εντός μιας ώρας απόψυξης. Μόλις η αιματική τροφοδοσία του όγκου διακοπεί, η ισχαιμική βλάβη επεκτείνεται.

◆ Η κρυοχειρουργική δράση

Δεν είναι απαραίτητο για όλα τα καρκινικά κύτταρα να απονεκρώνονται με την άμεση επίδραση της ψύξης και της απόψυξης. Στην πραγματικότητα ίσως να μην είναι καθόλου επιθυμητό ή πρακτικό. Η δευτερεύουσα βιολογική επίδραση πάντως πρέπει να ολοκληρώσει τη θεραπευτική δράση ώστε η επέμβαση να είναι αποτελεσματική.

Στην απόψυξη υπάρχει ελάχιστη ή καθόλου μορφολογική απόδειξη βλάβης λόγω της ψύξης. Μικροσκοπική εξέταση των κυττάρων, αποκαλύπτει πως υπάρχει εκτενής άμεση κυτταρική επίδραση λόγω της ψύξης αλλά αρκετά ημιτελής. Στην πραγματικότητα, σε πολλές περιπτώσεις όπου οι συνθήκες είναι ικανές για την καταστροφή του ιστού-στόχου, υπάρχει αξιοσημείωτη αναλογία βιώσιμων κυττάρων παρόντων μετά την απόψυξη. Το δειγματικό πρότυπο ανάρρωσης είναι στενά σχετιζόμενο από τις συνθήκες ψύξης. Με ένα κρυόδιο που μπορεί να ψυχθεί ταχύτατα, ίσως υπάρχει μια ζώνη νεκρών κυττάρων γύρω από το κρυόδιο (λόγω της ενδοκυτταρικής ψύξης), μια ζώνη ζωντανών ως επί το πλείστον κυττάρων γύρω από αυτή (η ωφέλιμη κλίμακα ψύξης) και μακρύτερα μια ζώνη νεκρών κυττάρων (λόγω της επίδρασης των διαλυμάτων).

Οίδημα εμφανίζεται σύντομα μετά την απόψυξη και συνήθως αυξάνεται για μια μέρα. Η ιστική νέκρωση, συνήθως στο κέντρο του όγκου, είναι προφανής περίπου εντός δυο ημερών και αυξάνεται στη συνέχεια σταθερά προς μια λεπτή γραμμή διαχωρισμού, το όριο μεταξύ ζωντανού και νεκρού ιστού. Τα κύτταρα στην περιφέρεια της εφαρμογής συνήθως επιβιώνουν σε υψηλό ποσοστό ώστε να αποτραπεί η απονέκρωση του γύρω ιστού.

2.3 Μηχανισμός Ιστικής Επίδρασης

Ο Cooper αναγνώρισε την ανάγκη για ακριβή πληροφόρηση σχετικά με τις θερμικές παραμέτρους καταστροφής ιστού. Το 1964 κατέγραψε πως κρατώντας τον ιστό στους -20°C για ένα λεπτό είναι επαρκές για την εντατικοποίηση της νέκρωσης. Στη δεκαετία του '60, το βασικό θερμικό πρωτόκολλο κρυοχειρουργικής επίδρασης αποτελούνταν από γρήγορη ψύξη, αργή απόψυξη και επανάληψη του κύκλου ψύξης-απόψυξης. Είναι πια προφανές πως οι θερμικές παράμετροι σύμφωνα με τις οποίες λάμβανε χώρα η ψύξη δεν ήταν ακριβείς και αυτό ίσως οδηγούσε σε θεραπευτικές αστοχίες. Για τον έλεγχο του θεραπευτικού αποτελέσματος της επέμβασης είναι σημαντικό να κατανοηθούν οι μηχανισμοί επίδρασης.

Στην κρυοχειρουργική ο ιστός ψύχεται με ένα κρυοχειρουργικό μέσο, το κρυόδιο, που φέρεται σε καλή θερμική επαφή με τον ιστό-στόχο. Συνήθως το κρυόδιο ψύχεται μέσω της εσωτερικής κυκλοφορίας που γίνεται από το ψυχρόν αέριο. Το ψυχρόν αέριο

φτάνει τη θερμοκρασία φάσης μετάβασης και αρχίζει η ψύξη του ιστού. Καθώς περισσότερη θερμότητα επάγεται, η θερμοκρασία του κρυοδίου συνεχίζει να πέφτει και το υπόβαθρο ψύξης αρχίζει να αναπαράγεται εξωτερικά από το κρυοδίο στον ιστό. Μια μεταβαλλόμενη κατανομή θερμοκρασίας και στις ψυχθείσες και στις μη ψυχθείσες περιοχές του ιστού συμβαίνει. Το υπόβαθρο ψύξης αναπαράγεται εξωτερικά είτε μέχρι η ροή από το ψυχρόν υγρό πάψει είτε μέχρι η θερμότητα που προέρχεται από το ζωντανό ιστό που περιβάλλει την ψυχθείσα περιοχή εξισώνεται με την ποσότητα θερμότητας που το ψυχρόν υγρό του κρυοδίου μπορεί να απάγει. Ο μη ψυχθείς ιστός που περιβάλλει τον ψυχθέντα ιστό-στόχο έχει μια κατανομή θερμοκρασίας από τη θερμοκρασία φάσης μετάβασης των εξωτερικών τιμών της κλίμακας της ψυχθείσας περιοχής μέχρι τη φυσιολογική θερμοκρασία του σώματος.

Στα τυπικά κρυοχειρουργικά πρωτόκολλα, μετά την ολοκλήρωση της ψύξης, το σύστημα ψύξης διατηρεί τον ιστό υπό ψύξη για μια επιθυμητή χρονική περίοδο και ακολουθεί θέρμανση και απόψυξη. Ο πρωταρχικός μηχανισμός θέρμανσης του ψυχθέντα ιστού είναι η κυκλοφορία του αίματος και ο μεταβολισμός του περιβάλλοντος ιστού. Μερικές φορές ο ψυχθέντας ιστός θερμαίνεται επίσης από την επιφάνεια του κρυοδίου μέσω ενός υγρού θέρμανσης που κυκλοφορεί εντός του κρυοδίου. Ανάλογα με την επιλογή του γιατρού, ο ιστός ψύχεται ξανά, αφού προηγηθεί ολοκληρωμένη ή μερική απόψυξη.

Η κρυοχειρουργική επέμβαση μπορεί να εκτελεστεί με διάφορα κρυοδία ώστε να παραχθεί συγκεκριμένο σχήμα του ψυχθέντα ιστού, που ανταποκρίνεται στο σχήμα του ιστού-στόχου. Μια τυπική κρυοχειρουργική επέμβαση διαρκεί από μερικά λεπτά έως μια ώρα. Προκύπτει πως κάθε κύτταρο του ιστού έχει διαφορετικό θερμικό υπόβαθρο. Τα κύτταρα κορντά στην επιφάνεια του κρυοδίου θα ψυχθούν με ένα υψηλότερο ρυθμό ψύξης και σε χαμηλότερες θερμοκρασίες από εκείνες που επιλέγονται για εκείνα που βρίσκονται σε μεγαλύτερη απόσταση από την επιφάνεια του κρυοδίου. Τα κύτταρα σε διαφορετικές περιοχές του ψυχθέντα ιστού θα βρίσκονται σε διαφορετική θερμοκρασία για διαφορετικές χρονικές περιόδους, σαν συνάρτηση της απόστασης τους από την επιφάνεια του κρυοδίου, το χρησιμοποιούμενο υγρό ψύξης, το σχήμα του κρυοδίου, τον αριθμό των κρυοδίων, τον τύπο του ιστού-στόχου.

Η κυτταρική επίδραση για την ψύξη συμβαίνει σε αρκετές κλίμακες :

- Μοριακά : nanoscale (Armstrong)
- Κυτταρικά : mesoscale (micron)
- Επίπεδο ιστού : macroscale (millimeter)

Οι σχετιζόμενες χρονικές κλίμακες κυμαίνονται μεταξύ λεπτού και δέκατα του λεπτού. Το θερμικό καθεστώς μπορεί επίσης να υποδιαιρεθεί στην κλίμακα θερμοκρασίας από τη θερμοκρασία του σώματος έως την αλλαγή της θερμοκρασίας φάσης για φυσιολογικά σωματικά διαλύματα και την κλίμακα θερμοκρασίας υπό τη θερμοκρασία αλλαγής φάσης. Η επίδραση είναι διττή, μακροπρόθεσμη και βραχυπρόθεσμη (άμεση και έμμεση).

3. ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ

3.1 Κλινική εφαρμογή

Η κλινική εφαρμογή της κρυοχειρουργικής τεχνικής είναι σχετικά απλή. Προηγείται ο έλεγχος των σωστών συνθηκών λειτουργίας, όσον αφορά την παροχή του ψυχρού αερίου και της σωστής λειτουργίας, όσον αφορά την πίεση λειτουργίας. Στη συνέχεια απαιτείται μόνο η τήρηση ορισμένων βασικών κανόνων.

❖ Πρίν την εφαρμογή :

- Επιλογή κατάλληλων κρυοδίων (γεωμετρία, χαρακτηριστικά) ανάλογα με την επιθυμητή έκταση της θεραπευτικής δράσης.

- Καθαρισμός του σημείου επέμβασης με tampon και αντισηπτικό.
- Άνοιγμα της βαλβίδας ψυχρού αερίου.
- ❖ Κατά την εφαρμογή :
 - Κατάλληλη τοποθέτηση του κρυοδίου στο σημείο επέμβασης με θερμή-άμεση επαφή. Χρειάζεται ιδιαίτερη προσοχή ώστε να μην τραυματιστούν περιβάλλουσες δομές (Σχήμα 2).

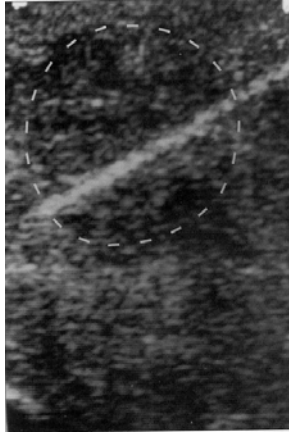


Figure 2: Intraoperative ultrasound scan demonstrating the placement of the cryoprobe within the hepatic tumor (outline)

Απεικόνιση με υπέρηχο τοποθέτησης κρυοδίου σε ήπαρ
ΣΧΗΜΑ 2

Σε ορισμένες περιπτώσεις για μεγαλύτερη ακρίβεια τοποθέτησης χρησιμοποιούνται κατάλληλοι οδηγοί (Σχήμα 3).



Οδηγοί ακριβούς τοποθέτησης κρυοδίων
ΣΧΗΜΑ 3

- Ενεργοποίηση ψυχρού αερίου με ασφάλιση της σκανδάλης του κρυοδίου (ψύξη) για κατάλληλο χρόνο.
- Η θερμοκρασία στο άκρο του κρυοδίου είναι μικρότερη σε σχέση με την αποκτηθείσα από τον ιστό-στόχο θερμοκρασία (Σχήμα 4).

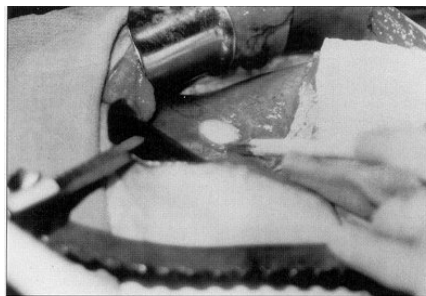


Figure 3: Operative view of the cryoprobe within liver tissue and the formation of an ice ball encompassing the hepatic tumor

Έναρξη κρυοχειρουργικής εφαρμογής
ΣΧΗΜΑ 4

- Επέκταση της κρυοχειρουργικής επίδρασης (Σχήμα 5).



Απεικόνιση με υπέρηχο επέκτασης της εφαρμογής
ΣΧΗΜΑ 5

- Απενεργοποίηση του ψυχρού αερίου με απασφάλιση της σκανδάλης του κρυοδίου (απόψυξη).

Μπορεί να είναι συνεχής ή στιγμιαία. Το κρυόδιο για χρόνο μικρότερο από εκείνο της ψύξης ξεπαγώνει και ξεκολλά από τον ιστό.

- Επανάληψη του κύκλου ψύξης-απόψυξης.

❖ Μετά την εφαρμογή :

- Επιλογή συνεχούς απόψυξης.

Η συνεχής απόψυξη λειώνει πραγματικά τον ιστό σε δευτερόλεπτα και χρησιμοποιείται για δραστική νέκρωση. Το κρυόδιο για χρόνο μικρότερο από εκείνο της ψύξης ξεπαγώνει και ξεκολλά από τον ιστό. Επέρχεται θέρμανση του παγωμένου ιστού-στόχου και τελική απονέκρωση του.

3.2 Κλινικές Παράμετροι Ρύθμισης

3.2.1 Παράγοντες Κρυοχειρουργικής Δράσης

Υπάρχουν αρκετές παράμετροι που μπορούν να ελεγχθούν και να ρυθμιστούν κατά τη διάρκεια του κύκλου ψύξης-απόψυξης μιας κρυοχειρουργικής επέμβασης. Λόγω της πολυπλοκότητας της δράσης και της αργοπορημένης φύσης της, η σχετική συνεισφορά κάθε παραμέτρου δεν είναι πλήρως αποσαφηνισμένη. Επιπλέον, η φύση της επέμβασης καθιστά δύσκολο το διαχωρισμό των αποτελεσμάτων κάθε παραμέτρου αφού όλες σχετίζονται ως ένα σημείο.

❖ Ρυθμός ψύξης

Συνήθως αναγνωρίζεται σαν την πιο σημαντική μεταβλητή την ψυχρή διατήρηση των κυττάρων. Ωστόσο αυτό δεν αποτελεί στοιχείο στην κρυοχειρουργική. Αυτό ίσως οφείλεται στον περιορισμό πως ο ιστός επιβάλλει ένα χαμηλό επίπεδο μέγιστου ρυθμού ψύξης λόγω της θερμικής του μάζας, χωρίς να αναφερθεί η αναγκαιότητα ενός μη ομοιόμορφου ρυθμού ψύξης του.

Παράγοντες που επηρεάζουν τον ρυθμό ψύξης συνιστώνται από τη συσκευή ψύξης και από την όποια δομή που φέρει θερμότητα κοντά στον ιστό-στόχο.

Το ψυχρόν αέριο που χρησιμοποιείται στο κρυόδιο προσδιορίζει το επίπεδο ψύξης, την ταχύτητα ελάττωσης της θερμοκρασίας και την ποσότητα της θερμότητας που απάγεται στην ψύξη.

Το υλικό κατασκευής και το μέγεθος του κρυοδίου επηρεάζουν τη μεταφορά θερμότητας μεταξύ ιστού και κρυοδίου.

Ο αριθμός των χρησιμοποιούμενων κρυοδίων, συχνά είναι αρκετά τοποθετημένα σε διάφορες θέσεις περί του ιστού-στόχου, επηρεάζει την έκταση θέρμανσης του.

Γειτονικά αγγεία άγουν συνεχώς θερμότητα προς την περιοχή του ιστού-στόχου και είναι μερικές φορές αναγκαία η εισαγωγή καθετήρων μέσω των οποίων ζεστό νερό διέρχεται ώστε να συντηρηθούν ευαίσθητες δομές (όπως η ουρήθρα στην κρυοχειρουργική προστάτη).

Η ταχεία ψύξη αναφέρεται να είναι η πιο αποτελεσματική στην κυτταρική αποδόμηση αλλά είναι απίθανο να οδηγήσει σε εκτεταμένη ενδοκυτταρική ψύξη. Οι μέχρι τώρα πειραματικές αποδείξεις είναι ανεπαρκείς για να υποστηριχτεί η άποψη πως η ταχεία ψύξη οδηγεί σε εκτενέστερη δράση ενώ οι σύγχρονοι τεχνικοί περιορισμοί αποτελούν επιπλέον εμπόδιο για την εξακρίβωση της ορθότητας ή μη της άποψης αυτής.

❖ Θερμοκρασία ιστού

Η ελαχιστοποιημένη θερμοκρασία του ιστού είναι η πιο εύκολα μετρήσιμη παράμετρος και γι' αυτό αποτέλεσε το κύριο μέτρο σύμφωνα με το οποίο ορίστηκε ένα πρωτόκολλο κρυοχειρουργικής.

Το 1964, ο Cooper δήλωσε πως ολόκληρος ο ιστός-στόχος πρέπει να παραμείνει στους -20°C για ένα λεπτό ώστε να εξασφαλιστεί η νέκρωση του. Από κρυοβιολογικές μελέτες, είναι γνωστό πως ο ίδιος βαθμός κυτταρικής νέκρωσης επιτυγχάνεται με τη διατήρηση των κυττάρων στους -10°C για μεγαλύτερη περίοδο ή στους -20°C για βραχύτερη περίοδο. Ωστόσο η κρυοχειρουργική βιβλιογραφία αναγνωρίζει κυρίως την πιθανότητα διατήρησης των όγκων σε υψηλότερες θερμοκρασίες για μεγαλύτερες περιόδους. Αφού η βραδεία δράση ψύξης αυξάνει μέχρι η θερμοκρασία να αγγίξει τους -40°C (τουλάχιστον με μεμονωμένα κύτταρα σε διάλυμα γλυκερόλης), η τιμή αυτή συχνά παρατίθεται σαν το κρίσιμο ισοθερμικό σημείο (η θερμοκρασία που θα υποδείξει ολική κυτταρική νέκρωση).

Η σχέση μεταξύ της κινητικότητας καταστροφής κυττάρων ως προς τη θερμοκρασία (ή συγκέντρωση άλατος παραγόμενου με τη διαμόρφωση ψύξης) δεν έχει μελετηθεί για αγγειακή βλάβη κατά την ψυχρή διατήρησή τους. Πραγματικά, η φύση της αγγειακής δράσης στην κρυοχειρουργική δεν έχει γίνει ακόμα κατανοητή ώστε να προκύψουν αξιόπιστες προβλέψεις. Μερικοί πειραματικοί έλεγχοι υποστηρίζουν πως ο διαχωρισμός μεταξύ ζωντανού και νεκρού ιστού ανταποκρίνεται στην κρίσιμη θερμοκρασία αλλά η σχέση αυτή δεν έχει ελεγχθεί ακόμα με τρόπο ώστε οι άλλες μεταβλητές που είναι συνακόλουθες με την επίτευξη συγκεκριμένης θερμοκρασίας να παραμείνουν σταθερές. Ίσως ήταν αρκετό να υποστηριχθεί πως η ελάχιστη θερμοκρασία επαρκεί για τον προσδιορισμό του κρυοχειρουργικού αποτελέσματος αλλά σύμφωνα με την κρυοβιολογία αυτό δεν είναι αναμενόμενο.

❖ Χρόνος και Θερμοκρασία Εφαρμογής

Οι περισσότερες αναφορές συμφωνούν με την άποψη πως η διάρκεια ψύξης δεν είναι τόσο σημαντική. Παρά την ευκολία με την οποία μπορεί αυτή η παράμετρος να ελεγχθεί, αυτό το σφάλμα οφείλεται στην επικρατούσα αντίληψη που λαμβάνει το κρίσιμο ισοθερμικό σημείο σαν δείκτη κυτταρικού θανάτου.

Σύμφωνα με την κρυοβιολογία, αν διαφορετική κυτταρική δράση, λόγω ψύξης και απόψυξης, έχει την όποια σχετικότητα με το αποτέλεσμα της κρυοχειρουργικής επέμβασης, τότε ο χρόνος στον οποίο ο ιστός διατηρείται υπο ψύξη είναι σημαντικός παράγοντας.

Είναι ατυχές το γεγονός πως ελάχιστη εργασία έχει γίνει για να ερευνηθεί το αποτέλεσμα της διαφοροποίησης της σχέσης χρόνος-θερμοκρασία στην κρυοχειρουργική

καθώς ίσως παρέχει ένα μηχανισμό ενίσχυσης της δράσης μόνο στην υπο θεραπεία περιοχή. Για παράδειγμα αν ο ιστός-στόχος χρειάζεται να ψυχθεί στους -15°C και όχι στους -30°C για να επιτευχθεί το ίδιο ποσοστό κυτταρικής απονέκρωσης (στους -15°C για περισσότερο χρόνο), τότε η κρυοχειρουργική δράση στην περιβάλλουσα της υπό θεραπεία περιοχή είναι ίσως πιο μειωμένη.

❖ Ρυθμός Θέρμανσης

Η μελέτη αυτή της παραμέτρου είναι ελάχιστη. Μέχρι σήμερα, η τεχνολογία κρυοδίων παρέχει μια μέθοδο ψύξης, έτσι η θέρμανση επιτυγχάνεται με την απενεργοποίηση του κρυοδίου. Αναπόφευκτα, η επικρατούσα αντίληψη ισχυρίζεται πως η βραδεία απόψυξη οδηγεί σε μεγαλύτερη κρυοχειρουργική δράση.

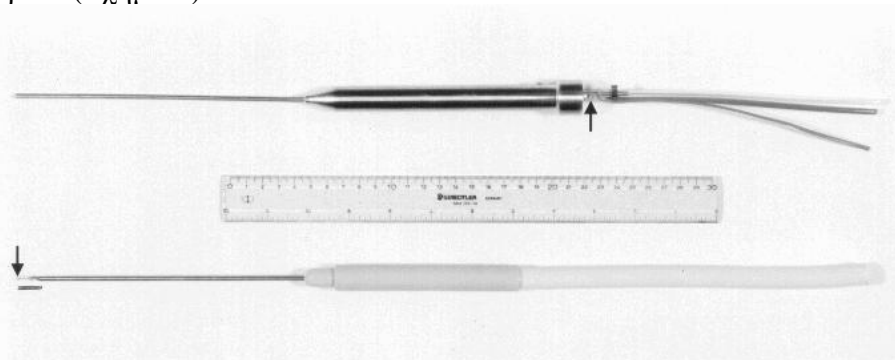
❖ Επαναληπτικότητα-Συχνότητα κύκλου ψύξης-απόψυξης

Έχει παρατηρηθεί πως επαναλαμβάνοντας ένα συγκεκριμένο κύκλο ψύξης-απόψυξης, αφού επιτραπεί η ολοκλήρωση του λιωσίματος, το αποτέλεσμα είναι σημαντικά περισσότερη δράση στον ιστό-στόχο και καλύτερη θεραπευτική έκβαση. Αυτό ίσως οφείλεται στη διάλυση της αρχιτεκτονικής του ιστού από τη μορφοποίηση πάγου ή επανακρυστάλλωση, το πρήξιμο του ιστού ή τη μικρότερη αντοχή των κυττάρων στην ψύξη λόγω υπόγειας θανατηφόρας δράσης προκλυόμενης κατά την πρώτη ψύξη.

Έγιναν έρευνες χρησιμοποιώντας τρεις κύκλους στηριζόμενες στην άποψη πως κάθε επιπλέον κύκλος ενισχύει την δράση. Με ενδιαφέρον, αυτές οι έρευνες έδειξαν πως στις περιπτώσεις όπου δυο κύκλοι ήταν πιο αποτελεσματικοί από έναν, τρεις κύκλοι οδηγούσαν στον θάνατο. Θάνατος από τις άμεσες επιπλοκές της κρυοχειρουργικής καλείται ψυχρό σοκ και διαφοροποιείται από την οργανική αστοχία, την παθολογική πήξη και την οξεία νεφρική αστοχία. Ψυχρό σοκ μπορεί να προκληθεί αυξάνοντας την άμεση κυτταρική νέκρωση πέρα από τα επιτρεπτά επίπεδα. Ενώ τα κύτταρα πεθαίνουν σε μια περίοδο ημερών, αγγειακή δράση και ισχαιμική βλάβη είναι οι πρωταρχικοί στόχοι της κρυοχειρουργικής, φαίνεται πιθανό πως οι πολλαπλοί κύκλοι είναι πιο εύστοχοι στην ενίσχυση της άμεσης κυτταρικής δράσης. Απελευθερώνοντας το ενδοκυτταρικό περιεχόμενο τώσων κυττάρων στην κυκλοφορία στιγμιαία μπορεί να προκληθεί ακατάλληλη ανταπόκριση από τα κύτταρα του αίματος και της αγγείωσης (ανάλογη με την εφαρμογή υψηλής τάσης στα νεφρά).

3.2.2 Αποτίμηση Κλινικής Κρυοχειρουργικής

Υπάρχουν πολλά σημεία της κρυοχειρουργικής επέμβασης που χαρακτηρίζονται από μεταβλητότητα. Ο τύπος του χρησιμοποιούμενου κρυοδίου, το μέγεθος του, η γεωμετρία του, το υλικό κατασκευής του είναι σημαντικά για τον τρόπο εφαρμογής όπως και ο τύπος ψυχρού αερίου (Σχήμα 6).



Τύποι κρυοδίων
ΣΧΗΜΑ 6

Υπάρχουν αρκετές παράμετροι που μπορούν να τροποποιηθούν άμεσα, ώστε να επιτευχθούν κρυοχειρουργικά ειδικοί θεραπευτικοί στόχοι, όπως : το μέγεθος και η θερμοκρασία της σφαίρας πάγου, χρόνος στον οποίο διατηρείται σε συγκεκριμένη θερμοκρασία, ο αριθμός κύκλων ψύξης-απόψυξης (με τη δυνατότητα διαφορετικών θερμοκών πρωτοκόλλων σε διαφορετικούς κύκλους), συμπληρωματική θεραπεία όπου χημικά (κρυοευαισθητοποιητές) προστίθενται ώστε να ενισχυθεί η αποτελεσματικότητα της επέμβασης. Επιπλέον οι βελτιώσεις που λαμβάνουν χώρα όσον αφορά την απεικόνιση στη σφαίρα πάγου με υπερήχους, θερμομέτρηση, υπέρυθρη θερμογραφία, υπολογιστική τομογραφία, μαγνητική τομογραφία εξυπηρετούν στην εξέλιξη της ικανότητας ελέγχου του κρυοχειρουργού.

Η κλινική κρυοχειρουργική είναι πια σε θέση να εφαρμοστεί σαν θεραπεία βελτιστοποίησης, ουραγός σε ορισμένες περιπτώσεις παρά να εφαρμοστεί σαν πρότυπη επέμβαση. Επιπρόσθετα εξετάζοντας τις ιδιαιτερότητες κάθε περίπτωσης όπως η γεωμετρία του όγκου, η απόσταση από γειτονικά αγγεία, γειννίαση με ευαίσθητους ιστούς, ο τύπος του όγκου κ.τ.λ. η επέμβαση στο σύνολο της είναι πρόβλημα για την επιτυχή επίτευξη αρκετών ανταγωνιστικών στόχων. Πρέπει να επιτευχθεί η πλήρης καταστροφή κακοηθών κυττάρων, αν και όχι απαραίτητα άμεσα μετά την απόψυξη. Περιφερειακή επίδραση, ειδικά σε κρίσιμους ιστούς πρέπει να είναι περιορισμένη. Η αγγειακή δράση πρέπει να αυξηθεί καθώς και η άμεση κυτταρική δράση στο όριο του ψυχρού σοκ, αν ο εκτενής κυτταρικός θάνατος είναι το αιτιατό. Με βέβαιη την αποτελεσματικότητα της τεχνικής ήδη για συγκεκριμένους τύπους όγκου, είναι δεδομένο πως με μεγαλύτερη έρευνα η κρυοχειρουργική θα αποτελέσει κυρίαρχη κλινική επέμβαση (ειδικά στην χειρουργική ογκολογία).

3.3 Ιατρικές εφαρμογές

3.3.1 Ενδείξεις

Η εφαρμογή μπορεί να είναι είτε θεραπευτική είτε καταπραϋντική. Η καταστροφή του ιστού δεν συμβαίνει στα όρια του ορατού σημείου επαφής κρυοδίου και ιστού αλλά 1-2 mm εσωτερικότερα.

Τυπικές ενδείξεις της κρυοχειρουργικής τεχνικής είναι :

- ✓ Κακοήθης ιστός είτε σε πρώτο στάδιο είτε σχετιζόμενος με χειρουργικές παρυφές.
- ✓ Απουσία μεταστατικής συμπεριφοράς.
- ✓ Μη χειρουργική αντιμετώπιση πάθησης.

3.3.2 Ιατρικά Πεδία

Μπορεί να εφαρμοστεί σε χειρουργική ανοιχτού ή κλειστού πεδίου, (Σχήμα 7).



Κρυοχειρουργική εν δράσει
ΣΧΗΜΑ 7

Τυπικά πεδία εφαρμογής είναι :

- Γενική χειρουργική, (Σχήμα 8).



Ανοιχτή κρυοχειρουργική ήπατος
ΣΧΗΜΑ 8

- Γυναικολογία, (Σχήμα 9).



Εξέλεση καρκινώματος στήθους
ΣΧΗΜΑ 9

- Μαιευτική
- Δερματολογία
- Ουρολογία
- Καρδιολογία
- Ωτορινολαρυγγολογία

4. ΤΕΧΝΙΚΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ

4.1 Σύστημα Ελέγχου

Τα τεχνικά χαρακτηριστικά του συστήματος ελέγχου είναι (Σχήμα 10):

- Το υλικό του περιβλήματος είναι σχεδιασμένο για μεγάλης διάρκειας ζωή χωρίς ή με ελάχιστες βλάβες (π.χ. ανοξειδωτος χάλυβας).
- Είναι δοκιμασμένο σε υψηλές πιέσεις.
- Χαρακτηρίζεται από επιδεκτικότητα σύνδεσης σε διάφορους τύπους κρυοδίων.
- Ρύθμιση πίεσης λειτουργίας.
- Ρύθμιση θερμοκρασίας λειτουργίας.
- Ρύθμιση ροής-κατανάλωσης ψυχρού αερίου.
- Δυνατότητα επιλογής του ψυχρού αερίου λειτουργίας.



Τυπικό σύστημα ελέγχου
ΣΧΗΜΑ 10

4.2 Φιάλη Ψυχρού Αερίου

Τα τεχνικά χαρακτηριστικά της φιάλης ψυχρού αερίου είναι (Σχήμα 11):

- Περιέχει αέριο κατάλληλο για ιατρική χρήση (π.χ CO₂ ή N₂O).
- Η ενεργή φιάλη πρέπει να είναι πάντα πλήρης.
- Η ένδειξη του μανόμετρου της εφεδρικής φιάλης ενημερώνει για την ικανή πληρότητα της ώστε να ολοκληρωθεί η εφαρμογή.
- Πρέπει πάντα να υπάρχει εφεδρική πλήρης.
- Ειδικό σύστημα σύνδεσης (O-RING) που εξασφαλίζει πλήρη στεγάνωση.



Πίσω όψη επιδαπέδιας φιάλης ψυχρού αερίου
ΣΧΗΜΑ 11

4.3 Κρυόδια

Τα τεχνικά χαρακτηριστικά κρυοδίων είναι (Σχήμα 12):

- Βελτιωμένα θερμικά χαρακτηριστικά βασισμένα σε κράμα χρυσού που επιτρέπουν γρήγορη ψύξη και απόψυξη.
- Αποτελούν τμήμα του κυκλώματος αερίου και δεν επιτρέπουν διαρροή αερίου.
- Είναι δοκιμασμένα σε πίεση πολλαπλάσια της πίεσης λειτουργίας.
- Χαρακτηρίζονται από ευκολία αντικατάστασης χωρίς να απαιτείται κλείσιμο της φιάλης.
- Ψύξη αποκλειστικά και μόνο στην κεφαλή τους.
- Ανατομική σχεδίαση για καλύτερη επαφή με τον ιστό και ποικιλία τύπων κεφαλής ανάλογα της εφαρμογής.

- Πλήρης έλεγχος με το ένα χέρι μέσω ειδικής σκανδάλης τριών λειτουργιών σε τρεις διαφορετικές θέσεις μανδάλωσης (off-freezing-thawing).
- Άνετη χειρολαβή λειτουργίας.
- Φιλικά και ξεκούραστα για το χειριστή.



Μορφή σύγχρονου κρυοδίου
ΣΧΗΜΑ 12

5. ΠΡΟΔΙΑΓΡΑΦΕΣ ΑΣΦΑΛΕΙΑΣ

- ◆ Πρίν την εφαρμογή
 - Χρήση αερίου κατάλληλου για ιατρική εφαρμογή (CO₂ ή N₂O).
 - Οπτικός έλεγχος φθορών.
 - Πρέπει να ελέγχονται :
 - ✓ Η πίεση αερίου και ρύθμιση της κατάλληλης πίεσης λειτουργίας (μετά από κάθε ρύθμιση, με το πάτημα της σκανδάλης εμφανίζεται η νέα πίεση λειτουργίας).
 - ✓ Πιθανές διαρροές κυκλώματος κυκλοφορίας αερίου.
 - ✓ Η βαλβίδα αερίου να είναι τελείως ανοιχτή.
- ◆ Κατά την εφαρμογή
 - Αποβολή του κρύου αέρα, με ενσωματωμένη θύρα, μακριά από ασθενή και χειριστή.
 - Η φιάλη πρέπει να είναι καλά στερεωμένη και σε κάποια απόσταση (τουλάχιστον ενός μέτρου) από την υπόλοιπη συσκευή.
 - Η πίεση της φιάλης πρέπει να είναι σταθερή γι' αυτό :
 - ✓ Η φιάλη δεν πρέπει να εκτίθεται στον ήλιο, σε ακτινοβολίες ή σε άλλη πηγή θερμότητας καθώς μπορεί να αυξηθεί η πίεση στο εσωτερικό της.
 - ✓ Επειδή παρατεταμένη χρήση (~ 10min -15min συνεχούς λειτουργίας) προκαλεί πτώση της εσωτερικής θερμοκρασίας του αερίου και πτώση πίεσης της φιάλης, πρέπει να χρησιμοποιηθεί άλλη φιάλη ή παύση της λειτουργίας για λίγο.
 - ✓ Ύπαρξη πάντα πλήρης φιάλης.
- ◆ Μετά την εφαρμογή
 - Καθαρισμός και συντήρηση των εξαρτημάτων σύμφωνα με τις προδιαγραφές του κατασκευαστή.

6. ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΠΡΟΔΙΑΓΡΑΦΕΣ

Ακολουθούν οι τεχνικές προδιαγραφές μιας πρότυπης συσκευής κρυοχειρουργικής, με εφαρμογές σε πολλαπλά ιατρικά πεδία, της Sprembly Medical Cryounit 130, (Σχήμα 13).



Spemby Medical Cryounit 130
ΣΧΗΜΑ 13

Cryogen	Liquid Nitrogen (N ₂)
Console Weight	56 kg (empty)
Unit Dimensions	Height 940 mm Width 480 mm Depth 680 mm
Dewar Capacity	10 litres (nominal)
Liquid Low	Indicates when contents < 2 ½ litres (nominal)
Operating Pressure	20 psi (nominal)
Power Supply	240VAC 50Hz or 110VAC 60 Hz
Temperature Scale	-200 °C to +50 °C (25 °C steps)
Timer Scale	0 to 10 minutes (1 minute steps)
Audio Timer	Sounds for each minute of freeze

Τα κρυόδια χαρακτηρίζονται από μεγάλη ευρύτητα γεωμετρικών χαρακτηριστικών, ανάλογα της εφαρμογής (Σχήμα 14).



Εύρος μορφών κρυοδίων
ΣΧΗΜΑ 14

7. ΣΥΝΤΗΡΗΣΗ

Ακολουθούν ορισμένες βασικές οδηγίες για προληπτικές εργασίες σωστής και σύμφωνα με τα πρωτόκολλα λειτουργίας.

- Όταν ελέγχεται η λειτουργία της συσκευής, πρέπει :
 - Η κεφαλή να είναι προς τα πάνω.
 - Το κάτω μέρος της συσκευής να είναι στραμμένο σε ελεύθερο πεδίο.
- Οπτικός έλεγχος της συσκευής για πιθανές φθορές.
- Οι κεφαλές, αφού ξεπαγώσουν, καθαρίζονται με στεγνό πανί.
- Υπάρχει ενσωματωμένο σύστημα αυτόματου καθαρισμού για κάθε κύκλο λειτουργίας ώστε να εξασφαλίζονται συνθήκες καθαριότητας στο πεδίο εφαρμογής κάθε στιγμή.
- Αποστείρωση σύμφωνα με τις προδιαγραφές του κατασκευαστή όσον αφορά τις συνθήκες και το χρόνο αποστείρωσης.
 - Κρυόδια με πλαστικό στέλεχος δεν αποστειρώνονται σε κλίβανο. Μόνο σε ειδικό διάλυμα για ορισμένο χρόνο ή σε κλίβανο αερίου.
 - Κρυόδια με μεταλλικό στέλεχος αποστειρώνονται σε κλίβανο.
- Μετά την αποστείρωση, τα κρυόδια πρέπει να ξεπλένονται (τουλάχιστον τρεις φορές) και να στεγνώνουν καλά πριν χρησιμοποιηθούν. Υπολείμματα μπορεί να καούν και να προκαλέσουν σκουριά ή ζημιά.

ΣΥΓΚΡΙΣΗ

ΠΛΕΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ ΚΑΙ ΜΕΙΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ ΜΕΘΟΔΩΝ ΚΑΙ ΤΕΧΝΙΚΩΝ

I. Ηλεκτροχειρουργική Διαθερμία

Η κλασσική ηλεκτροχειρουργική διαθερμία χρησιμοποιείται ευρέως περίπου περισσότερο από εβδομήντα χρόνια. Στηρίζεται στη χρήση εναλλασσομένου ρεύματος υψηλής συχνότητας για την επιθυμητή δράση, τομή ή/και αιμόσταση.

Αποτελεί τον εξελιγμένο απόγονο της ηλεκτροκαυτηρίασης αφού το εναλλασσόμενο ρεύμα υψηλής συχνότητας προσφέρει σημαντικές δυνατότητες, όπως

- Τομή ιστού
- Αποτελεσματικότερη αιμόσταση
- Μεγάλη ευχέρεια μέσω των πολλών τύπων ενεργού ηλεκτροδίου

Η επαφή του ενεργού ηλεκτροδίου, του φορέα του ηλεκτρικού ρεύματος, με τον ιστό είναι άμεση, γιατί ο αέρας έχει χαμηλή ηλεκτρική αγωγιμότητα (Σχήμα 1).



Εφαρμογή ηλεκτροχειρουργικής διαθερμίας
ΣΧΗΜΑ 1

Το βάθος δράσης είναι ανάλογο με την τάση λειτουργίας.

Η σχέση μεταξύ ταχύτητας τομής και αιμόστασης είναι αντιστρόφως ανάλογη. Επηρεάζεται ουσιαστικά από τον τύπο διαμόρφωσης του υψίσυχνου ρεύματος.

Η ισχύς των εφαρμογών ποικίλλει ανάλογα με το είδος της τεχνικής. Γενικά σε διπολικές εφαρμογές η μέγιστη ισχύς δεν υπερβαίνει τα 100 Watt ενώ σε μονοπολικές εφαρμογές μπορεί να χρησιμοποιηθεί μεγαλύτερη ισχύς, έως και 400 Watt.

Τα ιατρικά πεδία εφαρμογής είναι πολλά και καθορίζονται από την επιθυμητή θεραπευτική δράση που είναι συνισταμένη των παραγόντων επίδρασης της τεχνικής (κυματομορφή και ισχύς ρεύματος, χρόνος και ταχύτητα εφαρμογής, σχήμα ενεργού ηλεκτροδίου και σύνθεση ιστών).

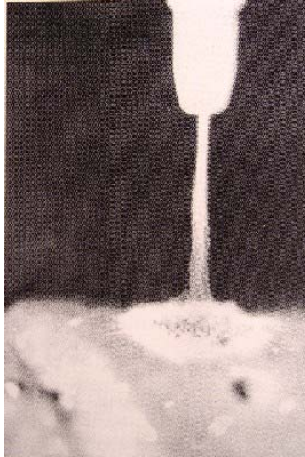
Είναι λογικά αναμενόμενο στα χρόνια εφαρμογής της, εκτός από τα πλεονεκτήματα να ανακύπτουν και μειονεκτήματα στη χρήση ρεύματος υψηλής συχνότητας, όπως :

- Προσκόλληση αιμοστατούμενου ιστού στο ενεργό ηλεκτρόδιο.
- Έλλειψη ελέγχου κατευθυντικότητας της δράσης.
- Επανάληψη της δράσης.
- Αθέλητη τομή ιστού στην προσπάθεια πάυσης της αιμορραγίας.
- Πιθανότητα έλξης από το ενεργό ηλεκτρόδιο με επαπτόμενο τμήμα ιστού.
- Εκτενής ιστική απανθράκωση.
- Ανάπτυξη τολύπης καπνού.
- Μειωμένη ορατότητα περιοχής της εφαρμογής.
- Αναποτελεσματικότητα δράσης στο οστό ή σε ιστούς υψηλής εμπέδησης.
- Έλλειψη ταχύτητας και αποτελεσματικότητας σε ιδιαίτερες περιπτώσεις ιατρικής εφαρμογής (τραύμα, μόσχευμα, κ.λ.π.).

II. Ηλεκτροχειρουργική Πλάσματος Αργού

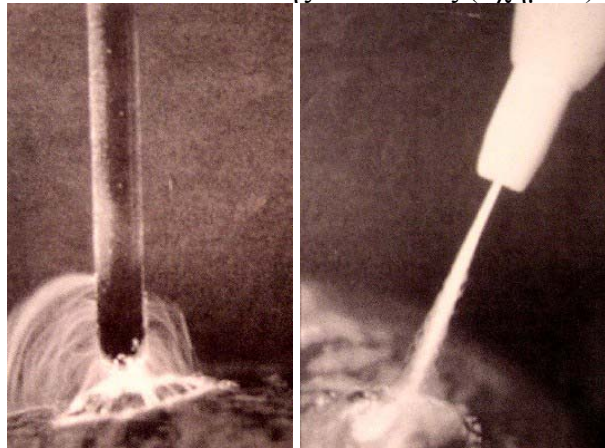
Η ηλεκτροχειρουργική πλάσματος αργού αναπτύχθηκε για να αποδοθεί σωστά πιθανώς αβέβαιη αιμόσταση και για να βελτιστοποιηθεί η κλινική αποτελεσματικότητα της κλασσικής ηλεκτροχειρουργικής διαθερμίας υπερνικώντας τα μειονεκτήματα της.

Χρησιμοποιεί ομοαξονική, επικεντρωμένη ροή αερίου αργού, στη θερμοκρασία σώματος, μέσω μονοπολικού ρεύματος και προκαλείται αιμόσταση εξ'αποστάσεως (Σχήμα 2).



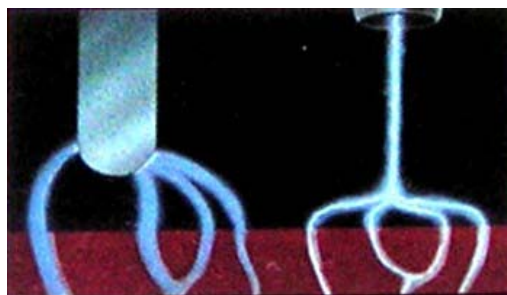
Εφαρμογή ηλεκτροχειρουργικής πλάσματος αργού
ΣΧΗΜΑ 2

Παρά το γεγονός πως η ηλεκτροχειρουργική διαθερμία και η ηλεκτροχειρουργική πλάσματος αργού στηρίζονται στην ίδια βάση, η τελική αποτίμησή τους διαφέρει και μάλιστα περισσότερο πλεονεκτικά έναντι της τελευταίας (Σχήμα 3).



Ηλεκτροχειρουργική διαθερμία (αριστερά) και ηλεκτροχειρουργική πλάσματος αργού (δεξιά)
ΣΧΗΜΑ 3

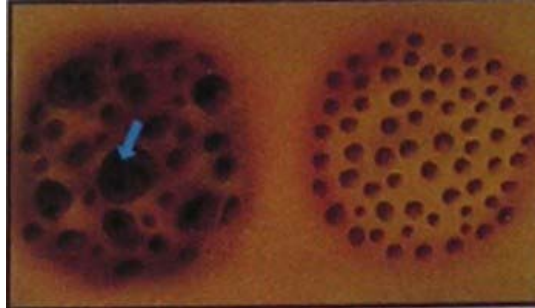
Το υψίσυγχο εναλλασσόμενο ρεύμα προκαλεί το φαινόμενο μεμονωμένων «τόξων» χτυπώντας τον ιστό και διαμορφώνοντας «σήραγγες τόξων» στο εσωτερικό του ιστού (Σχήμα 4).



Σήραγγες τόξων
Αριστερά : ηλεκτροχειρουργική διαθερμία
Δεξιά : ηλεκτροχειρουργική πλάσματος αργού
ΣΧΗΜΑ 4

Κατά την εξέλιξη της επέμβασης, οι πολυάριθμες σήραγγες τόξων αλληλοσυνδέονται διαμορφώνοντας μια δικτυωτή ή τύπου σπόγγου δομή.

Με την ηλεκτροχειρουργική πλάσματος αργού, το ηλεκτροχειρουργικό ρεύμα ακολουθεί ένα πιο στενό, επικεντρωμένο μονοπάτι κατά μήκος της ροής του αερίου αργού από το ενεργό ηλεκτρόδιο προς τον ιστό. Το αποτέλεσμα είναι σήραγγες τόξων μικρότερες, περισσότερες, πιο ομοιόμορφες σε διάμετρο και σε βάθος, με ομογενή κατανομή στον ιστό (Σχήμα 5).

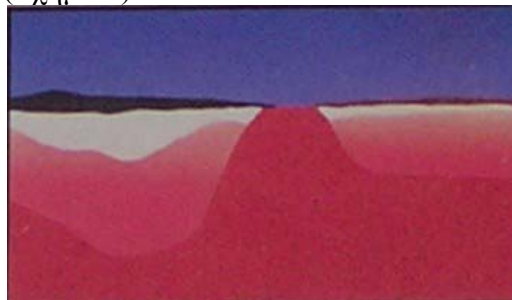


Δικτυωτή δομή

Αριστερά : ηλεκτροχειρουργική διαθερμία
Δεξιά : ηλεκτροχειρουργική πλάσματος αργού

ΣΧΗΜΑ 5

Το θεραπευτικό αποτέλεσμα είναι γρήγορη αιμόσταση ευρείας επιφάνειας με μικρό βάθος διείσδυσης (~ 1 έως 2 mm) από το αντίστοιχο στην κλασική ηλεκτροχειρουργική διαθερμία με αποτέλεσμα να παρατηρείται μικρότερη ιστική καταστροφή και γρηγορότερη ανάρρωση (Σχήμα 6) .



Ιστική επίδραση

Αριστερά : ηλεκτροχειρουργική διαθερμία
Δεξιά : ηλεκτροχειρουργική πλάσματος αργού

ΣΧΗΜΑ 6

Γενικά το βάθος διείσδυσης στην ηλεκτροχειρουργική πλάσματος αργού εξαρτάται από την ισχύ και τη διάρκεια της εφαρμογής καθώς και από τα ηλεκτρικά χαρακτηριστικά του ιστού.

Η ροή του αερίου αργού απομακρύνει το αίμα και τα βιολογικά υγρά από την επιφάνεια εφαρμογής, με αποτέλεσμα :

- Καλύτερη ορατότητα στην περιοχή εφαρμογής.
- Μικρότερη απαιτούμενη υψίσυχη ενέργεια.
- Λιγότερη απανθράκωση.
- Μικρότερη έκταση ιστικής καταστροφής.
- Λιγότερος καπνός και οσμές.

Όταν χρησιμοποιείται για καυτηρίαση του ιστού, η θερμοκρασία δεν υπερβαίνει ποτέ τους 110 °C (230 °F) λόγω του φαινομένου ψύξης από το αέριο αργό και επιπλέον δεν γίνεται πρόσθετη αγωγή υψίσυχνης ενέργειας στον ιστό. Για αυτό δεν απαιτείται

επανάληψη της εφαρμογής με αποτέλεσμα την ελαχιστοποίηση της καταστροφής και νέκρωσης του περιβάλλοντος ιστού.

Χαρακτηρίζεται από μεγαλύτερη ασφάλεια.

Λόγω της θερμοκρασίας δωματίου που έχει το αέριο αργό δεν πυροδοτούνται εύφλεκτα υλικά (π.χ. ρούχα και γάντια χειρουργού, χειρουργικές γάζες).

Λόγω της συγκεντρωτικότητας της δράσης, ο κίνδυνος μόλυνσης είναι μικρότερος.

Συμπερασματικά, τα σημαντικά πλεονεκτήματα της ηλεκτροχειρουργικής πλάσματος αργού είναι :

- Μικρότερη απαιτούμενη ισχύς.
- Επικεντρωμένη δράση.
- Έλεγχος κατευθυντικότητας.
- Πιο γρήγορη και πιο αξιόπιστη εφαρμογή.
- Λιγότερη απώλεια αίματος.
- Μικρότερη πιθανότητα επανα-αιμορραγίας.
- Αποτελεσματικότερη δράση στο οστό και σε ιστούς υψηλής εμπέδησης.
- Υψηλή ταχύτητα και αποτελεσματικότητα εφαρμογής σε ιστούς μεγάλης αγγείωσης.
- Δυνατότητα εφαρμογής σε ευαίσθητες δομές.
- Μεγαλύτερη ασφάλεια.
- Μικρότερο βάθος διείσδυσης.
- Μειωμένος κίνδυνος διάτρησης και μόλυνσης.
- Μικρότερη ιστική απανθράκωση.
- Μείωση παραγωγής καπνού.
- Απουσία δυσάρεστων οσμών.
- Καλύτερη ορατότητα.
- Μικρότερος χρόνος θεραπείας.
- Μικρότερος χρόνος ανάρρωσης.
- Καλύτερο αισθητικό αποτέλεσμα.

Σαν μειονεκτήματα αυτής της τεχνικής αναφέρονται :

- Εφαρμογή, μέχρι σήμερα, με μονοπολική τεχνική.
- Εφαρμογή ως επί το πλείστον για αιμόσταση με ελάχιστη δράση τομής.
- Αντενδείκνυται η εφαρμογή της σε ορισμένες ειδικές παθήσεις.

III. Ενδοσκοπική Ηλεκτροχειρουργική

Η εφαρμογή της ηλεκτροχειρουργικής, ηλεκτροχειρουργική διαθερμία και ηλεκτροχειρουργική πλάσματος αργού, όχι μόνο στο ανοικτό αλλά και στο κλειστό πια χειρουργικό πεδίο, προσέφερε νέες δυνατότητες στη χειρουργική.

Μεμονωμένα η ενδοσκόπηση αποτελεί επανάσταση για την χειρουργική αυτού του αιώνα, όσο ήταν η αναισθησία για τον προηγούμενο.

Η χειρουργική είναι μια ειδικότητα που βρίσκεται σε συνεχή εξέλιξη με στόχο την καλύτερη αντιμετώπιση των χειρουργικών παθήσεων. Ειδικά η μικροεπεμβατική χειρουργική ξεκίνησε με κύριο μέλημα τη βελτίωση της φροντίδας του ασθενή, ακολουθώντας μια ανθρωπιστική άποψη. Στην εξέλιξη της και με εφαλτήριο την ραγδαία τεχνολογική εξέλιξη και υποστήριξη, έχει φθάσει όχι μόνο να βελτιώσει τις συνθήκες για το χειρουργικό ασθενή, αλλά και να δώσει λύσεις σε μακροχρόνια προβλήματα (ενδοαυλιακή αγγειοχειρουργική σε υψηλού κινδύνου ασθενείς, σταδιοποίηση κακοηθειών). Έχουν ήδη πραγματοποιηθεί bypass στεφανιαίων αγγείων σε παλλόμενη καρδιά με ρομποτική υποστήριξη, πού δεν αντικαθιστά, αλλά αυξάνει τις τεχνικές δυνατότητες του χειρουργού. Έχουν γίνει ενδοσκοπικές επεμβάσεις με ρομποτική υποστήριξη, με τον εξειδικευμένο χειρουργό σε άλλο μέρος και σε συνεργασία βέβαια με ιατρική ομάδα στον τόπο του χειρουργείου. Η ανάπτυξη της τηλειατρικής βοηθά στην

γρήγορη μετάδοση αυτής της γνώσης με τηλεσεμινάρια, παρακολούθηση ζωντανών ενδοσκοπικών επεμβάσεων για εκπαιδευτικούς σκοπούς και telementoring, δηλαδή καθοδήγηση ενός χειρουργού σε μια καινούργια τεχνική κατά την διάρκεια της επέμβασης από έναν ειδικό εκ του μακρόθεν (Σχήμα 7).



Τηλεχειρουργική
ΣΧΗΜΑ 7

Η ενσωμάτωση της ηλεκτροχειρουργικής στην ενδοσκόπηση, προσφέρει ένα κράμα πλεονεκτημάτων κυρίως για τον ασθενή, όπως :

- Ελαχιστοποίηση του τραύματος.
- Ταχύτερη ανάρρωση.
- Λιγότερος πόνος.
- Γρηγορότερη κινητοποίηση.
- Γρήγορη επιστροφή σε κανονική διατροφή.
- Αποφυγή πνευμονικών λοιμώξεων και διαπύησης του τραύματος
- Μειωμένος κίνδυνος φλεβοθρόμβωσης και εμβολής.

Η ισχύς που χρησιμοποιείται στις εφαρμογές της ενδοσκοπικής ηλεκτροχειρουργικής είναι μικρότερη από εκείνη της ηλεκτροχειρουργικής ανοιχτού τύπου. Υπάρχει μεγάλη ποικιλία ενεργών ηλεκτροδίων ανάλογα με το είδος της εφαρμογής, τον τύπο πρόσβασης, την επιθυμητή δράση.

Είναι σίγουρο πως η ενδοσκοπική ηλεκτροχειρουργική θα συνεχίσει να εξελίσσεται καθώς η επιδεξιότητα των χειρουργών θα αυξάνεται και η τεχνολογία θα δίνει καινούργιες λύσεις. Είναι όμως σημαντικό να τονιστεί ότι απαιτείται ειδική εκπαίδευση από την οποία πρέπει να περάσει ο χειρουργός προκειμένου να μπορεί να πραγματοποιεί τις επεμβάσεις αυτές με ασφάλεια. Και αυτό γιατί από το γνωστό τρισδιάστατο χειρουργικό πεδίο πρέπει να μεταφερθεί στο χώρο της επίπεδης οθόνης και στα μακριά ενδοσκοπικά εργαλεία που απαιτούν διαφορετικούς λεπτούς χειρισμούς.

IV. Κρυοχειρουργική

Η τεχνική της κρυοχειρουργικής στηρίζεται στην ψύξη για την καταστροφή ανεπιθύμητων ιστών. Σε αντίθεση με τις άλλες ηλεκτροχειρουργικές τεχνικές, η κρυοχειρουργική δεν χρησιμοποιεί ηλεκτρικό ρεύμα. Μέσω της ψύξης, με τη βοήθεια κατάλληλου ψυχρού αερίου, στοχεύει στη δημιουργία ψυχρού εγκαύματος ώστε να επιτευχθεί κυτταρική απονέκρωση.

Δεν χρησιμοποιείται για τομή ή αιμόσταση ούτε και ενδοσκοπικά. Το εύρος των εφαρμογών είναι διαφορετικό. Εκείνο που ενδιαφέρει είναι η μέγιστη ψύξη που μπορεί να επιτευχθεί με το ψυχρό αέριο και ο ρυθμός ψύξης.

Η κρυοχειρουργική παρουσιάζει ορισμένα βασικά χαρακτηριστικά :

- Ιδανική αποδοχή από τον ασθενή.
- Αποφυγή ηλεκτρικού ρεύματος στην ευαίσθητη περιοχή της καρδιάς.
- Εφαρμογή σε περιοχές όπου η ύπαρξη βιολογικών υγρών είναι αναπόφευκτη (π.χ μήτρα).
- Κύρια εφαρμογή σε γυναικολογία και δερματολογία.
- Καλά αισθητικά αποτελέσματα.
- Μικρή ή καθόλου αιμορραγία.
- Μεγάλη θεραπευτική αποτελεσματικότητα.
- Ελάχιστος πόνος.
- Μικρές απαιτήσεις αναισθησίας.
- Επαναλήψιμη θεραπεία.
- Μικρό κόστος.

V. Συμπέρασμα

Στη σύγχρονη χειρουργική σταχυολογούνται αξιόλογες και σχεδόν εξειδικευμένες τεχνικές για την αντιμετώπιση των παθήσεων.

Η κάθε μία χαρακτηρίζεται από τα δικά της ιδιαίτερα στοιχεία που αφορούν το θεωρητικό υπόβαθρο, το θεραπευτικό αποτέλεσμα και τους περιορισμούς εφαρμογής. Στο σύνολο τους ενισχύουν τη φάρετρα του θεράποντα γιατρού στο έργο του.

Με δεδομένα τα ιδιαίτερα χαρακτηριστικά τους, η επιλογή προσδιορίζεται από :

- ❖ Της απαιτήσεις της ιατρικής ανάγκης
- ❖ Τον τύπο πρόσβασης
- ❖ Το ζητούμενο βέλτιστο θεραπευτικό αποτέλεσμα.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

❖ Έντυπη Βιβλιογραφία

- Οργανολογία Ιατρικών Συστημάτων II, Θεωρία Σταυρακάκης Αντώνης, Ηλεκτρονικός Μηχανικός Ηράκλειο, Ιανουάριος 2000
- Οργανολογία Ιατρικών Συστημάτων II, Εργαστήριο Σταυρακάκης Αντώνης, Ηλεκτρονικός Μηχανικός Ηράκλειο, Ιανουάριος 2000
- Μαθήματα Βιοιατρικής Τεχνολογίας III Τεχνολογία Εντατικής Ιατρικής και Χειρουργείου Σπυρόπουλος Βασίλης Αθήνα, 1993
- Electrosurgery of the Skin Sheldon V.Pollack, M.D Churchill Livingstone Inc. 1991
- Βιοηλεκτρισμός Δ.Γλάρος, Ph.d και Μ.Τζαφλίδου, Ph.D Ιωάννινα, Μάιος 1985
- AORN JOURNAL Argon Beam Coagulation Kay Matthews, RN November 1992, VOL 56, NO 5
- Σύγχρονη γενική χειρουργική, τόμος II Παπαδημητρίου Ιωάννης, Χειρουργός Εκδόσεις Παρισσιανού, 2001
- Λαπαροσκοπική Γενική Χειρουργική Δημήτρης.Α.Λινός, Χειρουργός Ιατρικές Εκδόσεις Π.Χ.Πασχαλίδης, 1991
- Η εξέταση του χειρουργικού ασθενούς
- Επιθεώρηση ΥΓΕΙΑΣ Λαπαροσκοπική Χολοκυστεκτομή Ν.Φινοκαλιώτης – Στ.Πιερρακάκης Μάιος – Ιούνιος 1991

❖ Ηλεκτρονική Βιβλιογραφία

- [www. Valleylab.com](http://www.Valleylab.com)
- www. Valleylabeducation.org
- www. eddesign.com
- www. QPMPA.org
- www. imedical.com
- www. contemporaryurology.com
- www. prima-medical.com
- www. vitekres.com
- www. Berchtold.de
- www. dinainternational.com
- www. gi.ucsf.edu
- www. erbe-med.com
- www. electropulse.ru

- www.boviemedical.com
- www.ebme.co.uk
- www.imagines.com
- www.elandsvet.co.uk
- www.corexcel.com
- www.medlab.cs.uoi.gr
- www.lapsurgery.gr
- www.elmed.com
- www.199.8.232.90
- www.me.berkley.edu
- www.ucalgary.ca
- www.cancernetwork.com

❖ Τεχνικά Φυλλάδια

- Βιοιατρική Τεχνολογία

Ιατρικά μηχανήματα και συσκευές:

Χειρουργικές διαθερμίες (Electrosurgical Units)

Γκίνης Αντώνης

Ιανουάριος 1993

- Θεραπεία

Διαθερμίες – Πρακτικές Συμβουλές Χρήσης

Σταματόπουλος Ηλίας

Οκτώβριος 1997

- Τεχνική Υποστήριξη

Σημασία Crest Factor

- AESCULAP

High – Frequency Surgical Units

Nerve Stimulator

C- 101, 2/89

- ERBE, ELECTROSURGERY

HF – Electrosurgical Accessories

85 100-100, 2/99

- ERBE, ELECTROSURGERY

NESSY, the Neutral Electrode Safety System for Increased Safety in Electrosurgery

3/96

- ERBE, ELECTROSURGERY

Practical Tips for the Use of High – Frequency Surgical Units

10/97

- BERCHTOLD

ELECTROTOM 530

Operators Manual

- Martin

MEDICAL ELECTRONICS

MODUL SYSTEM 2000

ELECTROTOM 170

ELECTROTOM 300

ELECTROTOM 500

Operating Instructions and Technical Data

- Martin

Martin ME 400 and ME 200 Electrosurgical Units, 6/92

- ERBE, ELECTROSURGERY
ERBOTOM ICC 200
Monopolar Cutting, Monopolar and Bipolar Coagulation
And Optional ENDOCUT too!
8/00
- Alsa, Excell 350 MCD – 250 MCD
ELETTROBISTURI PER ALTA CHIRURGIA
2/94
- Excell, MCDS System
DIATHERMY UNITS FOR MAJOR SURGERY
7/99
- CONMED CORPORATION
1998 Product Catalog
3/98
- ERBE, HOCHFREQUENZ CHIRURGIE
Electrosurgical Polypectomy with Software – Controlled Cuts (ENDOCUT)
4/02
- AESCULAP
TB 50 HF Surgical Unit Bipolar
- Current Practice in Bronchoscope Electrocut
The Discussion Group for Bronchoscope Electrocut
8/02
- Θεραπεία
Παρουσίαση νέας διαθερμίας αργού
Απρίλιος 1996
- CONED
ABC Technology, Argon Beam Coagulation
1/96
- CONED
Technical Report: Argon Beam Coagulator
1/96
- ERBE, ELECTROSURGERY
APC 300
3/01
- BIRTCHE MEDICAL SYSTEMS
Argon Beam Coagulator
1993
- OLYMPUS
Radio Frequency Cutting And Coagulation In Endoscopic Use
S7757 03 002
- ERBE, Electrosurgery
HF – Electrosurgical Accessories
85 100-100, 2/99
- OLYMPUS, JF/CHF
ENDOSCOPY SYSTEM
OES DUODENOFIBERSCOPES/CHOLEDOCHOFIBERSCOPES
F 380E – 0394T
- OLYMPUS
SURGERY: Laparoscopy, Thoracoscopy, Seps
7.030.006, 9:10/00

- PENTAX
VIDEO ENDOSCOPE SYSTEM
9109 P150
- Laparoscopic video cholecystectomy
Ch.Klaiber, M.D
B 612/ VIII.90
- CONTEC MEDICAL LTD.
Laparoscopy System
1993
- Spembly Medical
Spembly Medical 130 Cruounit
3M/AMSG/785
- Spembly Medical
Cardiac Cryosurgery System
CAT.NO.CCI 10, 1998
- TOITU
Cryosurgery System CR-201
- MedGyn
Multi – Tip Cryo – Probe System
- Gyne – Tech
Cryoprobe Model GT-1S and GT-2S

