Επιπλοκές ενδοσκοπικής πολυποδεκτομής

Ασφαλής χρήση ηλεκτροχειρουργικών συσκευών

Ι. Παχιαδάκης, Mphil, MRCP
Γαστρεντερολόγος, Διευθυντής Γαστρεντερολογικής Κλινικής, 424 ΓΣΝΕ,
Επιστημονικός Συνεργάτης, Δ΄ Παθολογική Κλινική ΑΠΘ, Ιπποκράτειο Νοσοκομείο, Θεσσαλονίκη

Η χρήση ηλεκτροχειρουργικών συσκευών στην θεραπευτική ενδοσκόπηση έχει γνωρίσει ιδιαίτερη ανάπτυξη τις τελευταίες δεκαετίες. Ιδιαίτερα οι διάφορες τεχνικές αιμόστασης και αφαίρεσης παθολογικών ιστών έχουν καταστήσει την θεραπευτική ενδοσκόπηση την πρώτη επιλογή στην αντιμετώπιση αιμορραγιών και αφαίρεσης εξωφυτικών και μη μορφωμάτων του πεπτικού σωλήνα, αντικαθιστώντας σε ένα πολύ μεγάλο ποσοστό τις χειρουργικές επεμβάσεις.

Η θερμική ενέργεια που απελευθερώνεται από τις ηλεκτροχειρουργικές συσκευές μπορεί ωστόσο να προκαλέσει και σημαντικές βλάβες στον πεπτικό σωλήνα, γι'αυτό και η χρήση τους προϋποθέτει κατανόηση των βασικών αρχών λειτουργίας τους και επαγρύπνηση για την αναγνώριση επιπλοκών από τη χρήση τους.

Η εφαρμογή ηλεκτοχειρουργικών συσκευών, ιδιαίτερα στο παχύ έντερο θα πρέπει να λαμβάνει υπόψη και τους περιορισμούς που θέτει το λεπτό τοίχωμα αυτού του τμήματος του πεπτικού σωλήνα. Συγκεκριμένα, το πάχος του παχέος εντέρου κυμαίνεται από 3mm (ορθοσιγμοειδές), μέχρι 1,5mm (τυφλό), ενώ με την επίδραση του αέρα που εμφυσά το κολονοσκόπιο αυτό καθίσταται ακόμα πιο λεπτό. Δεδομένου δε, ότι κατά την εφαρμογή ηλεκτροχειρουργικών μεθόδων επί του τοιχώματος του παχέος εντέρου το βάθος της επιθυμητής «βλάβης» στο τοίχωμα καλό θα είναι να μην ξεπερνά τη βλεννογόνιο μυϊκή στοιβάδα, προς αποφυγή επιπλοκών, το περιθώριο ασφαλούς χρήσης των παραπάνω μεθόδων γίνεται ακόμα πιο περιορισμένο.

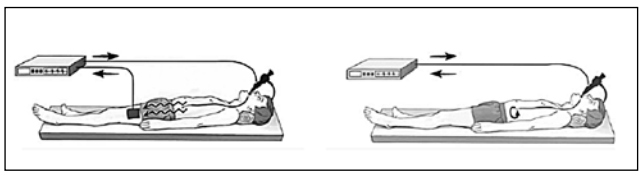
Βασικές έννοιες σχετικές με θερμικές βλάβες επί βιολογικών ιστών απαραίτητες στον ενδοσκόπο για την κατανόηση των προϋποθέσεων ασφαλούς χρήσης των ηλεκτροχειρουργικών συσκευών αναλύονται παρακάτω:

Α. Θερμική απενεργοποίηση: όταν η θερμοκρασία ενός ιστού ξεπεράσει τους 41.5°C ο ιστός υφίσταται ανεπανόρθωτη βλάβη η οποία όμως δεν είναι ορατή κατά την ενδοσκόπηση, καθώς συμβαίνει σε μοριακό επίπεδο.

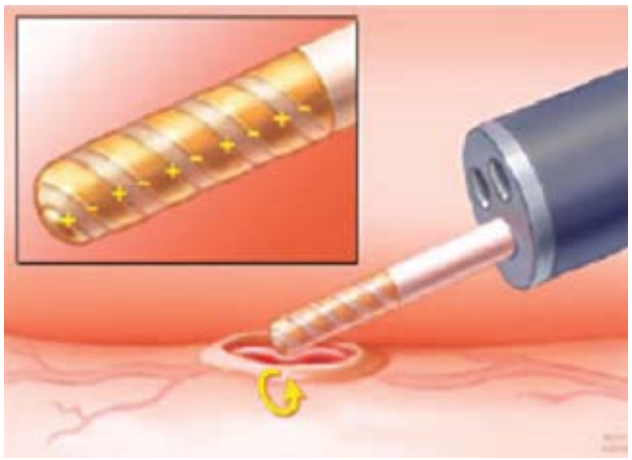
Β. Θερμοπηξία: όταν η θερμοκρασία του ιστού φθάσει περί τους 60°C επέρχεται μετατροπή των κυτταρικών συστατικών από την υγρή φάση στη φάση γέλης (gel state), με ορατό αποτέλεσμα την αλλαγή χρώματος του ιστού, το σχηματισμό παραγώγων του κολλαγόνου όπως η γλυκόζη (κολλώδης μετά την αποξήρανση) και τη συρρίκνωση του κολλαγόνου (αιμόσταση).

Γ. Θερμική αφυδάτωση: προκαλείται όταν σε κυτταρικό επίπεδο, η θερμοκρασία φτάσει το σημείο ζέσεως του νερού (των ένδο- και έξω-κυττάριων διαμερισμάτων) (100°C), με αποτέλεσμα τη «συρρίκνωση» του ιστού, την «συγκολλητική» ικανότητα της γλυκόζης (glue effect) και τέλος, τη δημιουργία ενός «στεγνού» στρώματος, το οποίο μονώνει ηλεκτρικά και θερμικά τους υποκείμενους ιστούς. Κατά την πολυπεκτομή αυτό μπορεί να έχει σαν συνέπεια την αδυναμία περαιτέρω προώθησης του πολυπεκτόμου, ιδιαίτερα σε μεγάλους πολύποδες ή τον περιορισμό του βάθους «διήθησης» της δέσμης του argon plasma.

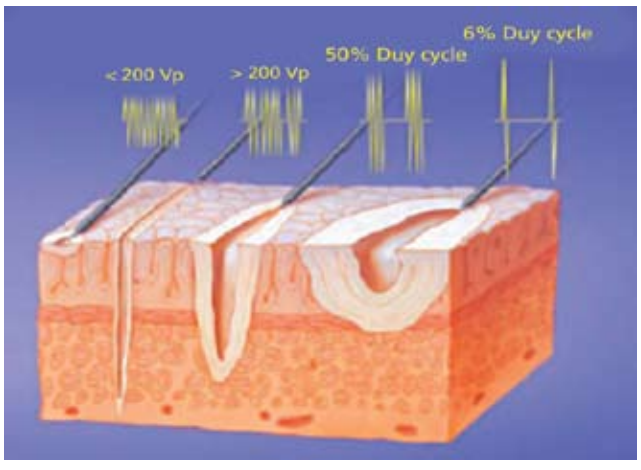
Δ. Θερμική απανθράκωση: όταν η θερμοκρασία του ιστού υπερβεί τους 200°C επέρχεται μερική οξείδωση των υδατανθράκων, μετά την θερμική αφυδάτωση του ιστού, όπου αυτή επιτυγχάνεται με την εφαρμογή είτε ηλεκτρικού σπινθήρα, είτε ακτίνας laser. Το φαινόμενο της απανθράκωσης αποφεύγεται όταν ο ιστός εμβαπτίζεται σε «ευγενές» αέριο, όπως το αργό (argon). Κατά την εφαρμογή laser, το μαύρο χρώμα που προκαλεί η απανθράκωση διευκολύνει την απορρόφηση του εκπεμπόμενου φωτός



Εικόνα 1. *Σχηματική αναπαράσταση μονοπολικής (αριστερά) και διπολικής (δεξιά) συσκευής.*



Εικόνα 2. *Καθετήρας αιμόστασης Gold-Probe (Boston Scientific). Διπολικός καθετήρας στον οποίο ενεργό και ουδέτερο ηλεκτρόδιο είναι τοποθετημένα μεταξύ τους σε μικρή απόσταση, επί του ίδιου καθετήρα και η ροή του ρεύματος γίνεται σε βραχέα, μικρού βάθους κυκλώματα.*



Εικόνα 3. *«Κύκλοι» ροής ρεύματος από το ενεργό ηλεκτρόδιο και σημασία διακεκομένης ροής.*
A. Spikes <200V δεν προκαλούν διατομή του ιστού
B. 50% duty cycle: το ½ το χρόνου που κρατά πατημένο το πεντάλ ο χειριστής υπάρχει ροή αίματος από το ηλεκτρόδιο
Κύκλοι 20-80% χαρακτηρίζονται ως Blended ή blend-cut. Συνήθως οι περισσότερες συσκευές χρησιμοποιούν κύκλους 6% που προκαλούν τόσο διατομή όσο και ικανοποιητικού βάθους αιμόσταση (Coag).

Ε. Θερμική εξάχνωση: όταν η θερμοκρασία του ιστού υπερβεί τους 500°C, στον ατμοσφαιρικό αέρα, ο αφυδατωμένος και απανθρακωμένος ιστός εξαχνώνεται, περνά δηλαδή στην αέρια φάση.

Δεν συμβαίνει το ίδιο, εάν ο ιστός είναι εμβαπτισμένος σε «ευγενές» αέριο όπως το αργό. Καταστροφή παθολογικού ιστού με εξάχνωση κατά την κολονοσκόπηση διενεργείται μόνο με συσκευές laser και κυρίως με το "Nd:YAG laser".

Αύξηση της θερμοκρασίας σε βιολογικούς ιστούς

Αύξηση της θερμοκρασίας βιολογικών ιστών μπορεί να γίνει είτε εξωγενώς, π.χ με heater probe, είτε ενδογενώς, π.χ. με ακτίνα laser.

Συνδυασμός και των δύο μεθόδων εφαρμόζεται στις διαθερμίες υψηλής συχνότητας ρεύματος που χρησιμοποιούνται στην καθ' ημέρα πράξη στις ενδοσκοπικές μονάδες, οι οποίες θερμαίνουν ενδογενώς τον ιστό με το υψίσυχνο ρεύμα και εξωγενώς με ηλεκτρικά «τόξα» μεταξύ του ενεργού ηλεκτροδίου και του ιστού.

Ειδικά για το παχύ έντερο είναι απαραίτητο το θερμικό τραύμα να περιοριστεί κατά το δυνατό στον παθολογικό ιστό, για να αποφευχθούν οι επιπλοκές από την εξάπλωση της θερμότητας στους πέριξ υγιείς ιστούς. Για να γίνει αυτό θα πρέπει ο ενδοσκόπος να γνωρίζει το μέγιστο βάθος του ιστικού θερμικού τραύματος και πώς να ελέγχει, κατά το δυνατό, την επίδραση των θερμικών μεθόδων που είναι διαθέσιμες.

Μέθοδοι αύξησης θερμοκρασίας βιολογικών ιστών

1. Heater probe (εξωγενής αύξηση θερμοκρασίας): το θερμό άκρο του καθετήρα (όπου μετατρέπεται το ηλεκτρικό ρεύμα σε θερμότητα) εφαρμόζεται επί της αιμορραγικής εστίας επιτυγχάνοντας έλεγχο της αιμορραγίας αγγείων μικρού μεγέθους (μέσω θερμοπηξίας μόνο) και μεσαίου μεγέθους (συνδυασμός θερμοπηξίας με μηχανικό αποκλεισμό του αυλού του αγγείου μέσω πίεσης από τον καθετήρα). Βλάβη στη βλεννογόνιο μυϊκή στιβάδα ή και βαθύτερα μπορεί να προκληθεί από παρατεταμένη εφαρμογή και αυξημένη πίεση του καθετήρα και λιγότερο από τη θερμοκρασία (≤60°C), η οποία στις σύγχρονες συσκευές είναι αυτόματα ελεγχόμενη.

2. Χρήση διαθερμίας εναλλασσόμενου ρεύματος υψηλής συχνότητας (συνδυασμός εξωγενούς και ενδογενούς αύξησης της θερμοκρασίας): Θερμική ενέργεια δημιουργείται από την αντίσταση των βιολογικών ιστών στο διερχόμενο δια του ιστού εναλλασσόμενο ηλεκτρικό ρεύμα υψηλής συχνότητας (300kHz). Η αγωγή ηλεκτρικού ρεύματος δια μέσου ιστού προϋποθέτει τη δημιουργία κυκλώματος μεταξύ του ενεργού ηλεκτροδίου εντός/επί του ιστού-στόχου και ενός ουδέτερου ηλεκτροδίου. Συσκευές που χρησιμοποιούν αυτή τη διάταξη ονομάζονται μονοπολικές, ενώ συσκευές στις οποίες και τα δύο ηλεκτρόδια είναι απαραίτητα για τη δημιουργία κυκλώματος, βρίσκονται εντός του ιστού-στόχου, πολύ κοντά μεταξύ τους και εντός του ίδιου καθετήρα, ονομάζονται διπολικές. Στις μονοπολικές συσκευές, το ουδέτερο ηλεκτρόδιο θα πρέπει ➪

να είναι κατά το δυνατό πιο κοντά στο ενεργό ηλεκτρόδιο έτσι ώστε να μειωθεί ο κίνδυνος θερμικών βλαβών από τη μακρά πορεία του εναλλασσομένου ρεύματος εντός του σώματος του ασθενούς.

Η πυκνότητα του ρεύματος που διέρχεται από έναν ιστό εξαρτάται από την ιστική αντίσταση, η οποία είναι συνάρτηση της περιεκτικότητας του ιστού σε νερό. Για παράδειγμα, ιστοί υψηλής περιεκτικότητας σε νερό όπως το αίμα και το εντερικό τοίχωμα παρουσιάζουν μικρότερη αντίσταση στη διέλευση εναλλασσομένου ρεύματος από ότι ο λιπώδης ιστός και τα οστά. Επίσης, η πυκνότητα του ηλεκτρικού φορτίου καθορίζεται από το σχήμα και την επιφάνεια του ενεργού ηλεκτροδίου. Όσο μικρότερη είναι η επιφάνεια του ηλεκτροδίου (λεπτό σύρμα) τόσο μεγαλύτερη είναι η πυκνότητα του ηλεκτρικού φορτίου στο σημείο επαφής με τον ιστό και συνακόλουθα τόσο μεγαλύτερη είναι και η διατμητική ικανότητα, σε αντίθεση με την αιμοστατική ικανότητα, του ηλεκτροδίου.

Στην κολονοσκόπηση, αυτό το ενεργό ηλεκτρόδιο είναι συνήθως βρόγχος, βελόνα, λαβίδα ή σφαιρικό ηλεκτρόδιο. Η μικρότερη επιφάνεια του ενεργού ηλεκτροδίου εξασφαλίζει μικρότερο θερμικό έγκαυμα στους πέριξ υγιείς ιστούς.

Το υψίσυχνο εναλλασσόμενο ηλεκτρικό ρεύμα άγεται μόνο εντός ιστών που περιέχουν νερό και ηλεκρολύτες και ως εκ τούτου, σύμφωνα με όσα έχουν αναφερθεί παραπάνω, η θερμοκρασία του ιστού-στόχου δεν μπορεί να υπερβεί τους 100°C. Ηλεκτρικά τόξα μεταξύ ενεργού ηλεκτροδίου και ιστού-στόχου μπορούν να δημιουργήσουν, εξωγενώς, θερμοκρασία >300°C προκαλώντας απανθράκωση ή και εξάχνωση του ιστού. Τα ηλεκτρικά τόξα και η απανθράκωση-εξάχνωση ιστού είναι ανεπιθύμητα στην κολονοσκόπηση, τόσο λόγω των δημιουργούμενων ατμών που δυσχεραίνουν την ορατότητα, όσο και της αδυναμίας ελέγχου του βάθους του θερμικού τραύματος.

Η ιστική αντίσταση αυξάνεται καθώς ο ιστός-στόχος αφυδατώνεται, κατά τη διάρκεια της πολυπεκτομής. Ως εκ τούτου, η δυνατότητα προσαρμογής της έντασης του ρεύματος ανάλογα με τη μεταβαλλόμενη αντίσταση του ιστού και με βάση την επιλεγμένη από το χρήστη ένταση ρεύματος, με την χρήση ενσωματωμένου στην ηλεκτροχειρουργική συσκευή μικροεπεξεργαστή, είναι ιδιαίτερα χρήσιμη (Erbe Endocut, Erbe, Gmbh, Germany και ValleyLab Instant Response, Valleylab, Boulder, CO). Ιδιαίτερα το σύστημα Endocut, επιπλέον της προσαρμογής της έντασης του ρεύματος ανάλογα με την μεταβαλλόμενη ιστική αντίσταση, διοχετεύει το εναλλασσόμενο ρεύμα σε παλμούς έτσι ώστε να επιτρέπει στους προσβαλλόμενους ιστούς να «κρυώσουν» ενδιάμεσα και η ιστική βλάβη να είναι περισσότερο ελεγχόμενη.

Εφαρμογή υψίσυχνης χειρουργικής διαθερμοπηξίας στην ενδοσκόπηση του πεπτικού σωλήνα

1. Αιμόσταση: συνήθως χρησιμοποιούνται heater probes και διπολικοί καθετήρες, όπως ο Gold-Probe (GoldProbe, Boston Scientific Inc., Natick, MA). Το υψίσυχνο εναλλασσόμενο ρεύμα κυκλοφορεί μόνο μεταξύ των δύο ηλεκτροδίων και ως εκ τούτου το βάθος του θερμικού τραύματος είναι μικρό, με αποτέλεσμα την μικρή πιθανότητα διάτρησης αλλά και την μειωμένη αιμοστατική δράση, η οποία είναι επαρκής μόνο για μικρά αιμορραγούντα αγγεία. Συνδυασμός των διπολικών αυτών καθετήρων με βελόνα αιμόστασης στο ίδιο στέλεχος αυξάνει τις αιμοστατικές τους δυνατότητες

2. Πολυπεκτομή: Το υψίσυχνο εναλλασσόμενο ρεύμα διατέμνει βιολογικούς ιστούς αποτελούμενους κατά βάση από νερό και ηλεκτρολύτες δημιουργώντας ηλεκτρικό «τόξο» μεταξύ του ενεργού ηλεκτροδίου και του ιστού-στόχου. Το βάθος της θερμικής βλάβης είναι δύσκολο να καθοριστεί σε αυτή την ηλεκτροχειρουργική τεχνική. Γνωρίζουμε όμως ότι η ελάχιστη τάση για τη δημιουργία ηλεκτρικού «τόξου» είναι τα 200V, καθώς και ότι το βάθος της θερμοπηξίας αυξάνεται με τη συχνότητα του ρεύματος. Σε αυτή την αρχή στηρίζεται και η ύπαρξη των παρεχόμενων δυο δυνατοτήτων, cut και coag, που παρέχονται συνήθως στις περισσότερες διαθερμίες που χρησιμοποιούνται σε ενδοσκοπικά εργαστήρια. Έτσι, η επιλογή Coag(-ulation) έχει την έννοια της εις βάθος αιμόστασης-υψηλότερης συχνότητας ρεύματος, ενώ η επιλογή Cut αντιπροσωπεύει μέγιστη διατμητική ικανότητα με μικρότερη συχνότητα ρεύματος και μικρότερο βάθος αιμόστασης. Κατά κανόνα η διάκριση μεταξύ «καθαρά διατμητικού ρεύματος» (Pure cut) και «καθαρής θερμοπηξίας» (Coag) δεν είναι τόσο ξεκάθαρη. Έτσι, ρυθμίζοντας τη διαθερμία στη λειτουργία pure cut, ναι μεν οι ιστοί σε άμεση επαφή με το ηλεκτρόδιο διατέμνονται (εξάχνωση), σε λίγο μεγαλύτερη απόσταση όμως από το ηλεκτρόδιο, όπου και η θερμοκρασία που δημιουργεί το ηλεκτρόδιο είναι μικρότερη, παρατηρούνται φαινόμενα θερμοπηξίας. Επίσης όπως αναφέρθηκε ήδη προηγούμενα, η διακεκομμένη ροή ρεύματος κατά τη διάρκεια ενός κύκλου χρήσης της ηλεκτροχειρουργικής συσκευής (κατά τη διάρκεια της πίεσης από τον ενδοσκόπο του πεντάλ της συσκευής) με κορυφώσεις (spikes) αυξημένης συχνότητας εναλλασσομένου ρεύματος (>200V), που έχει σαν αποτέλεσμα την επίτευξη ικανοποιητικής θερμοπηξίας-αιμόστασης κατά τη διάρκεια της διατομής ιστού (ρύθμιση Coag ή ρύθμιση Blended σε κάποιες συσκευές). Η διατομή του ιστού με χρήση υψίσυχνου ρεύματος συμβαίνει και χωρίς μείζονα μηχανική πίεση, γι'αυτό το λόγο κατά τη διάρκεια της πολυπεκτομής το αργό κλείσιμο του βρόγχου έχει σαν αποτέλεσμα την αιμόσταση στα χείλη της διατομής παράλληλα με τη διατομή. Ο σχεδιασμός των περισσοτέρων από τους χρησιμοποιούμενους σε ενδοσκοπικά εργαστήρια πολυπεκτόμους αντιπροσωπεύει μια χρυσή τομή μεταξύ της ιδεατής διατμητικής ικανότητας (λεπτό σύρμα) και της ιδεατής αιμοστατικής ικανότητας (χοντρό σύρμα).

Η δυνατότητα προσαρμογής της έντασης του ρεύματος ανάλογα με τη μεταβαλλόμενη αντίσταση του ιστού και με βάση την επιλεγμένη από το χρήστη ένταση ρεύματος, με την χρήση ενσωματωμένου στην ηλεκτροχειρουργική συσκευή μικροεπεξεργαστή, είναι ιδιαίτερα χρήσιμη

Παρότι στις περισσότερες δημοσιευμένες μέχρι τώρα μελέτες δεν αναφέρονται διαφορές στη συχνότητα εμφάνισης επιπλοκών μεταξύ των διαφόρων επιλογών ρεύματος (Pure-cut, Blend και Coag), κατά την ενδοσκοπική αφαίρεση πολυπόδων, σημαντική διαφορά αναγνωρίσθηκε στο χρόνο εμφάνισης των επιπλοκών. Αφαίρεση πολύποδα με Coag συνήθως παρουσιάζει επιβραδυμένη εμφάνιση αιμορραγίας, ενώ όλες οι άμεσες αιμορραγίες εμφανίσθηκαν όταν χρησιμοποιήθηκε η επιλογή Blend.

Άλλα σημεία στα οποία απαιτείται η προσοχή του ενδοσκόπου για την ασφαλή χρήση της διαθερμίας υψίσυχνου εναλλασσόμενου ρεύματος είναι τα εξής:

1. Το ουδέτερο ηλεκτόδιο πρέπει να είναι σε καλή επαφή με το δέρμα του ασθενούς για να αποφευχθούν εγκαύματα.
2. Η ηλεκτροχειρουργική συσκευή μπορεί να προκαλέσει παρεμβολές στη λειτουργία άλλων ηλεκτρικών συσκευών, όπως ο βηματοδότης, μετατρέποντας την σύγχρονη σε ασύγχρονη βηματοδότηση με δυσάρεστες συνέπειες.
3. Κατά τη διάρκεια της πολυπεκτομής η κεφαλή του πολύποδα δεν πρέπει να βρίσκεται σε επαφή με το απέναντι τοίχωμα του εντέρου καθώς ρεύμα μέσα από τον πολύποδα μπορεί να προκαλέσει θερμική βλάβη στο εντερικό τοίχωμα.
4. Εάν τοποθετηθεί endoloop στη βάση του πολύποδα για αιμόσταση πριν την πολυπεκτομή, η πυκνότητα του ρεύματος στο σημείο που συμπιέζει το endoloop είναι μεγαλύτερη από την πυκνότητα στον βρόγχο, με αποτέλεσμα να θερμανθεί το τμήμα του πολύποδα σε επαφή με το endoloop περισσότερο από το τμήμα σε επαφή με τον πολύποδα.
5. Εάν χρησιμοποιηθούν μεταλλικά clips για αιμόσταση ο βρόγχος πολυπεκτομής δεν πρέπει να έρθει σε επαφή με τα clips καθώς ρεύμα θα διέλθει μέσα από τα clips.

Διαθερμοπηξία με argon plasma

Η αρχή λειτουργίας της συσκευής αναφέρεται σε ηλεκτρικό σπινθήρα που παράγεται από τον ειδικό καθετήρα (>500V) και ο οποίος ιονίζει το ευγενές αέριο αργό (argon), το οποίο εμφυσάται από τον ίδιο καθετήρα και με τη σειρά του μεταφέρει το ηλεκτρικό ρεύμα στον ιστό-στόχο προκαλώντας θερμοπηξία, αφυδάτωση και συρρίκνωση του ιστού, χωρίς απανθράκωση ή εξάχνωση καθώς ο ιστός είναι εμβαπτισμένος στο αδρανές ευγενές αέριο. Καθώς ο αφυδατωμένος ιστός χάνει την ηλεκτρική του αγωγιμότητα, το βάθος της θερμικής βλάβης είναι περιορισμένο.

Μετακινώντας το ακροφύσιο του καθετήρα επί του ιστού το βάθος του θερμικού εγκαύματος περιορίζεται ακόμα περισσότερο. Όταν ο καθετήρας κρατηθεί ακίνητος για 3-10sec επί ενός ιστού, το βάθος του εγκαύματος είναι περίπου 2mm. Για χρόνο μεγαλύτερο των 10sec, το βάθος εγκαύματος αυξάνεται βραδέως μέχρι το μέγιστό του 3-4mm. Εάν ο ιστός-στόχος δεν βρίσκεται μέσα στην εμβέλεια της στήλης του εμφυσώμενου αργού τότε αντί για στήλη αργού (με ελεγχόμενο βάθος εγκαύματος στον ιστό στόχο), έχουμε στήλη αργού-αέρα (με λιγότερο ελεγχόμενο βάθος εγκαύματος στον ιστό στόχο) η οποία αναφλέγεται, με αποτέλεσμα την απανθράκωση του ιστού η οποία μπορεί να προκαλέσει και διάτρηση του τοιχώματος του πεπτικού σωλήνα.

Ο ενδοσκόπος συνήθως χρησιμοποιεί στήλες αργού-αέρα για να κάνει αιμόσταση σε αγγεία ή να καταστρέψει υπολείμματα πολυπόδων που αφαιρέθηκαν με βρόγχο.

Σημεία στα οποία θα πρέπει να δοθεί ιδιαίτερη προσοχή κατά τη χρήση του argon plasma είναι και τα εξής:

1. Είναι μονοπολική συσκευή και γι΄αυτό χρειάζεται τοποθέτηση ουδέτερου ηλεκτροδίου.

2. Το αργό που εμφυσάται στον αυλό του εντέρου μπορεί να προκαλέσει υπερβολική διάταση του τοιχώματος.

3. Το ακροφύσιο του καθετήρα δεν πρέπει να πιέζεται επί του τοιχώματος διότι μπορεί να προκαλέσει διάτρηση.

4. Εάν το ακροφύσιο του καθετήρα πιέσει έντονα επί του τοιχώματος του εντέρου η εμφύσηση του αργού μπορεί να προκαλέσει υποβλεννογόνιο εμφύσημα.

Συμπερασματικά μπορούμε να πούμε ότι, οι διάφορες ηλεκτροχειρουργικές συσκευές που χρησιμοποιούνται τα τελευταία χρόνια στην ενδοσκόπηση του πεπτικού σωλήνα προσφέρουν πολλαπλές επιλογές για θεραπευτικές παρεμβάσεις στον ενδοσκόπο και περιορίζουν σημαντικά χειρουργικές επεμβάσεις πολύ περισσότερο επικίνδυνες. Παρόλ'αυτά η χρήση των συσκευών αυτών εγκυμονεί και διάφορους κινδύνους επιπλοκών, οι οποίοι περιορίζονται κατά το δυνατό από την καλή γνώση των δυνατοτήτων και της αρχών λειτουργίας τους.

Βιβλιογραφία

1. Morris ML, Tucker RD, Baron TH, Song LM. Electrosurgery in gastrointestinal endoscopy: principles to practice. Am J Gastroenterol 2009; 104(6):1563-1574.
2. Barlow DE. Endoscopic applications of electrosurgery: a review of basic principles. Gastrointest Endosc 1982; 28(2):73-76.
3. Kohler A, Maier M, Benz C, Martin WR, Farin G, Riemann JF. A new HF current generator with automatically controlled system (Endocut mode) for endoscopic sphincterotomy--preliminary experience. Endoscopy 1998; 30(4):351-355.
4. Farin G, Grund KE. Technology of argon plasma coagulation with particular regard to endoscopic applications. Endosc Surg Allied Technol 1994; 2(1):71-77.
5. Chino A, Karasawa T, Uragami N, Endo Y, Takahashi H, Fujita R. A comparison of depth of tissue injury caused by different modes of electrosurgical current in a pig colon model. Gastrointest Endosc 2004; 59(3):374-379.
6. Norton ID, Wang L, Levine SA, Burgart LJ, Hofmeister EK, Yacavone RF et al. In vivo characterization of colonic thermal injury caused by argon plasma coagulation. Gastrointest Endosc 2002; 55(6):631-636.
7. Ginsberg GG, Barkun AN, Bosco JJ, Burdick JS, Isenberg GA, Nakao NL et al. The argon plasma coagulator: February 2002. Gastrointest Endosc 2002; 55(7):807-810.
8. Rathgaber SW, Wick TM. Colonoscopy completion and complication rates in a community gastroenterology practice. Gastrointest Endosc 2006; 64(4):556-562.

IG