



INDICE

INTRODUZIONE	04	APPLICAZIONI	18
		Taglio ed emostasi	
		Sintesi dei tessuti	
		Devitalizzazione e ablazione	
		Asportazione di tessuti	
I PRINCIPI DELLA CHIRURGIA AD ALTA FREQUENZA	05		
Principi fisici			
Effetti termici sul tessuto biologico			
Fattori determinanti dell'effetto elettro-chirurgico			
EFFETTI TISSUTALI DELLA CHIRURGIA HF	09	GLOSSARIO	19
Taglio			
Emostasi tramite coagulazione			
Devitalizzazione e ablazione			
Sintesi vascolare tramite termofusione			
LA PROCEDURA CHIRURGICA HF	12		
La tecnica unipolare			
La tecnica bipolare			
La coagulazione a plasma d'argon			
PRINCIPI DI SICUREZZA PER L'UTILIZZO DELLA CHIRURGIA HF	14		
Effetto termico della corrente elettrica			
Gas e liquidi infiammabili			
Interferenze con altri apparecchi			
Altre indicazioni			
STRUMENTI	16		
Strumenti di taglio			
Strumenti di coagulazione			
Strumenti per la coagulazione ad Argon Plasma			



Nota importante

Erbe Elektromedizin GmbH ha dedicato la massima cura nell'elaborazione di questa brochure ed alle indicazioni relative alle impostazioni consigliate. Ciò nonostante non è possibile escludere completamente eventuali errori. I contenuti e le informazioni riferite alle impostazioni consigliate non potranno essere utilizzati come pretesto o giustificazione in caso di contenzioso nei confronti di Erbe Elektromedizin GmbH. Qualsiasi responsabilità eventualmente derivante da motivi giuridici inevitabili sarà limitata ai casi di dolo o grave negligenza.

Sebbene le indicazioni relative alle impostazioni consigliate, ai campi di applicazione, alla durata dell'applicazione stessa e all'utilizzo degli strumenti si basano su esperienze cliniche; ogni singolo centro e ogni singolo chirurgo potrebbe apportare le proprie modifiche ed accorgimenti a prescindere dalle raccomandazioni qui indicate. Le informazioni riportate hanno lo scopo di tracciare una linea guida di riferimento, la cui applicabilità deve essere verificata dall'operatore. In casi o circostanze particolari, potrebbe essere necessario discostarsi da quanto indicato nella presente brochure.

La medicina è caratterizzata da costanti miglioramenti basati sulla ricerca e l'esperienza clinica. Anche per questo motivo potrebbe essere appropriato non restare completamente aderenti ai dati qui contenuti.

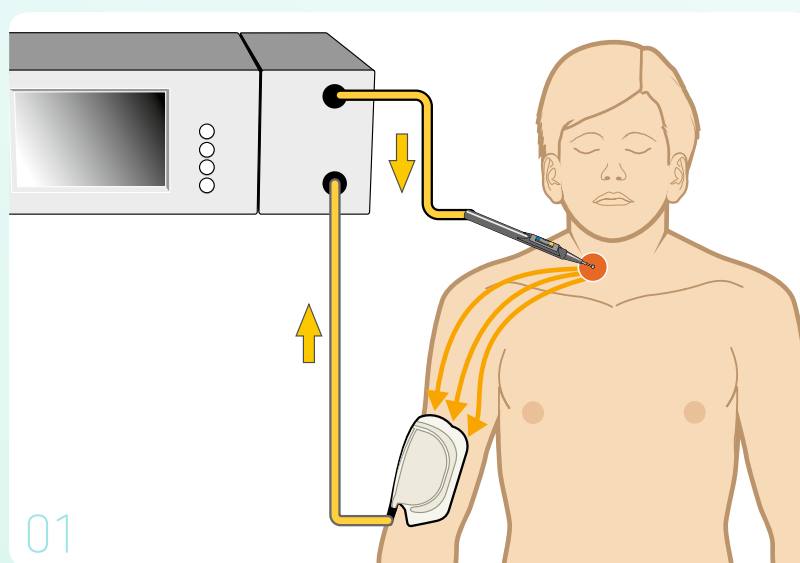


La tecnica di chirurgia ad alta frequenza (chirurgia HF) rappresenta un metodo indispensabile per le discipline specialistiche interventistiche, oggi applicato da chirurghi operanti in tutti settori della medicina. I suoi vantaggi sono soprattutto la possibilità di controllare l'effetto chirurgico ad alta frequenza, le molteplici opportunità d'impiego, in parte nuove ed esclusive, e la varietà di strumenti e forme di strumenti supportati. Negli interventi tradizionali, ma anche nella chirurgia mininvasiva, la chirurgia HF fornisce un prezioso contributo per lo svolgimento di interventi efficaci e atraumatici per il paziente.

Questa brochure si prefigge di fare comprendere i fondamenti della chirurgia HF. Essa illustra gli effetti sui tessuti e la procedura chirurgica ad alta frequenza, fornisce indicazioni e informazioni di fondo per la sicurezza d'uso, presenta gli strumenti della chirurgia HF e fornisce una panoramica sui settori d'applicazione. Un glossario in chiusura della brochure riassume i termini specialistici utilizzati con i relativi significati.

I principi della chirurgia ad alta frequenza

Con chirurgia HF si intende l'applicazione di corrente elettrica ad alta frequenza sul tessuto biologico allo scopo di ottenere un effetto termico utilizzabile a fini medici. In questo primo capitolo desideriamo fare comprendere i principi fisici del riscaldamento dei tessuti determinato dalla corrente elettrica. Viene inoltre fornita una panoramica dei processi generati nel tessuto dal riscaldamento e sono indicati importanti fattori che incidono sull'effetto prodotto dalla chirurgia HF sui tessuti stessi.



Principio della chirurgia ad alta frequenza. L'effetto chirurgico deriva dal riscaldamento del tessuto determinato da un flusso di corrente (freccia gialla)

PRINCIPI FISICI

01

Il principio della chirurgia HF è illustrato nella Figura 01. Il paziente è collegato all'unità chirurgica HF tramite due elettrodi. L'unità genera una tensione elettrica tra i due elettrodi (v. il riquadro "Concetti fisici fondamentali", p. 6). Poiché il tessuto biologico è un conduttore elettrico, la corrente passante tra i due elettrodi attraversa il corpo del paziente. In tal modo si chiude il circuito elettrico. La corrente genera il calore necessario nel tessuto per creare l'effetto elettrochirurgico. A questo punto occorre fare un'importante distinzione tra la chirurgia HF e la cauterizzazione: nella chirurgia HF il riscaldamento non è esogeno, ad es. causato da uno strumento riscaldato, ma è endogeno, cioè determinato dal flusso di corrente all'interno del tessuto stesso. Al fine di escludere ustioni dovute ai processi elettrolitici e per evitare irritazioni a muscoli e nervi, si utilizza una corrente alternata con frequenza di almeno 200kHz, da cui deriva il nome di chirurgia ad alta frequenza.

Fattori importanti per l'effetto elettro-chirurgico sono la quantità e la distribuzione del calore liberato nel tessuto.

La quantità di calore è determinata dalla tensione e dalla resistenza del tessuto. La distribuzione del calore è invece il risultato della distribuzione della resistenza del tessuto e della geometria del percorso della corrente. Tale processo può essere compreso sulla scorta di alcune relazioni fisiche, come illustrato in seguito.

La quantità di calore liberato nel tessuto in un intervallo di tempo è la potenza elettrica, quindi il prodotto di corrente e tensione (v. riquadro, p. 6). La corrente e la tensione dipendono dalla resistenza. Tale principio si applica sia al tessuto compreso tra gli elettrodi nel suo complesso, sia localmente a qualsiasi posizione all'interno del tessuto.

Il percorso della corrente è il tragitto che la stessa compie attraverso il tessuto tra gli elettrodi (freccia gialla in Figura 01), dove corrente, tensione e resistenza si distribuiscono in modo diverso. Per cercare di raffigurare questo processo, si può immaginare di suddividere il percorso della corrente in dischi sottili, la cui superficie è la sezione trasversale, attraverso i quali scorre complessivamente la stessa corrente. La resistenza può essere diversa in qualsiasi punto del disco. La corrente si distribuisce sul disco e scorre prevalentemente dove la resistenza è minore. Qui anche la densità di corrente è maggiore rispetto ai settori con resistenza più elevata. La resistenza totale di un disco si ricava dalla distribuzione della resistenza locale sulla sua superficie, dove è determinante il settore con la resistenza minore. La tensione locale su ogni disco è la stessa in qualsiasi punto della superficie trasversale e si ricava dalla corrente totale e dalla resistenza totale del disco. Le tensioni e le resistenze dei singoli dischi si aggiungono alla tensione e alla resistenza totali del tessuto tra gli elettrodi. L'intensità di corrente si ricava dalla tensione e dalla resistenza totali.

Si crea una grande quantità di calore dove predomina una densità di corrente elevata o una tensione locale elevata, oppure dove sono presenti entrambe contemporaneamente. Si determina una densità di corrente elevata quando la superficie trasversale del circuito di corrente è piccola oppure se sono presenti soltanto settori di dimensioni ridotte con bassa resistenza locale. È presente una tensione locale elevata quando la corrente è ostacolata da zone con resistenza locale più alta.

La quantità e la distribuzione del calore liberato sono quindi determinati dalla tensione, dalla resistenza del tessuto e dalla geometria del circuito di corrente.

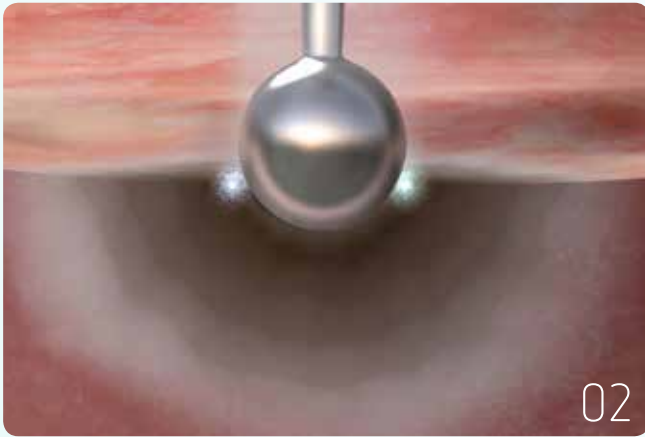
CONCETTI FISICI FONDAMENTALI

Le cariche elettriche positive e negative si attraggono, esercitando quindi una forza reciproca. Per separarle tra loro contrastando tale forza, occorre applicare **energia (unità di misura: Joule)**. La **tensione elettrica (unità di misura: Volt)** tra le cariche positive e negative è l'energia necessaria alla separazione per ogni quantità di carica. Se è presente un collegamento conduttivo, le cariche si muovono le une verso le altre e la **corrente elettrica scorre (unità di misura: Ampere)**. Lungo il conduttore percorso dalla corrente elettrica, la quantità di corrente passante rimane la medesima. La **densità di corrente** è la quantità di corrente che attraversa ogni sezione trasversale del conduttore. Ogni conduttore oppone alla corrente elettrica una **resistenza (unità di misura: Ohm)** che dipende dalla geometria e dal materiale. All'aumentare della resistenza, in presenza di tensione costante passa meno corrente, mentre una corrente costante richiede una tensione superio-

re. La tensione e la resistenza totali sono rispettivamente la somma delle tensioni e delle resistenze locali lungo il conduttore. A una resistenza locale superiore, ad es. dovuta a variazione delle proprietà del materiale oppure a una sezione più piccola, corrisponde una tensione locale superiore.

Il flusso di corrente genera **calore**. L'energia necessaria per la separazione della carica viene liberata sotto forma di calore. L'energia liberata per unità di tempo (secondi) si chiama **potenza (unità di misura: Watt)**. È il prodotto ricavato dalla corrente e dalla tensione.

Una **corrente continua** scorre sempre nella stessa direzione. Se la corrente e la tensione cambiano la loro direzione in modo periodico, si parla di **corrente alternata e tensione alternata**. Un periodo contiene due cambiamenti di direzione. Il numero dei periodi al secondo si chiama **frequenza (unità di misura: Hertz)**.



Modifiche del tessuto biologico (schematiche)
durante l'applicazione della chirurgia HF

EFFETTI TERMICI SUL TESSUTO BIOLOGICO

02

Durante il riscaldamento, nel tessuto hanno luogo diversi processi (v. tabella a destra e figura 02), determinati in primo luogo dalla temperatura raggiunta. Nella chirurgia HF, i processi più importanti sono la denaturazione delle proteine a partire da circa 60° C (coagulazione) e l'evaporazione del liquido tissutale a circa 100° C. La rapidità e il grado di completamento di questi processi dipendono dalla velocità del riscaldamento e dalla durata di applicazione della temperatura elevata.

EFFETTI DEL RISCALDAMENTO SUI TESSUTI BIOLOGICI

37-40°C

nessuno

a partire da circa 40°C

Ipertermia

modifiche della membrana cellulare e delle strutture molecolari intracellulari, formazione di edemi a seconda della durata della necrosi (morte delle cellule) e della devitalizzazione (eliminazione della vitalità)

a partire da circa 60°C

Coagulazione (denaturazione)

delle proteine intracellulari Devitalizzazione

a partire da circa 100°C

Evaporazione del fluido tissutale

A seconda della velocità di evaporazione:

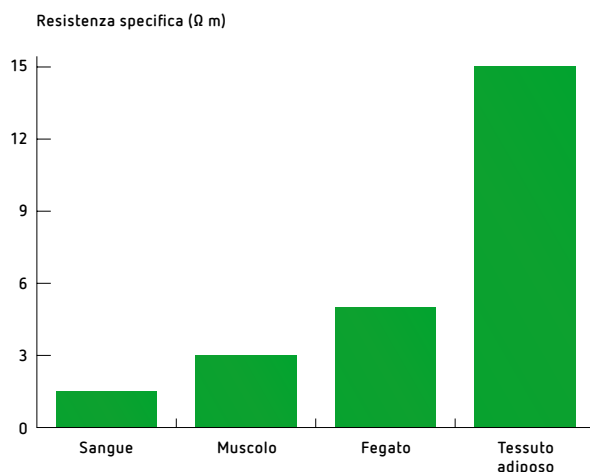
- desiccazione (perdita di liquidi) e ritiro oppure
- taglio per lacerazione meccanica del tessuto

a partire da circa 150°C

Carbonizzazione

a partire da circa 300°C

Vaporizzazione (evaporazione dell'intero tessuto)



03

Resistenza specifica (valore in funzione del materiale senza fattore geometrico) per diversi tipi di tessuti a circa 300 kHz

FATTORI DETERMINANTI DELL'EFFETTO ELETTRICO-CHIRURGICO

03

Tra i fattori determinanti ai fini dell'effetto elettro-chirurgico vi sono la temperatura raggiunta nel tessuto e la durata d'applicazione, nonché la velocità del riscaldamento. La velocità di riscaldamento e la durata dell'applicazione dell'alta temperatura sono determinate dalla quantità e dal profilo temporale della potenza applicata al tessuto. L'energia (la potenza moltiplicata per il tempo) riveste un ruolo decisivo ai fini della temperatura che si intende raggiungere. La distribuzione locale del riscaldamento dipende dalla densità di corrente e dalla distribuzione della resistenza del tessuto. Da ciò derivano diversi fattori che influiscono sull'effetto ottenuto con la chirurgia HF:

Forma degli elettrodi e superficie di contatto: Se la densità di corrente è elevata, piccole superfici di contatto tra elettrodo e tessuto determinano un riscaldamento rapido e intenso. Con la medesima potenza, ma in presenza di superfici di contatto più estese, la densità di corrente è inferiore e quindi il riscaldamento più lento e meno intenso. La massima intensità di riscaldamento si ottiene con la superficie più piccola, quindi in caso di contatto puntiforme tra elettrodo e tessuto.

Velocità di movimento dell'elettrodo e procedura di taglio: La durata del contatto tra elettrodo e tessuto influisce sulla temperatura raggiunta e sulla durata di applicazione. La superficie può essere modificata anche muovendo l'elettrodo, ad es. variandone la profondità.

Proprietà del tessuto: I diversi tipi di tessuto, ad es. muscoli, grasso o vasi, si riscaldano in modo differente a seconda delle loro proprietà elettriche e termiche, e presentano anche reazioni diverse al riscaldamento. In questo contesto riveste un ruolo importante la resistenza, che determina la potenza in ingresso. Poiché il flusso di corrente viene prodotto dal movimento degli ioni nel liquido elettrolitico all'interno del tessuto, la resistenza dipende in misura determinante dal contenuto di acqua del tessuto, che è diverso a seconda della tipologia del tessuto stesso (v. Figura 03). La disidratazione determinata dall'evaporazione del liquido tissutale innalza rapidamente la resistenza. Ciò può generare un riscaldamento più intenso delle regioni essiccate del tessuto.

Modalità di funzionamento dell'unità chirurgica HF: La corrente e la tensione dipendono soprattutto dalle proprietà del tessuto, dalle dimensioni della superficie di contatto e dalle caratteristiche del generatore ad alta frequenza nell'unità chirurgica HF. Date tali condizioni, difficilmente è possibile ottenere un effetto riproducibile. L'introduzione da parte di Erbe negli anni ottanta della chirurgia HF regolata ha rappresentato, a questo proposito, un importante passo avanti. Le moderne unità chirurgiche HF controllano in continuo corrente e tensione, calcolano variabili quali la potenza e la resistenza del tessuto e le analizzano. Grazie ai sistemi di controllo e di regolazione, esse sono in grado di mantenere costanti i parametri d'esercizio o di modificarli in modo mirato a seconda dell'effetto desiderato. Ciò consente di compensare le differenze tra i diversi tipi di tessuti, di reagire alle variazioni delle proprietà dei tessuti (ad es. la disidratazione causata dal riscaldamento) e di assicurare la riproducibilità dell'effetto chirurgico.

Effetti tissutali della chirurgia HF

I due classici effetti della chirurgia HF sono la separazione del tessuto (taglio) e l'arresto dell'emorragia (emostasi), dove l'arresto dell'emorragia viene spesso equiparato alla coagulazione. I comandi e gli indicatori delle apparecchiature per chirurgia HF sono contrassegnati in modo uniforme con i colori giallo per il taglio e blu per la coagulazione. Dal metodo applicato per l'emostasi, si sono sviluppate procedure per la devitalizzazione e l'ablazione di tessuti, nonché per la sintesi vascolare, che rientrano ugualmente tra gli effetti di coagulazione e alle quali è quindi assegnato il colore blu.



Taglio chirurgico HF. L'elettrodo è circondato da uno strato di vapore. La corrente è trasmessa da archi elettrici

TAGLIO

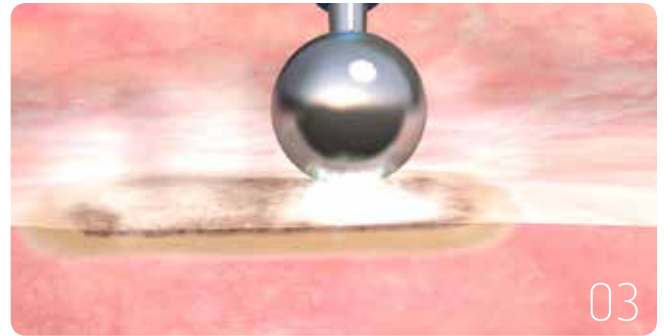
01

Per separare il tessuto, occorre riscaldarlo alla temperatura di 100°C in modo così rapido da fare evaporare in maniera esplosiva il liquido in esso contenuto e provocare la rottura della sua struttura. A questo scopo si utilizza l'elevata densità di corrente generata dai brevi archi elettrici (scintille) che si formano tra l'elettrodo e il tessuto a tensioni di picco a partire da circa 200 V. Gli archi elettrici, minuscoli lampi, determinano una emissione di corrente quasi puntiforme (v. Figura 01). L'elettrodo di taglio è tipicamente a forma di spatola, di ago o di ansa, con bordo anteriore lineare. Durante il processo di taglio, l'elettrodo non viene direttamente a contatto con il tessuto, essendo circondato da uno strato di liquido tissutale vaporizzato. Tra la sua superficie e il punto del tessuto più vicino, le scariche dell'arco elettrico si formano prevalentemente in corrispondenza dei bordi. In tal modo viene rapidamente rilevato e vaporizzato soprattutto il tessuto che si trova davanti al bordo anteriore, generando così il taglio. L'elettrodo può essere guidato attraverso il tessuto senza sforzo. Questo metodo viene anche chiamato elettrotomia.

Se si aumenta la tensione, aumenta anche l'intensità delle scariche elettriche, determinando un passaggio di corrente superiore a quella necessaria al solo taglio. Ciò determina l'evaporazione di una quantità maggiore di liquido e il riscaldamento più intenso del tessuto limitrofo. Si realizza così una coagulazione che arresta l'emorragia e, in presen-

za di forte riscaldamento, anche una carbonizzazione indesiderata. La condizione del taglio, in particolare le dimensioni della zona di coagulazione sui margini dell'incisione, vengono anche indicate come qualità di taglio. La qualità di taglio desiderata dipende dall'applicazione. Essa può essere influenzata dalla velocità di taglio dell'operatore (minore coagulazione in caso di incisione più rapida) e dalla regolazione dei parametri d'esercizio impostata sullo strumento. Di seguito vengono illustrate le tipologie di regolazione più utilizzate.

Regolazione della tensione: La tensione elettrica è determinante per la formazione delle scariche elettriche. Assieme alla resistenza elettrica del tessuto, essa determina il flusso di corrente e quindi l'energia in ingresso di ogni arco elettrico. Per tale motivo, una tensione mantenuta costante genera una qualità di taglio ugualmente costante, che dipende dalla profondità dell'incisione. La qualità di taglio è comunque condizionata dalla velocità di taglio e dal tipo di tessuto: il tessuto muscolare, ad esempio, grazie alla sua bassa resistenza può essere tagliato più agevolmente del tessuto adiposo mantenendo una tensione inferiore. In caso di tessuto con le medesime proprietà è quindi possibile garantire la riproducibilità dell'effetto di taglio. Nello stesso tempo, si può utilizzare la selettività dell'effetto in base al tessuto per la preparazione di diversi tipi di tessuto.



↑ *Coagulazione di contatto con tensione minore*
 ↓ *e con tensione modulata maggiore*

↑ *Coagulazione senza contatto Folgorazione*
 ↓ *Coagulazione a plasma d'argon*

Regolazione dell'arco elettrico: L'intensità delle scariche elettriche è la misura dell'effetto del taglio. I moderni strumenti di chirurgia HF sono in grado di misurare questa intensità e mantenerla costante, regolando la tensione in modo corrispondente. La regolazione dell'arco elettrico consente di ottenere una qualità di taglio costante a prescindere dal tipo di tessuto, dalla velocità di taglio e dalla forma dell'elettrodo.

Modulazione: Per ottenere incisioni con un effetto di coagulazione più intenso è necessaria una tensione di picco più elevata. Per evitare un effetto di taglio eccessivo e l'eventuale carbonizzazione, occorre ridurre la potenza media. A tale scopo si modula la tensione alternata, vale a dire si modifica nel tempo il suo valore di picco. Una forma frequente di modulazione è rappresentata dall'interruzione del flusso di corrente per brevi intervalli di tempo. La modulazione avviene di norma così rapidamente che l'operatore percepisce soltanto l'effetto modificato sul tessuto. Una grandezza distintiva dell'entità della modulazione è il rapporto tra il valore massimo e il valore medio (valore effettivo) della tensione, definito fattore di cresta.

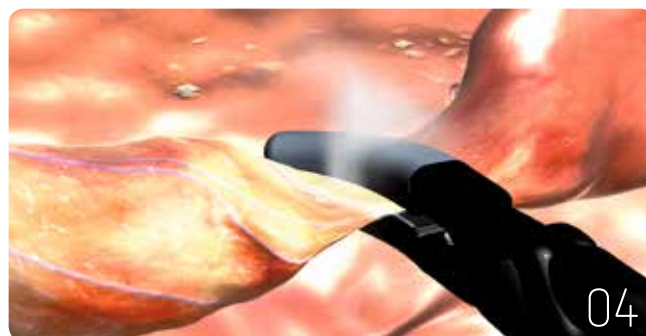
Limitazione della potenza: La potenza emessa può essere limitata a un valore massimo. In tal modo si garantisce l'erogazione della sola potenza necessaria per l'effetto desiderato, aumentando la sicurezza di medico e paziente.

Regolazione della potenza: La potenza può anche essere regolata su un valore costante controllando la tensione in modo corrispondente. Analogamente alla regolazione dell'arco elettrico, la regolazione della potenza determina una qualità di taglio ampiamente indipendente dal tessuto, qualità che è invece condizionata in misura più marcata dalle dimensioni della superficie di contratto.

EMOSTASI TRAMITE COAGULAZIONE

02,03

In caso di riscaldamento sufficientemente lento del tessuto in cui ha luogo il sanguinamento, innanzitutto si coagulano le proteine e il sangue già fuoriuscito. Il tessuto si ritira e si disidrata per effetto dell'evaporazione del liquido così generata. Il ritiro e la coagulazione del sangue determinano la chiusura dei vasi sanguigni e l'arresto dell'emorragia. La coagulazione può essere eseguita a diretto contatto con il tessuto (coagulazione di contatto) oppure senza contatto. La coagulazione di contatto è indicata soprattutto per l'arresto di emorragie localmente delimitate. Utilizza basse tensioni (Figura 02 ↑) o forme di tensione modulate con valore di picco più elevato (Figura 02 ↓). Le tensioni più elevate consentono di lavorare più rapidamente, ma possono essere correlate a scariche elettriche e carbonizzazione. Nella coagulazione senza contatto, la corrente viene trasmessa tramite archi elettrici a voltaggio elevato (nell'ordine di alcune migliaia di Volt). Diversamente da quanto accade nel taglio, gli archi elettrici sono di norma distribuiti su aree più estese di tessuto, creando zone di coagulazione di maggiore superficie. In tal modo è possibile arrestare efficacemente sanguinamenti diffusi e superficiali. Il metodo tradizionale, che funziona generando scariche elettriche nell'aria ambiente, viene anche chiamato folgorazione (Figura 03 ↑). Un risultato più uniforme e meglio controllabile si ottiene con la coagulazione a plasma d'argon (APC, Figura 03 ↓), che sarà illustrata nel capitolo „Coagulazione a plasma d'argon” a pagina 13.



*Sintesi vascolare tramite termofusione.
Il vaso viene afferrato con un clamp bipolare e chiuso mediante coagulazione*

DEVITALIZZAZIONE E ABLAZIONE

Per trattare anomalie tissutali, quali lesioni o tumori, è possibile devitalizzare il tessuto oppure ridurlo e/o eliminarlo.

Per ottenere la devitalizzazione, il tessuto viene danneggiato in modo irreversibile riscaldandolo a temperature superiori a 60°C. La coagulazione a plasma d'argon (APC) è il metodo migliore per la devitalizzazione superficiale, mentre in caso di aree più estese e più profonde la soluzione più indicata è la coagulazione di contatto, con elettrodi a sfera o ad ago. Grazie a correnti più delicate (a bassa tensione) e ad un tempo di applicazione più prolungato, spesso è possibile ottenere una migliore profondità di azione, poiché il tessuto a contatto con l'elettrodo non si disidrata così rapidamente e non perde la propria conduttività. Il calore ha così più tempo per esercitare il proprio effetto in profondità nel tessuto. Questo effetto si manifesta anche se si applicano tensioni modulate. Inoltre, durante gli intervalli nell'erogazione di corrente, il liquido proveniente dal tessuto limitrofo può diffondersi nel tessuto trattato direttamente in corrispondenza dell'elettrodo, ritardando così ulteriormente la disidratazione. La devitalizzazione di tessuto indesiderato viene spesso definita ablazione ad alta frequenza o a radiofrequenza, anche se in questo caso non ha luogo nessuna asportazione diretta di tessuto. Il tessuto devitalizzato viene in seguito degradato dall'organismo del paziente attraverso processi metabolici.

Con le procedure di chirurgia HF è abbastanza difficile ottenere un'ablazione efficace e non meccanica del tessuto. L'APC a potenza elevata può determinare una rapida evaporazione almeno del liquido tissutale, comunque spesso accompagnata da una carbonizzazione del tessuto residuo. Un riscaldamento più lento consente almeno di ridurre il volume del tessuto indesiderato tramite ritiro, per effetto dell'evaporazione del liquido tissutale e senza carbonizzazione.

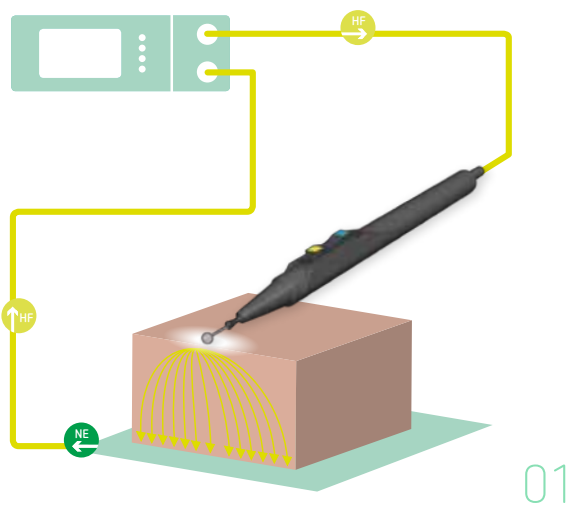
SINTESI VASCOLARE TRAMITE TERMOFUSIONE

04

Il tessuto vascularizzato e singoli vasi sanguigni di grandi dimensioni possono essere sigillati prima del taglio mediante coagulazione. Le pareti del vaso da sigillare vengono premute tra loro con un clamp, tra le cui valve si ha passaggio di corrente. Per effetto del processo di coagulazione, le proteine denaturate delle pareti del vaso si fondono tra loro come una „saldatura“. Durante tale operazione, l'unità chirurgica HF controlla costantemente la variazione della resistenza del tessuto tra le valve. La regolazione automatica della tensione di picco e della modulazione consente di evitare l'eccessivo danneggiamento termico delle zone di tessuto limitrofe. Successivamente è possibile separare il tessuto sigillato eseguendo una resezione meccanica o applicando un taglio chirurgico HF. Questo metodo sta sostituendo sempre più le tecniche di chiusura tramite clip o sutura.

La procedura chirurgica HF

Nella chirurgia HF si distingue tra applicazione unipolare e bipolare. Si parla inoltre di procedura con contatto e procedura senza contatto. Un'importante procedura senza contatto è la coagulazione a plasma d'argon. Questo capitolo illustra la tecnica unipolare e bipolare, nonché la coagulazione a plasma d'argon.



Tecnica unipolare:

l'effetto chirurgico si realizza in corrispondenza dell'elettrodo attivo (EA), dove la densità di corrente è massima. Si ha quindi il passaggio di ritorno della corrente, che transita attraverso l'elettrodo neutro (EN) a superficie estesa

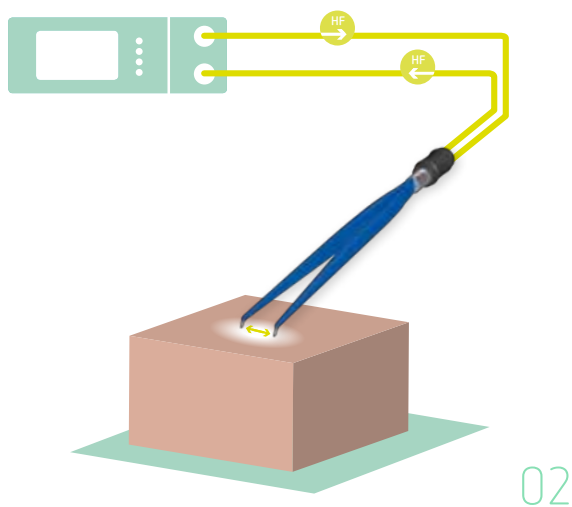
LA TECNICA UNIPOLARE

01

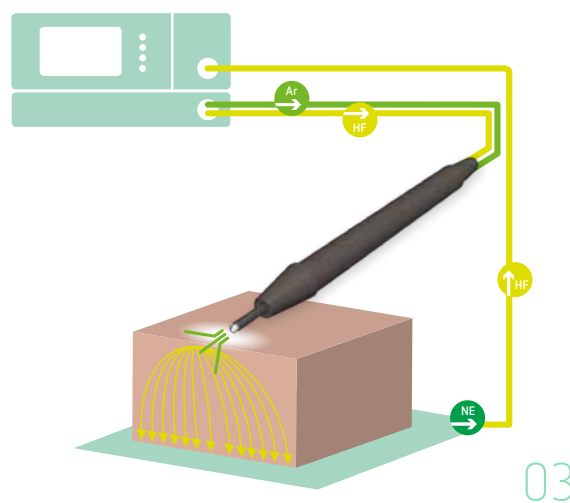
Nella chirurgia HF unipolare i due elettrodi in cui si ha il passaggio di corrente sono strutturati in modo diverso. L'effetto chirurgico si realizza sull'elettrodo attivo, che presenta una superficie di contatto relativamente piccola e consente di ottenere la massima densità di corrente. Il secondo elettrodo è l'elettrodo neutro a superficie estesa, che viene posizionato in un punto adatto sulla pelle del paziente. La corrente HF, che genera un taglio o una coagulazione in corrispondenza dell'elettrodo attivo, produce un riscaldamento minimo del tessuto a contatto con la superficie dell'elettrodo neutro e non viene quasi percepita dal paziente: in questa posizione non si realizza nessun effetto chirurgico.

In caso di contatto inadeguato o se la superficie di contatto tra elettrodo neutro e cute è troppo piccola, possono verificarsi ustioni. Se si utilizzano elettrodi neutri a due o più sezioni, i moderni strumenti di chirurgia HF misurano la resistenza tra le due parti e possono così riconoscere un eventuale insufficiente contatto con la cute.

Poiché nella tecnica unipolare la corrente può fluire attraverso il corpo del paziente percorrendo tragitti più lunghi, per garantire la sicurezza di applicazione occorre osservare alcune regole, illustrate in dettaglio nel prossimo capitolo (pagina 14).



*Tecnica bipolare:
il passaggio di corrente avviene prevalentemente tra i due elettrodi*



*Coagulazione a plasma d'argon (APC):
la corrente viene trasmessa tra l'elettrodo attivo (EA) e l'elettrodo neutro (EN)
attraverso plasma d'argon che conduce elettricità*

LA TECNICA BIPOLARE

02

Nella chirurgia HF bipolare, i due elettrodi sono integrati in un unico strumento. Il passaggio di corrente avviene in prevalenza nella zona di tessuto nettamente delimitata dai due elettrodi. Non è necessario un elettrodo neutro separato. Spesso i due elettrodi sono considerati equivalenti ai fini dell'effetto chirurgico. In caso di disposizione asimmetrica con superfici di contatto di dimensioni diverse, l'effetto si realizza soltanto in corrispondenza dell'elettrodo con superficie più piccola.

Il flusso di corrente limitato nello spazio può essere vantaggioso dal punto di vista della sicurezza. La tecnica bipolare non è tuttavia indicata per qualsiasi applicazione. In particolare in caso di elettrodi di taglio, la tecnica unipolare presenta vantaggi evidenti grazie alla migliore maneggevolezza.

LA COAGULAZIONE A PLASMA D'ARGON

03

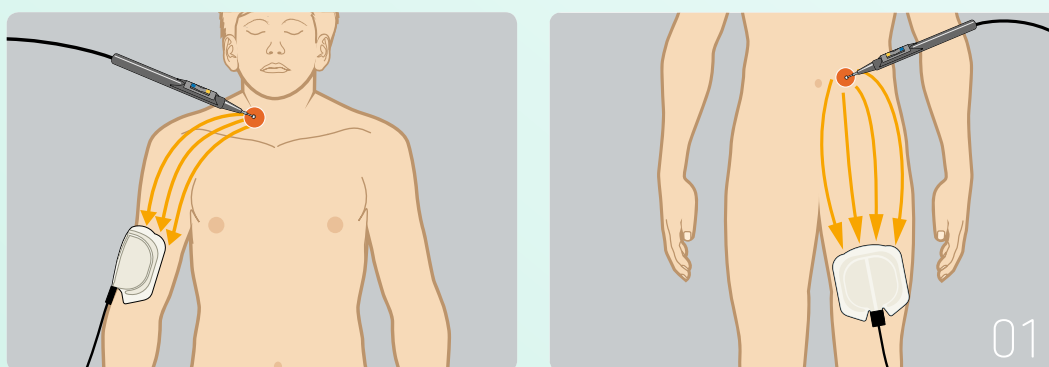
La coagulazione a plasma d'argon (APC) è una procedura unipolare senza contatto. La corrente viene condotta sul tessuto attraverso gas argon ionizzato, cioè che conduce elettricità (il plasma d'argon), tramite archi elettrici. L'APC viene utilizzata per la coagulazione di sanguinamenti diffusi, per la devitalizzazione superficiale di tessuti, nonché per la riduzione di volume mediante vaporizzazione e contrazione tissutale. Un importante vantaggio dell'APC risiede nel fatto che non vi è alcuna adesione dello strumento al tessuto ed è quindi esclusa la lacerazione del tessuto coagulato. Il plasma ha inoltre la tendenza a orientarsi verso zone non ancora coagulate e quindi meglio conduttive. Il risultato è, a fronte di una corrispondente potenza più bassa, una coagulazione superficiale relativamente uniforme con minore profondità di penetrazione. In presenza di potenza superiore, è possibile ottenere anche una coagulazione più profonda.

Principi di sicurezza

per per l'utilizzo della chirurgia HF

Come avviene per qualsiasi apparecchiatura tecnica per uso medico, anche il funzionamento di un'unità chirurgica HF è associato a possibili rischi per il paziente, l'operatore e l'ambiente.

Le informazioni contenute nel presente capitolo si prefiggono di aiutare l'operatore a sviluppare una certa sensibilità nei confronti dei rischi specifici della chirurgia HF e a ridurre al minimo tali rischi grazie all'uso corretto degli apparecchi. Il presente capitolo non sostituisce tuttavia l'attenta lettura e lo scrupoloso rispetto delle avvertenze e delle norme di sicurezza contenute nelle istruzioni per l'uso, né l'adeguato addestramento del personale addetto all'utilizzo dell'apparecchio. Numerosi produttori offrono inoltre corsi di formazione e un'appropriata documentazione.



Passaggio di corrente attraverso il paziente (freccia gialla) tra l'elettrodo attivo (EA) e l'elettrodo neutro (EN) nella tecnica unipolare

EFFETTO TERMICO DELLA CORRENTE ELETTRICA

01

L'azione della chirurgia HF si basa sul passaggio di corrente alternata ad alta frequenza tra due elettrodi attraverso il corpo del paziente e sulla conseguente generazione di calore nel tessuto in funzione della densità di corrente e delle proprietà del tessuto stesso. Nel sito di intervento è necessaria una densità di corrente elevata per ottenere l'effetto chirurgico desiderato. Lontano dal campo operatorio, eventuali ostacoli al passaggio di corrente possono tuttavia determinare ustioni e/o punti di coagulazione indesiderati. Ne sono un esempio i punti di contatto di superficie ridotta, ad es. tra la punta delle dita e la coscia del paziente, oppure zone in cui il tessuto conduttore è sottile, ad es. le articolazioni. Per tale motivo, il percorso della corrente attraverso il corpo dovrebbe essere il più breve possibile e presentare una buona conduttività e una sezione di grandi dimensioni.

Le ustioni possono anche essere causate da un contatto elettrico del paziente con il suolo. Tale condizione è dovuta alle cosiddette correnti di dispersione, che possono transitare tra il generatore ad alta frequenza e il suolo, per effetto di un accoppiamento capacitivo tecnicamente inevitabile (si veda a proposito il riquadro "Accoppiamento capacitivo, terra e correnti di dispersione"). Tali correnti, pur essendo abbastanza contenute, possono comunque causare ustioni in caso di contatto di piccole superfici del paziente ad es. con un tavolo operatorio messo a terra, accessori metallici o uno stativo per infusione. In caso di applicazione bipolare, la brevità del tragitto percorso dalla corrente grazie alla distanza ridotta tra gli elettrodi consente di limitare al massimo la maggior parte dei rischi sopra descritti. Nelle applicazioni unipolari, tali rischi possono essere minimizzati rispettando alcune regole di base durante il posizionamento del paziente e l'utilizzo dell'elettrodo neutro.

Posizionamento del paziente:

Il paziente deve essere posizionato in modo da trovarsi perfettamente isolato dal tavolo operatorio. Poiché i liquidi sono normalmente ottimi conduttori, si raccomanda di tenere il più possibile asciutta e a tenuta stagna la zona tra il paziente e il tavolo operatorio. Evitare assolutamente il contatto cute-cute.

Elettrodo neutro:

L'elettrodo neutro deve avere un buon contatto con la cute del paziente per l'intera superficie e va collocato il più vicino possibile al campo operatorio. Il percorso della corrente tra l'elettrodo attivo e l'elettrodo neutro deve essere breve e attraversare un tessuto ben vascolarizzato possibilmente di grande sezione (v. Figura 01).

GAS E LIQUIDI INFIAMMABILI

Durante il taglio e per alcune tipologie di coagulazione, in particolare l'APC, si formano archi elettrici, che trasmettono la corrente, necessari per realizzare l'effetto di chirurgia HF desiderato. Le scintille così prodotte possono però provocare l'incendio di sostanze facilmente infiammabili, come gas e liquidi disinfettanti, nonché altri gas infiammabili. Anche i gas comburenti, come l'ossigeno puro, possono essere pericolosi in questo contesto. Tale sostanze devono pertanto essere eliminate dalla zona operatoria prima dell'applicazione della chirurgia HF, ad es. mediante aspirazione.

INTERFERENZE CON ALTRI APPARECCHI

Gli apparecchi per chirurgia HF possono disturbare il funzionamento di altri strumenti azionati nello stesso momento. Le cause di tale fenomeno sono molto complesse e la soluzione del problema può richiedere l'adozione di svariate misure. In questa sede è possibile citare soltanto i disturbi più frequenti e le relative cause. Normalmente, i produttori di apparecchi per chirurgia HF dispongono di maggiori informazioni sull'argomento e sono in grado di proporre soluzioni.

Le correnti alternate della chirurgia HF possono attraversare apparecchi collegati al paziente e pregiudicarne il funzionamento. Si tratta ad esempio di pacemaker e di altri impianti attivi, come gli apparecchi per il monitoraggio dei pazienti. Questi problemi possono essere in parte ridotti al minimo posizionando correttamente l'elettrodo neutro ed evitando così passaggi di corrente sfavorevoli. In particolare in caso di interventi su pazienti portatori di pacemaker si raccomanda di utilizzare in via preferenziale la tecnica bipolare.

Un'altra frequente causa di disturbi è l'accoppiamento capacitivo (v. riquadro, a destra) tra i cavi di un'unità chirurgica HF posati uno accanto all'altro e, ad esempio, un elettrocardiografo. Per tale motivo si raccomanda di posare i cavi per chirurgia HF il più possibile separati dai cavi di altri apparecchi. Nelle procedure endoscopiche tale accorgimento può essere applicato soltanto in misura limitata; la trasmissione dei dati delle immagini può infatti essere disturbata dall'accoppiamento capacitivo tra i cavi della chirurgia HF e le linee dei dati all'interno dell'endoscopio. Anche questi problemi sono in genere risolvibili adottando varie misure. Per informazioni a riguardo, rivolgersi ai relativi produttori.

ALTRE INDICAZIONI

Lattanti e bambini:

Qualora, in caso di tecnica unipolare, non sia possibile utilizzare gli elettrodi neutri standard per motivi di spazio, si può ricorrere a speciali elettrodi neutri per uso pediatrico. Ciò comporta tuttavia la distribuzione della corrente su una superficie più piccola. Per evitare ustioni causate dalla maggiore densità di corrente, occorre limitare la corrente nel suo complesso, regolandone adeguatamente l'intensità sull'unità chirurgica HF. Alcuni apparecchi dispongono di un monitoraggio di corrente adattato appositamente agli elettrodi per uso pediatrico. Un'ulteriore misura è la riduzione della superficie di contatto dell'elettrodo attivo eseguendo il taglio con cautela oppure utilizzando elettrodi di coagulazione di minore superficie.

Gravidanza:

Anche se non si conoscono effetti dannosi sull'embrione e sul feto prodotti da correnti chirurgiche ad alta frequenza, si raccomanda comunque di utilizzare la procedura bipolare.

Più strumenti in un unico apparecchio:

Per effetto dell'accoppiamento capacitivo tra i cavi degli strumenti, nel cavo di uno strumento non attivato può fluire una corrente alternata in grado di provocare un'ustione in corrispondenza dell'elettrodo. I cavi degli strumenti devono pertanto essere tenuti separati. Gli strumenti non necessari ai fini della procedura devono essere riposti in un luogo sicuro e in particolare lontano dal paziente.

Funzionamento simultaneo di due apparecchi di chirurgia HF:

In caso di utilizzo concomitante di due apparecchi di chirurgia HF su un solo paziente, possono manifestarsi alcuni problemi ad esempio per effetto della sovrapposizione delle correnti ad alta frequenza. Per maggior informazioni sull'argomento, si prega di rivolgersi ai rispettivi produttori.

ACCOPIAMENTO CAPACITIVO, TERRA E CORRENTI DI DISPERSIONE

Una corrente alternata può essere trasmessa da un conduttore all'altro anche senza collegamento conduttivo. Ciò dipende dal fatto che la forza tra le cariche elettriche agisce anche oltre le zone non conduttive. Se tra due conduttori è presente una tensione alternata, in entrambi può fluire una corrente alternata. Contrariamente a quanto accade per la corrente continua, in caso di corrente alternata non è necessario nessun collegamento conduttivo poiché le cariche elettriche cambiano continuamente direzione e nel mezzo non si ha alcun passaggio di cariche. Questo fenomeno viene chiamato **accoppiamento capacitivo** e si manifesta tra conduttori che si trovano l'uno accanto all'altro, ad es. i cavi. Quanto più alta è la frequenza, tanto migliore può essere la trasmissione della corrente. Per tale motivo, nelle frequenze utilizzate per la chirurgia HF, sensibilmente superiori alla frequenza della rete elettrica (50 Hz), l'accoppiamento capacitivo può manifestarsi in misura maggiore.

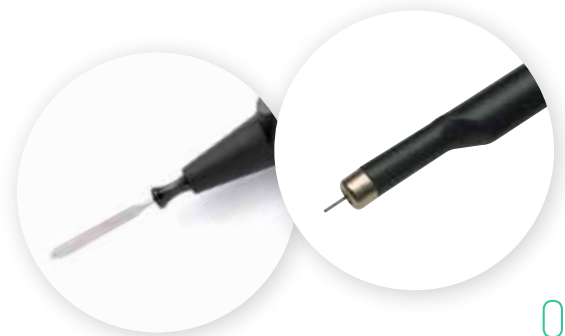
La tensione della rete di alimentazione elettrica si trova tra la linea sotto corrente (fase) e il **suolo** (terra). Toccando la fase, può verificarsi il passaggio di corrente attraverso il corpo verso la terra. Per escludere questo pericolo in caso di difetto dell'apparecchio, gli involucri metallici sono sempre collegati direttamente a terra tramite il contatto di protezione della presa.

In caso di chirurgia HF occorre evitare che la corrente HF fluisca direttamente verso terra. Per tale motivo, il generatore ad alta frequenza nell'unità chirurgica HF è isolato dalla terra, in modo che il circuito elettrico possa chiudersi soltanto sul secondo elettrodo. Tuttavia ciò non evita che, per effetto dell'accoppiamento capacitivo, nell'apparecchio possano fluire piccole correnti attraverso la terra. Tali correnti, chiamate **correnti di dispersione**, vengono limitate tecnicamente nella massima misura possibile.

Strumenti

L'operatore può disporre di svariati strumenti per le diverse procedure. In questo capitolo desideriamo fornire una panoramica generale a questo riguardo.

Sostanzialmente esistono strumenti di taglio e di coagulazione, e a volte anche forme combinate di entrambi. Si distingue inoltre tra strumenti per procedure unipolari e bipolari, e per APC. Gli strumenti possono poi essere classificati, in relazione alla loro forma costruttiva, a seconda del settore d'impiego. Gli strumenti per la chirurgia a cielo aperto sono normalmente costituiti da una impugnatura con supporto per elettrodo. Per la chirurgia mininvasiva si utilizzano strumenti provvisti di stelo, che può essere rigido o flessibile a seconda del tipo di applicazione, ad es. laparoscopia o endoscopia flessibile. Infine, per numerosi strumenti esistono varianti monouso o versioni riutilizzabili.



*Strumento di taglio
a sinistra unipolare e a destra bipolare*

STRUMENTI DI TAGLIO

01

Per eseguire un taglio è necessario un elettrodo con bordo anteriore lineare. Forme tipiche degli elettrodi di taglio sono quindi aghi, spatole, anse in filo metallico o uncini. Tali elettrodi sono disponibili per la tecnica unipolare sotto forma di inserti da inserire in apposite impugnature e per la tecnica uni- o bipolare come strumenti con stelo rigido o flessibile. Gli strumenti di taglio bipolari sono normalmente provvisti di un elettrodo neutro ad anello da porre a contatto con il tessuto durante la procedura. Esistono anche forbici bipolari con due elettrodi di taglio. Nella Figura 01 sono illustrati esempi di strumenti di taglio unipolari e bipolari.



02

Elettrodo a sfera unipolare con superficie di contatto estesa



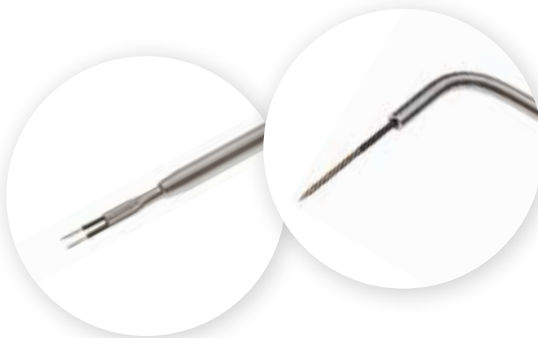
03

*Strumenti bipolari per termofusione.
A sinistra: per chirurgia a cielo aperto. A destra: per laparoscopia*



05

Impugnatura per APC in chirurgia a cielo aperto con applicatore da avvitare



04

*Elettrodi da coagulazione ad ago
a sinistra: bipolare, a destra: unipolare*



06

Sonda APC per endoscopia flessibile

STRUMENTI DI COAGULAZIONE

02,03,04

Per ottenere effetti di coagulazione quali emostasi, sintesi vascolare e ablazione esistono i corrispondenti strumenti specifici. L'emostasi nella chirurgia a cielo aperto avviene di norma tramite procedura unipolare utilizzando uno strumento con superficie di contatto estesa, come ad esempio l'elettrodo a sfera (Figura 02). Anche il lato piatto di una spatola di taglio può essere utilizzato a questo scopo.

Per la sintesi vascolare si utilizzano clamp e pinzette bipolari in diverse misure e forme (Figura 03). Per l'ablazione di tessuto mediante devitalizzazione si ricorre invece ad aghi unipolari o bipolari (Figura 04).

STRUMENTI PER LA COAGULAZIONE AD PLASMA ARGON

05,06

L'APC viene utilizzata per l'emostasi e per l'ablazione mediante devitalizzazione e contrazione del tessuto. Gli strumenti per APC sono costituiti da un elettrodo e un condotto per il gas argon e sono disponibili in svariate forme costruttive per i diversi settori d'applicazione (Figura 05). Dalla sua introduzione in endoscopia flessibile da parte di Erbe (Figura 06), la coagulazione a plasma d'argon si è diffusa considerevolmente soprattutto in questo settore.

Applicazioni

Grazie alla propria versatilità, la chirurgia HF possiede un ampio spettro di applicazioni, dalla chirurgia generale alla gastroenterologia, ginecologia, urologia, pneumologia e ORL fino alla dermatologia e alla neurochirurgia. Sulla scorta delle proprietà caratteristiche e delle opportunità offerte dalla chirurgia HF, è possibile delineare la seguente panoramica generale:

- ✔ **Taglio con scarsa presenza di sanguinamento e senza applicazione di forza con elettrodi smussati**
- ✔ **Emostasi puntiforme e su superficie estesa**
- ✔ **Sigillatura di tessuto vascolarizzato e possibilità di separazione senza perdita di sangue**
- ✔ **Devitalizzazione e ritiro di tessuto**
- ✔ **Asportazione di tessuto mediante taglio**

Nei seguenti capitoli sono illustrate le applicazioni tipiche di queste tecniche operatorie. Per informazioni più dettagliate si rimanda alle brochure per gli utilizzatori. Numerosi produttori offrono anche corsi di formazione che consentono di apprendere l'utilizzo di queste tecniche.

TAGLIO ED EMOSTASI

Il taglio e l'emostasi sono le classiche applicazioni della chirurgia HF. Questi effetti vengono utilizzati in tutte le discipline. Per l'emostasi si ricorre in genere alla coagulazione di contatto o all'APC. L'APC senza contatto presenta evidenti vantaggi per quanto riguarda il risultato della coagulazione e la maneggevolezza, in particolare nella chirurgia mininvasiva.

SINTESI DEI TESSUTI

Per la sigillatura di strutture tissutali vascolarizzate e di grandi vasi sanguigni si utilizzano clamp, pinze e pinzette bipolari. Tipiche applicazioni sono, in ambito della chirurgia viscerale, la mobilizzazione dell'intestino e la dissezione di linfonodi; in ginecologia la mobilizzazione dell'utero prima di una resezione.

DEVITALIZZAZIONE E ABLAZIONE

Il trattamento di tumori, lesioni e tessuti iperplastici mediante devitalizzazione è un importante settore di applicazione della chirurgia HF. Tale settore include, tra l'altro, la gastroenterologia, la chirurgia epatica, la chirurgia otorinolaringoiatrica e la pneumologia. Si utilizza la coagulazione di contatto con elettrodi a sfera o ad ago, nonché l'APC, che può essere applicata sia per la devitalizzazione superficiale, sia per la riduzione di tessuto, ad es. in presenza di tumori nel tratto gastrointestinale.

ASPORTAZIONE DI TESSUTI

Anche l'asportazione di tessuto può essere eseguita con chirurgia HF con l'ausilio di un elettrodo ad ansa. Questa tecnica è ad es. utilizzata per asportare polipi intestinali (polipectomia). L'unità chirurgica HF alterna automaticamente il taglio alla coagulazione di contatto, per ridurre il rischio di emorragia. Un'altra applicazione è la resezione transuretrale della prostata (TURP). In questo caso, utilizzando un resettoscopio unipolare o bipolare, si distacca il tessuto da ridurre mediante un elettrodo ad ansa, irrigando con soluzione di lavaggio. Una procedura analoga può essere utilizzata anche in ortopedia, per la „lisciatura“ di tessuti cartilaginei.

Glossario

Ablazione Rimozione, riduzione o anche devitalizzazione di tessuti

Accoppiamento capacitivo Trasmissione senza contatto di corrente alternata tra due conduttori elettrici, tra i quali è presente una tensione alternata

Alta frequenza Ai sensi della chirurgia HF (norma IEC 60601-2-2), una frequenza di almeno 200 kHz. Abbreviazione: HF; in inglese anche Radiofrequency (RF)

Arco elettrico Scarica elettrica sotto forma di minuscolo lampo. In questo caso, un gas, ad es. aria o argon, si trasforma in plasma elettricamente conduttivo mediante formazione di ioni. Gli archi elettrici sono utilizzati in particolare nelle procedure di taglio e nell'APC

Carbonizzazione Decomposizione termica di tessuto biologico

Cauterizzazione Procedura utilizzata per tagliare e arrestare l'emorragia mediante strumenti riscaldati. Ingl. Cautery. A volte erroneamente utilizzata come sinonimo di chirurgia HF

Chirurgia a radiofrequenza Sinonimo di chirurgia HF. Abbreviazione in ingl.: RF Surgery

Chirurgia HF bipolare Tecnica di chirurgia HF in cui entrambi gli elettrodi sono integrati in un unico strumento

Chirurgia HF unipolare Tecnica di chirurgia HF in cui l'elettrodo attivo è inserito nel sito dell'intervento e il circuito elettrico è chiuso da un elettrodo neutro

Chirurgia HF Applicazione di corrente elettrica ad alta frequenza sul tessuto biologico allo scopo di ottenere un effetto chirurgico mediante riscaldamento. Sinonimi: Elettrochirurgia, diatermia, chirurgia a radiofrequenza, ingl. RF Surgery

Coagulazione a plasma d'argon Coagulazione unipolare senza contatto. L'argon (gas argon) che conduce elettricità trasmette la corrente mediante archi elettrici sul tessuto. Abbreviazione: APC (dall'inglese Argon Plasma Coagulation)

Coagulazione 1. Denaturazione proteica.
2. Effetto della chirurgia HF che determina la coagulazione di proteine e il ritiro di tessuto

Corrente alternata Corrente che varia regolarmente la propria direzione

Corrente Quantità di cariche elettriche che attraversa un dato punto in un secondo. Unità di misura: Ampere (A)

Densità di corrente Quantità di corrente passante per una sezione. Maggiore è la densità di corrente, maggiore è il calore prodotto

Dessiccazione Disidratazione di tessuto biologico

Devitalizzazione Perdita di vitalità di tessuto biologico

Diatermia Sinonimo di chirurgia HF

Edema Accumulo d'acqua nel tessuto

Elettrochirurgia Sinonimo di chirurgia HF

Elettrodo attivo La parte dello strumento di chirurgia HF che trasmette la corrente ad alta frequenza nel sito in cui si intende ottenere l'effetto sul tessuto del paziente. Abbreviazione: EA

Elettrodo neutro Superficie conduttiva fissata al paziente durante una procedura unipolare per assorbire la corrente HF di ritorno. Consente il ritorno della corrente elettrica all'unità chirurgica HF, chiudendo così il circuito. Abbreviazione: EN. Sinonimo: elettrodo dispersivo, ingl. return electrode

Elettrodo Conduttore che trasmette o riceve corrente, ad es. elettrodo attivo, elettrodo neutro

Elettrotomia Taglio eseguito con chirurgia HF

Emostasi Arresto endogeno dell'emorragia **endogeno** (dall'interno)

Energia Potenza moltiplicata per il tempo. Esistono diverse forme di energia, ad es. il lavoro elettrico, il lavoro meccanico e il calore. Unità di misura: Joule (J)

esogeno dall'esterno

Fattore di cresta Il rapporto tra il valore di picco e il valore effettivo di una curva di corrente o di tensione, è la misura del grado di modulazione del segnale

Folgorazione Coagulazione senza contatto con scariche di archi elettrici in aria

Frequenza Numero dei periodi al secondo, in cui la direzione della corrente varia ad es. due volte. Unità di misura: Hertz (Hz). 1 kHz = 1000 Hz

Generatore ad alta frequenza Apparecchio o componente di apparecchio, che trasforma una corrente continua o una corrente alternata a bassa frequenza in una corrente ad alta frequenza per chirurgia HF

Ipertermia Riscaldamento di tessuto oltre la sua normale temperatura

Lesione Danno, ferita o alterazione di una struttura anatomica o di una funzione fisiologica

Modulazione Modifica temporale del valore di picco di un segnale variabile nel tempo (corrente, tensione)

Necrosi Morte patologica di cellule

Plasma Gas che conduce elettricità per ionizzazione

Potenza Energia al secondo. L'energia elettrica è il prodotto di corrente e tensione. Unità di misura: Watt (W)

Qualità del taglio La condizione del taglio, in particolare le dimensioni della coagulazione sul margine dell'incisione. La qualità di taglio desiderata dipende dall'applicazione prevista

Resistenza Descrive la conduttività elettrica di un materiale. Quanto maggiore è la conduttività, tanto minore è la resistenza. La resistenza di un conduttore è il prodotto tra la resistenza specifica in funzione del materiale e la lunghezza, divisa per la sezione. Unità di misura: Ohm (Ω)

Scintilla Arco elettrico di breve durata

Taglio Effetto della chirurgia HF in cui il liquido intracellulare evapora in modo esplosivo e provoca la rottura delle pareti cellulari

Tensione alternata Tensione che varia regolarmente la propria polarità

Tensione Energia necessaria per la separazione di carica riferita alla quantità della carica. Unità di misura: Volt (V)

Termofusione Fusione di tessuto per effetto della coagulazione

Ustione sotto l'elettrodo neutro Ustione della cute provocata da calore troppo elevato sviluppatosi per effetto di eccessiva densità di corrente sotto o in corrispondenza dell'elettrodo neutro

Valore di picco Valore massimo di una grandezza variabile nel (corrente, tensione) tempo partendo da zero (0) in direzione positiva o negativa

Valore effettivo Valore medio quadratico (radice del valore medio del quadrato) di una grandezza variabile nel tempo (corrente, tensione). Il valore effettivo si riferisce alla potenza in ingresso di valore avente lo stesso effetto di una corrente o una tensione continua.

Valva Una delle due estremità di un clamp, di forbici, pinze o pinzette

Vaporizzazione Evaporazione di tessuto



Erbe Italia S.r.l.
Viale Sarca, 336/f
20126 Milano
Italia
Tel +39 02 6474681
Fax +39 02 64746830
info@erbe-italia.com
erbe-italia.com

Erbe Elektromedizin GmbH
Waldhoernlestrasse 17
72072 Tuebingen
Germania
Tel +49 7071 755-0
Fax +49 7071 755-179
info@erbe-med.com
erbe-med.com