



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA
FACOLTÀ DI INGEGNERIA

Corso di Laurea Triennale in Ingegneria Biomedica

Elaborato finale

Elettrobisturi: aspetti generali e soluzioni per il problema dell'aumento di temperatura

Electrosurgery: general aspects and solutions to the problem of temperature rise

Relatore:

Prof. Alfredo Ruggeri

Laureando:

Emanuele Bello

Anno accademico 2011-2012

INDICE

INTRODUZIONE

Capitolo 1 ELETTROBISTURI: ASPETTI GENERALI

1.1 Modalità di funzionamento

1.2 Effetti sul tessuto

- Taglio
- Coagulazione
- Mista (Blend)

Capitolo 2 RISCHI E PROBLEMI

2.1 Rischi nelle procedure laparoscopiche

Capitolo 3 SOLUZIONI PER IL PROBLEMA DELL'AUMENTO DI TEMPERATURA

3.1 Il problema dell'aumento di temperatura

3.2 Soluzioni

- Sviluppo tecnologico dello strumento
- Utilizzo di strumentazione di supporto
- Valutazione real-time della temperatura

CONCLUSIONI

INTRODUZIONE

Sin dal suo arrivo nei primi decenni del 900', l'elettrochirurgia ha portato enormi benefici nelle procedure chirurgiche, soprattutto la possibilità di tagliare e coagulare tessuto contemporaneamente. Grazie a questa sua proprietà è stato possibile eseguire operazioni che prima erano impensabili: un classico esempio sono le procedure attuate nella neurologia, dove un minimo sanguinamento può portare a danni irreparabili.

Con il progredire della tecnologia elettronica e meccanica, e con l'aumento delle conoscenze sul funzionamento del corpo umano, grandissimi miglioramenti sono stati ottenuti in questo primo secolo di vita dell'elettrobisturi: l'aumento di efficacia, la possibilità di ottenere diversi effetti sul tessuto, il minore danno procurato sono solo alcuni delle migliori conseguite. Tuttavia, data la sua natura di utilizzare danno termale controllato per ottenere gli effetti desiderati, i rischi collegati con il suo impiego rimangono significativi.

Uno dei problemi ancora irrisolti è la possibilità di produrre danno termico ai tessuti circostanti; il troppo accumulo di calore sullo strumento e sui tessuti adiacenti provoca un aumento di temperatura con conseguente possibilità di lesione.

L'obiettivo della tesina sarà proprio quello di illustrare questa problematica e discutere su alcune possibili soluzioni adottabili per minimizzarne il rischio. Inoltre saranno brevemente descritti i principali aspetti dell'elettrobisturi e le maggiori cause di rischi legate al suo impiego.

Capitolo 1

L'ELETTROBISTURI: ASPETTI GENERALI

L'elettrobisturi è uno strumento che sfrutta il riscaldamento prodotto dal passaggio di corrente a radiofrequenza, per ottenere procedure di taglio e coagulo nei tessuti biologici.

Uno dei principali guadagni che si ottiene con il suo utilizzo è la possibilità di tagliare e coagulare tessuto contemporaneamente; per questo motivo ha contribuito in maniera importante in diversi settori della chirurgia riducendo drasticamente la mortalità e altre complicazioni.

I principali elementi costituenti di questo strumento sono:

- Un generatore di corrente a radiofrequenza.
- Un elettrodo attivo.
- Un elettrodo neutro.

Il generatore di corrente a radiofrequenza produce correnti di frequenza compresa tra i 300 kHz e i 5 Mhz. Non vengono utilizzate correnti inferiori ai 300 kHz perché possono produrre la stimolazione di nervi e muscoli, mentre le correnti superiori ai 5 MHz possono provocare problemi legati alle correnti di dispersione ad alta frequenza.

Per ottenere le diverse modalità di utilizzo (taglio, coagulo o mista) il generatore deve essere in grado di generare correnti di diverse forme d'onda e di diversa potenza. Per ottenere ciò è di norma presente un miscelatore che, attraverso l'impiego di un generatore di pacchetti, riesce a produrre la forma d'onda desiderata a partire da quella del generatore.

L'elettrodo attivo trasporta la corrente prodotta dal generatore al tessuto, invece quello neutro ha la funzione di raccoglierla e conseguentemente chiudere il circuito di corrente. L'attivazione dello strumento avviene attraverso l'impiego di pedali o con pulsanti posizionati direttamente sullo strumento.

L'elettrodo attivo ha inoltre una superficie di contatto con il tessuto minore di quella dell'elettrodo neutro: questo è dovuto alla necessità di avere una maggiore densità di corrente nella parte di tessuto in cui si vuole ottenere l'effetto di taglio o coagulo (figura 1). L'aumento di temperatura del tessuto è proporzionale al quadrato della densità di corrente e al tempo di passaggio di corrente,

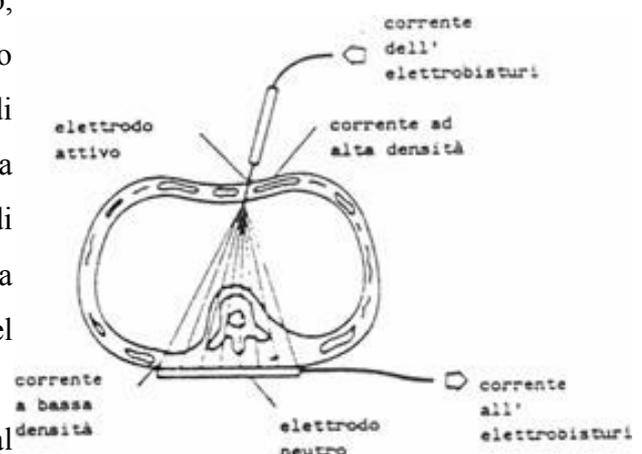


Figura 1: Densità di corrente nella configurazione monopolare

quindi più ci si avvicina all'elettrodo neutro, minore è l'aumento di temperatura e minore l'effetto sul tessuto. Si ottiene così una limitazione dell'effetto della corrente solo sulla parte d'interesse.

1.1 MODALITA' DI FUNZIONAMENTO

Nell'impiego dell'elettrobisturi esistono sostanzialmente tre modalità di funzionamento:

- Monopolare
- Bipolare
- Monopolare monoterminale.

Funzionamento monopolare:

Il funzionamento monopolare è la modalità maggiormente utilizzata perché è molto versatile (può essere utilizzata sia per il taglio che per il coagulo) e produce ottimi risultati.

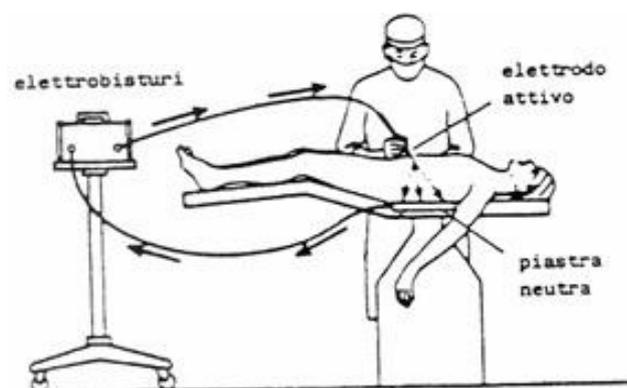


Figura 2: Funzionamento monopolare

L'elettrodo attivo e neutro hanno, in questa modalità, forma e funzioni completamente differenti (figura 2).

L'elettrodo attivo o bisturi è di piccole dimensioni così da ottenere alte densità di corrente ed essere facilmente manovrabile per il chirurgo. Inoltre può essere di varie forme, in modo tale da produrre differenti effetti sul tessuto: vari esempi possono essere appiattita, sferica, ad anello o ad ago.

L'elettrodo è posizionato nel sito chirurgico ed attraverso questo è possibile trasferire la potenza d'uscita dal generatore sul paziente e quindi ottenere il tipo di prestazione voluta.

Invece l'elettrodo neutro è di grandi dimensioni, superfici pari a 150-200 cm² e, come già spiegato, ha il compito di raccogliere la corrente uscente dall'elettrodo attivo in modo da chiudere il circuito.

Il ruolo della piastra neutra è di estrema importanza: uno dei più comuni tipi di incidenti è la bruciatura della pelle vicino ad essa [1]. Questa ustione è dovuta ad una scorretta adesione della piastra sulla pelle del paziente: se l'area per raccogliere la corrente proveniente dall'elettrodo attivo è minore rispetto a quella desiderata, si verifica una maggiore densità di corrente e conseguentemente un aumento di temperatura con possibilità di ustioni e complicazioni sul tessuto. Per risolvere questo problema sono stati adottati vari espedienti tra cui dei circuiti "sentinella" che controllano periodicamente se la piastra è correttamente posizionata sul paziente attraverso l'utilizzo di piccole correnti.

Funzionamento bipolare:

Il funzionamento bipolare è impiegato soprattutto per coagulare piccole quantità di tessuto, come vasi sanguigni o piccoli tagli, tuttavia sono state sviluppate delle tecniche che utilizzano le pinze bipolari per procedure di taglio.

In questa modalità entrambi gli elettrodi sono presenti nel sito chirurgico: al posto del bisturi vengono utilizzate le pinze bipolari dove in una estremità è presente l'elettrodo attivo mentre nell'altra quello neutro (figura 3).

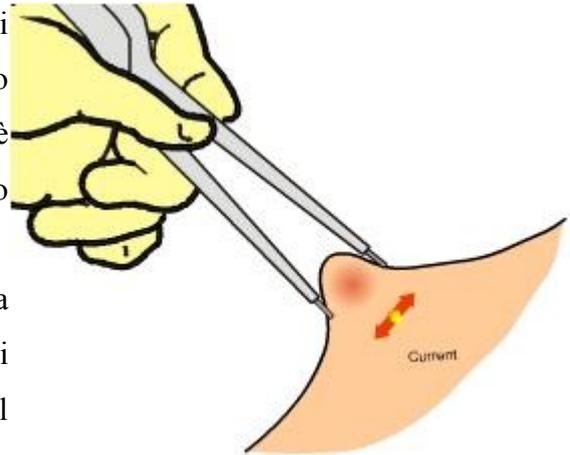


Figura 3: Funzionamento bipolare

Diversamente dal caso monopolare, la corrente prodotta dal generatore attraversa solamente la quantità di tessuto contenuta tra le pinze e non l'intero corpo del paziente; per questo motivo non è necessaria la presenza della piastra neutra.

Poiché solo piccole quantità di tessuto vengono sottoposte al trattamento, sono necessarie quantità minori di potenza rispetto al funzionamento monopolare.

Funzionamento monopolare monoterminale

Questa modalità è impiegata per applicazioni di bassa potenza: non risulta quindi necessaria la piastra neutra e il circuito viene chiuso attraverso le capacità parassite tra il paziente e la terra. Poiché vengono utilizzate basse potenze, le correnti che vengono scaricate attraverso il corpo non producono danni.

1.2 EFFETTI SUL TESSUTO

Attraverso l'utilizzo dell'elettrobisturi è possibile ottenere diversi effetti sul tessuto:

- Taglio
- Coagulazione
- Modalità miste di taglio e coagulazione

La differenza tra le diverse modalità è dovuta ad un diverso settaggio dei parametri dello strumento; i principali sono [2]:

- Forma d'onda della corrente
- Potenza erogata
- Tempo di attivazione

- Forma e grandezza dell'elettrodo
- Posizione dell'elettrodo

Il primo parametro verrà illustrato in dettaglio nelle successive sessioni dedicate alle diverse modalità di utilizzo; considerazioni generali si possono invece fare sui restanti.

La potenza erogata dal generatore influenza la velocità con cui si ottengono gli effetti sul tessuto: maggiore è la potenza, maggiore è l'effetto prodotto. Inoltre maggiori quantità di tessuto necessitano di maggior potenza per subire i cambiamenti prodotti dal passaggio di corrente.

Con l'aumentare del tempo di attivazione si verifica un maggior accumulo di calore nel tessuto e sull'elettrodo, e quindi un'amplificazione degli effetti procurati. Inoltre l'eccessivo accumulo di calore nel tessuto provoca una dispersione nei tessuti adiacenti, la quale è, nella maggiore parte dei casi, indesiderata. Per evitarla è buona prassi compiere delle piccole pause tra un'attivazione e la seguente per permettere il raffreddamento.

Come detto in precedenza, minore è l'area di contatto dell'elettrodo attivo, maggiore è la densità di corrente e quindi l'aumento di temperatura. La scelta della forma e della grandezza dell'elettrodo è di grande importanza poiché, per esempio, è possibile ottenere uno stesso effetto sul tessuto utilizzando un elettrodo di minore grandezza con una settaggio di potenza minore. Inoltre la forma dell'elettrodo è scelta in base al tipo di risultato che si vuole ottenere: per la coagulazione monopolare vengono utilizzati frequentemente elettrodi di forma ad aghi, sfere e cerchi per ottenere un migliore risultato e minori complicazioni.

Anche la posizione ha una grandissima importanza, infatti l'effetto sul tessuto varia a seconda se l'elettrodo è tenuto sospeso sul tessuto o in diretto contatto: nel primo caso avviene la formazione di archi elettrici che invece non sono presenti nel contatto diretto.

Un altro parametro che influenza le dimensioni del taglio o coagulo è la velocità con cui viene mosso l'elettrodo: maggiore è la velocità, minore è il tempo disponibile per il riscaldamento del tessuto e conseguentemente minore l'effetto.

Il parametro che più contribuisce al tipo di effetto ottenuto sul tessuto è la forma d'onda: analizziamo separatamente le diverse procedure per illustrare le diverse forme d'onda utilizzate ed il conseguente risultato sul tessuto.

TAGLIO

Per ottenere il taglio, il tessuto deve raggiungere temperature superiori ai 100°C: a queste temperature l'acqua intracellulare inizia a bollire e avviene l'esplosione delle cellule con successiva separazione del tessuto (figura 4). La vaporizzazione dell'acqua provoca un incremento della resistenza elettrica del tessuto e ciò favorisce ulteriormente l'aumento di temperatura [5].

Per raggiungere queste temperature vengono impiegate forme d'onda sinusoidali perché causano un rapido e continuo accumulo di calore nel tessuto.

Per effetto della differenza di potenziale si genera un arco elettrico che non si estingue finché scorre corrente. Per creare questi archi il chirurgo deve tenere l'elettrodo leggermente distante dal tessuto.

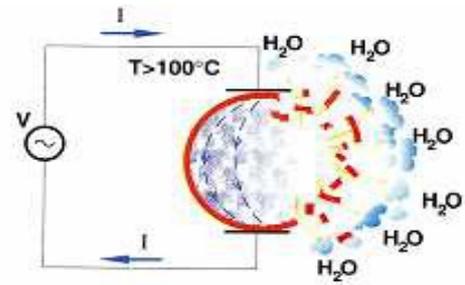


Figura 4: Effetto sulla cellula delle correnti di taglio

Di solito, il danno al tessuto derivante dalle correnti di taglio è confinato in una piccola regione sotto l'elettrodo attivo e abbastanza superficialmente; cellule adiacenti allo scalpello sono vaporizzate mentre le cellule presenti nei strati più profondi sono essenzialmente sane [1]. Solo le arteriole e i piccoli vasi sanguigni sono normalmente chiusi attraverso l'utilizzo della corrente di taglio, per questo motivo è necessaria la presenza di una seconda modalità per la coagulazione.

Per le procedure di taglio viene impiegato principalmente il funzionamento monopolare sebbene siano state studiate delle tecniche per l'utilizzo delle pinze bipolari.

COAGULAZIONE

La temperatura del tessuto necessaria per ottenere la coagulazione è minore rispetto a quella del taglio: temperature inferiori ai 100°C non provocano l'esplosione cellulare ma solo l'evaporazione dei liquidi intracellulari con conseguente denaturazione proteica e il successivo coagulo.

Per ottenere ciò vengono utilizzate forme d'onda che trasmettono una minore quantità di energia: di solito sono impiegate onde sinusoidali con duty cycle molto piccoli, per esempio del 6%. Il duty cycle, o ciclo di lavoro, è definito come il rapporto tra la durata del segnale "alto" e il periodo totale

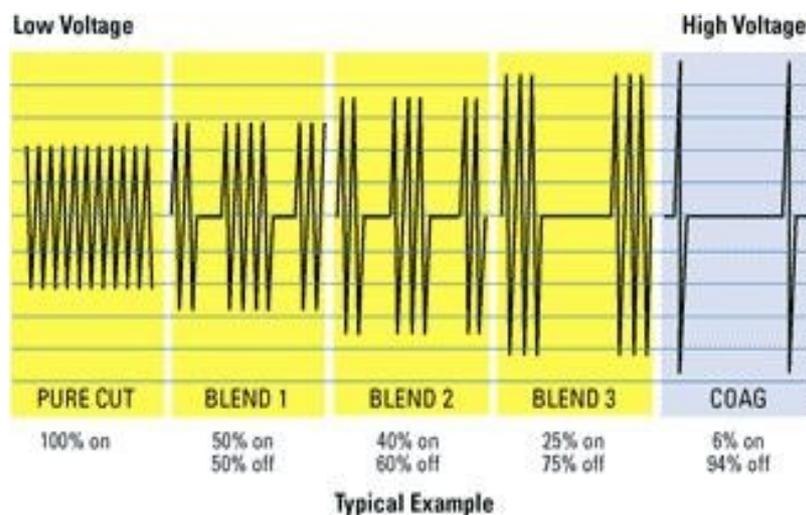


Figura 5: Forme d'onda delle diverse modalità

del segnale. Per un'onda sinusoidale quindi significa che nel 6% del periodo sarà presente l'onda mentre nel restante 94% non sarà presente (ultimo grafico della figura 5). In pratica si ottiene una serie di “pacchetti” di onda sinusoidale intervallati da tempi di pausa.

Le correnti per coagulazione sono usate per chiudere grandi vasi sanguigni aperti dal taglio, per fondere volumi di tessuto attraverso la denaturazione delle proteine (principalmente collagene) e per distruggere zone di tessuto indesiderate.

Il danno ai tessuti quando si coagula è più profondo rispetto alla modalità di taglio: questo fatto è dovuto all'accumulo di calore che si osserva nel tessuto causato dal maggiore tempo necessario per questo tipo di procedura [1].

La coagulazione può essere ottenuta sia con modalità monopolare che bipolare, tuttavia attraverso l'uso di pinze bipolare è più facile coagulare piccole zone di tessuto e quindi evitare di colpire aree non volute. Come già detto, nel funzionamento monopolare vengono utilizzati elettrodi di forme diverse per ottenere migliori risultati, tra cui minore residuo di tessuto carbonizzato. Per esempio l'elettrodo a sfera può essere impiegato con corrente di coagulazione per curare persistenti perdite di sangue dal naso che non guariscono attraverso le ordinarie procedure [1].

Esistono inoltre due specifiche tecniche per coagulare: per essiccamento e per folgorazione.

- Essiccamento: avviene quando l'elettrodo è in diretto contatto con il tessuto e quindi si verifica una minore densità di corrente.

L'acqua cellulare è evaporata lentamente lasciando delle squame bianche secche; le cellule appaiono raggrinzite e allungate con nuclei a loro volta allungati.

In questa procedura può essere utilizzata la corrente da taglio perché il diretto contatto procura un minore accumulo di calore e quindi evita l'esplosione cellulare (con ovviamente un settaggio di potenza corretto) ed il guadagno nel suo impiego è la possibilità di un settaggio di voltaggio minore rispetto a quello utilizzato nella modalità di coagulazione [2].

Le tecniche di essiccamento impiegano maggior tempo rispetto alla folgorazione poiché la trasmissione di calore è più lenta essendo minore il voltaggio utilizzato.

- Folgorazione: in questo caso l'elettrodo è tenuto sospeso sopra il tessuto per ottenere la creazione di archi tra l'elettrodo e il tessuto. Il continuo scoccare di archi provoca il coagulo e la carbonizzazione del tessuto su una vasta area. La struttura delle cellule è distrutta ad alta temperatura con conseguente carbonizzazione del tessuto.

Per superare l'alta impedenza dell'aria, è necessario utilizzare un alto voltaggio, molto maggiore rispetto a quello di taglio. Questo fatto può essere problematico se applicato durante operazioni di chirurgia minima invasiva.

La folgorazione è spesso utilizzata in dermatologia per carbonizzare difetti superficiali della pelle.

MISTA

La modalità mista (chiamata anche blend) è impiegata per ottenere la funzione di taglio e coagulazione contemporaneamente.

Le forme d'onda impiegate sono una via di mezzo tra quella puramente sinusoidale del taglio e quella della coagulazione: in pratica si usano onde sinusoidali con diversi duty cycle in base al risultato ricercato (figura 5). Un minore duty cycle, quindi un minore tempo di attivazione della corrente, produce meno calore. Conseguentemente l'utilizzo della forma d'onda Blend 1, con duty cycle 50%, produrrà la vaporizzazione del tessuto con una minima coagulazione, invece la Blend 3 (duty cycle 25%) è meno efficace a tagliare ma produce una maggiore emostasi. Attraverso una corretta scelta del duty cycle è quindi possibile avere un diverso rapporto tra taglio e coagulazione e quindi un diverso effetto sui tessuti.

I generatori degli elettrobisturi sono inoltre in grado di generare onde più complesse utilizzando tecniche di modulazione: si possono quindi ottenere una grande moltitudine di modalità ed effetti attraverso la scelta di una corretta forma d'onda.

Bisogna comunque ricordare che la principale variabile che determina se una forma d'onda vaporizza o produce coagulazione nel tessuto è la velocità con cui fornisce calore. Una rapida produzione di calore produce vaporizzazione mentre una lenta coagulazione.

Nella seguente tabella è presente un riassunto delle diverse modalità.

	TEMPERATURA del TESSUTO	EFFETTO sul TESSUTO	FORMA d'ONDA
TAGLIO	Maggiore di 100°C	<ul style="list-style-type: none">• Vaporizzazione H₂O cellulare• Esplosione cellulare	Puramente sinusoidale
COAGULAZIONE	Minore di 100°C	<ul style="list-style-type: none">• Vaporizzazione senza esplosione• Essiccazione del tessuto	Sinusoidale con duty cycle 6%
BLEND	Dipende dalla forma d'onda impiegata	Entrambi gli effetti in base alla forma d'onda utilizzata	Sinusoidale con duty cycle compresi tra il 6% e il 100%

Tabella 1: Modalità di funzionamento ed effetti sui tessuti

CAPITOLO 2

RISCHI E PROBLEMI

L'elettrobisturi è, in fin dei conti, uno strumento che procura danno termico controllato al tessuto. Data la natura dello strumento sono quindi presenti un elevato numero di rischi associati al suo utilizzo, soprattutto per il paziente ma anche per il chirurgo e le altre apparecchiature mediche.

Le principali possibilità di rischio sono:

- Ustioni presso l'elettrodo di ritorno
- Zone di ustione alternative
- Esplosioni ed incendi
- Stimolazione di tessuti elettricamente eccitabili
- Interferenze con altra strumentazione
- Dispersione di calore

USTIONI PRESSO L'ELETTRODO DI RITORNO

Come già detto in precedenza, l'elettrodo neutro svolge l'importantissimo compito di recuperare la corrente prodotta dall'elettrodo attivo chiudendo quindi il circuito del generatore. Per eseguire correttamente questo compito, la piastra deve essere completamente aderente al tessuto: in caso contrario è presente una maggiore densità di corrente e quindi si verificano presso l'elettrodo neutro effetti indesiderati come la possibilità di ustioni (figura 6).

In fin dei conti non c'è differenza tra l'elettrodo attivo e passivo per il generatore, l'unica diversità è la loro grandezza e conduttività: se l'area di contatto è uguale, si otterranno gli stessi effetti sul tessuto con entrambi gli elettrodi. Infatti nelle pinze bipolari non vi è distinzione tra estremità attiva ed neutra proprio perché sono uguali.

Per evitare questa situazione è buona norma posizionare la piastra in zone muscolari ben vascolarizzate ed evitare aree del corpo con profili irregolari o con ossa in sporgenza (come per esempio gomiti e ginocchia) [1-2].

Oltre all'utilizzo di buone norme, sono stati progettati dei circuiti sentinella che hanno il compito di

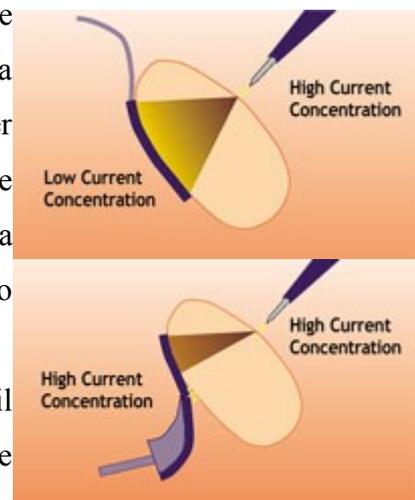


Figura 6: Adesione Piastra

Neutra

monitorare il contatto tra l'elettrodo neutro e il paziente. Per far ciò viene misurata l'impedenza dell'interfaccia paziente/piastra attraverso una corrente di prova: l'impedenza è in diretta relazione con la quantità dell'area di contatto. Se per qualche ragione viene perso il contatto, il circuito è in grado di interrompere l'attivazione del generatore prima che si creino danni [1].

L'impedenza dell'area di contatto può essere compromessa, oltre che dalla scorretta adesione, anche da altri fattori tra cui un'eccessiva presenza di peli, di tessuto adiposo, di fluido e di tessuto carbonizzato.

ZONE DI USTIONE ALTERNATIVE

Le correnti prodotte dall'elettrodo attivo dovrebbero teoricamente chiudersi sulla piastra neutra per non causare danni in zone indesiderate del paziente.

La fisica tuttavia ci insegna che l'elettricità cerca sempre la strada con impedenza minore per tornare a terra: per questo motivo se sono presenti delle "strade" alternative è possibile che la corrente le sfrutti per chiudere il circuito (figura 7).

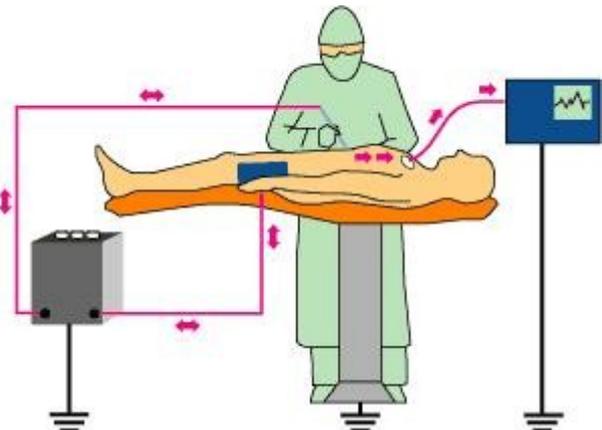


Figura 7: Percorsi alternativi per la chiusura a terra

Le correnti che attraversano strade alternative possono essere molto pericolose per il paziente, per la strumentazione e anche per il chirurgo: le densità di corrente sono molto alte attraverso questi percorsi perché non sono progettati per la chiusura del circuito e quindi si creano elevate temperature con rischio di ustioni. Inoltre anche se la maggior parte della corrente viene raccolta dall'elettrodo neutro è comunque possibile che la corrente si divida e segua strade diverse con conseguente rischio di danni.

La possibilità di ustioni in zone alternative può essere particolarmente elevata se la sala operatoria non è correttamente progettata: di norma sono presenti diversi elementi che possono essere impiegati dalla corrente per chiudere il circuito; classici esempi sono il tavolo operatorio, oggetti metallici e strumenti a contatto con il paziente, lo stesso chirurgo e il personale medico.

Nella figura 8 si può osservare un esempio di ustione dovuta all'impiego dell'elettrocardiografo: l'elettrodo dell'ECG ha fornito una strada di minore impedenza per raggiungere la terra e la sua piccola area ha determinato una grande densità di corrente con



Figura 8: Sito alternativo di ustione

conseguente ustione sul paziente [2].

Una prima soluzione è applicare con cura l'elettrodo di ritorno, per esempio vicino all'area dell'operazione, e isolare il paziente da ogni contatto con superfici conduttrici.

Per risolvere in maniera più efficace questo problema si possono utilizzare generatori con circuiti isolati: il circuito della corrente che attraversa i tessuti non è più riferito a terra ma è accoppiato con il circuito del generatore. In questa configurazione la corrente cerca di chiudersi verso il generatore e non verso terra: si ottiene quindi che, anche se sono presenti oggetti conduttori collegati a terra, questa non li attraversa poiché non verranno “riconosciuti” come vie alternative. L'unico modo per chiudersi è quindi attraverso la piastra neutra.

Con l'utilizzo di questo artificio si elimina il rischio di ustioni attraverso vie alternative però rimane comunque presente il problema descritto in precedenza cioè il distacco dell'elettrodo di ritorno: se il circuito verso la piastra di ritorno è interrotto, il generatore isolato disattiva il sistema poiché non è più possibile il ritorno della corrente.

ESPLOSIONI ED INCENDI

L'elettrobisturi produce, mentre è in funzione, una buona quantità di scintille soprattutto nella modalità di taglio e folgorazione. Per questo motivo se sono presenti gas o oggetti infiammabili possono avvenire piccole esplosioni o incendi.

Questo rischio era più presente quando venivano utilizzati agenti anestetici esplosivi nelle sale operatorie, come l'etere e il ciclopropano [1]. Ai giorni nostri sono stati sostituiti con gas non esplosivi ed inoltre la presenza di gas e liquidi infiammabili è proibita nelle vicinanze dell'elettrobisturi o di strumenti che possono causarne l'innescio [1,3].

Tuttavia esistono comunque delle fonti alternative di sostanze infiammabili come per esempio peli corporei e metano, il quale è presente nell'intestino ed è prodotto dall'attività metabolica dei batteri, ovviamente in quantità minime [1].

STIMOLAZIONE DI TESSUTI ELETTRICAMENTE ECCITABILI

L'intervallo di frequenze della corrente prodotta dal generatore è maggiore della soglia per la stimolazione dei tessuti, tuttavia gli archi e le scintille generano componenti a bassa frequenza che possono stimolare muscoli e nervi. Per esempio la stimolazione dei muscoli addominali è un fatto spesso osservato, come quella del nervo otturatorio che viene eccitato soprattutto nella resezione transuretrale [1].

L'eccitazione di queste strutture è altamente indesiderata perché provoca un movimento

involontario del paziente e quindi una difficoltà nelle procedure chirurgiche.

Questa particolare problematica è più presente nelle procedure laparoscopiche rispetto a quelle aperte: nelle operazione a cielo aperto la maggior parte della corrente chirurgica attraversa i tessuti nelle parti superficiali, riducendo quindi la possibilità di stimolazione di strutture collocate in profondità [1].

Effetti più gravi si ottengono se vengono eccitati organi di fondamentale importanza per il corpo umano come il cuore: sono stati osservati diversi casi di fibrillazione ventricolare indotti dall'utilizzo dell'elettrochirurgia [1].

Tuttavia è interessante notare come esista la possibilità di sfruttare la stimolazione di zone importanti per l'organismo (come i nervi) per verificarne la posizione rispetto all'elettrodo attivo.

INTERFERENZE TRA GLI STRUMENTI

Come già illustrato nella sezione precedente, oltre alla frequenza fondamentale vengono prodotti dall'elettrobisturi segnali secondari con frequenze minori e maggiori. La potenza di questi segnali è ovviamente molto minore rispetto a quella principale tuttavia può essere sufficiente per sovrapporsi a quella dei segnali biologici prodotti dal corpo umano.

Per questa ragione si possono creare dei problemi nella strumentazione che utilizza misurazioni dei segnali biologici come per esempio elettrocardiografi e pacemaker: misurazioni scorrette dei parametri e perdita della traccia del ECG sono dei classici esempi degli effetti dell'interferenza.

Uno dei problemi più gravi che possono occorrere è l'inibizione dei pacemaker dovuta ai “finti” segnali biologici prodotti dalle correnti secondarie: i pazienti sottoposti a interventi a cuore aperto o a resezione transuretrale della prostata (turp) sono quelli a più rischio. Questo perché negli interventi a cuore aperto l'elettrodo attivo è posizionato in vicinanza degli elettrodi del pacemaker mentre la resezione transuretrale della prostata usa elevati voltaggi e correnti e quindi l'interferenza dei segnali è potenzialmente elevata [1].

Per evitare queste complicazioni si devono prendere alcune precauzioni come l'utilizzo della modalità bipolare rispetto a quella monopolare, poiché le correnti sono limitate ad un'area minore e i voltaggi sono a loro volta minori. Se non è possibile compiere l'intervento attraverso il funzionamento bipolare è quanto meno consigliato evitare la presenza di correnti nel ventricolo destro; per esempio si può collocare l'elettrodo di ritorno nella parte sinistra del corpo per minimizzare un po' il rischio [1].

DISPERSIONE DI CALORE

La temperatura limite per non procurare effetti sulle cellule è circa 45-50°C [15-17], dopo la quale inizia la loro denaturazione con conseguente perdita dell'attività biologica. Tra i 60-70 e i 100 °C si ottiene il lento riscaldamento del liquido intracellulare che, come già detto in precedenza, produce la disidratazione della cellula con conseguente coagulazione. Infine temperature superiori alla temperatura dell'ebollizione dell'acqua provocano l'esplosione istantanea delle cellule con conseguente separazione e taglio del tessuto.

Nell'utilizzo dell'elettrobisturi è quindi di grandissima importanza contenere l'aumento di temperatura sotto la soglia limite nelle zone in cui non si vogliono provocare cambiamenti. E' però inevitabile una minima dispersione nelle zone adiacenti al sito dell'operazione chirurgica causata dal contatto tra le cellule.

Nel prossimo capitolo si vedrà in modo accurato questa problematica ed alcune tipi di soluzioni per ridurre il rischio.

2.1 RISCHI NELLE PROCEDURE LAPAROSCOPICHE

L'impiego dell'elettrobisturi nelle procedure laparoscopiche è fonte di ulteriori rischi rispetto alle operazioni a cielo aperto, i principali sono [2]:

- Accoppiamento diretto
- Insuccesso dell'isolamento
- Accoppiamento capacitivo

ACCOPIAMENTO DIRETTO

Durante le chirurgia mininvasiva lo spazio in cui si possono muovere gli strumenti è limitato e quindi è possibile che strumenti metallici siano in contatto o comunque in vicinanza all'elettrodo attivo mentre il generatore è in funzione. Inoltre la ridotta visuale sul campo operatorio può portare il chirurgo a una scorretta valutazione del posizionamento degli strumenti e quindi maggior rischio di contatto.

L'attivazione dell'elettrobisturi in queste situazioni provoca il trasferimento di parte della corrente ai strumenti metallici adiacenti: essendo dei conduttori, la corrente può utilizzarli per chiudersi a terra e quindi, come nel caso dell'ustione in zone alternative, può procurare ustioni e carbonizzazione in zone indesiderate.

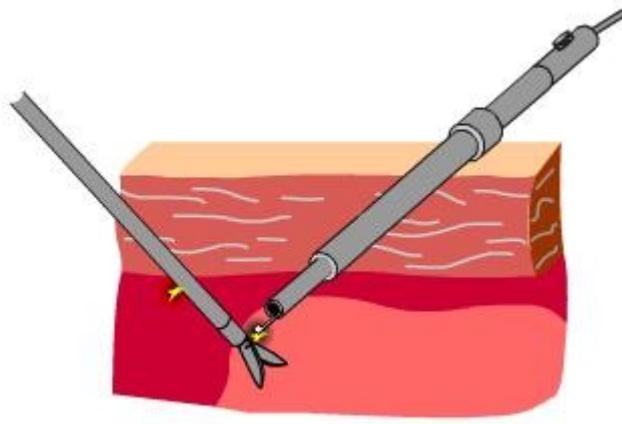


Figura 9: Accoppiamento diretto

Per evitare questo rischio è necessario valutare correttamente la posizione di ogni strumentazione utilizzata e soprattutto non attivare lo strumento se non vi è la certezza assoluta di sicurezza.

INSUCCESSO DELL'ISOLAMENTO

L'isolamento dello strumento è di grandissima importanza nelle procedure laparoscopiche perché la strumentazione è completamente circondata dai tessuti del paziente

Mentre nelle operazioni a cielo aperto un piccolo difetto nell'isolamento non porta a gravi conseguenze poiché è presente solo aria nelle vicinanze, nella chirurgia mininvasiva la corrente che riesce a superare l'isolamento incontra il tessuto e conseguentemente lo può utilizzare per chiudersi a terra. Anche in questo caso si verificano quindi dei rischi simili all'ustione in siti alternativi e dell'accoppiamento diretto cioè la possibilità di ustioni e carbonizzazione in zone indesiderate dovute al passaggio di corrente.

Bisogna tenere inoltre conto che non esistono isolanti perfetti (cioè con resistenza infinita) e che con il passare del tempo l'isolazione perda parte delle sue caratteristiche [7].

Per questo motivo è buona norma controllare periodicamente lo stato dell'isolamento di ogni cavo e strumento soprattutto quelli che vengono regolarmente sterilizzati attraverso l'impiego di vapore ad alte temperature [1]. Inoltre è da prendere in considerazione l'impiego della corrente di taglio per compiere coagulazioni monopolari: come spiegato in precedenza è possibile ottenere ciò tenendo l'elettrodo in diretto contatto con il tessuto (coagulazione per essiccamento). Poiché nella modalità di taglio è utilizzato un minore voltaggio rispetto a quello di coagulo, la possibilità di passaggio della corrente attraverso isolamento difettoso e la creazioni di buchi nello stesso è ridotta al minimo [1].

ACCOPPIAMENTO CAPACITIVO

Nelle procedure laparoscopiche è possibile il verificarsi di capacità parassite tra il metallo dell'elettrodo attivo, l'isolante che lo circonda e il metallo del tubo che viene utilizzato per fare entrare la strumentazione nel corpo.

Negli elementi capacitivi la carica presente in uno dei due conduttori può, attraverso il campo elettrostatico, muoversi al secondo conduttore anche in presenza di un elemento isolante. Avviene quindi una propagazione delle cariche presenti nella corrente elettrica dell'elettrobisturi verso il tubo di metallo che lo circonda, con conseguente rilascio della corrente nei tessuti circostanti per scaricarsi. Poiché in certe procedure vengono impiegate grandi differenze di potenziale, bisogna inoltre tenere presente che i campi elettrici intorno ai cavi sono estesi per distanze significative e quindi è possibile che si crei un accoppiamento capacitivo anche con metalli non in diretto contatto con l'isolante [2].

Come già spiegato in precedenza, anche in questo caso il passaggio di corrente può portare ad ustioni e scottature.

Per limitare questo problema si possono impiegare due soluzioni [1]:

- Collegare a terra il tubo metallico in modo da chiudere le cariche presenti su di esso senza farle passare per i tessuti.
- Monitorare la differenza di corrente tra l'elettrodo attivo e quello passivo. Una grande differenza tra i due valori implica una perdita di cariche in qualche punto del circuito e quindi un possibile rischio per il paziente. In questa situazione è necessaria l'interruzione dell'operazione: sono stati progettati alcuni dispositivi sentinella per un continuo controllo.

Una buona norma è inoltre evitare di posizionare cavi elettrici paralleli tra di loro per minimizzare la probabilità di accoppiamento capacitivo; un classico esempio possono essere i cavi dell'elettrodo attivo e quelli del passivo.

Capitolo 3

SOLUZIONI PER IL PROBLEMA DELL'AUMENTO DI TEMPERATURA

Nel capitolo precedente sono stati elencati i principali rischi e problemi legati all'utilizzo dell'elettrobisturi che, come si è potuto vedere, sono di varia natura e non da sottovalutare.

Viene quindi spontaneo domandarsi per quale motivo viene impiegato questo strumento a fronte dei danni che può portare. La risposta è immediata: i grandissimi benefici derivanti dal suo utilizzo rendono accettabili i pericoli. Poiché è impossibile raggiungere un livello di sicurezza totale, quello che si può desiderare è di arrivare ad un livello di soglia accettabile.

Nel caso specifico dell'elettrobisturi una componente che è sempre presente è il rischio collegato all'accumulo e alla dispersione di calore in prossimità del sito chirurgico. Mentre le altre tipologie di rischio avvengono in condizioni specifiche o comunque difettose, il problema del troppo aumento di temperatura è un fenomeno che non si può eliminare, poiché lo strumento si basa proprio sul produrre danno termico al tessuto per compiere il risultato voluto. Tuttavia si può comunque puntare a ridurlo al minimo e controllarlo il più efficacemente possibile.

Il danno prodotto dal troppo aumento di temperatura nelle zone limitrofe è probabilmente minore se confrontato con quello provocato dalle altre fonti di rischio, come per esempio le gravi ustioni e possibilità di carbonizzazione in siti dovuti al passaggio di corrente per vie alternative. Per questo motivo questa problematica potrebbe venire ingiustamente sottovalutata. Tuttavia, a mio modo di vedere, è importante cercare di ridurre la quantità di tessuto danneggiato in modo da avere un migliore decorso postoperatorio con conseguente guadagno per il paziente e minore possibilità di complicazioni.

Per questi motivi l'obiettivo di questa tesina è quello di concentrarsi su questa precisa problematica e illustrare alcune tipologie di soluzioni che possono essere impiegate per ridurre i rischi..

3.1 IL PROBLEMA DELL'AUMENTO DI TEMPERATURA

Come già detto in maniera poco approfondita nella sezione “dispersione di calore”, i cambiamenti cellulari irreversibili si verificano con temperature superiori ai 45-50°C.

Nella tabella 2 sono presenti le temperature e i relativi effetti ottenuti sul tessuto [9]:

TEMPERATURA (°C)	MODIFICAZIONI VISIBILI	MODIFICAZIONI BIOLOGICHE
37-50	Arrossamento	<ul style="list-style-type: none">• Riduzione dell'attività enzimatica• Denaturazione reversibile (con tempi di esposizione brevi)
50-65	Sbiancamento	<ul style="list-style-type: none">• Coagulazione
65-90	Sbiancamento	<ul style="list-style-type: none">• Denaturazione irreversibile della proteina
90-100	Raggrinzimento	<ul style="list-style-type: none">• Essiccazione del tessuto
>100	Essiccazione	<ul style="list-style-type: none">• Punto di ebollizione dell'acqua• Esplosione cellulare
>150	Carbonizzazione	<ul style="list-style-type: none">• Carbonizzazione
300-400	Annerimento	<ul style="list-style-type: none">• Generazione fumi carbonizzazione

Tabella 2: Modificazioni della cellula in base alla temperatura [9]

Dalla tabella si può notare come temperature inferiori ai 45-50°C non portano a modificazioni irreversibili e danni permanenti, temperature comprese tra 60-70°C e 100°C producono essenzialmente effetti di coagulazione ed essiccazione mentre sopra i 100°C si ottiene taglio del tessuto e possibile carbonizzazione se ampiamente maggiori.

Per predire correttamente il danno termico bisogna inoltre considerare che non è solo funzione della temperatura ma anche del tempo in cui viene applicata. Un esposizione prolungata a temperature medio-basse può comunque produrre danni rilevanti.

Per questo motivo è di primaria importanza cercare di limitare il più possibile l'aumento di temperatura e quindi il danno termico nell'area voluta, senza permettere la conduzione termica nei tessuti adiacenti.

Una maggiore quantità di tessuto danneggiato comporta diverse problematiche:

- Necessità di maggior tempo per la guarigione del danno e quindi un più importante decorso postoperatorio.
- Maggior possibilità di complicazioni come, per esempio, infezioni
- Maggiori complicazioni per il paziente come aumento di dolore e in caso di trattamenti superficiali, come folgorazione nella dermatologia, possibilità di aree cicatriziali di maggior area.

Inoltre è da tenere presente che alcune tipologie di operazioni, come per esempio quelle svolte in neurologia, vengono compiute in aree dove sono presenti tessuti di estrema importanza per il funzionamento del corpo, che non devono essere assolutamente danneggiati, come nervi o altre parti del sistema nervoso. Nella neurologia il rischio di dispersione termica intorno al sito chirurgico è uno degli aspetti più importanti, per questo motivo alcune migliorie sono state progettate da esperti del settore [11].

Un secondo problema collegato all'accumulo di calore in prossimità delle punte dello strumento, soprattutto nel funzionamento bipolare, è la possibilità di aderenza e carbonizzazione del tessuto sull'elettrodo. Molti chirurghi ritengono questo uno dei maggiori problemi durante le procedure elettrochirurgiche perché si presenta il rischio di strappare il tessuto aderito sul metallo e conseguentemente di procurare sanguinamento indesiderato [11].

3.2 SOLUZIONI

Come in qualsiasi ambito della vita, anche nell'ingegneria è possibile ottenere un risultato attraverso differenti vie. Durante la mia ricerca è stato molto interessante notare come i diversi studiosi siano guidati da idee differenti su come risolvere lo stesso problema.

I raggruppamenti che si possono fare sulla base dei dati che ho trovato sono tre:

- Sviluppo tecnologico dello strumento.
- Utilizzo di strumentazione di supporto
- Valutazione real-time della temperatura

Sicuramente non sono le uniche possibilità però sono quelle che mi hanno colpito maggiormente.

Inoltre è interessante notare che è possibile, nella maggior parte dei casi, unire le diverse metodologie per migliorare ulteriormente il risultato; per esempio è comune vedere utilizzati cateteri irrigatori con elettrobisturi che implementano tecnologie specifiche.

Nei prossimi paragrafi verranno illustrati i tre diversi gruppi con degli esempi di ricerche che puntano alla riduzione del rischio di danno termico.

SVILUPPO TECNOLOGICO DELLO STRUMENTO

Lo sviluppo tecnologico è, a mio parere, il più complicato da realizzare poiché è necessario avere delle idee che cambino profondamente la struttura dello strumento. L'aspetto positivo è che questi miglioramenti possono poi essere impiegati in tutte le condizioni ed ambienti, a differenza dell'utilizzo di strumentazione di supporto la quale richiede, di norma, specifici requisiti.

Un altro aspetto interessante è il beneficio introdotto: mentre con la maggior parte delle tecniche “esterne” allo strumento l'unico obiettivo è quello della riduzione di temperatura del tessuto, con l'aggiunta di migliorie interne allo strumento si possono ottenere benefici anche per lo strumento stesso, per esempio riduzione della temperatura dell'elettrodo e minore possibilità di adesione di tessuto carbonizzato.

La tecnologia rappresentativa di questa sezione è l'ACTIVE HEAT TRANSFER TECHNOLOGY™ che sarà presentata in dettaglio nel paragrafo successivo.

Un altro esempio di sviluppo tecnologico dello strumento può essere il Vesalius dell'industria Telea, progettato dall'ingegner Pozzato, il quale sfrutta la risonanza quantica molecolare per ottenere temperatura minori mentre si effettuano procedure di taglio e coagulazione.

Questi due strumenti non sono ovviamente gli unici sul mercato, è infatti presente la classica gara tra le ditte per sviluppare la tecnologia più performante e quindi guadagnare una posizione di vertice nel mondo dell'industria biomedica.

ACTIVE HEAT TRANSFER TECHNOLOGY™

L'ISOCOOL Bipolar Forceps (figura 10) è una pinza bipolare prodotta dalla Codman che utilizza l'Active Heat Transfer(AHT) Technology per risolvere il problema dell'accumulo di temperatura presso l'estremità della pinza bipolare durante il suo impiego.

L'AHT allontana ininterrottamente il calore in eccesso presente alle punte dello strumento e conseguentemente permette di ottenere temperature di coagulazioni costanti e controllate.

In figura 11 è illustrato l'AHT technology presente nella parte terminale delle pinze.

All'interno dello strumento è presente un tubo di calore che è formato da un tubo a vuoto sigillato con struttura capillare, contenente una piccola quantità di fluido. Il calore generato all'estremità delle punte è trasportato



Figura 10: Isocool Bipolar Forceps

nel tubo a vuoto dove avviene la vaporizzazione del fluido e, conseguentemente, l'utilizzo di una parte del calore. Il vapore così prodotto si allontana dalle punte grazie al gradiente di pressione positivo creato dalla stessa vaporizzazione. Quando il vapore è abbastanza lontano dalla zona riscaldata, avviene la condensazione dello stesso nella struttura capillare presente nel tubo. Il liquido così prodotto ritorna all'estremità dello strumento grazie all'azione capillare e quindi diventa disponibile per un secondo ciclo di vaporizzazione. Si ottiene quindi un continuo ciclo di vaporizzazione, trasporto, condensazione e ritorno [10]. In questo modo gran parte del calore prodotto alle estremità viene continuamente eliminato e si ottiene una temperatura costante.

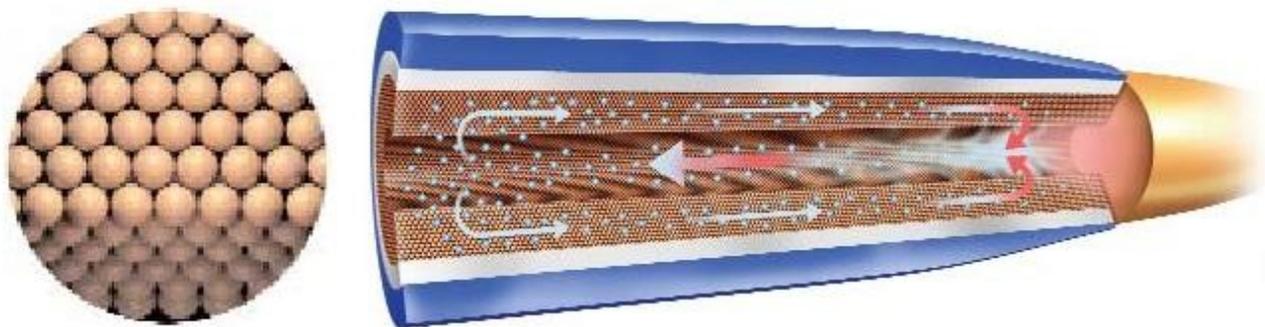


Figura 11: Active Heat Transfer Technology ed interno Isocool Bipolare Forceps

I vantaggi portati dall'impiego dell'Active Heat Transfer Technology sono [10]:

- Possibilità di coagulazione senza interruzioni per cause collegate al troppo accumulo di calore nello strumento e nel tessuto.
- Migliore abilità nel coagulare tessuti delicati in fine dettaglio
- Riduzione di frustrazione e fatica del chirurgo dovuta a problemi di adesione e carbonizzazione del tessuto con conseguente guadagno in efficienza.
- Eliminazione di possibilità di risanguinamento di vasi dovuti all'adesione di tessuto
- Riduzione del danno termico periferico alla zona chirurgica
- Riduzione del tempo necessario per completare le procedure con conseguente beneficio per il chirurgo, l'ospedale e il paziente.

Per confermare l'effettiva efficacia di riduzione della temperatura grazie all'impiego dell'AHT Technology sono state eseguite delle ricerche di confronto tra questa nuova tecnologia e delle pinze bipolari standard senza l'AHT.

In uno di questi studi, denominato “Evaluation of a new bipolar coagulation forceps in a thermal damage assessment”, condotto da Ebonia W. Elliot-Lewis, Alexander M. Mason, Daniel L. Barrow, sono stati confrontati i due strumenti attraverso esperimenti in ex-vivo e in-vivo. Gli studi ex-vivo

hanno utilizzato fegato fresco di vitello per ottenere dati sulla temperatura del tessuto attraverso l'uso di termocamere e misure del danno termale attraverso studi istologici. Invece negli esperimenti in-vivo sono stati utilizzati cervelli di ratti adulti per misurare l'estensione del tessuto danneggiato dall'impiego degli strumenti.

In entrambe le modalità sono state impiegate due tipi di pinze bipolari:

- IsoCool bipolar forceps con tecnologia AHT descritto in precedenza
- Silverglide Bipolar Forceps (Silverglide Surgical Technologies, Boulder, CO)

Le Silverglide sono caratterizzate da estremità di acciaio inossidabile rivestite da una lega di argento, la quale ha proprietà di antiadesione. La scelta degli autori di utilizzare questa pinza bipolare come campione rappresentativo degli strumenti sprovvisti di AHT è dovuto al fatto che condivide le proprietà fondamentali delle pinze bipolari convenzionali ed è frequentemente utilizzata.

Le immagini (figura 12) e i dati termici (figura 13) ricavati dallo studio ex-vivo suggeriscono che vi è solo una piccola differenza tra le performance dei due strumenti fino ai 3 secondi di attivazione, tuttavia all'aumentare del tempo, la temperatura del tessuto provocata dalla pinza bipolare IsoCool risulta significativamente minore di quella prodotta dalla Silverglide. Dopo 10 secondi di attivazione le temperature differiscono approssimativamente del 30%. Inoltre dall'immagine termica presa a 5 secondi dopo l'attivazione degli strumenti (figura 12) si può notare come la temperatura della pinza IsoCool sia circa 60 °C mentre quella dovuta alla SilverGlade superi di gran lunga i 70°C [11].

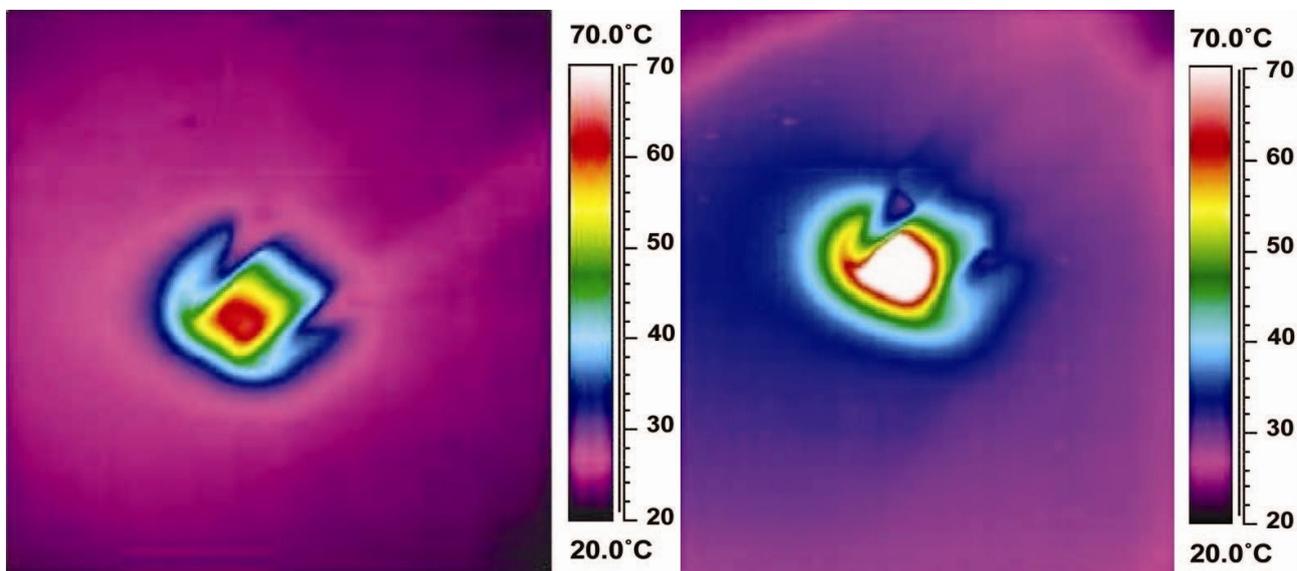


Figura 12: Immagine Termica acquisita a 5 secondi, 50 Malis units, nello studio ex-vivo. Sinistra IsoCool, destra Silverglade

L'analisi delle lesioni prodotte dagli strumenti rivela che l'area della sezione trasversale indotta dalla tecnologia AHT è in media 5 volte minore di quella tradizionale (figura 14). Anche la larghezza è significativamente minore, circa la metà.

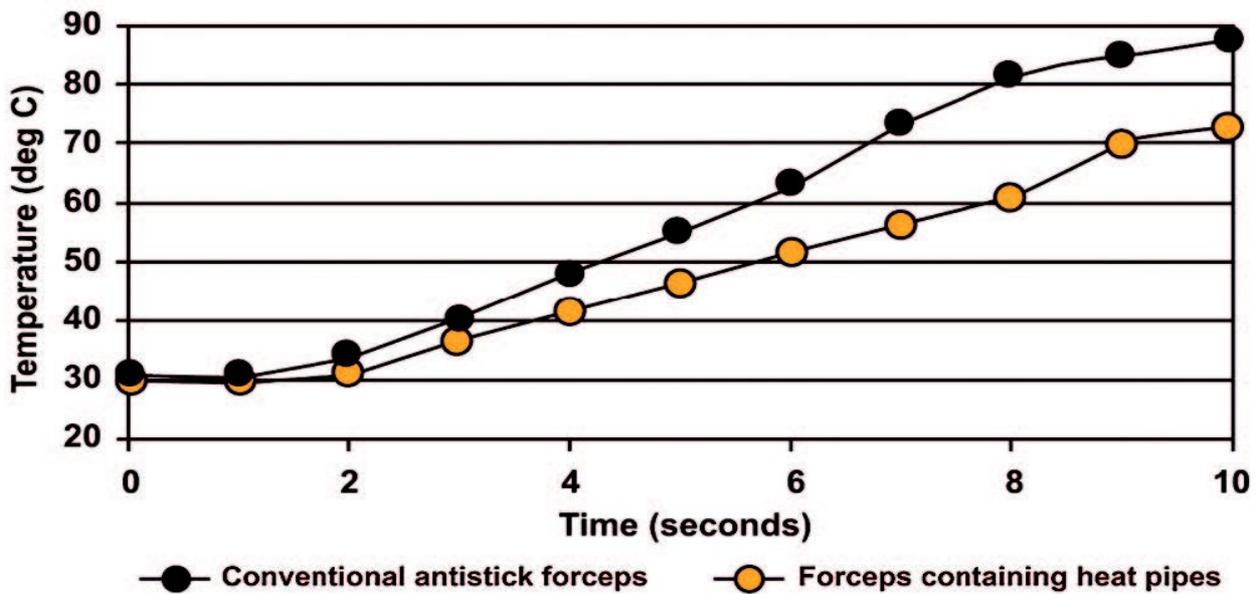


Figura 13: profilo termico del tessuto in prossimità della pinze bipolari a 50 Malis units

Dall'analisi di questi dati risulta immediatamente il miglioramento apportato dallo strumento IsoCool, tuttavia le misure della larghezza e dell'area della sezione trasversale ottenute negli esperimenti in-vivo non rimarcano completamente questa deduzione: la larghezza del danno termico è leggermente minore nella tecnologia AHT, mentre non vi è una differenza significativa nell'area della sezione trasversale (figura 15).

Secondo i ricercatori questa differenza di risultati è da ricondurre all'assenza di irroramento dei tessuti nello studio in-vitro, la quale modifica la dispersione di calore; inoltre è stato specificato nello studio che i dati in-vivo sono stati ottenuti dopo un piccolo intervallo di tempo e quindi è possibile che nelle misure delle lesioni siano presenti anche i processi infiammatori riconducibili all'operazione e non solamente il danno termico dello strumento.

Preso visione di queste debolezze si può comunque notare un miglioramento nella limitazione dell'aumento di temperatura ottenuto attraverso la tecnologia AHT: con l'aumentare del tempo di attivazione dello strumento il guadagno ottenuto diventa decisamente rilevante. E' quindi possibile dedurre che attraverso l'impiego dell'IsoCool Bipolar Forceps si possono ottenere risultati migliori nel controllo della temperatura e del danno termico, soprattutto nelle procedure che richiedono grandi tempi di attivazione o che accumulano grandi quantità di calore.

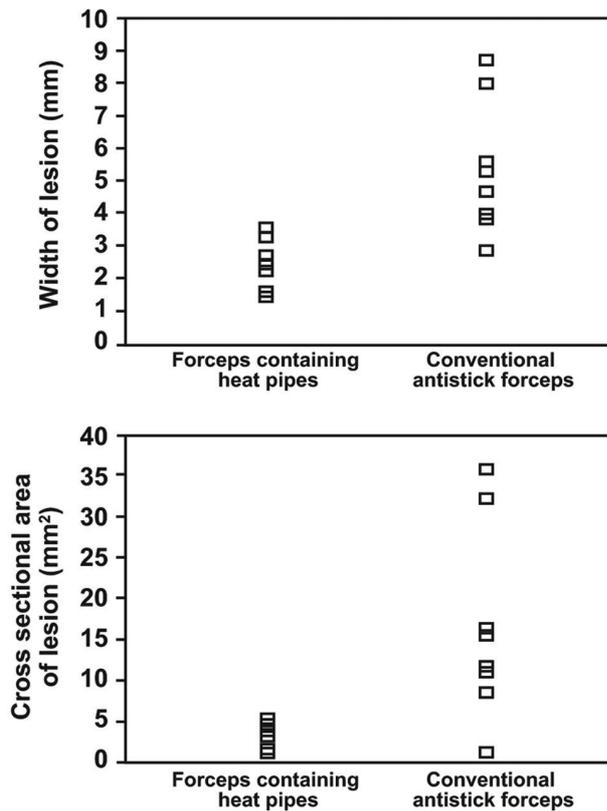


Figura 14: Dati istologici ottenuti nello studio ex-vivo

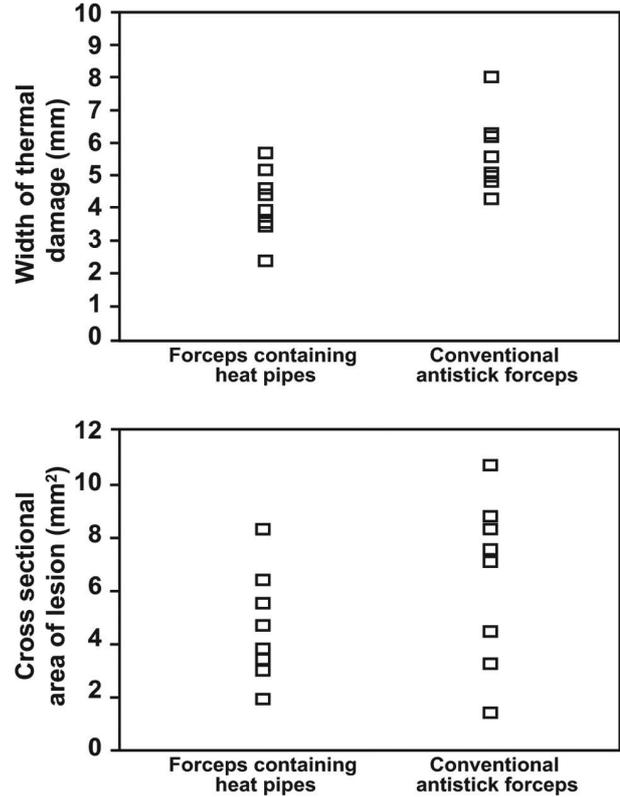


Figura 15: Dati istologici ottenuti nello studio in-vivo

Conferme sui benefici portati da questo strumento sono stati ottenuti attraverso l'analisi dei dati collezionati in altri studi: nelle figure 16 e 17, prese dalla brochure dello strumento, si può notare come la tecnologia AHT riduca efficacemente l'accumulo e dispersione di calore e produca un minore danno tissutale collaterale [10].

La figura 16 è un confronto tra due immagini termiche ottenute con la pinza bipolare con tecnologia AHT e una pinza bipolare standard mentre venivano attivate attraverso un generatore settato a 35 Malis units. La temperatura del tessuto prodotta

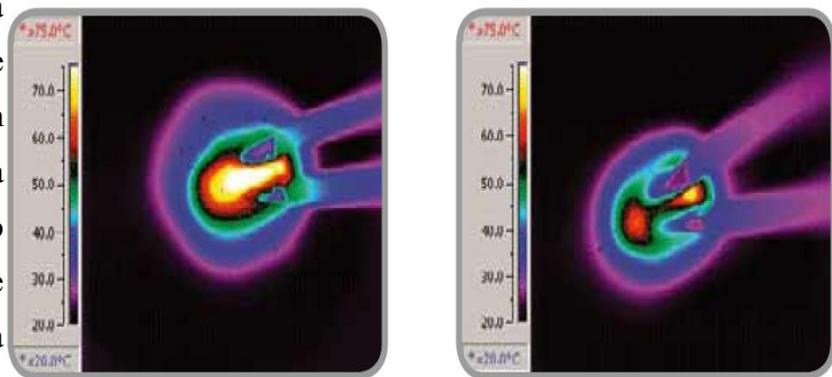


Figura 16: Temperatura tessuto: sinistra convenzionale, destra IsoCool

superiore ai 75 °C e il calore è molto disperso; invece si può notare come le temperature prodotte dall'IsoCool siano molto minori come minore è la dispersione di calore nel tessuto [10].

In figura 17 si può invece dedurre che lo strumento IsoCool produce una più precisa coagulazione e un minore danno ai tessuti adiacenti rispetto a quelli prodotti dagli strumenti sprovvisti di tecnologia AHT [19].

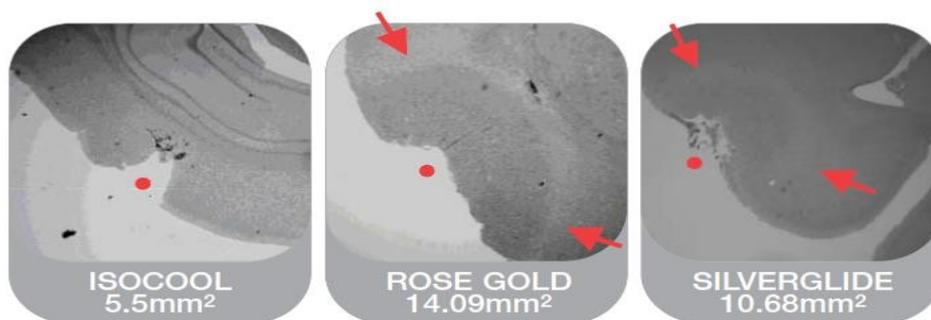


Figura 17: In-vivo Istologia di cervello di roditore sottoposto a coagulazione: sinistra IsoCool, centro e destra strumenti convenzionali

In conclusione, l'insieme dei dati raccolti fa dedurre che l'impiego della tecnologia Active Heat Transfer può realmente portare ai vantaggi illustrati precedentemente in particolare:

- Riduzione di danno collaterale ai tessuti adiacenti
- Possibilità di Coagulazione con maggior precisione
- Continuo controllo della temperatura e conseguente riduzione di adesione e carbonizzazione

In questa prima sessione è stato quindi illustrato come lo sviluppo e l'implementazione di nuove tecnologie può realmente portare alla riduzione dei problemi causati dall'eccessivo accumulo di calore con conseguente danno termico. Bisogna comunque tenere presente che la produzione di queste apparecchiature comporta, nella maggior parte delle situazioni, elevati costi di vendita, i quali possono non essere bilanciati dai guadagni ottenuti.

UTILIZZO DI STRUMENTAZIONE DI SUPPORTO

Un secondo metodo per ridurre i rischi legati all'aumento di temperatura è l'impiego di strumentazione di supporto da affiancare all'utilizzo dell'elettrobisturi.

L'utilizzo di irrigazione attraverso cateteri o tubi inseriti nel manico dell'elettrodo è un classico esempio di strumentazione di supporto: questa pratica è uno dei principali metodi per controllare l'accumulo di calore e minimizzare l'adesione di tessuto all'elettrodo [11]. Il suo impiego comporta vari vantaggi, i principali sono:

- Possibilità di raffreddamento del tessuto e dello strumento.
- Pulizia del campo visivo attraverso la rimozione di sangue e residui di tessuto dovuti all'operazione.

La scelta della soluzione con cui irrigare ha grande importanza nella pratica chirurgica, soprattutto quando vengono utilizzati strumenti elettrochirurgici. Di norma il liquido scelto per irrigare è una

soluzione salina al 0.9% perché è totalmente compatibile con i fluidi corporei. Tuttavia questo tipo di fluido è un conduttore e quindi bisogna prendere delle precauzioni quando viene impiegato con correnti elettriche: nelle operazioni a cielo aperto non ci sono particolari problemi derivanti dal suo utilizzo poiché, di solito, la soluzione è aspirata prima dell'applicazione della corrente. Invece nelle procedure laparoscopiche la possibilità di drenare il liquido è minore perché la capacità di movimento è ridotta al minimo e la visuale del chirurgo non sempre è ottimale. In questo caso si può verificare che la soluzione salina si comporti, data la sua natura conduttrice, da “dispersore” di corrente elettrica, con conseguente aumento della superficie colpita; si ottiene quindi una minore densità di corrente nella zona desiderata e maggiore quantità di tessuto sottoposto agli effetti della corrente. Inoltre, data la minore densità di corrente, è richiesto un maggiore settaggio di potenza del generatore per ottenere l'effetto desiderato, con possibili ulteriori complicazioni nei tessuti adiacenti[14].

Per eliminare questo rischio, possono essere impiegate soluzioni non-conduttive; una delle più comuni è 1.5% glicina, 3% sorbitolo, 5% mannitolo ed acqua distillata. In certe procedure, come la resezione dei tumori alla vescica, è invece preferibile l'impiego di acqua distillata, poiché non produce complicazioni se viene assorbita [14].

Un'altra complicazione che può accadere con l'impiego dell'irrigazione è l'assorbimento da parte del paziente della soluzione, per esempio attraverso ferite dei vasi ed arterie o con il normale scambio di liquidi intracellulare. L'assunzione di grande quantità di soluzioni non-conduttive può portare a gravi conseguenze come edema polmonare e cerebrale, ipotensione e insufficienza cardiaca congestizia. Per queste ragioni è preferibile in certi casi l'utilizzo di soluzioni saline, soprattutto in operazioni di lunga durata [1,14].

Anche la forma dell'elettrodo può essere rilevante nella scelta della soluzione: elettrodi con grandi superfici di contatto, come quelli a forma di sfera, subiscono maggiormente la dispersione di corrente dovuta alle soluzioni saline.

Una seconda attrezzatura viene presentata nello studio “Monopolar Electrosurgical Thermal Management for Minimizing Tissue Damage” condotto da Robert E. Dodde, Jacob S. Gee, James D. Geiger e Albert J. Shih. In questa ricerca viene illustrata una bozza di un possibile sistema per il controllo della temperatura, chiamato Thermal Management System (TMS), composto da tubi refrigeranti (figura 18): l'idea è di utilizzare il moto del fluido presente nei tubi refrigeranti per dissipare calore dal tessuto, in pratica come avviene nei sistemi a raffreddamento a liquido per i computer.

Per ottenere i dati su cui validare l'effettiva efficacia dell'apparecchiatura,

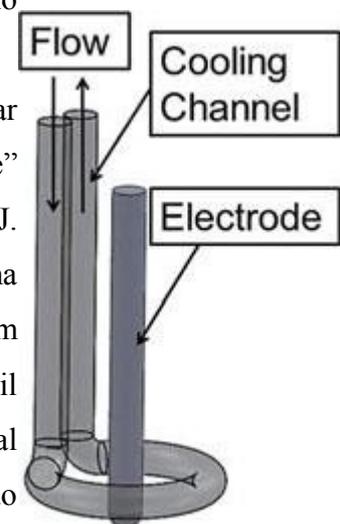


Figura 18: Bozza del Thermal Management System

la disposizione degli elementi è stata la seguente (figura 19): un impianto di fissaggio è stato impiegato per fissare i tubi refrigeranti intorno all'elettrodo monopolare e sono stati posizionati dei termistori nello stesso per ottenere le misure di temperatura. Ovviamente questa configurazione può essere impiegata solo per scopi di analisi; è quindi necessario un periodo di progettazione e sviluppo per ottenere un sistema efficace e maneggiabile, prima di poterlo impiegare nella pratica chirurgica.

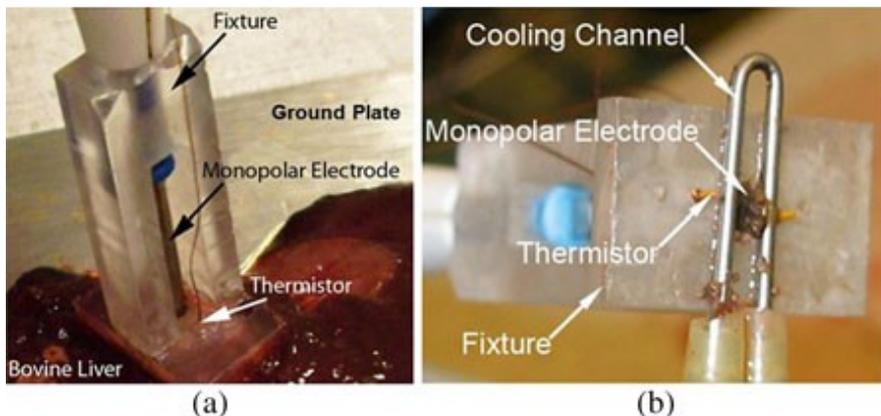


Figura 19: Configurazione effettiva del Thermal Management System; a) visuale dall'alto, b) visuale dal basso

Nella ricerca sono stati compiuti esperimenti ex-vivo su fegato di bovino per ottenere un confronto tra le temperature del tessuto prodotte da un elettrodo monopolare standard (Valleylab E2504 monopolar pencil electrode) e quelle dovute all'utilizzo del Thermal Management System.

Per misurare la temperatura sono stati posizionati 3 termistori nell'impianto a distanze pari a 1 mm, 2 mm e 3 mm dalla punta dell'elettrodo.

Per ottenere i dati termici, l'elettrodo monopolare è stato inserito nell'impianto di fissaggio con i termistori e successivamente è stato posizionato sul tessuto ed attivato in modalità coagulazione per 3 secondi. Stessa procedura è stata impiegata per ottenere le temperature con il TMS, tuttavia la durata di attivazione è stata invece impostata a 2.5 secondi. Data la presenza dei tubi refrigeranti non è stato possibile ottenere le temperature a 1 mm con l'impiego del TMS; per rimediare a questo problema sono state predette utilizzando il "finite-element method"(FEM). Il FEM è una tecnica numerica che può essere utilizzata per predire il fenomeno di dispersione di calore nei tessuti attraverso la soluzioni di equazioni differenziali. Oltre al confronto tra lo strumento tradizionale e il TMS, lo studio ha l'obiettivo di validare l'impiego della FEM per calcolare come si propaga la temperatura nei tessuti. Questa parte della ricerca non verrà affrontata in questa tesi.

Le temperature ottenute durante l'esperimento con l'impiego del TMS sono minori rispetto a quelle procurate dall'elettrodo monopolare standard (figura 20): a 2 mm la massima temperatura raggiunta è minore del 21.9% mentre a 3 mm del 14.9%. Anche le temperature predette dal FEM a 1 mm sono minori e inoltre si può osservare un più veloce decadimento di temperatura con l'utilizzo del TMS. Il tempo in cui la temperatura diminuisce del 10% dal massimo valore, alla distanza di 1 mm, è pari a 1.8 secondi senza TMS e 1.15 secondi con il suo impiego [15].

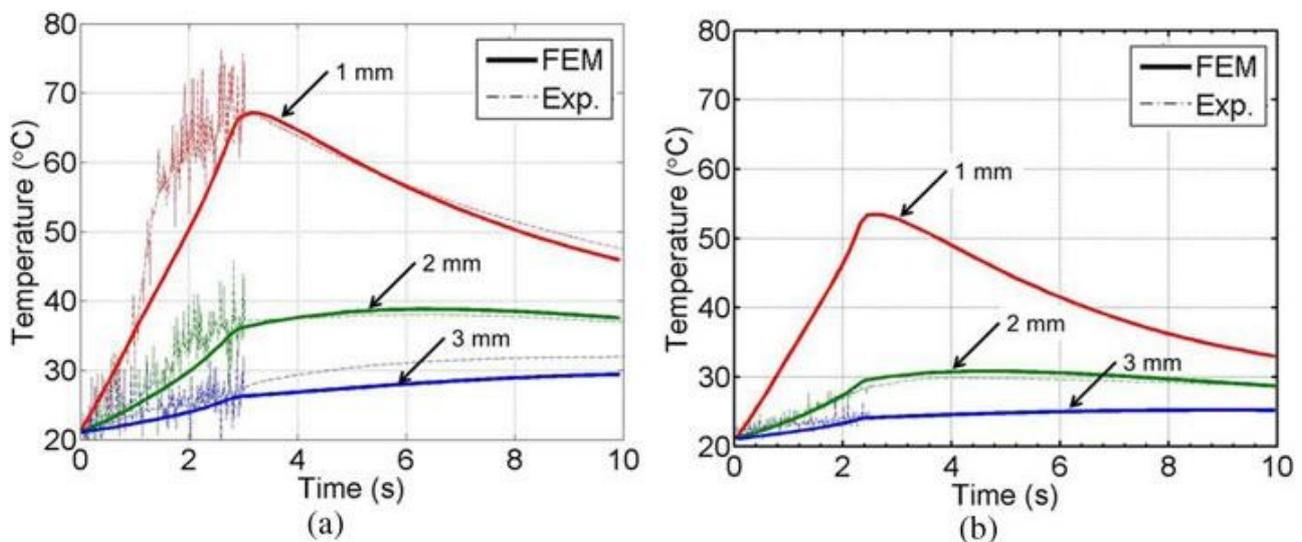


Figura 20: Confronto temperature nell'esperimento ex-vivo. a) monopolare standard, b) TMS.

Le linee tratteggiate sono i dati ottenuti attraverso i termistori, mentre quelle piene sono i dati forniti dal FEM.

Si può quindi dedurre che questo sistema può realmente portare ad una diminuzione di temperatura attraverso la sua dissipazione. Tuttavia si è notato, attraverso le immagini dell'area trasversale fornite dalla FEM, che in prossimità della superficie del tessuto si crea un piccolo aumento di temperatura con l'impiego del TMS (figura 21 e 22). Secondo i ricercatori questo aumento è dovuto all'alta conduttanza dei tubi refrigeranti, la quale procura una riduzione della resistenza verso terra per le correnti che si disperdono vicino alla superficie. Tutto questo provoca un aumento di voltaggio e un incremento di densità di corrente e quindi un aumento di temperatura tra l'elettrodo e i tubi refrigeranti. Comunque, secondo i calcoli della FEM, l'aumento di temperatura è minimo: le temperature massime sono rispettivamente 110.1°C per la procedura monopolare contro 112.3°C [15].

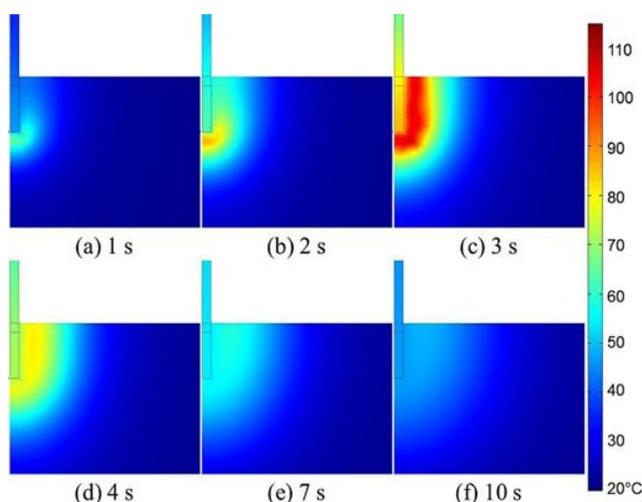


Figura 21: Profili di temperatura della sezione trasversale con la modalità monopolare

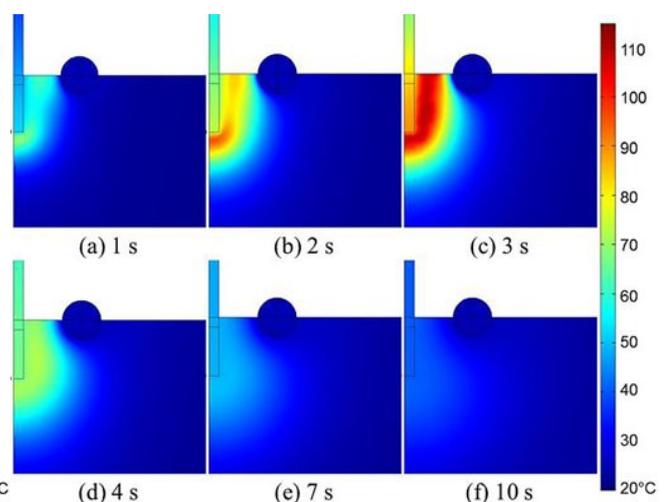


Figura 22: Profili di temperatura della sezione trasversale con l'utilizzo del TMS

Dalle immagini in figura 21 e 22 si può inoltre notare come l'utilizzo del TMS aumenti la velocità di raffreddamento del tessuto.

Nella stessa ricerca è stato eseguito un esperimento in vivo utilizzando milza di cane, i risultati sono presenti in figura 23. Anche in questo caso, il valore medio delle temperature massime prodotte dal TMS è minore rispetto a quello dell'elettrodo monopolare standard: si verifica una riduzione del 39% a 2 mm e del 37% a 3 mm dall'elettrodo [15].

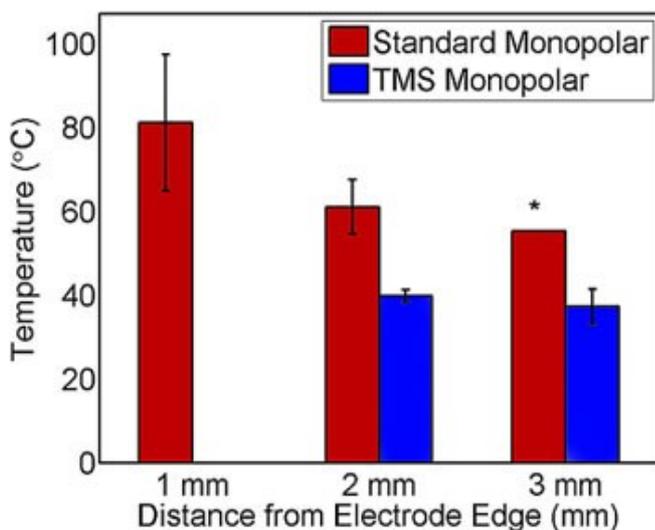


Figura 23: valori medi delle temperature massime ottenuti nell'esperimento in vivo

E' interessante notare come le temperature prodotte dal TMS sono minori di 50 °C, mentre quelle dovute al funzionamento monopolare standard sono maggiori. Quindi senza l'utilizzo del TMS potrebbero verificarsi danni ai tessuti distanti anche 3 mm dall'elettrodo attivo. La temperatura a 1 mm non è rilevata per la presenza dei tubi refrigeranti.

In conclusione, da questo studio si può dedurre che attraverso la progettazione di un sistema per il controllo termico, che utilizzi tubi refrigeranti per ridurre la temperature dei tessuti, si possono

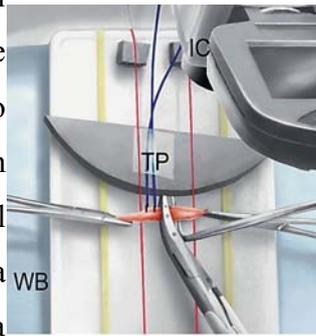
ottenere dei considerevoli vantaggi, come una possibile minore quantità di tessuto danneggiato.

Si può inoltre notare che l'aumento di temperatura prodotto dalla diminuzione della resistività introdotta dai tubi refrigeranti dovrebbe essere bilanciato dalla maggiore velocità di raffreddamento del tessuto, poiché, come spiegato in precedenza, il danno termico è funzione della temperatura ma anche del tempo di esposizione [15].

La problematica maggiore è, a mio parere, le dimensioni del sistema TMS: allo stato attuale la manovrabilità è altamente compromessa e quindi non è accettabile il suo utilizzo nelle procedure chirurgiche. Risulta quindi necessario diminuire le dimensioni della struttura di supporto o implementarla direttamente nel manico dell'elettrobisturi. Inoltre ritengo che l'unico ambito di utilizzo sia in procedure svolte in ampi spazi come procedure a cielo aperto.

Un'ultima interessante applicazione di strumenti per diminuire l'aumento di temperatura nei tessuti circostanti è stata illustrata nella ricerca "Thermal Spread of Vessel-Sealing Devices", condotta dai ricercatori Daniel Eberli, Lukas J. Hefermehl, Alexander Müller, Tullio Sulser, Hartmut Knönagel. In questo studio, oltre ad effettuare un confronto su due diverse tipologie di Vessel Sealing Device (VSD), i ricercatori hanno dimostrato che il corretto posizionamento dei strumenti chirurgici può avere un impatto significativo sulla dispersione di calore.

Per ottenere ciò sono stati eseguiti degli esperimenti ex vivo su sottili strisce di muscolo di bovino, sulle quali sono state effettuate fusioni del tessuto mediante l'impiego dei Vessel Sealing Devices: in un primo esperimento è stato utilizzato solamente il VSD, in un secondo è stata posizionata una pinza aperta ai lati dello strumento ed in un terzo la pinza è stata chiusa e sistemata vicino ad uno dei due lati (figura 24).



Per tutte le configurazioni sono stati impiegati due differenti VSD:

- LigaSure Impact™ 36 mm con Force Triad Energy Platform (Valleylab, USA).
- LigaSure AXS™ con l'impiego della LigaSure-HF energy platform (Valleylab, USA).

Figura 24: Setup dell'esperimento. a) esperimento ex-vivo, b) solo VDS, c) pinza aperta intorno al VDS, d) pinza chiusa

Per le misurazioni di temperatura è stata utilizzata una camera ad infrarossi (Infrared Camera IC 080; Trotec, Germany).

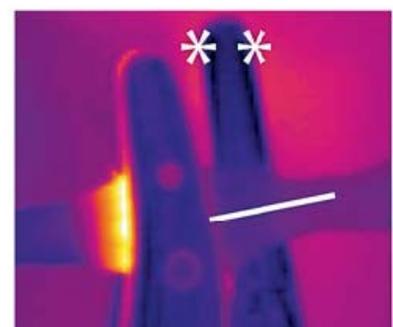
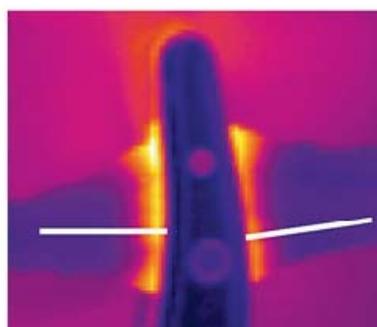
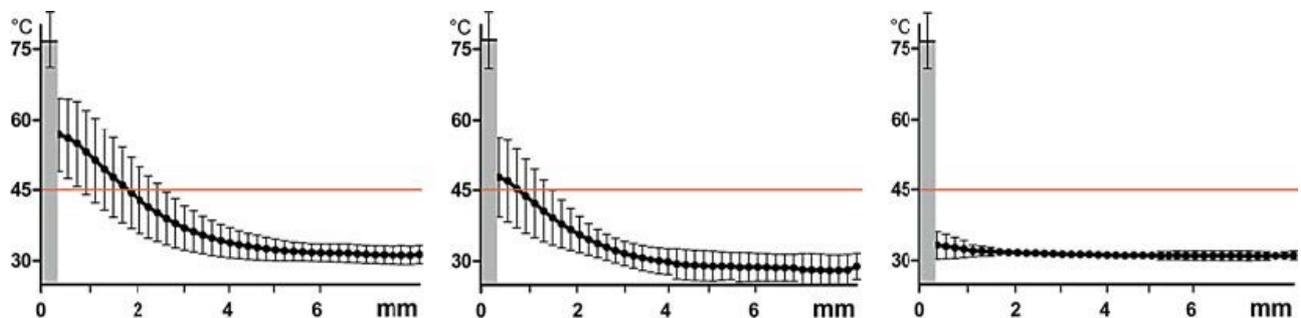


Figura 25: Profili termico del LigaSure AXS e immagini della telecamera ad infrarossi: sinistra VSD, al centro VSD con pinza aperta, destra VSD con pinza chiusa

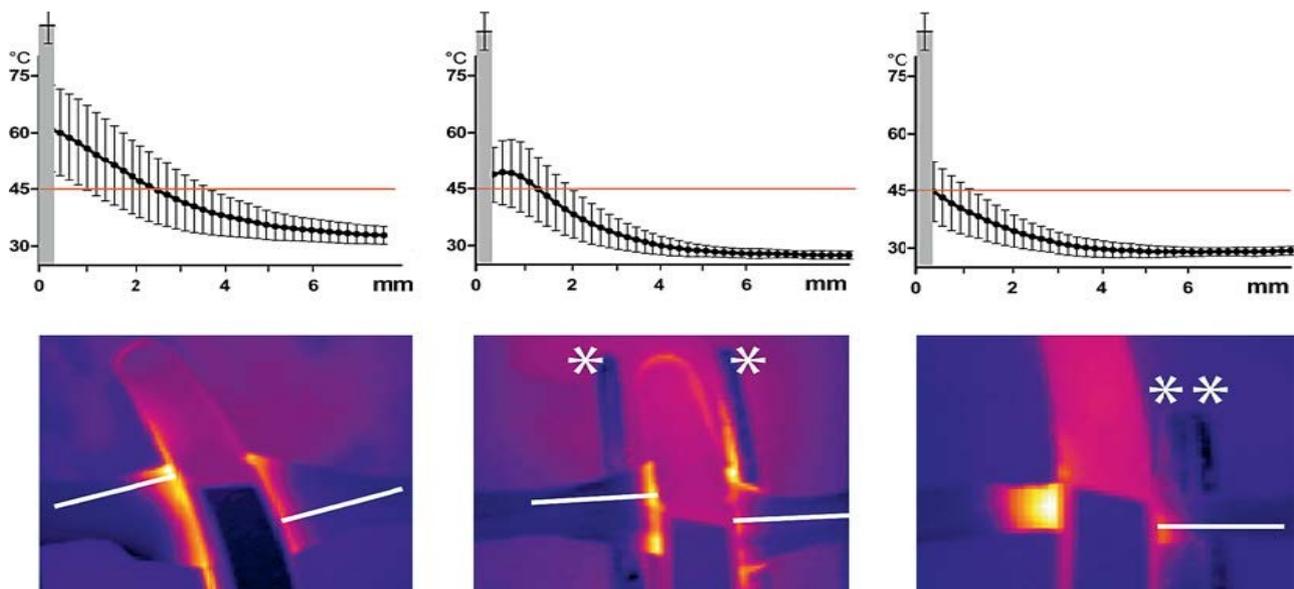


Figura 26: Profili termico del LigaSure Impact e immagini della telecamera ad infrarossi: sinistra VSD, al centro VSD con pinza aperta, destra VSD con pinza chiusa

I risultati ottenuti con entrambi gli strumenti mostrano un effettiva riduzione della temperatura con l'impiego delle pinze metalliche (figura 25 e 26): si può osservare come la distanza a cui la temperatura porti a cambiamenti irreversibili al tessuto, indicata nelle figure dalla linea rossa e posizionata ai 45 C°, diminuisca con la diversa posizione della pinza. La maggior riduzione si ottiene con la pinza chiusa e sistemata affianco del VSD. Questa riduzione è da attribuire al raffreddamento prodotto dal metallo della pinza, che svolge la funzione di “pozzo di calore”.

Oltre alle immagini termiche, i ricercatori hanno svolto un'analisi istologica del tessuto: si è notato una leggera diminuzione, anche se non significativa, del tessuto danneggiato nelle procedure svolte con il supporto della pinza metallica [16].

E' interessante notare come in questo caso non si sia riscontrato l'aumento di temperatura dovuta alla conduttività delle pinze metalliche, probabilmente perché, a differenza della modalità monopolare vista nel Thermal Management System, nel VSD la corrente prodotta dall'elettrodo attivo è immediatamente raccolta da quello neutro data la loro vicinanza.

Questa ricerca ha quindi illustrato come il posizionamento ottimale degli attrezzi chirurgici di supporto può portare ad un miglioramento nella dissipazione di calore. Bisogna tuttavia tenere presente che in certe modalità, soprattutto in quella monopolare, la vicinanza all'elettrodo attivo di attrezzature metalliche, o comunque conduttive, può portare diversi rischi tra cui l'accoppiamento diretto, commentato nel capitolo 2.1.

In questo paragrafo è stato illustrato come l'impiego di strumentazione di supporto può effettivamente portare alla riduzione dell'accumulo di calore e conseguentemente un minore aumento di temperatura. Tuttavia l'aumento del numero di apparecchiature metalliche presenti nel

sito operatorio può portare a diversi svantaggi, come il maggiore ingombro e conseguentemente minore manovrabilità e visibilità per il chirurgo. Inoltre è da tenere presente tutti rischi di natura elettrica illustrati nel secondo capitolo, come ustioni in siti alternativi e accoppiamenti diretti.

E' interessante notare come sia possibile impiegare le attrezzature di supporto insieme agli strumenti che implementano nuove tecnologie per ottenere risultati ancora migliori.

VALUTAZIONE REAL-TIME DELLA TEMPERATURA

L'utilizzo di telecamere a infrarossi e termistori è, come si è potuto osservare nelle ricerche illustrate nei paragrafi precedenti, uno dei principali metodi per valutare e confrontare strumenti e tecnologie innovative. Questo è ovviamente dovuto al diretto legame tra temperatura del tessuto e danno procurato. Il loro elevato impiego è probabilmente dovuto all'ormai grande risoluzione e frequenza delle immagini prodotte dalle termocamere e alla precisione dei dati ottenibili attraverso i termistori.

Dati questi grandi pregi, risulta spontaneo domandarsi se non sia possibile utilizzare questi strumenti durante le operazioni chirurgiche per avere ulteriori informazioni sullo stato dello strumento e dei tessuti. A mio parere, il loro utilizzo sicuramente non è indispensabile o sufficiente per limitare i rischi connessi al troppo aumento di temperatura, tuttavia può essere una tecnologia di supporto per guidare il chirurgo e lo staff durante le procedure chirurgiche.

Nello studio “Real-time thermography during energized vessel sealing and dissection”, i ricercatori P.A. Campbell, A. B. Cresswell, T. G. Frank e A. Cuschieri hanno esposto come sia possibile ottenere immagini termiche real-time durante operazioni che impiegano “strumenti energetici”. Come esempio di “strumenti energetici” vengono utilizzati due Vessel Sealing Devices della LigaSure, i quali utilizzano la tecnologia Vessel Sealing Technology che permettere di sigillare vasi sanguigni di grandi dimensioni:

- 5-mm laparoscopic Maryland-style grasper-dissector(LigaSure LS1000).
- 10-mm laparoscopic grasper/dissector(LS1100 Atlas).

Per alimentare i strumenti è stato impiegato il generatore LigaSure generator system con la tecnologia Istant Response™. Questi strumenti sono stati adoperati per compiere diverse procedure chirurgiche su otto maiali.

Per ottenere le immagini termiche in situ è stata adoperata una telecamera termica (Radiance High Speed, Raytheon Systems, USA) operante negli banda degli infrarossi (3-5 μm), con frequenza di produzione di immagini pari a 60 Hz. La telecamera è stata posizionata a 1 m dal sito chirurgico per avere il miglior compromesso tra ottenere immagini con risoluzione spaziale accettabile e non compromettere i movimenti del chirurgo.

Nella figura 27 è presente la serie di immagini termiche ottenute mentre avveniva il distacco del LigaSure 1000 dopo aver eseguito la chiusura di un vaso dell'intestino dell'animale. Nella figura a si può vedere lo strumento chiuso sul vaso appena finita la procedura: le temperature raggiunte superano 100°C. Nelle successive immagini b-e si può osservare l'apertura e rimozione dello strumento ancora caldo, e la parte di tessuto riscaldata. Le immagini ottenute in questo modo offrono informazioni qualitative e poco utilizzabili per determinare l'estensione del danno.

Per questo motivo è stata scelta una regione lineare di interesse (LROI in inglese), identificata nella figura a dalla linea bianca: la linea è perpendicolare allo strumento perché si vuole ottenere una misura della distanza a cui la temperatura risulta ancora dannosa per il tessuto. La figura g mostra l'andamento della temperatura in funzione del tempo e dello spazio sulla LROI, tuttavia essendo in 3D è di difficile lettura. Attraverso l'uso di software è stato possibile creare l'immagini h in 2D di più facile comprensione: l'asse dei tempi è tarato da 0, il momento in cui è stato disattivato lo strumento, a 5 secondi, mentre sull'asse delle ordinate è indicata la lunghezza della LROI.

Anche in questo caso per calcolare la distanza a cui il tessuto non subisce effetti irreversibili derivanti dall'alta temperatura è stato preso come valore di soglia 45°C; si può dedurre dall'immagine h che la distanza media è pari a 4.4 mm. Per ottenere questo risultato si è calcolato, attraverso algoritmi, la larghezza della regione in cui la temperatura eccede i 45 °C, si è successivamente sottratto l'aumento di temperatura provocato dalla presenza dello strumento [17].

Il secondo esperimento, illustrato nella figura 28, riguarda l'attivazione del LigaSure 1100 in una procedura di fusione di un vaso (figura 28f): anche in questo caso è stata selezionata una LROI (linea bianca figura 28a) e successivamente costruiti i grafici in 2D e 3D. Ovviamente in questo caso l'inizio dell'asse dei tempi dei grafici indica l'attivazione dello strumento, e non la disattivazione come nel caso precedente.

Dalle immagini ottenute si può osservare che la temperatura dello strumento non supera i 35°C e quindi ci si può aspettare che non si siano creati danni al tessuto; invece dall'immagine g del primo strumento (figura 27) si può notare come la temperatura dello stesso superi i 90°C, con conseguente rischio di danno collaterale. Studi istologici hanno confermato la presenza di danno, anche se minimo, solo su campioni su cui è stato impiegato il LS1000.

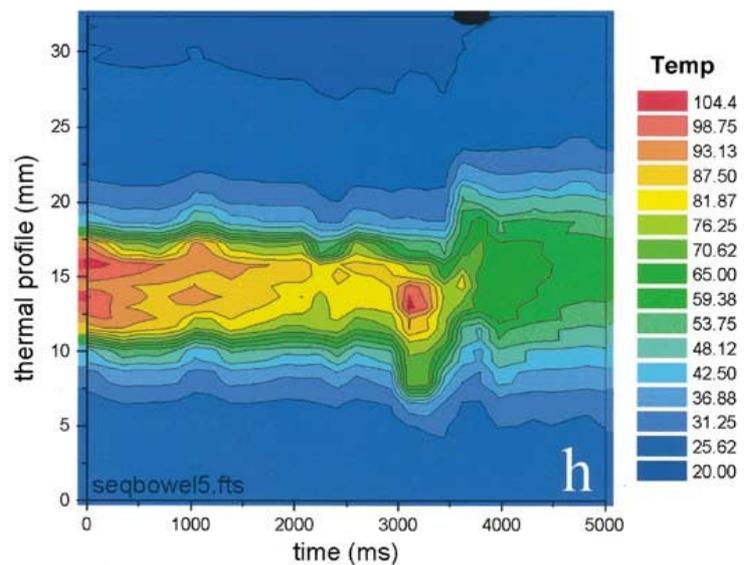
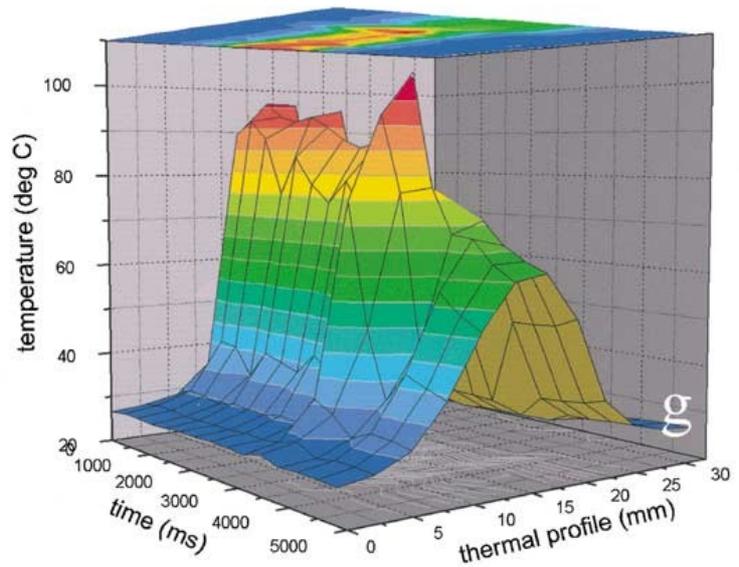
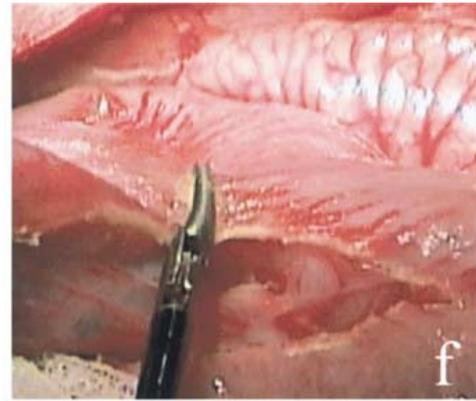
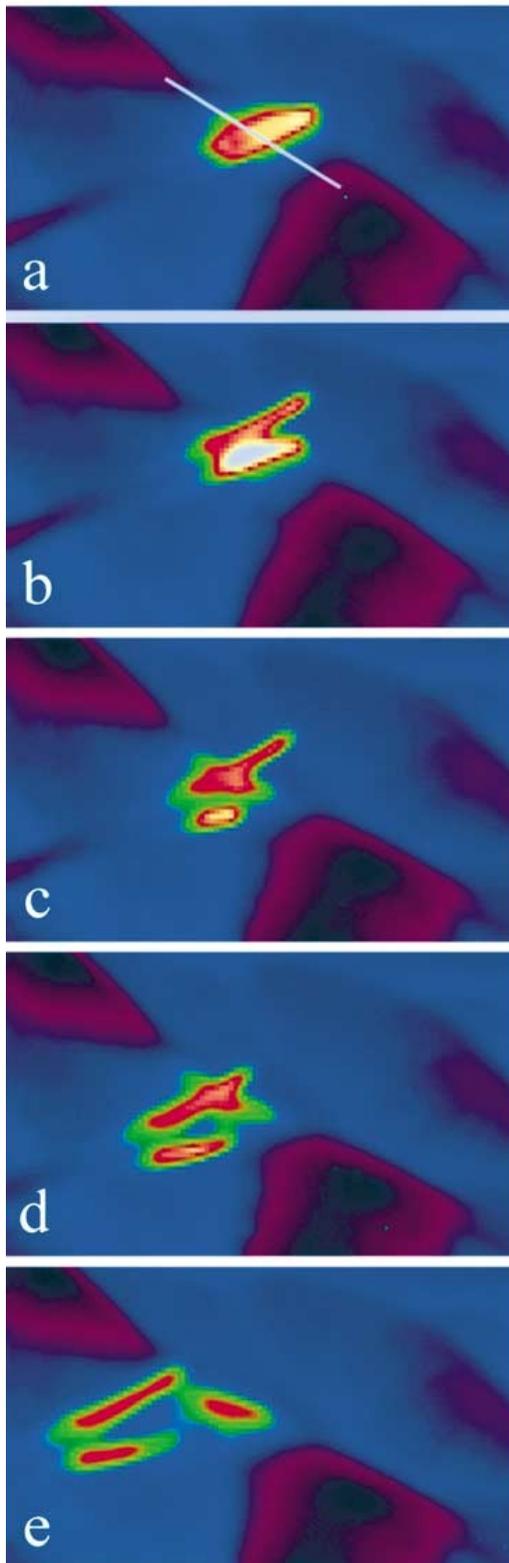


Figura 27: Sequenza di immagine termiche della procedura di distacco del dispositivo LS1000 (5-mm laparoscopic). a) disattivazione dello strumento, b) apertura della pinza, c-e) rimozione dello strumento e visuale sulla temperatura del tessuto soggetto alla procedura, f) immagine dello strumento, g) evoluzione temporale della LROI, rappresentata dalla linea bianca nella figura a, h) stesso grafico rappresentato in 2D con leggenda per la temperatura

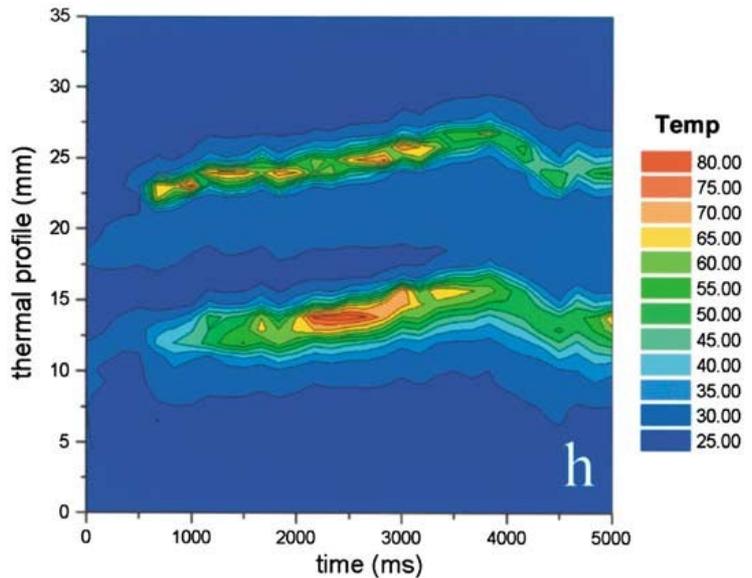
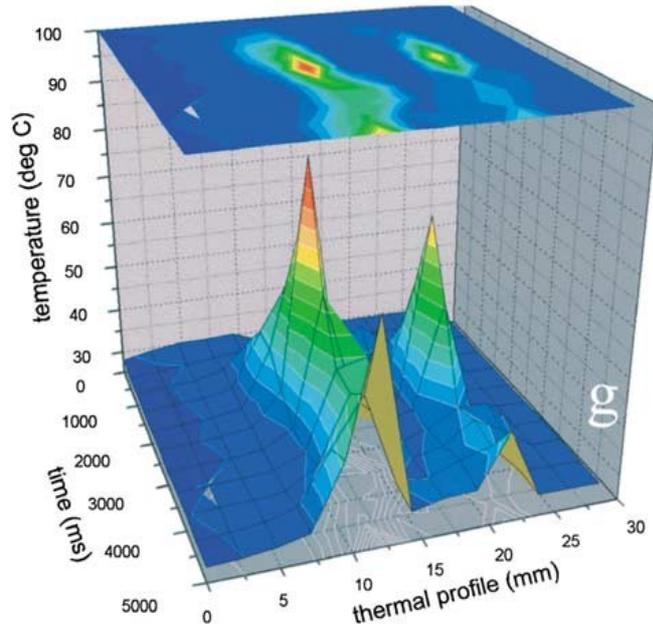
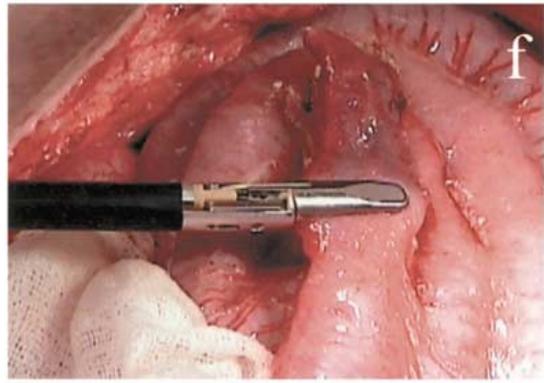
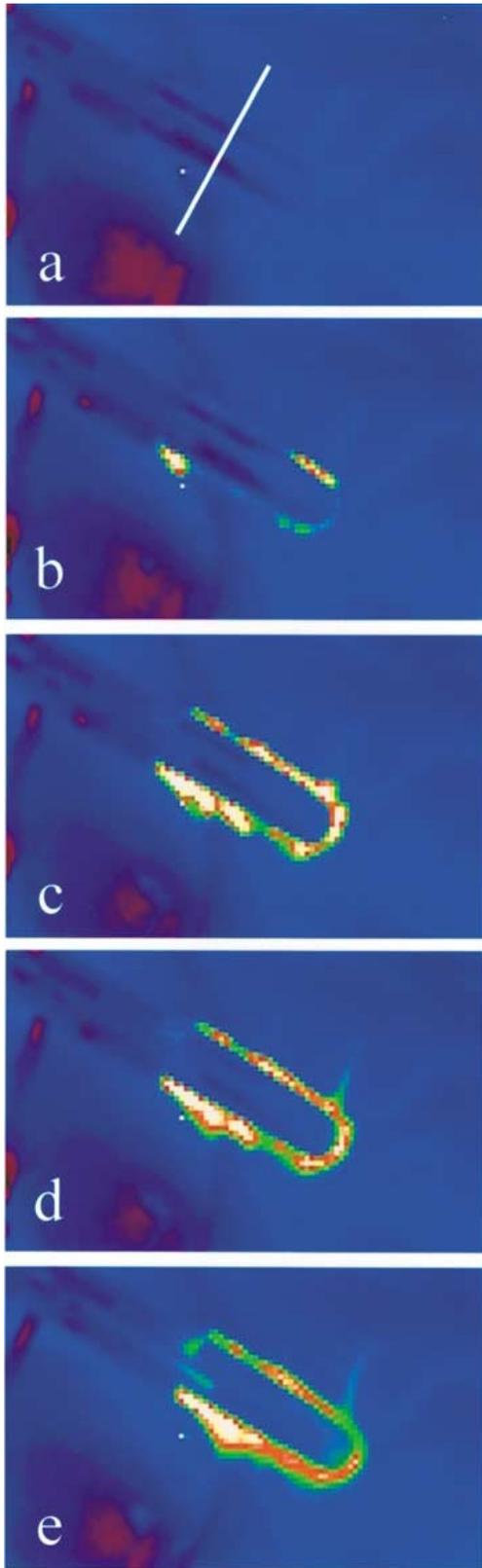


Figura 28: Sequenza di immagine termiche della procedura di attivazione del dispositivo LS1100 (10-mm laparoscopic). a) attivazione dello strumento, b-e) inizio riscaldamento del tessuto e dello strumento, f) immagine dello strumento, g) evoluzione temporale della LROI, rappresentata dalla linea bianca nella figura a, h) stesso grafico rappresentato in 2D con leggenda per la temperatura

I risultati deducibili dalle immagini termiche, ottenute attraverso l'impiego della telecamere ad infrarossi, possono essere significativamente utili al chirurgo per controllare la temperatura dello strumento e la dispersione di calore nei tessuti. Tuttavia i ricercatori hanno scoperto che le misure della distanza a cui si verifica il danno termico, ottenute da studi istologici successivi all'operazione, sono minori di quelle indicate dalla termografia real-time; secondo loro questa discrepanza è dovuta al fatto che l'estensione del danno permanente è funzione non solo della temperatura massima a cui il tessuto è esposto ma anche del tempo di applicazione.

L'utilizzo delle telecamere a infrarossi in procedure laparoscopiche è ovviamente impossibile per motivi di spazio, per questa ragione l'utilizzo di termistori risulta necessario. In particolare il loro impiego nelle procedure laparoscopiche sembra essere ottimale per la loro proprietà di essere dipendenti esclusivamente della loro resistenza [18]. Oltre ai termistori sono stati sviluppati speciali accessori per permettere l'utilizzo delle termocamere nelle procedure laparoscopiche.

Nello studio "A Novel Technique for Demonstrating the Real-Time Subsurface Tissue Thermal Profile of Two Energized Surgical Instruments", condotto da Robert Dodde, MSE, Albert Shih, PhD e Arnolg P. Advincula, MD, i ricercatori sono riusciti a dimostrare come sia possibile, attraverso l'impiego di termistori, ottenere misure di temperatura real-time del tessuto nelle vicinanze dello strumento.

Per ottenere i dati di temperatura, i studiosi hanno utilizzato una struttura di fissaggio in cui sono stati inseriti il termistore e lo strumento energetico: il termistore è stato posizionato a 1 mm dalla punta dell'elettrodo attivo. Per ottenere dati significativi è stato necessario l'utilizzo di un ponte di Wheatstone; successivamente è stato impiegato un elaboratore per collezionare ed elaborare i risultati ottenuti (figura 29).

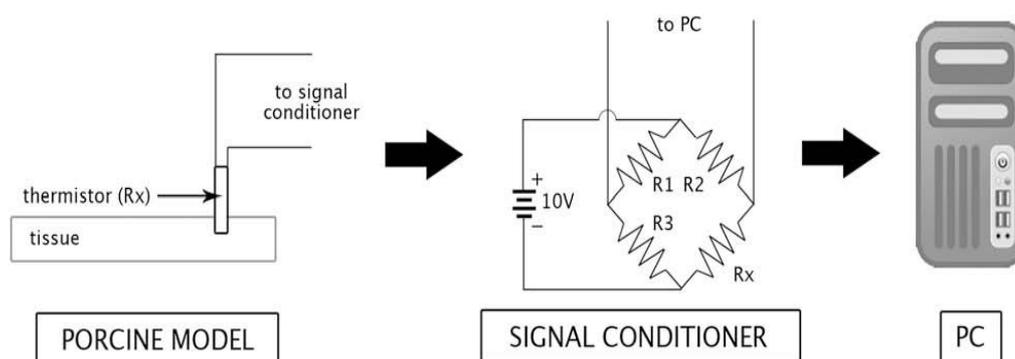


Figura 29: Modalità acquisizione termistori real-time

Poiché non è stato presente un studio istologico successivo all'operazione, è impossibile sapere se i dati siano corretti o meno, tuttavia i risultati sembrano coerenti e ragionevoli. Sicuramente sono necessarie ulteriori indagini per confermare l'effettiva affidabilità; i stessi autori sono intenzionati ad aumentare il numero di termistori per ottenere misure più precise e ad aggiungere gli studi

istologici per effettuare considerazioni sulla validità del metodo.

Tuttavia, come nel caso del Thermal Management System, sicuramente è necessaria un'implementazione dei termistori o all'intero del manipolo dello strumento o in strutture di ridotte dimensioni per non danneggiare la manovrabilità dello strumento e la visione del campo operatorio da parte del chirurgo.

In questo ultimo paragrafo ho illustrato come sia possibile ottenere immagini, temperature e profili termici in real-time dello strumento e del tessuto; i dati ottenuti possono essere impiegati dal chirurgo come informazione supplementare per tenere sotto controllo la dispersione di calore e il danno indesiderato. Inoltre potrebbe essere fattibile progettare, attraverso l'impiego di calcolatori, un circuito di feedback che allerta il chirurgo, o interrompe la procedura, se i dati acquisiti fanno intendere gravi possibilità di rischio.

Uno dei limiti maggiori nell'utilizzo di termografia real-time per valutare l'estensione del danno termico risulta essere la diversità tra i risultati ottenuti con la stessa e quelli per via istologica: molte ricerche hanno dimostrato che il livello di dispersione del danno termico misurato per via istologica sia minore di quello ottenuto attraverso la real-time thermography [18]. Questa diversità è probabilmente dovuta alla doppia dipendenza del danno termico: come detto in precedenza, è funzione sia della temperatura, sia del tempo di esposizione.

Inoltre c'è da considerare che sia impossibile ottenere misurazioni completamente "real-time"; un minimo di tempo è necessario per l'acquisizione, l'elaborazione e la visualizzazione dei dati.

Per questi motivi, a mio parere, l'impiego di valutazioni real-time della temperatura può essere un buon strumento di supporto ma non deve essere sicuramente l'unico.

CONCLUSIONI

Il danno termico prodotto dall'impiego dell'elettrobisturi rimane uno dei più significativi problemi legati al suo utilizzo. Maggiori quantità di tessuto danneggiato producono importanti conseguenze, come necessità di maggior tempo di guarigione, maggior dolore per il paziente e maggiori possibilità di complicazioni.

Per questi motivi, la riduzione dell'aumento di temperatura e dispersione di calore nei tessuti è uno dei principali obiettivi da raggiungere per migliorare l'efficacia dello strumento. Infatti molte ricerche propongono annualmente svariate soluzioni per diminuire questa problematica.

In questa tesina sono state presentate alcune tipologie di soluzioni adottabili: sviluppo di nuove tecnologie, utilizzo di strumentazione di supporto e valutazione real-time della temperatura possono essere valide opzioni per limitare questo problema.

A mio parere lo sviluppo di tecnologie è una delle modalità più promettenti, soprattutto perché, nella maggior parte dei casi, comporta benefici anche per lo strumento, come la riduzione della temperatura sull'estremità. Anche l'impiego di strumentazione di supporto sembra essere una valida alternativa, in particolare l'utilizzo di irrigazione è al momento uno dei metodi più efficaci. Tuttavia bisogna tenere presente che strumenti troppo ingombranti possono comportare più disagi che benefici: la manovrabilità dello strumento non deve essere assolutamente compromessa. Le termocamere e i termistori sono ampiamente impiegati per l'analisi e il confronto dei strumenti utilizzati in chirurgia. Il loro impiego real-time durante le procedure chirurgiche può sicuramente aiutare a diminuire la dispersione termica attraverso le informazioni ricavate dai dati termici; tuttavia il maggior problema nel loro utilizzo è la diversità tra i risultati ottenuti attraverso questa modalità e i studi istologici: bisogna infatti ricordare che il danno termico è funzione sia della temperatura, sia del tempo di esposizione.

Per concludere, ogni modalità ha i suoi pregi e i suoi difetti, risulta quindi difficile effettuare un confronto oggettivo. Tuttavia, poiché una modalità non esclude l'altra, è possibile utilizzarle tutte per accumulare i pregi e limitare i difetti.

BIBLIOGRAFIA

- [1] John Pearce, “Electrosurgical unit”, The university of Texas, Austin, Texas
- [2] Valleylab – Principles of Electrosurgery, <http://www.valleylab.com/education/poes/index.html>
- [3] Mauro Marchesotti “Dispositivi di Protezione individuale”,
http://www.ausl.vda.it/esterni/dipprevenzione/elettro_rosso.htm
- [4] Glossario di Elettrochirurgia, <http://www.alsamed.com/glossarioita.html>
- [5] R. Di Liberto, “Esposizione ai campi elettromagnetici nelle attività sanitarie”
- [6] Microtherapeutics Sas, “Gli elettromedicali in diagnostica”
- [7] Ing. Lucio Sartori, “La sicurezza nelle apparecchiature elettromedicali”, Azienda U.L.SS. 6
Vicenza
- [8] Ing. Lucio Sartori, “Principi funzionamento elettrobisturi”, Azienda U.L.SS 6 Vicenza
- [9] Bevilacqua, Ilaria, “Il danno termico nella pratica chirurgica”, Università di Padova
- [10] Codman, “IsoCool Bipolar forceps with Active Transfer Technology”
- [11] Ebonia W. Elliot-Lewis, Alexander M. Mason, Daniel L. Barrow, (2009) “Evaluation of a New Bipolar Coagulation Forceps in a Thermal Damage Assessment”, *Neurosurgery* 65:1182-1187,
- [12] Coviden, Ligasure, <http://www.ligasure.com/ligasure/pages.aspx>
- [13] uvefVerona, “Ligasure™ Sistema di sintesi tissutale e dei vasi a radiofrequenza”
- [14] Jan Fickling, Jennifer Parsons, Cherie Ryan Loeffler, “Irrigation Solution: Will Your Choice Affect the Electrosurgical Outcome or Patient Safety?”, *Hotline* vol. 7, Issue 2, 2002
- [15] Robert E. Dodde, Jacob S. Gee, James D. Geiger, Albert J. Shih, “Monopolar Electrosurgical Thermal Management for Minimizing Tissue Damage”, *IEEE Transactions on biomedical engineering*, vol. 59, no.1, january 2012
- [16] Daniel Eberli, Lukas J. Hefermehl, Alexander Müller, Tullio Sulser, Hartmut Knönagel “Thermal Spread of Vessel-Sealing Devices Evaluated in a Clinically Relevant in vitro Model”, *Urologia internationalis* 2011; 86:476-482
- [17] P. A. Campbell, A.B. Cresswell, T. G. Frank, A. Cuschieri, “Real-time thermography during energized vessel sealing and dissection”, *Surg Endosc* (2003) 17: 1640-1645
- [18] Robert Dodde, Albert Shih, Arnold P. Advincula, “A Novel Technique for Demonstrating the Real-Time Subsurface Tissue Thermal Profile of Two Energized Surgical Instruments”, *The journal of Minimally Invasive Gynecology*,
- [19] Coviden, “IsoCool Bipolar forceps EVIDENCE”