

Tecniche terapeutiche basate
sull'uso di campi elettromagnetici

Ablazione a RadioFrequenza

Aspetti storici

“Ogni tecnica terapeutica basata sulla distruzione è stata usata per scopi clinici nel corpo umano”

Table 1 Methods and Energy Sources for Lesion Generation

Radiofrequency heating
Direct current heating
Cryogenics
Focused ultrasound
Microwave heating
Laser heating
Chemical destruction
Induction heating
Radiation
Mechanical methods

Storia - RF

- ➡ 1891 – D'Arsonval applicò corrente alternata per evitare la stimolazione neuromuscolare durante procedure chirurgiche
⇒ applicazione corrente RF
 - ➡ ~1920 – 1° uso clinico – neurochirurgo Harvey usa correnti a RF per elettrocoagulazione
 - ➡ ~1950 – vengono sviluppati e costruiti i primi generatori a RF per generare lesioni nel cervello
- ↪ Sviluppi successivi per modulare la RF, controllare l'impedenza di uscita, la tensione del dispositivo, e la temperatura della punta dell'elettrodo (tip) hanno portato all'applicazione delle RF in diverse aree mediche, come neurochirurgia, oncologia dermatologica, controllo della sindrome associata al dolore cronico

Storia - ablazione RF del cuore

- ➡ 1985 Huang e Co. ablano la giunzione atrio-ventricolare in un “closed-chest” cane. Usano correnti a RF a 750 kHz.
- ➡ ~ 1990 studio elementi che influenzano la lesione ottenibile:
 - Dimensione elettrodo
 - Pressione del contatto elettrodo – tessuto
 - Potenza
 - Durata
 - Problemi alle temperature elevate all’elettrodo con aumento repentino dell’impedenza e formazione del coagulo
- ⇒ Sviluppi con applicazioni alle diverse patologie cardiache
- ➡ 2012 “RF energy devices are widely used to thermally coagulate hepatic tissue, e.g. in the destruction of surface tumours or minimising blood loss during hepatic resection by creating thermal coagulative necrosis ...” (Int. J. Hyperth. 28(7):663-673, Nov 2012).

Frequenze

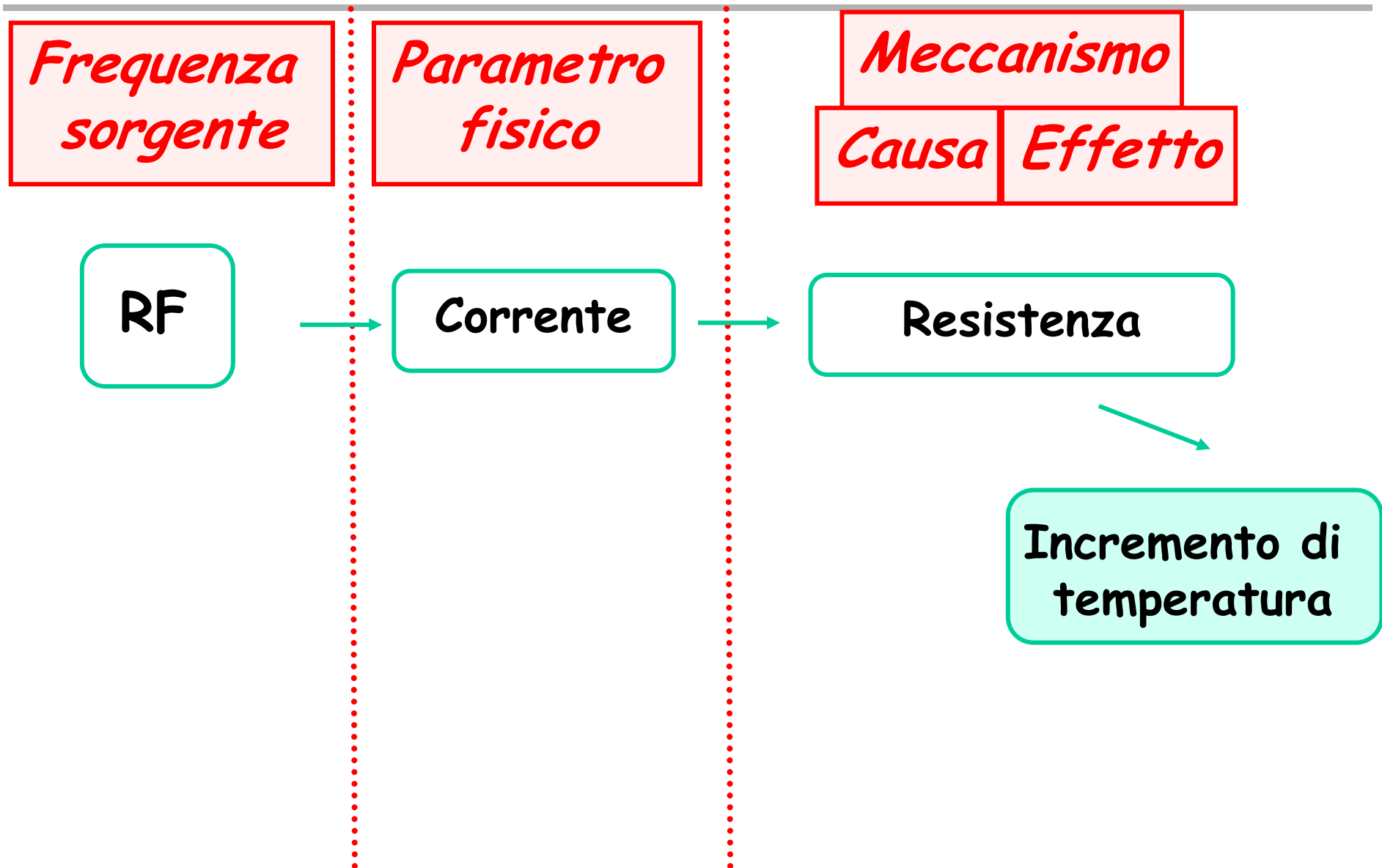
Tipicamente correnti comprese tra 300 kHz e 10 MHz



Sotto i 10 kHz si ha depolarizzazione cellule del miocardio che potrebbe portare ad tachicardia

Sopra i 10 MHz il meccanismo di accoppiamento non è più lo stesso, e si va verso le tecniche delle microonde...

Meccanismo riscaldamento



Elettrodo a Radiofrequenza

La corrente a RF viene portata nel punto da trattare attraverso un elettrodo, sostanzialmente costituito da un conduttore ricoperto di materiale isolante fino a qualche cm dalla sua punta terminale (punta esposta). La corrente emessa dalla punta dell'elettrodi si propaga nel tessuto, chiudendosi su un secondo elettrodo passivo (di terra)

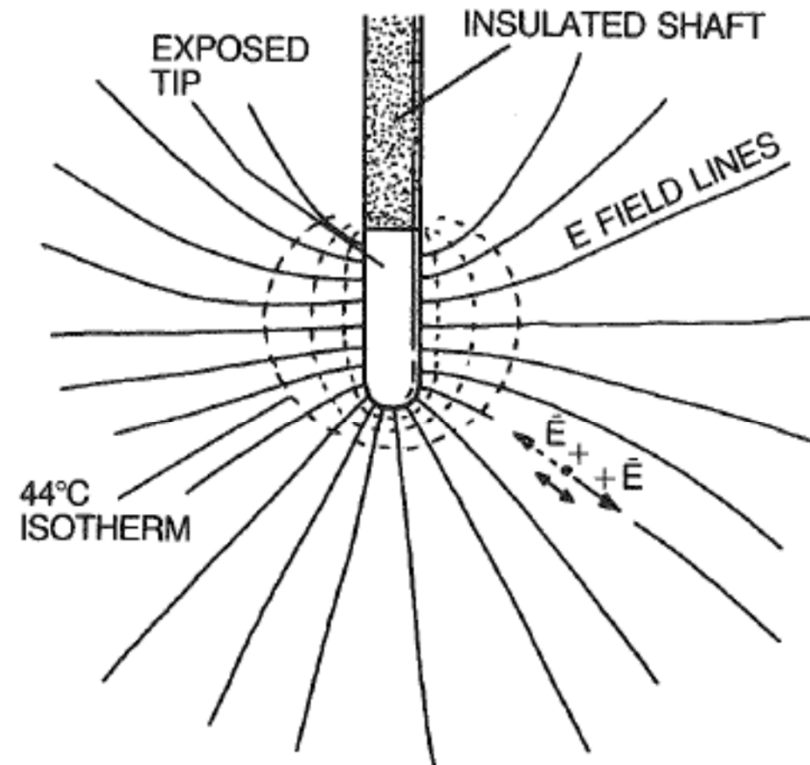
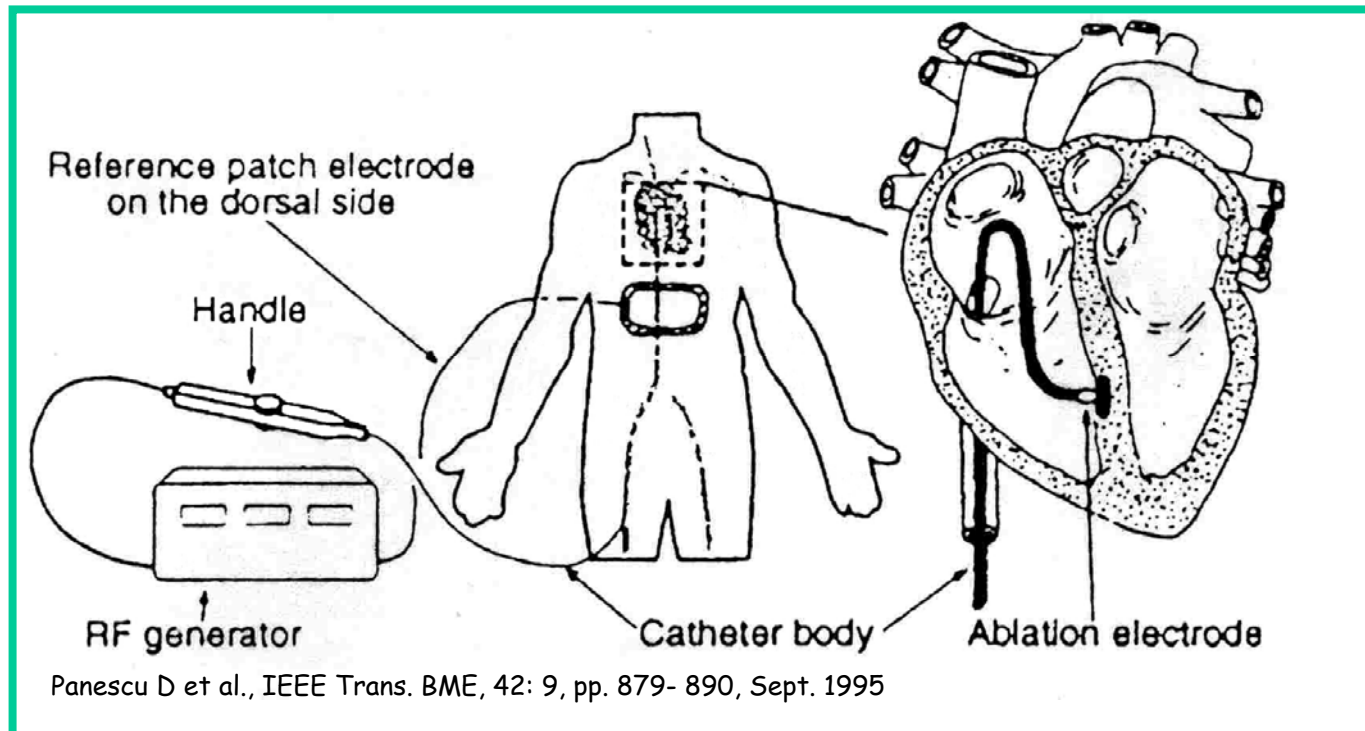


Fig 2—A typical electric field line pattern (*solid lines*) around the exposed tip of a radio-frequency lesion electrode in a uniform medium, with typical isotherms (*dashed lines*). The 44° isotherm is at the outer limits of the permanent lesion zone.

Set-up ablazione RF monopolare



set-up unipolare: catetere attivo inserito nel cuore ed elettrodo di terra sulla pelle

Corrente elettrica a RF dal catetere all'elettrodo di massa

Set-up ablazione RF monopolare

L'elettrodo inserito nel corpo viene definito elettrodo attivo, l'altro, posto sulla superficie del corpo, viene chiamato elettrodo passivo o di dispersione.

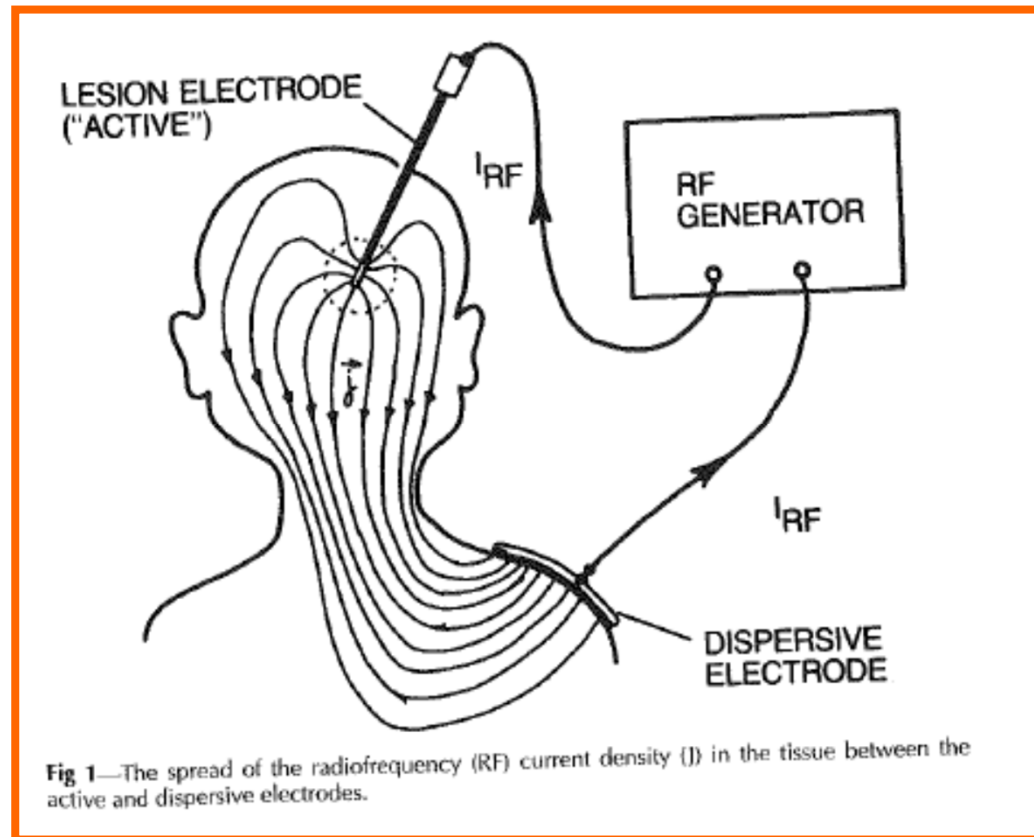
Quando la potenza a RF viene erogata all'elettrodo attivo, corrente fluisce nel corpo, che è un mezzo conduttivo.

L'elettrodo attivo, avendo un'area molto piccola, ha valori di densità di corrente molto elevati nel suo intorno, e quindi si ha un'elevata dissipazione e un corrispondente incremento di temperatura

L'elettrodo passivo ha una superficie molto più estesa, e quindi la densità di corrente nei suoi pressi è molto minore e non si hanno effetti di riscaldamento.

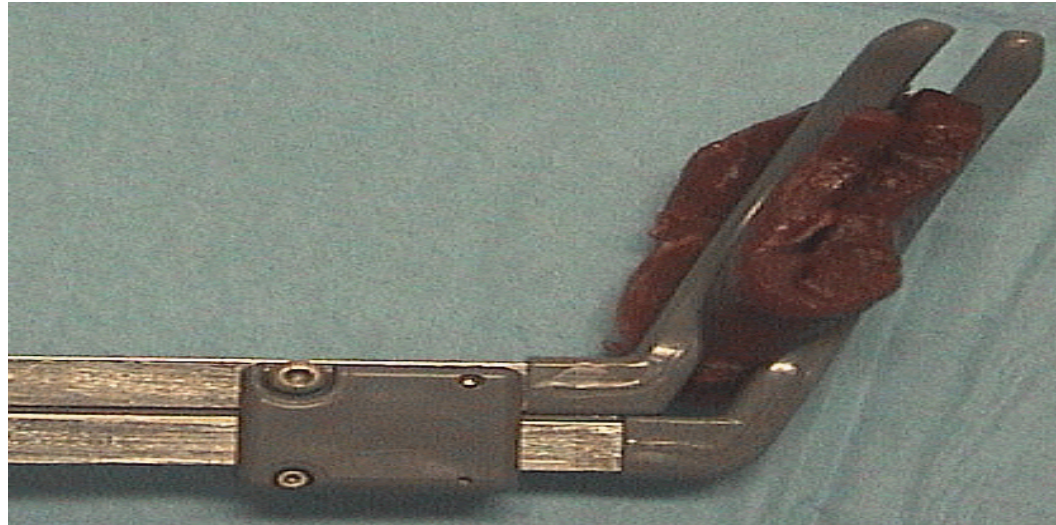


Set-up unipolare



Se si usa una potenza di 50 W, allora l'elettrodo passivo deve almeno essere di 150 cm²

Ablazione RF bipolare



Nella modalità **bipolare** il flusso di corrente avviene tra due elettrodi entrambi posizionati in contatto con la parete da ablate. Questa seconda opzione consente un'ablazione transmurale quando i due elettrodi sono posizionati su versanti opposti della parete in oggetto.

Set-up bipolare

“In general, bipolar electrodes are composed of two identical electrodes between which RF flows. This arrangement **requires less power** than the monopolar configuration to achieve the same coagulating effect and has the additional advantage of **not needing a dispersive electrode**, thus avoiding the risk of skin burns by poor contact between the skin and the dispersive electrode. But most importantly, the use of bipolar electrodes **prevents RF currents flowing through adjacent tissue**, thus minimising the risk of injury to other organs”



Set-up unipolare vs bipolare

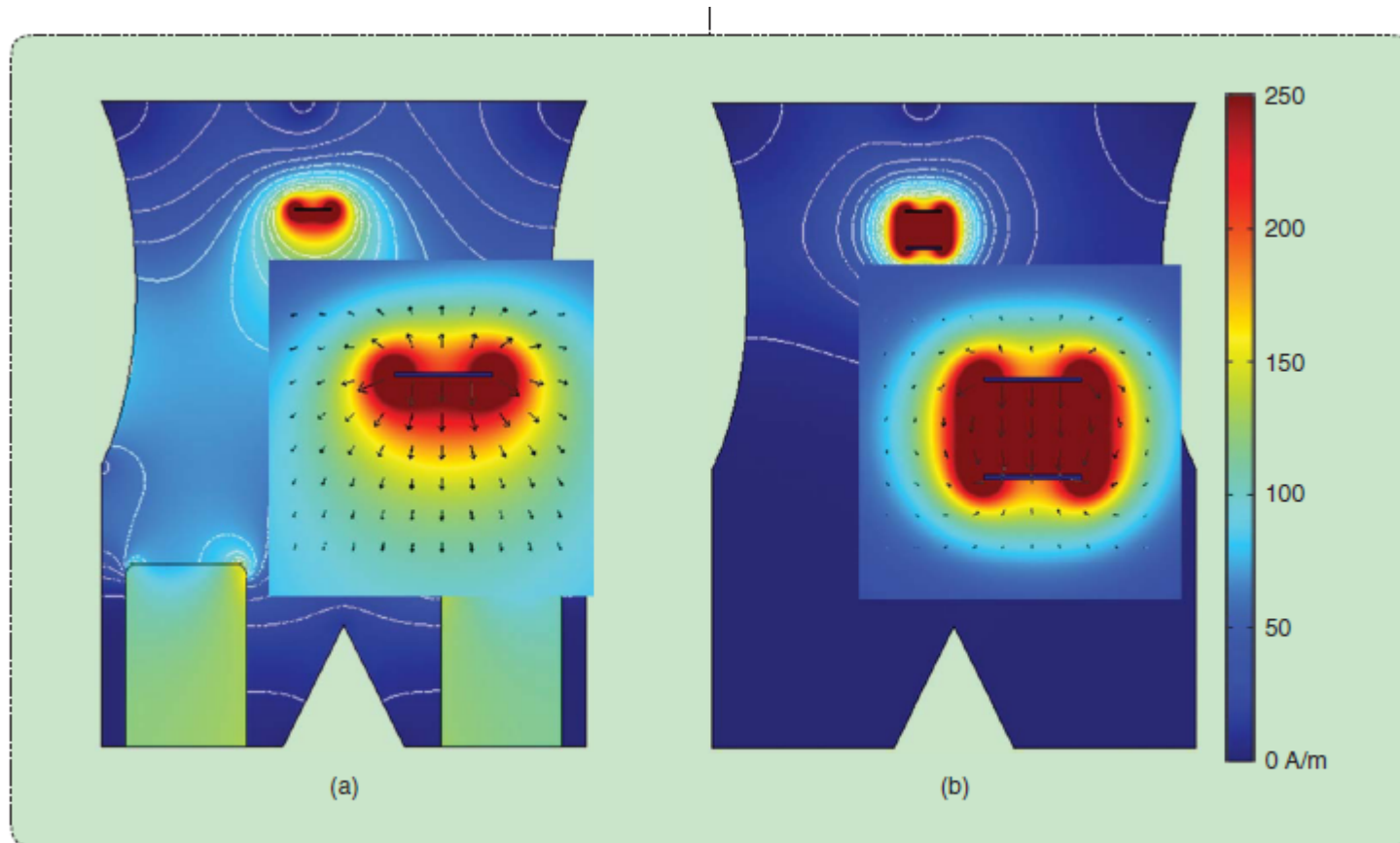


FIGURE 4 (a) Unipolar and (b) bipolar RF ablation in a simulated abdomen. Electrical current oscillates between one or more electrodes applied directly to the tumor. Heat generation is proportional to current density, which is greatest near the interstitial electrodes but can cause skin burns near improperly placed surface electrodes.

Caratteristiche ablazione a RF

Nell'ablazione a RF:

meccanismo resistivo



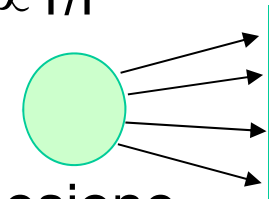
calore



morte

attenuazione
geometrica

la corrente segue percorsi radiali ($\propto 1/r^2$), quindi calore $\propto 1/r^4$



inefficienza: grosso flusso sangue (*in vitro* dimensione lesione proporzionale alla Potenza, *in vivo* no per sangue)

se P troppo elevata (temp. superf. $> 100^\circ$ C), il sangue bolle e quindi coagula, attaccandosi all'elettrodo attivo. Di conseguenza si alza impedenza elettrica dell'elettrodo che non riesce più a trasmettere la corrente nel tessuto circostante.

Vantaggi ablazione cuore RF (monopolare)

Prima della RF, si usava DC o laser.

- difficoltà nel controllo dell'energia fornita;
- effetti collaterali

Vantaggi:

- Non provocano stimolazioni nel tessuto
- La lesione è ben circoscritta e definibile
- Controllando la temperatura si evitano effetti negativi quali carbonizzazione tessuto intorno ad elettrodo, ebollizione sangue...
- Gli elettrodi possono essere usati direttamente anche come sensori di impedenza, temperatura, e come stimolatori
- Gli elettrodi sono facilmente costruibili in varie forme e dimensioni per meglio adattarsi all'anatomia da trattare

Svantaggi

La lesione è per piccolissima parte generata direttamente dalla RF, il resto è ottenuto tramite conduzione di calore.

Non si possono toccare i 100 ° C per gli effetti di ebollizione del sangue e conseguente carbonizzazione del tessuto che aderisce all'elettrodo. Quindi anche la conduzione è limitata

Quindi processo lento e alcune malattie che richiedono lesioni di dimensioni profonde non si riescono a trattare

Effetti adesione tessuto all'elettrodo

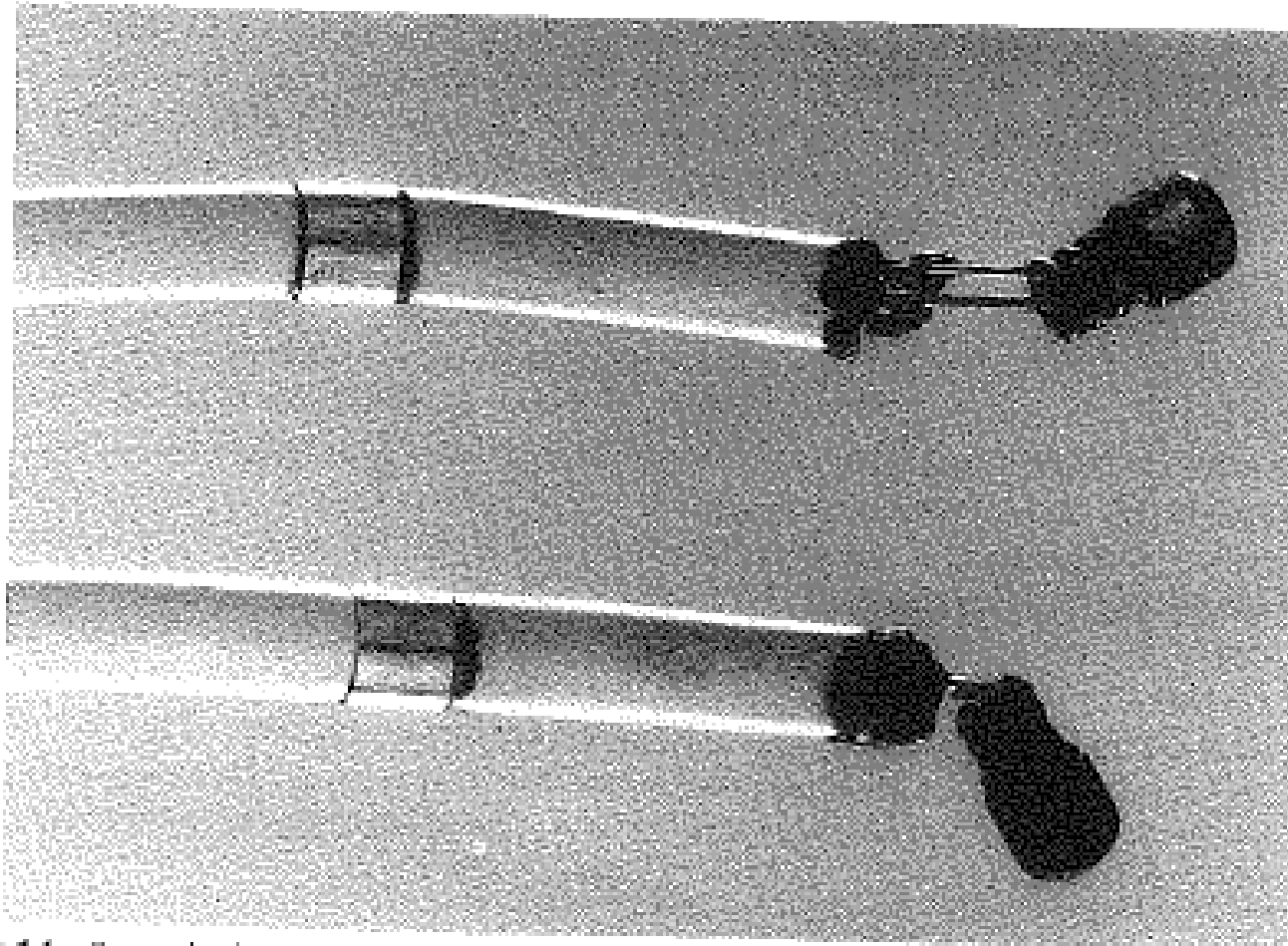


Fig 14—Severely damaged catheter electrode after radiofrequency application that was continued despite impedance rise and progressive melting of the insulation material (from Kottkamp et al.¹⁴ By permission of the German Society of Cardiology).

Obiettivo: incremento di temperatura

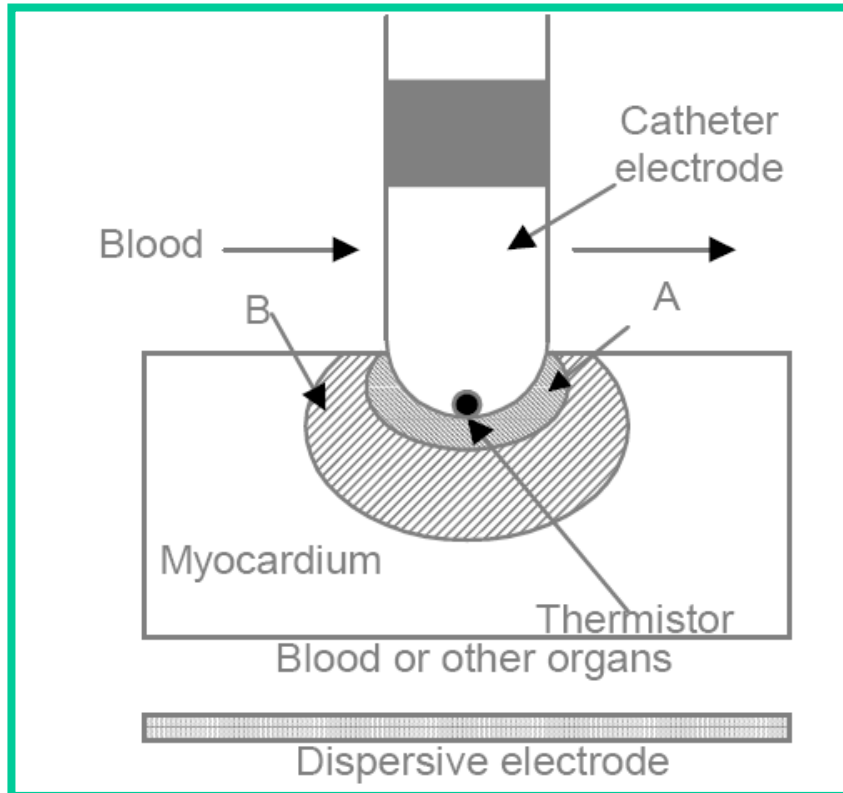
L'incremento di temperatura è legato alla dissipazione di corrente elettrica ed è mediato dalla diffusione del calore (conducibilità termica), e dagli scambi legati alla circolazione sanguigna (convezione)

Tessuto neurale: circolazione sangue o convezione è trascurabile

Cuore: presenza del sangue domina

Riscaldamento diretto per dissipazione potenza a RF si ha fino a circa 1 mm di distanza dall'elettrodo

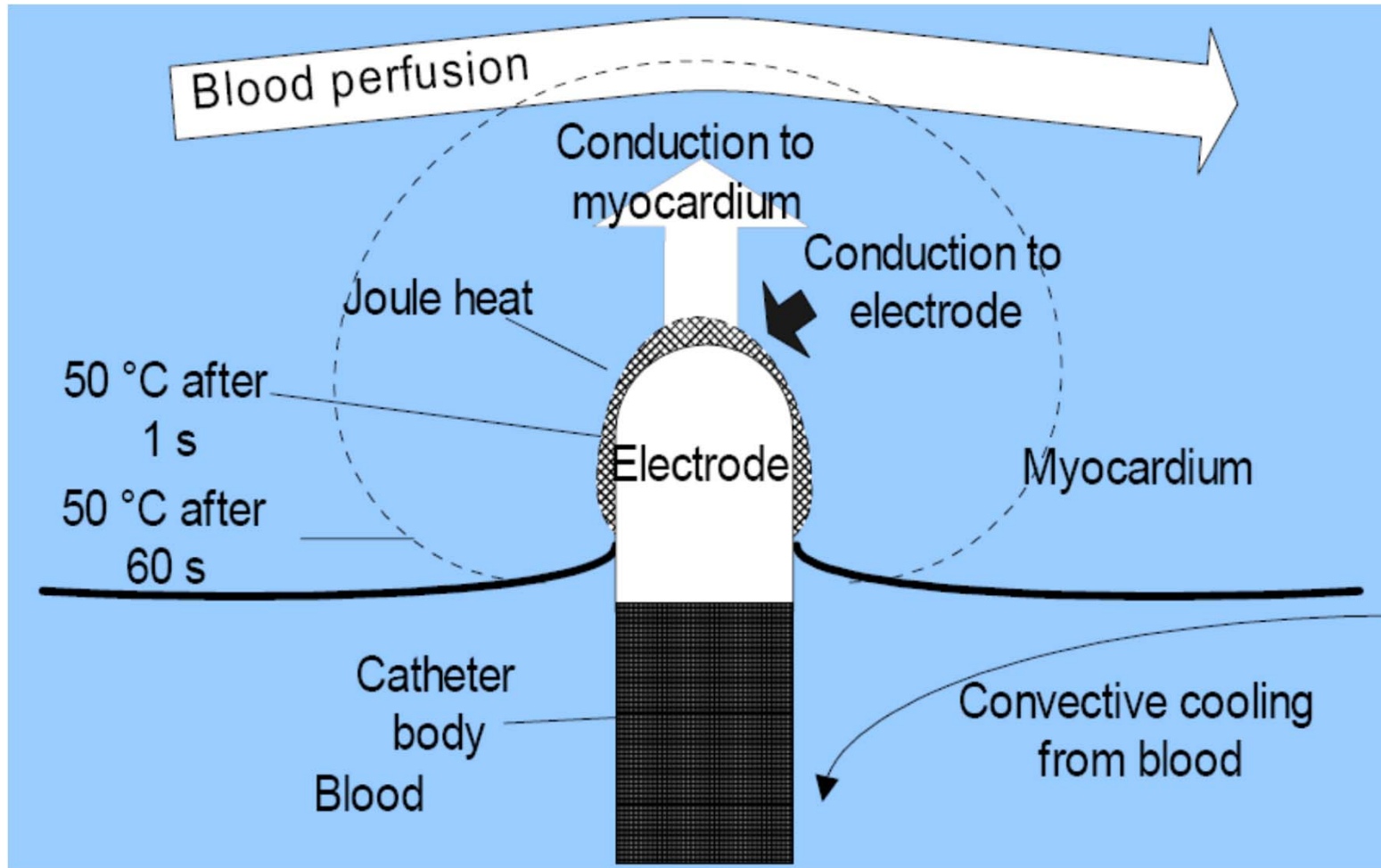
Riscaldamento



Nella regione A il tessuto è scaldato per effetto Joule e raffreddato per conduzione del calore verso le regioni a minore temperatura

Nella regione B il tessuto è scaldato principalmente per conduzione del calore dalle regioni a maggiore temperatura (regione A)

Presenza del flusso sanguigno



Parametri per definire lesione

Inizialmente si definiva nel protocollo clinico per ottenere una certa lesione la potenza a RF, la corrente all'elettrodo e il tempo di applicazione.

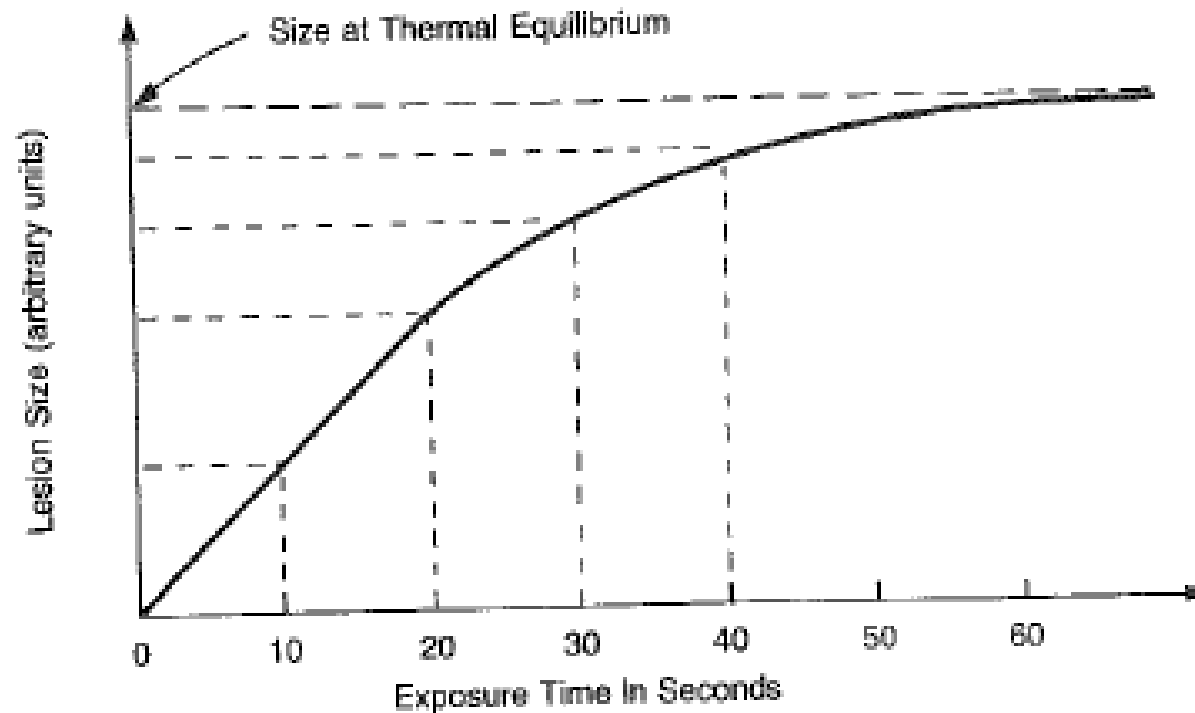


Fig 4—The time dependence of lesion size for fixed current or time parameters. Equilibrium is reached in approximately 60 seconds.

Parametri per definire lesione

Inizialmente si definiva nel protocollo clinico per ottenere una certa lesione la potenza a RF, la corrente all'elettrodo e il tempo di applicazione.

Risultati non riproducibili, a causa della variabilità nella conducibilità elettrica e termica dei tessuti

Conviene definire il protocollo clinico per ottenere una certa lesione in funzione

- della temperatura al tip,
- dimensione dell'elettrodo, e
- posizione dell'elettrodo rispetto al tessuto e al flusso sanguigno

Temperatura tip elettrodo - tessuto

Non è l'elettrodo che scalda il tessuto, ma il tessuto che scalda l'elettrodo....

La corrente si dissipa e scalda il tessuto;

Il tessuto caldo trasferisce calore all'elettrodo che a sua volta si scalda



Se l'elettrodo è ben progettato per non raffreddarsi troppo velocemente, la misura della temperatura del tip dell'elettrodo fornisce una rappresentazione della temperatura del tessuto circostante.

Dimensione lesione dalla T del tip

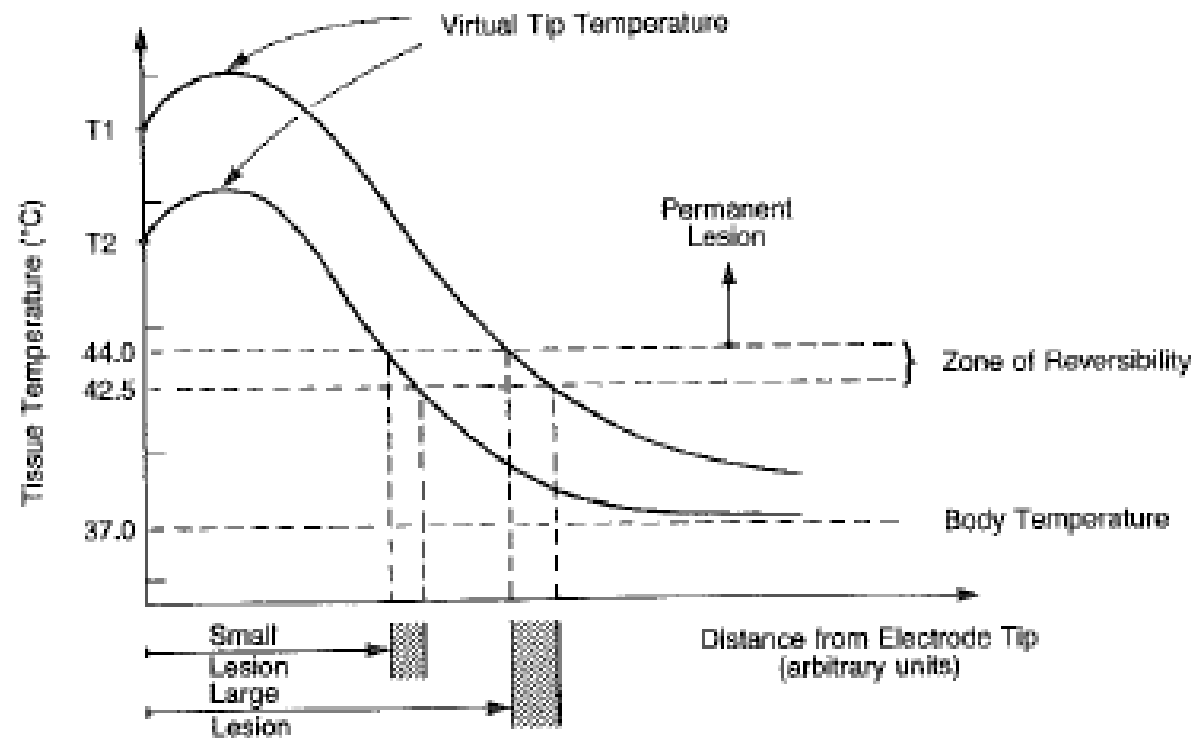


Fig 3—The distribution of tissue temperature as a function of distance away from the active electrode tip. The actual function depends on the shape of the tip and the point on the tip from which one takes the distance (from Cosman and Cosman³).

No ebollizione sangue dalla T del tip

Prima di avere accurate misure di T al tip dell'elettrodo, per definire il limite a cui si poteva arrivare si "ascoltava l'effetto pop"

Aumentata eccessivamente la potenza a RF, superati i 100 ° C intorno all'elettrodo, si formano dei gas nei punti più caldi legati all'ebollizione del sangue, lo scoppio delle bolle di gas si sente come un "pop" in prossimità dell'elettrodo.

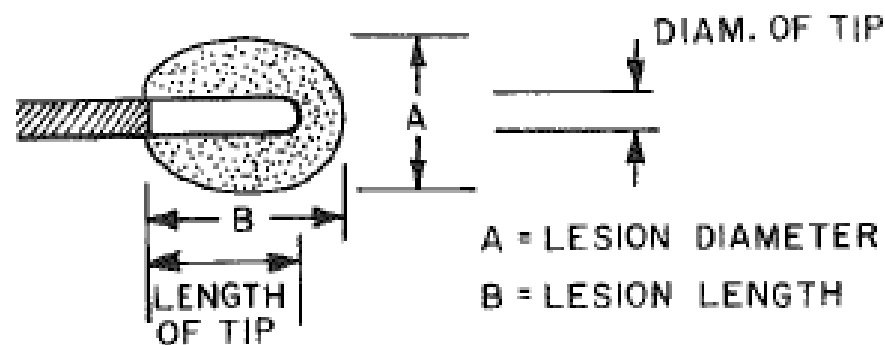
Ovviamente in tal modo si porta avanti un processo assolutamente non controllabile e non riproducibile...

Dimensione lesione in funzione della geometria dell'elettrodo

Table 1 Postmortem Lesion Sizes Versus Heating Parameters

Lesion Site	Electrode Tip*		Temperature, °C	Time, (seconds)	Time Post-mortem	Lesion Size, mm	
	Diameter, mm	Length, mm				A	B
Thalamus	1.1	5	72	360	2 years	3	7
Thalamus	1.2	3	65	120	?	2	4
Cingulum	1.6	5	70	60	5 M	8	8
Cingulum	1.6	10	80-90	60	6 M	10	10-12
Cingulum	1.6	10	80	60	6 M	10	12

*Radionics Type TM electrode



n.b. più avanti motivi “matematici”

Dimensione lesione funzione posizione elettrodo

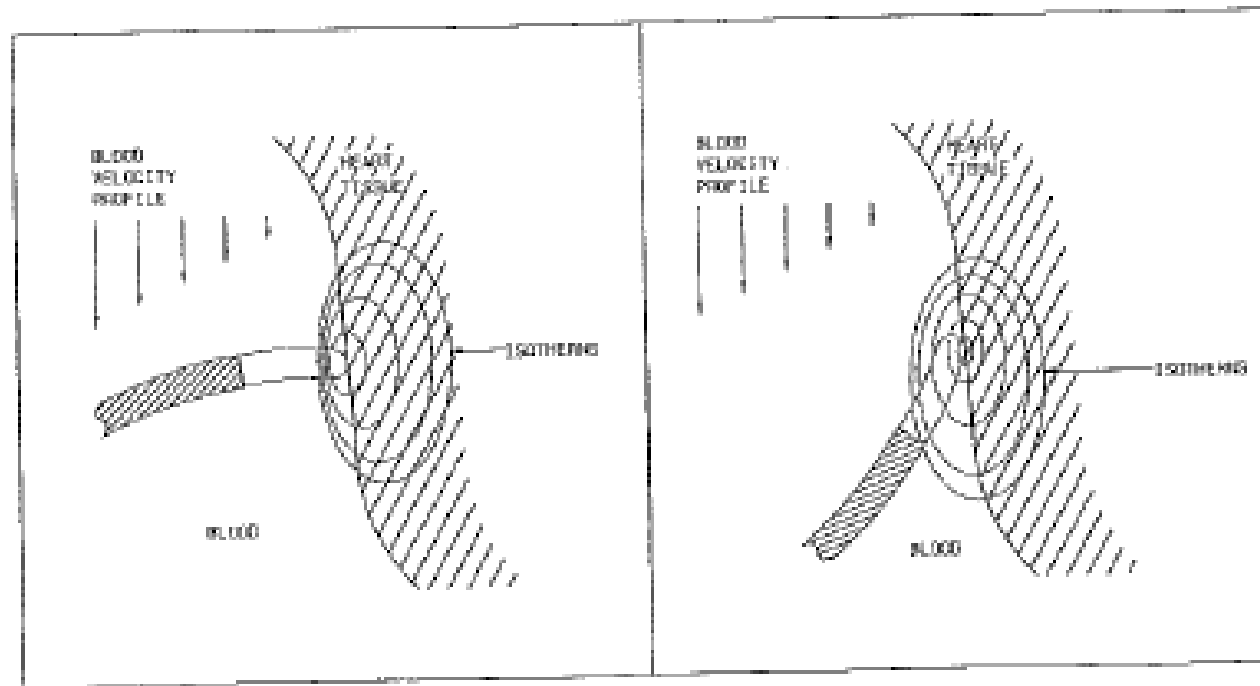


Fig 6—Diagram of cardiac situation showing differing distributions depending on angle of contact with the heart wall. The dotted lines represent isotherms.

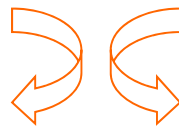
METODI

$$\nabla \times \underline{E}(\underline{r}, \omega) = -j\omega\mu(\underline{r})\underline{H}(\underline{r}, \omega)$$

$$\nabla \times \underline{H}(\underline{r}, \omega) = \sigma(\underline{r}, \omega) \underline{E}(\underline{r}, \omega) + j\omega\varepsilon(\underline{r}, \omega) \underline{E}(\underline{r}, \omega) + \underline{J}_i(\underline{r}, \omega)$$



$$\begin{aligned} C(\mathbf{r}) \rho(\mathbf{r}) \frac{\partial T}{\partial t} = \\ = \nabla \cdot (K(\mathbf{r}) \nabla T) + A_0(\mathbf{r}) + \rho(\mathbf{r}) SAR(\mathbf{r}) - B_0(\mathbf{r}) (T - T_b) \end{aligned}$$



Soluzione Analitica

Soluzione Numerica

Metodi numerici

Alle frequenze e distanze in gioco (il campo è assorbito in un piccolo intorno dell'elettrodo) si può usare l'approssimazione quasi-statica, per cui

$$\nabla \times \underline{E}(\underline{r}, t) = -\mu(\underline{r}) \frac{\partial \underline{H}(\underline{r}, t)}{\partial t}$$

$$\nabla \times \underline{H}(\underline{r}, t) = \sigma(\underline{r}) \underline{E}(\underline{r}, t) + \varepsilon(\underline{r}) \frac{\partial \underline{E}(\underline{r}, t)}{\partial t} + \underline{J}_i(\underline{r}, t)$$



$$\nabla \times \underline{E}(\underline{r}, t) \cong 0$$

$$\nabla \times \underline{H}(\underline{r}, t) \cong \sigma(\underline{r}) \underline{E}(\underline{r}, t) + \underline{J}_i(\underline{r}, t)$$

Equazione Poisson

$$\underline{E}(\underline{r}, t) = -\nabla V$$

$$\nabla \times \underline{E}(\underline{r}, t) \cong 0$$

$$\nabla \times (\nabla V) = 0$$

$$\nabla \times \underline{H}(\underline{r}, t) \cong \sigma(\underline{r}) \underline{E}(\underline{r}, t) + \underline{J}_i(\underline{r}, t)$$

$$\nabla \cdot \nabla \times \underline{H} = 0$$

Fuori dalle sorgenti

$$\nabla \cdot \nabla \times \underline{H} = 0 = \nabla \cdot (\sigma \nabla V)$$

Equazione di Poisson

Problema elettrico e termico

$$\nabla \cdot (\sigma \nabla V) = 0$$

Alla superficie dell'elettrodo condizione di Dirichlet (potenziale costante)

Il calore metabolico ha poca influenza, la perfusione sanguigna nel miocardio si può trascurare

$$SAR = \sigma \nabla V^2$$

$$C(\mathbf{r}) \rho(\mathbf{r}) \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (K(\mathbf{r}) \nabla T) + \rho(\mathbf{r}) SAR(\mathbf{r})$$

$$-K \left(\frac{\partial T}{\partial n} \right)_S = H (T_s - T_a) \quad [W/m^2]$$

Lontano dall'elettrodo temperatura costante; all'interfaccia tessuto – sangue condizione di convezione

Soluzione numerica tramite il metodo degli Elementi Finiti (FEM)

Soluzione analitica: problema elettrico e termico

$$\underline{E}(r,t) = -\nabla V$$

$$\underline{J}(r,t) = \sigma \underline{E}(r,t)$$

For small diameter, spherical electrodes the current density is proportional to

$$J \approx \frac{I}{4\pi r^2}$$

and the direct resistive heat production per unit volume, h , decreases in proportion to the radial distance from the electrode to the fourth power

$$h \approx \rho \frac{I^2}{16\pi^2 r^4}$$

(ρ resistività tessuto)

The power density, therefore, is highest immediately contiguous to the catheter electrode. The magnitude of direct resistive heating decreases significantly over this short distance and is therefore restricted to a narrow region of tissue (usually within 2-3 mm) contiguous to the electrode. So for a small diameter catheter with the tip perpendicular to the endocardial tissue plane, the electrode can be modeled as a local heat source of radius r_e .

Finite element analysis of other electrode geometries and positions are also reported [5]-[7].

Predizione temperatura (Haines 1990)

Poiché riscaldamento diretto da RF è molto piccolo, si può considerare in prima approssimazione riscaldamento da una sorgente termica

Il riscaldamento è proporzionale al quadrato della densità di corrente (J) dove

$$J = \frac{I}{4\pi r^2}$$

← corrente totale

← area superficie elettrodo

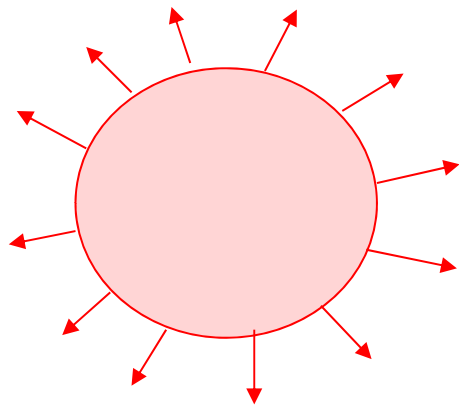
Si può pensare che la maggioranza dell'assorbimento avvenga entro un'area di raggio pari a r_i , leggermente maggiore del raggio r_o dell'elettrodo.

$$r_i = r_o + r_d$$

← zona scaldata direttamente per effetto Joule

Calcolo dimensione lesione

Finito il transitorio, l'energia totale che attraversa una superficie sferica di raggio r nell'unità di tempo (H), proveniente dalla generica sorgente di temperatura, sarà:



$$H = -4\pi r^2 K \frac{dT}{dr}$$

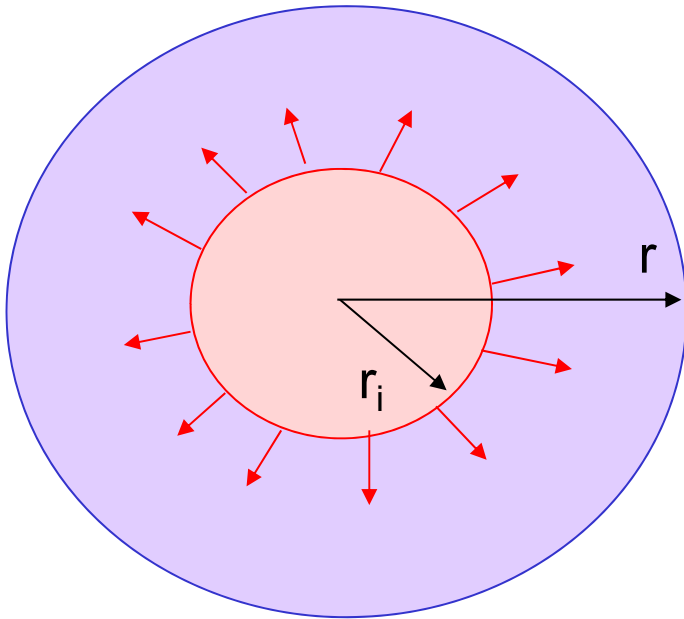
conducibilità termica
($\text{J/m}\cdot\text{s}\cdot^\circ\text{C}$)

gradiente di
temperatura

NB. La trasmissione del calore per conduzione è regolata dal “postulato di Fourier”: la quantità elementare di calore che attraversa un elemento di superficie dS nella direzione ortogonale \underline{n}_0 nel tempo infinitesimo dt è data da

$$dH = -K \cdot dS \cdot \frac{\partial T}{\partial n} \cdot dt$$

Calcolo dimensione lesione



$$H = -4\pi r^2 K \frac{dT}{dr}$$


Integrando tra la sfera di raggio r_i e la generica distanza r ,

$$H \frac{dr}{r^2} = -4\pi \cdot K \cdot dT$$

$$H \int_{r_i}^r \frac{dr}{r^2} = -4\pi K \int_{T_o}^T dT$$

$$H \left(\frac{1}{r} - \frac{1}{r_i} \right) = 4\pi K (T - T_o)$$

Calcolo dimensione lesione - C°


$$H \left(\frac{1}{r} - \frac{1}{r_i} \right) = 4\pi K (T - T_o)$$

Se definisco T_∞ come la temperatura a distanza arbitrariamente grande ($r \rightarrow \infty$), si ha

$$H = 4\pi K r_i (T_o - T_\infty)$$

che rappresenta la potenza dissipata per mantenere la temperatura dell'interfaccia elettrodo-tessuto (T_o) in equilibrio.

Sostituendo nella relazione precedente,

$$4\pi K r_i \left(\frac{1}{r} - \frac{1}{r_i} \right) (T_o - T_\infty) = 4\pi K (T - T_o)$$



$$\frac{r_i}{r} = \frac{T - T_\infty}{T_o - T_\infty}$$

Calcolo dimensione lesione - C°

La relazione trovata segue l'ipotesi che, esaurito il transitorio, l'energia termica che attraversa una superficie sferica di raggio r_i deve essere uguale all'energia termica che attraversa una superficie sferica concentrica di raggio r , poiché l'energia si deve conservare

$$\frac{r_i}{r} = \frac{T - T_\infty}{T_o - T_\infty}$$

La relazione trovata non dipende dalla conducibilità termica del tessuto. Pertanto, finché si mantiene vera la condizione di temperatura costante all'interfaccia elettrodo-tessuto, il gradiente di temperatura allo stato stazionario non dipende dalle proprietà termiche del tessuto.

Da notare che K influenza la quantità di energia necessaria per mantenere la temperatura costante sulla superficie

Calcolo dimensione lesione - C°

Era:

$$r_i = r_o + r_d$$

zona scaldata
direttamente per effetto
Joule

Per calcolare il raggio della lesione r_v definita come quella regione in cui la temperatura ha superato un dato valore T_v ,

$$\frac{r_i}{r_v} = \frac{T_v - T_\infty}{T_o - T_\infty}$$

$$r_v = (r_o + r_d) \frac{T_o - T_\infty}{T_v - T_\infty}$$

Se r_d è piccolo rispetto a r_o , il raggio della lesione risulta essere proporzionale al raggio dell'elettrodo, per cui,

maggiore è la dimensione dell'elettrodo,
maggiore è la dimensione della risultante lesione

Convalida modello

Lesioni a RF (500 kHz) in cane – elettrodo semi-sferico
– raggio tra 0.75 e 2.25 mm

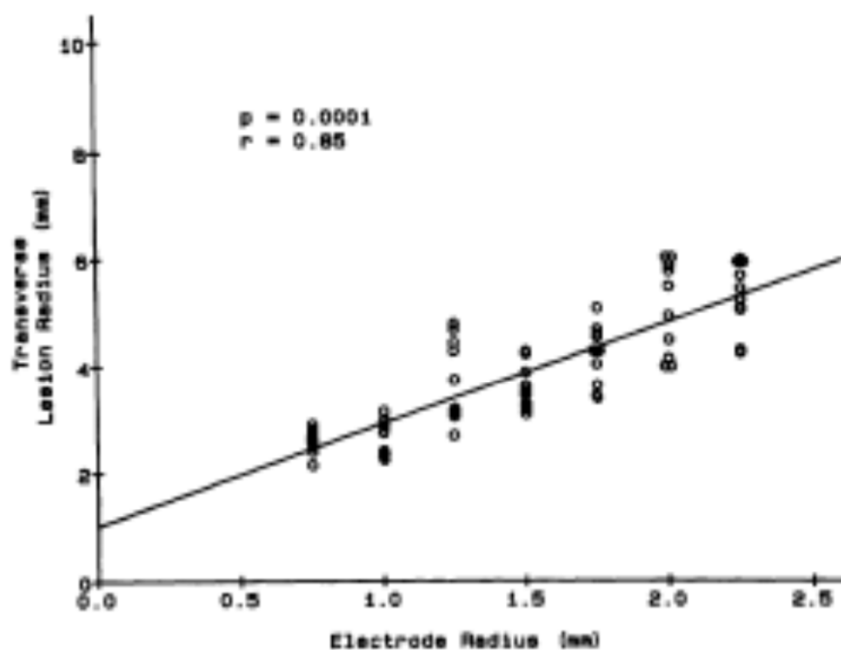


FIGURE 2. Transverse lesion radius as a function of electrode radius. The linear regression analysis yields function 1: $y=1.9x+(0.5)(1.9)$.

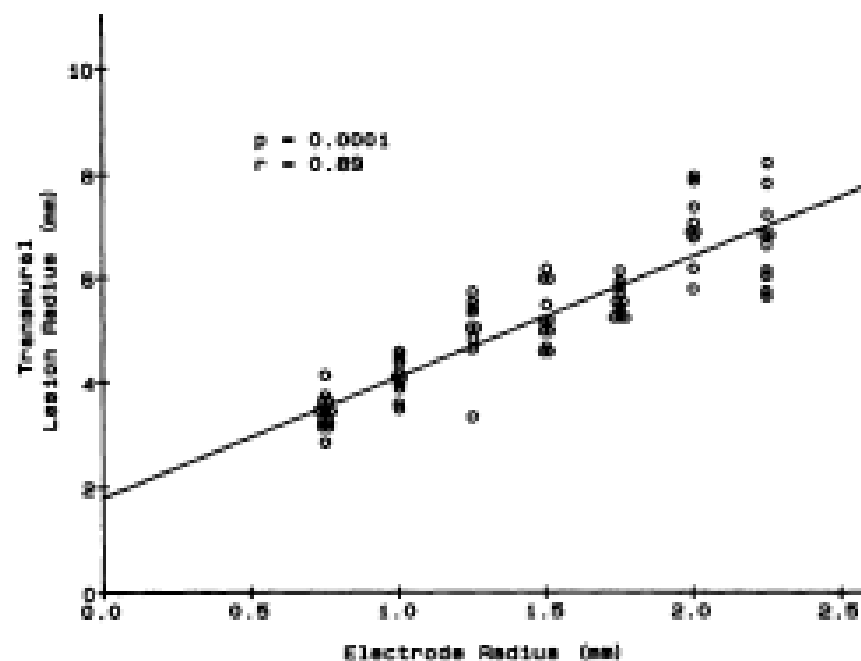


FIGURE 3. Transmural lesion radius as a function of electrode radius. The linear regression analysis yields function 2: $y=2.3x+(0.8)(2.3)$.

Lesioni non erano sferiche, quindi due valori: “transverse” pari alla larghezza della lesione /2, transmural pari alla profondità della lesione più il raggio dell’elettrodo

Convalida modello

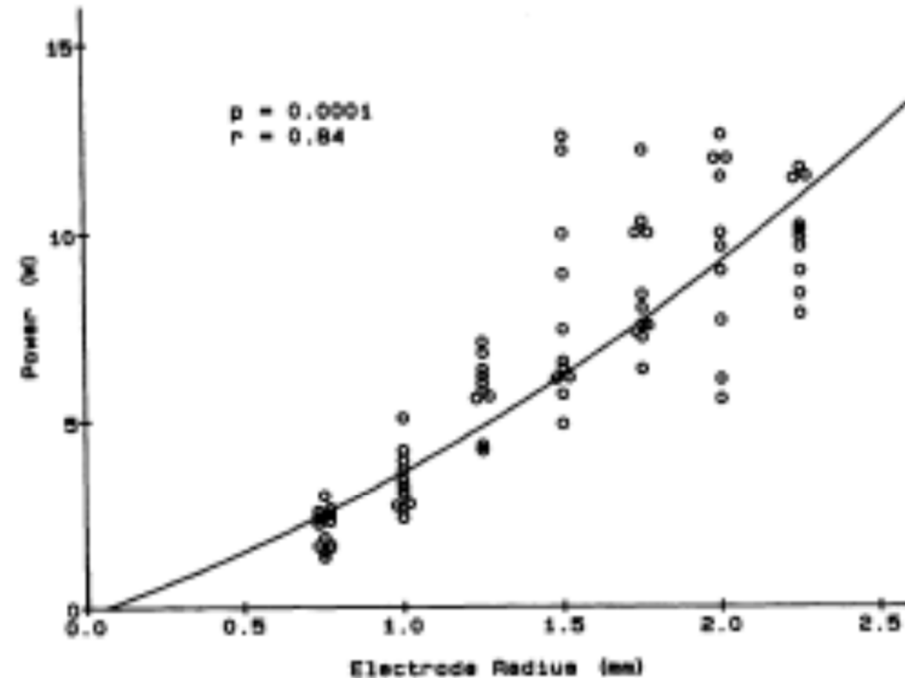


FIGURE 4. Power output from the radiofrequency generator required to maintain electrode-tissue interface temperature at 60°C vs. electrode radius. Empirically, both source current and source voltage varied approximately linearly, and linear curve fits for current and voltage were combined to produce the quadratic relation for power $f(x) = 0.91x^2 + 2.9x - 0.18$, which is plotted.

Andamento temperatura

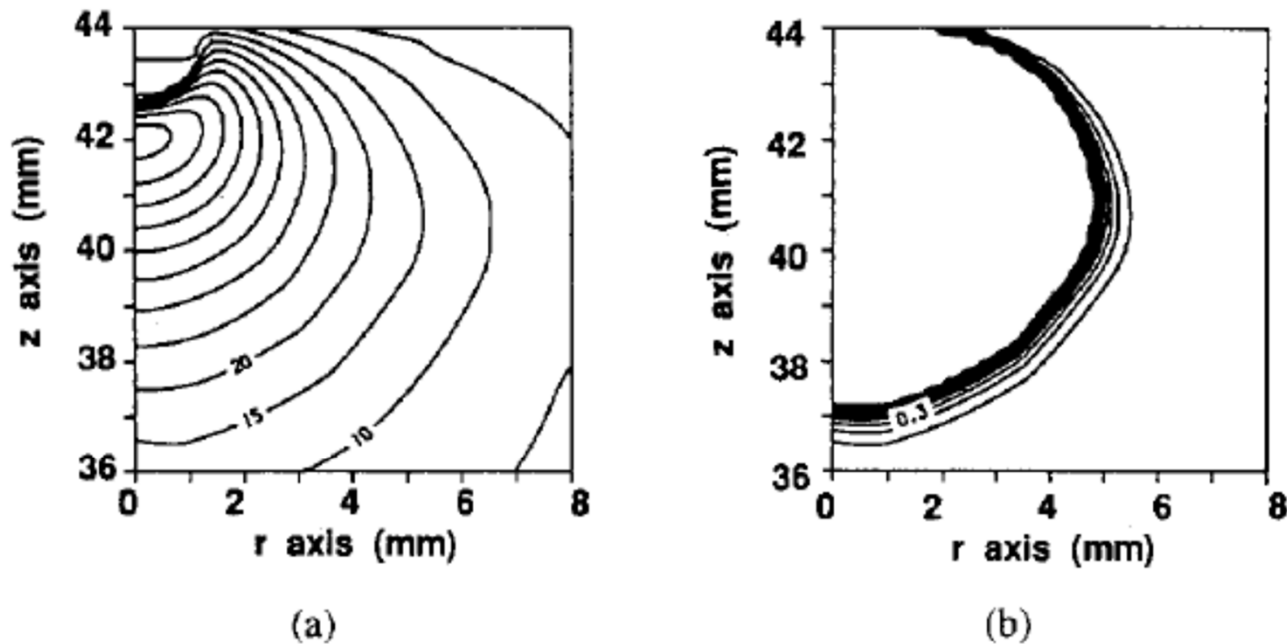


Fig. 2. Nominal simulation; (a) temperature increase in $^{\circ}\text{C}$ (relative to 37°C) after 60 s, (b) corresponding lesion function. The electrode tip ($a = 1.25$ mm) is the top left corner. Lesion function varies between 0 and 1, contour interval = 0.1.

Progetto elettrodi

Table 1 Summary of Potential Designs of the Electrode for Radiofrequency Catheter Ablation

Provides a monitoring sensor for better control of RF ablation

Temperature

Impedance

Contact pressure

Optimizes the electrode size to produce a lesion of desired dimensions

Large-tip electrode (4–8 mm)

Consider energy efficiency and electrode-tissue contact surface area

Improving both mapping and ablation capability with various electrode shape/array

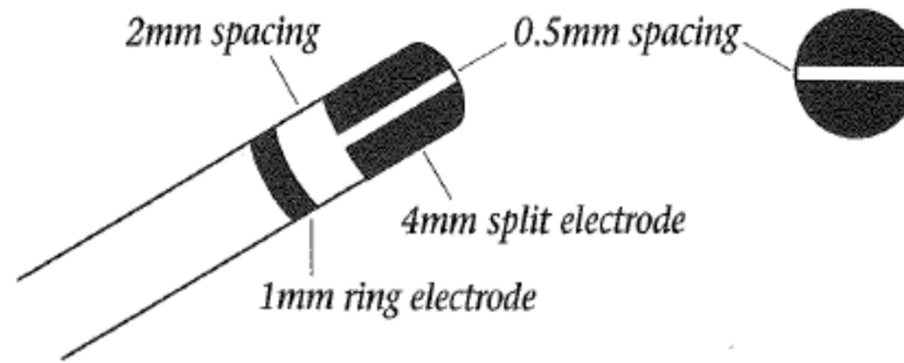
Split-tip electrode

Multiple sequential electrodes in various array: basket, loop (ring), snail (pigtail), orthogony, trigony

Minimizing impedance rise and enhancing tissue desiccation

Saline infusion porous electrode

Elettrodo split-tip



Split-tip electrode (twin)
for improved recording of AP potential
and ablation

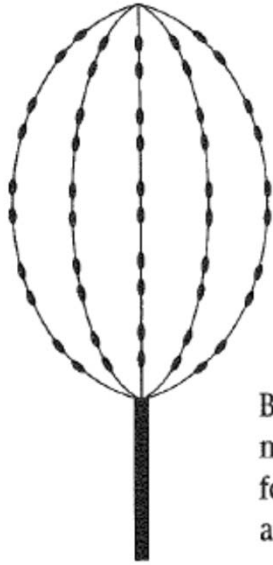
Fig 2—Illustration of the proposed split-tip (twin) electrode for a better recording of accessory pathway (AP) potential via the left ventricular or left atrial approach. The same electrode may be used for ablation. The inset in the right upper corner shows the cross-sectional view of the distal split electrode.

Elettrodi bipolari



(B): 2 elettrodi bipolari raffreddati dall'interno. Le frecce evidenziano gli eletrodi, la punta evidenzia l'isolante tra i due.

Elettrodo a basket



Basket shape, retractable, flexible multiple bipolar electrodes (25 pairs) for atrial and ventricular mapping and ablation.



FIGURE 5 | (c) star and (d) umbrella shapes. (Reprinted with permission from [1].)

deployable arrays with
Brace, IEEE Pulse, Sept 2011

Elettrodo cool-tip

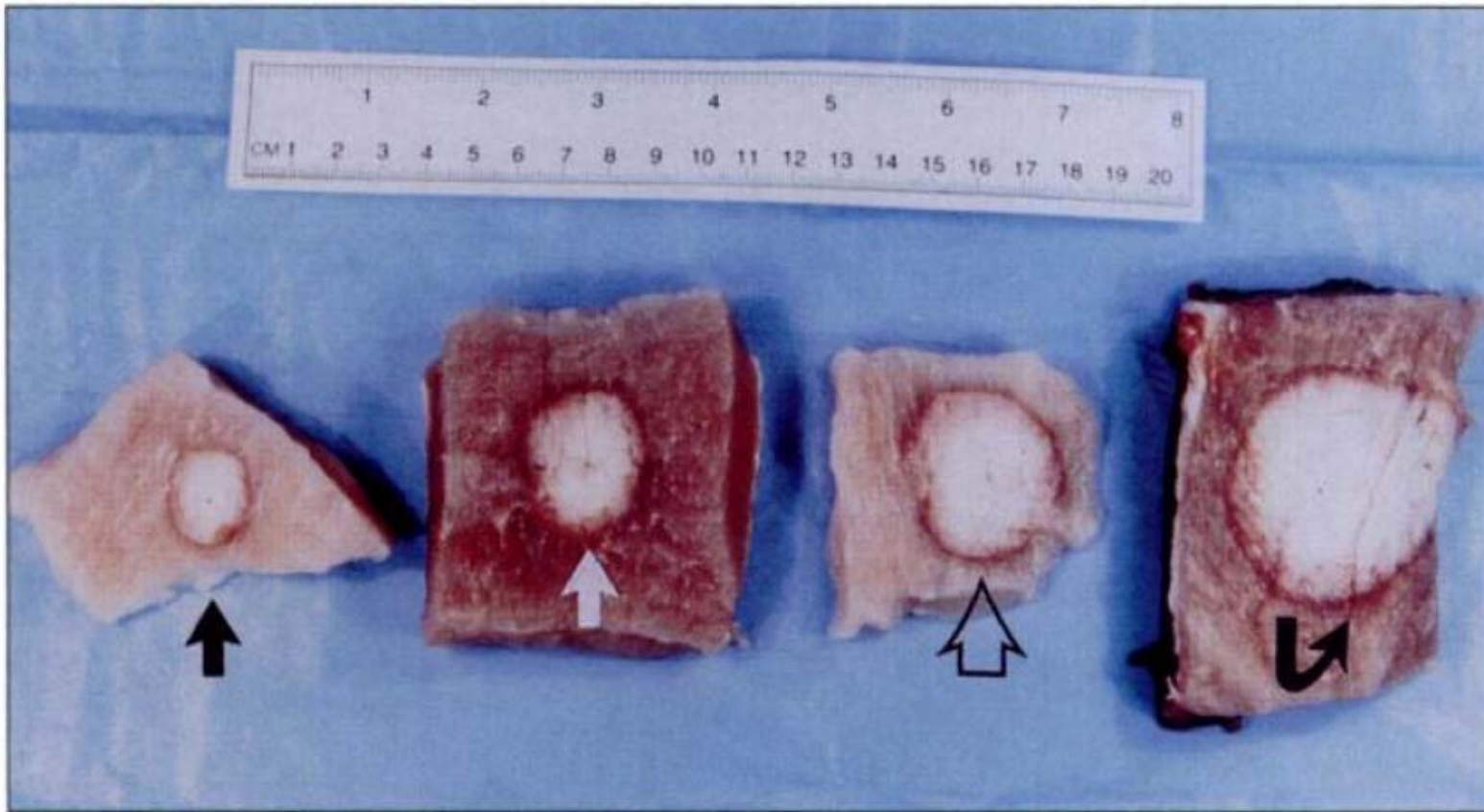
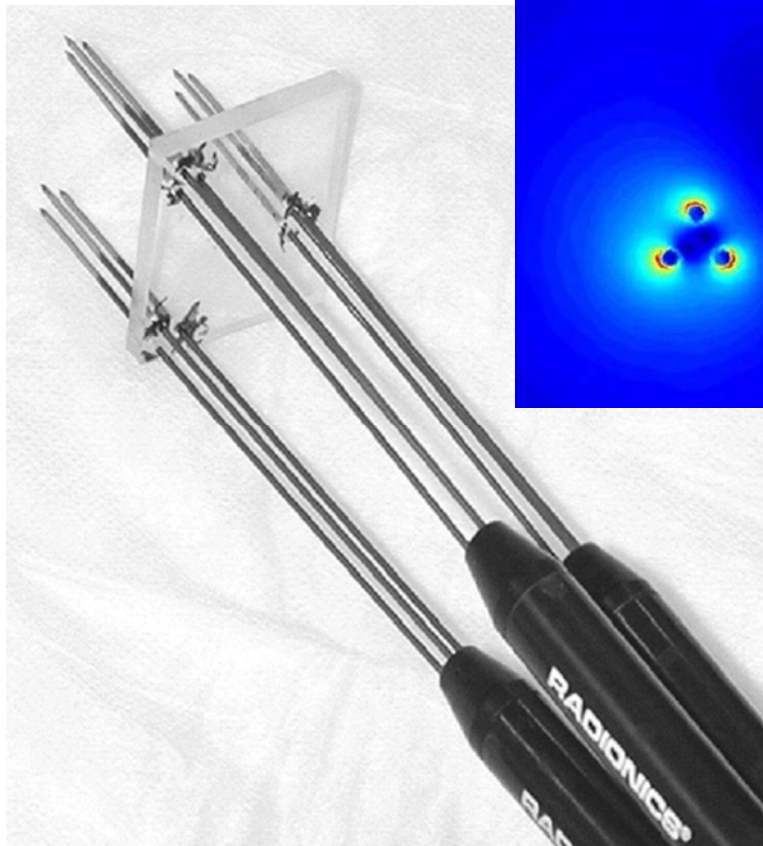


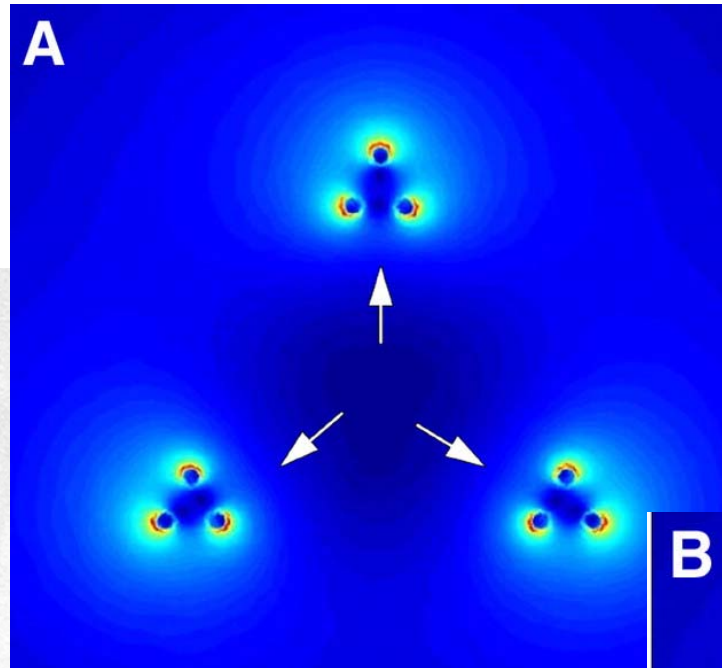
Fig. 2.—Coagulation diameters with varied current. Gross specimens of in vivo muscle after RF ablation of 12-min duration using internally cooled electrode at 475 mA (*black arrow*), 800 mA (*white arrow*), 900 mA (*open arrow*), and 1000 mA (*curved arrow*). Maximal energy deposition possible without internal cooling of electrode is 475 mA. Central lighter regions represent coagulation necrosis. Dark rims demarcating lesions from unaffected surrounding muscle represent early hemorrhagic and inflammatory reactions. Coagulation diameter increases from 1.8 cm to 4.4 cm with increased energy deposition.

Elettrodi multipli



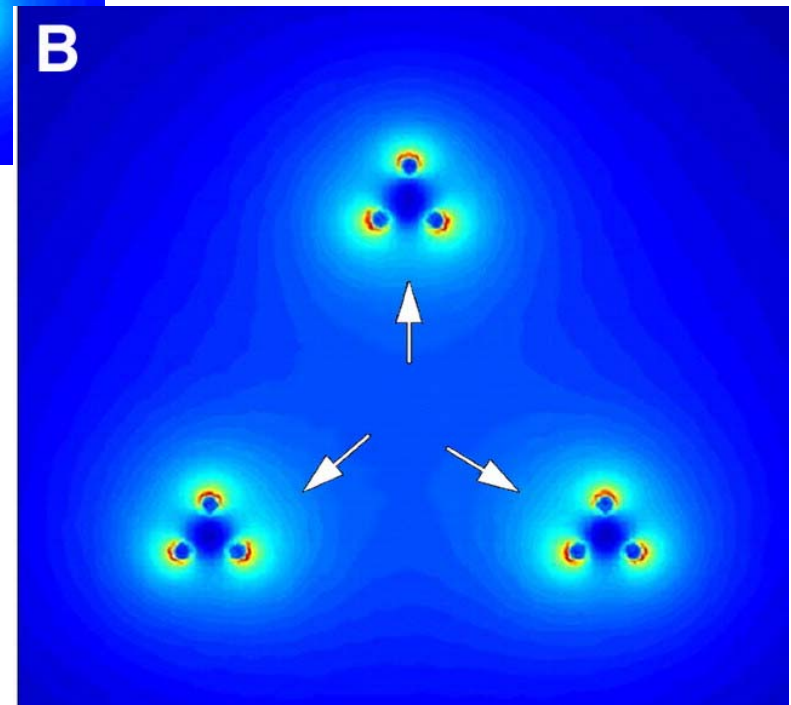
Three cool-tip cluster electrodes with template.

Haemmerich D et al. Radiology 2005;234:563-568

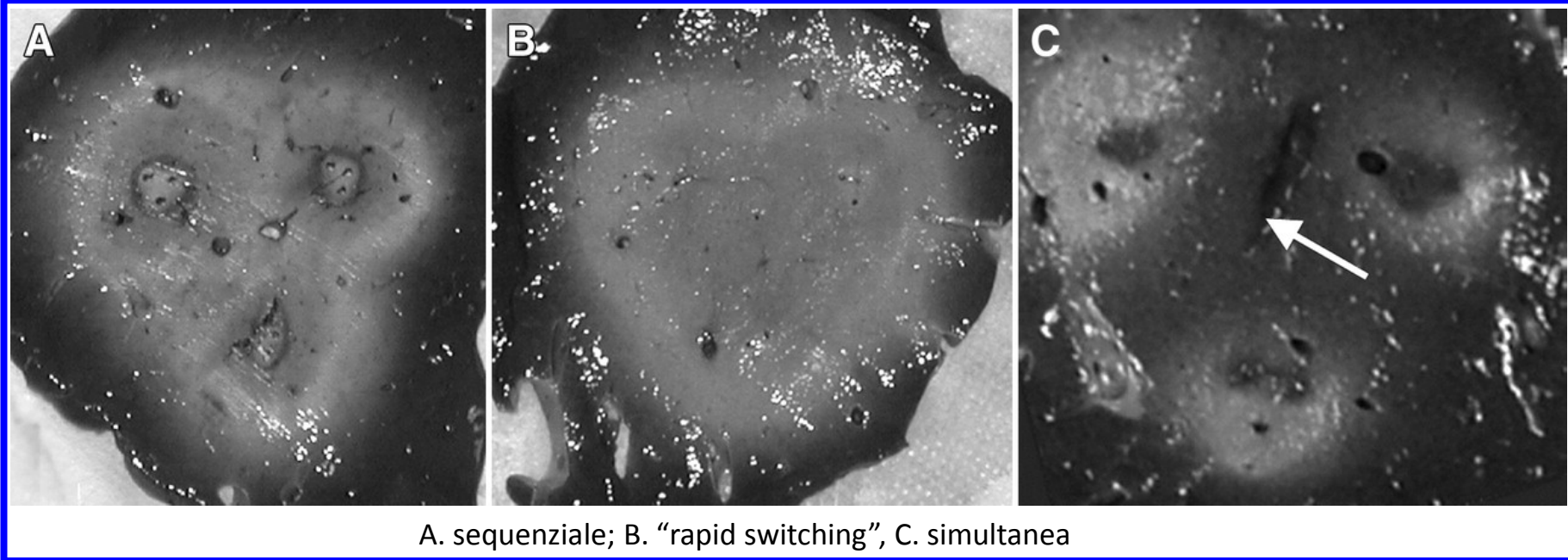


Simulazione: Applicazione simultanea RF

Simulazione: Applicazione "rapid switching" RF



Elettrodi multipli



RF power: 200W

- Sequential method: three sessions 12 min long, 5 min period between individual power application; "with this algorithm, power is turned off for 15 seconds whenever impedance increases 20 above baseline levels. During this time, tissue cools, gas bubbles disperse, and impedance returns to baseline levels. Power is subsequently reapplied until impedance rises again (and so forth)."
- Rapid switching: the first cluster electrode was energized for 1 sec and so on, for a total of 12 minutes
- Simultaneous method: RF power was applied simultaneously to all three cluster electrodes for a period of 12 min

Protocollo pulsato

- During heating, the charring and dehydration of the tissue around the electrode produces an electrical impedance increases (a phenomenon known as roll-off), which significantly reduces energy diffusion and limits lesion size.
- Changing the power delivery protocol and electrode design are the primary ways of overcoming this limitation and achieving larger lesions.
- **Probably the most clinically used approach in tumor RFA is using a needle-like cooled electrode combined with an impedance-controlled pulsing protocol [2].**
- RF power is switched off once the impedance exceeds a threshold (usually 20-30 Ω higher than the initial value) and is switched on again after a few seconds. This protocol is followed up to the end of the pre-set ablation time.

Protocollo pulsato

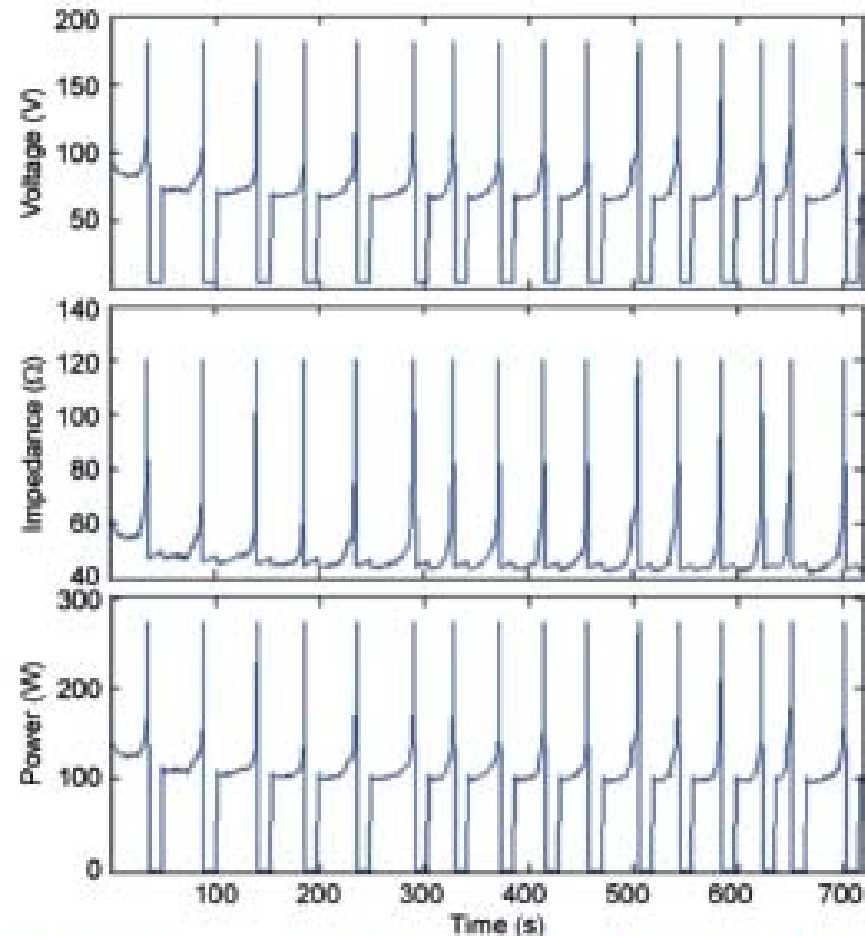


Figure 2. Evolution of voltage, impedance and power during a 12-min RFA using pulses of 1500 mA in the *in vivo* case.

Andamento V,Z, P quando si fornisce una I fissa all'elettrodo

Protocollo pulsato

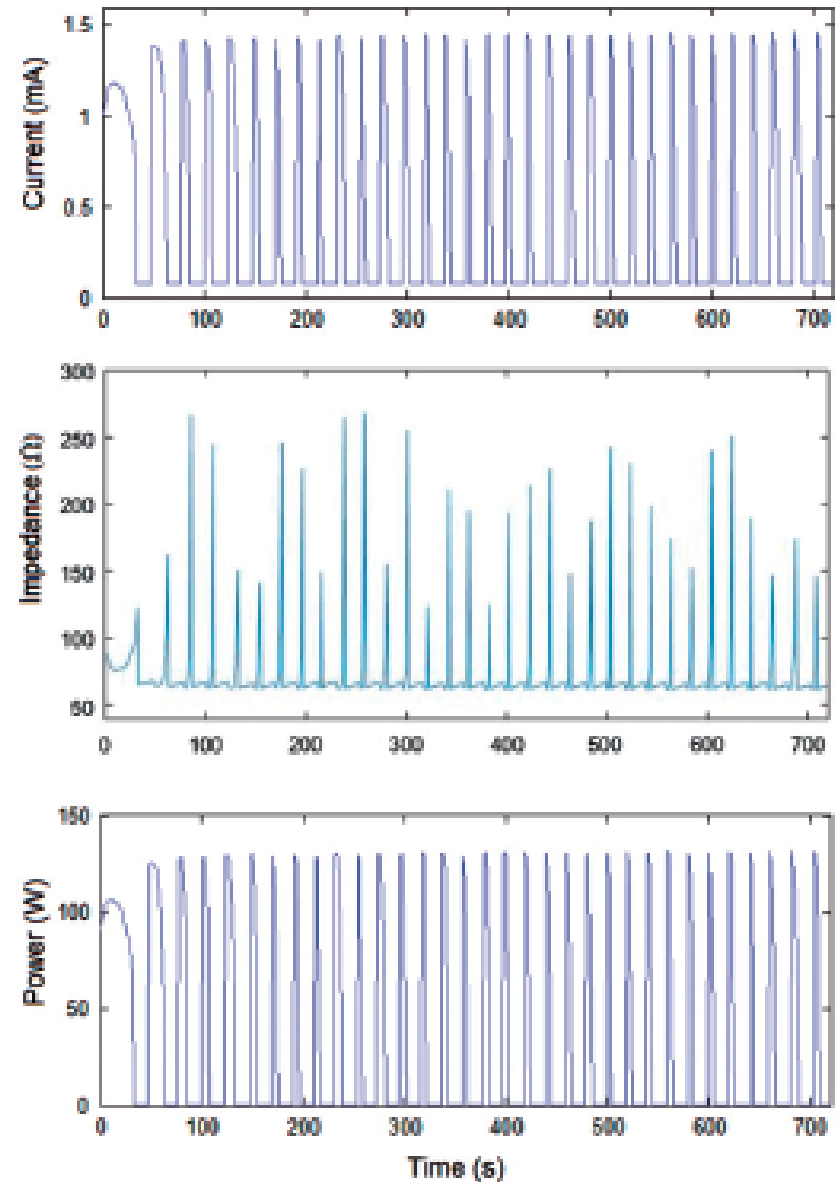
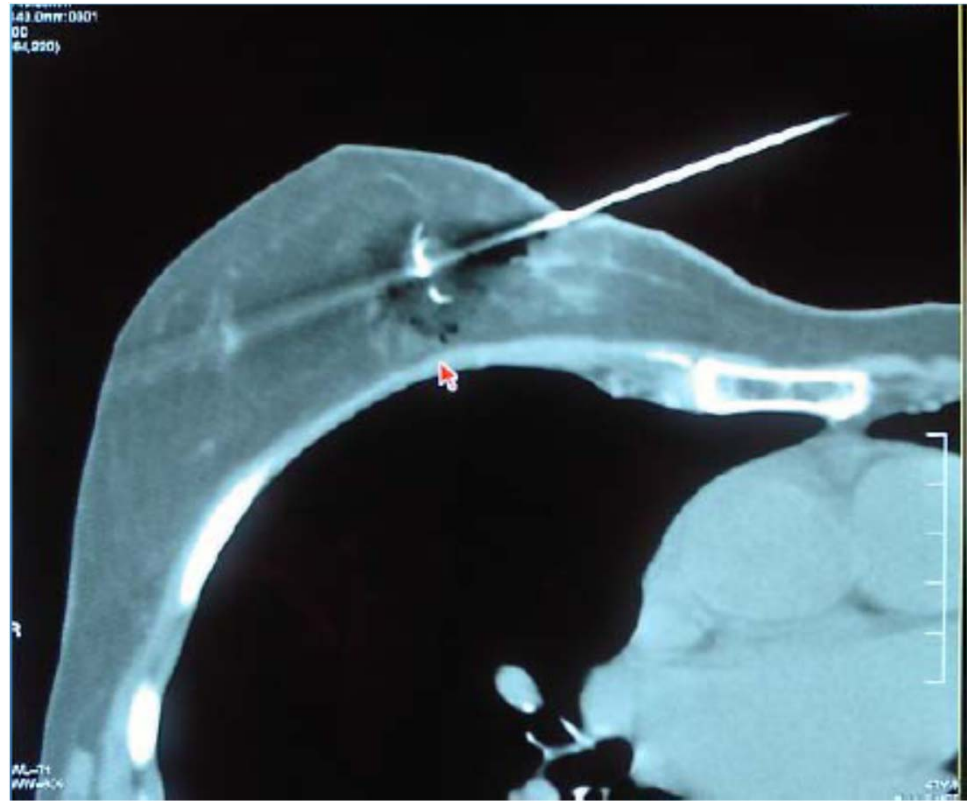
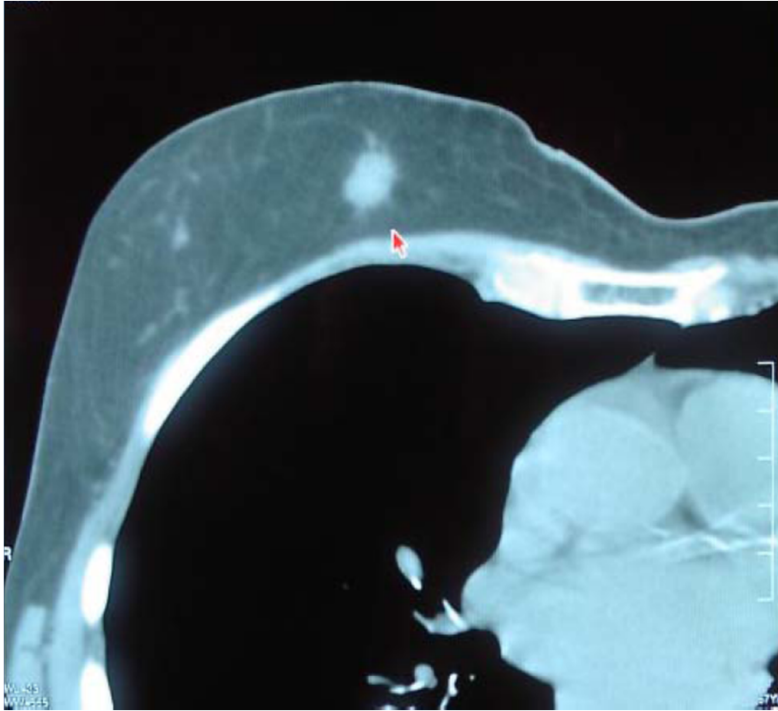


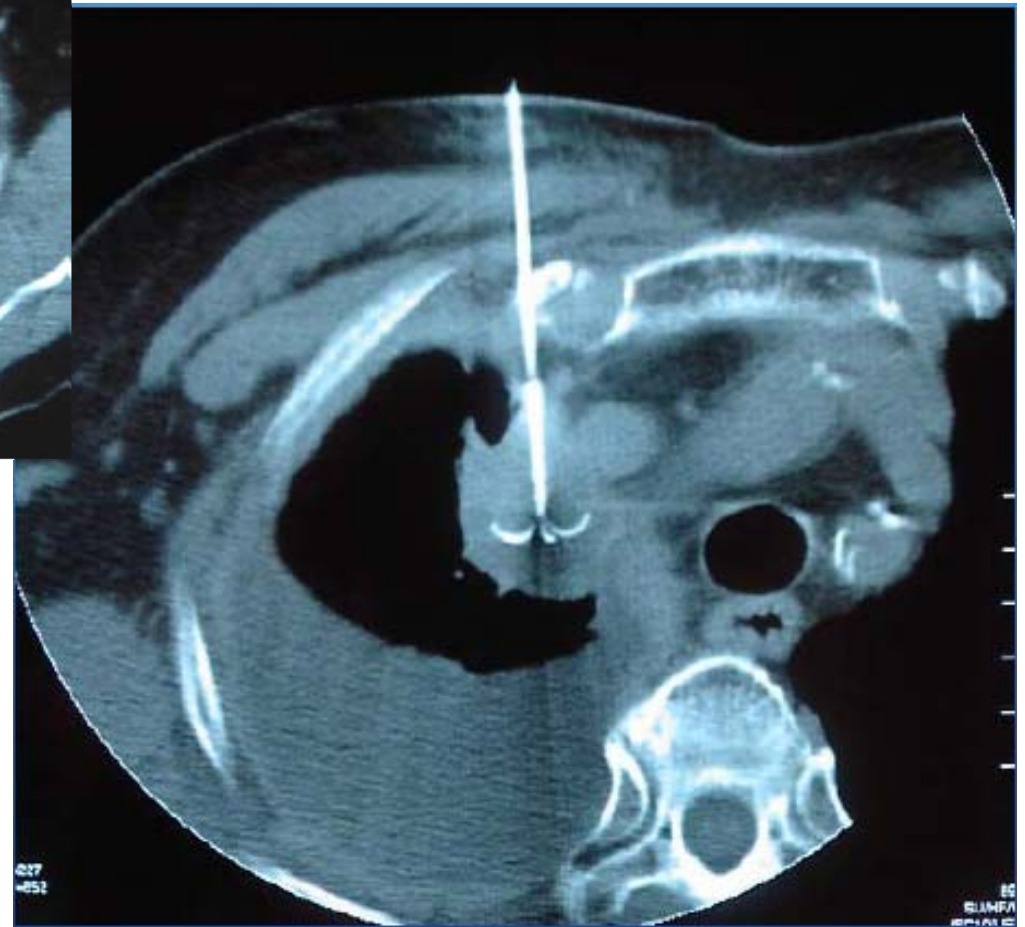
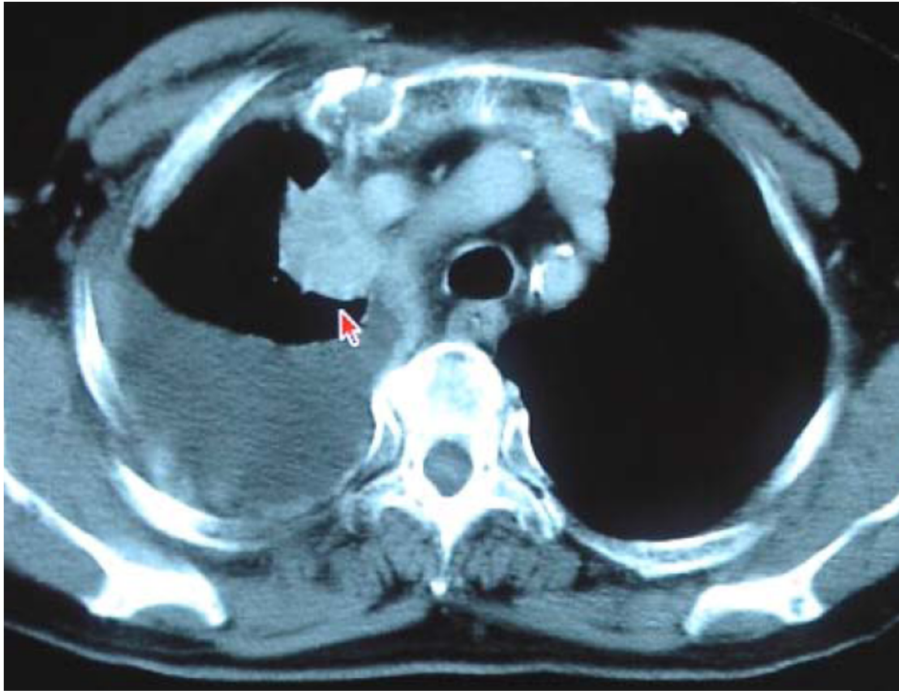
Figure 4. Current, impedance and power evolution during a 12-min RFA using 90-V pulses and a non-optimised pulsing protocol (in vivo plots).

Andamento I,Z, P quando si fornisce una Vfissa all'elettrodo

Procedure



Polmone



Visualizzazione



Fig. 3.—55-year-old man undergoing sonographically guided intraoperative RF ablation of 2.7-cm colorectal metastasis.
A, Real-time sonogram shows placement of electrode within hypoechoic tumor focus (*arrows*).
B, Real-time sonogram reveals markedly increased echogenicity during procedure.
C, Real-time sonogram obtained 15 min after RF application shows return to baseline echogenicity.

Verifica riuscita trattamento

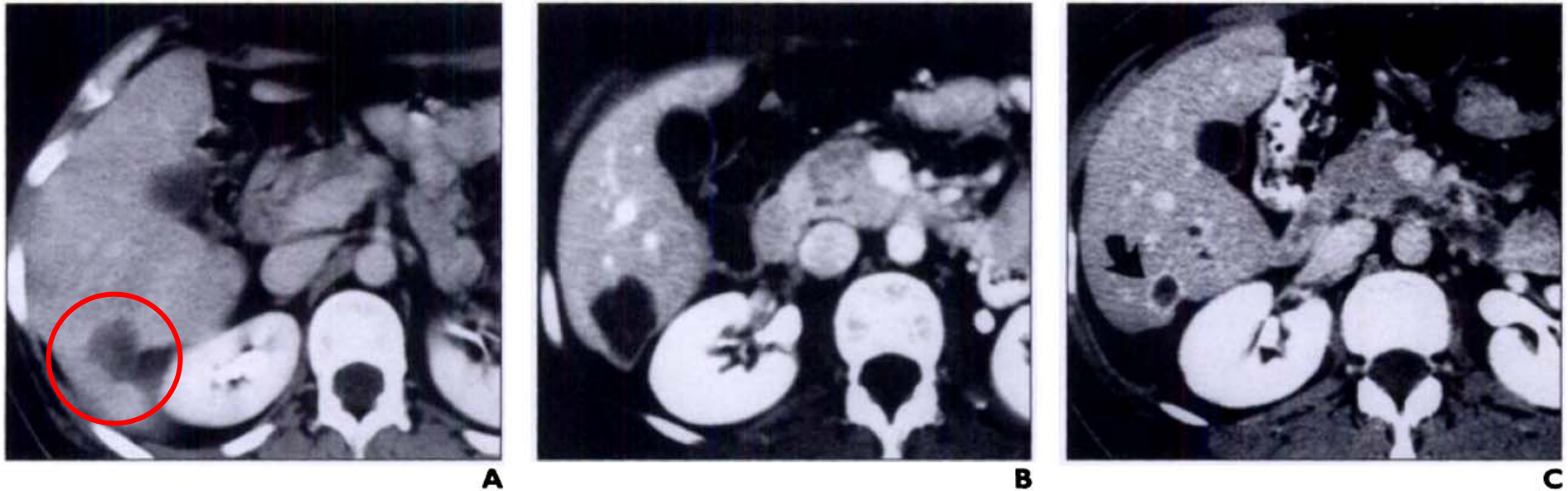


Fig. 8.—38-year-old woman with solitary 2.2-cm colorectal metastasis.

A, Contrast-enhanced CT scan obtained before RF treatment shows tumor.

B, Contrast-enhanced CT scan obtained 1 month after RF treatment reveals 2.9-cm region of treatment.

C, Contrast-enhanced CT scan obtained 6 months after RF treatment shows that hypodense treatment area has regressed, measuring 1.3 cm. Enhancing, hyperdense rim (*arrow*) that surrounds treatment zone represents postinflammatory organizing fibrosis and should not be misconstrued as tumor regrowth.

Verifica riuscita trattamento

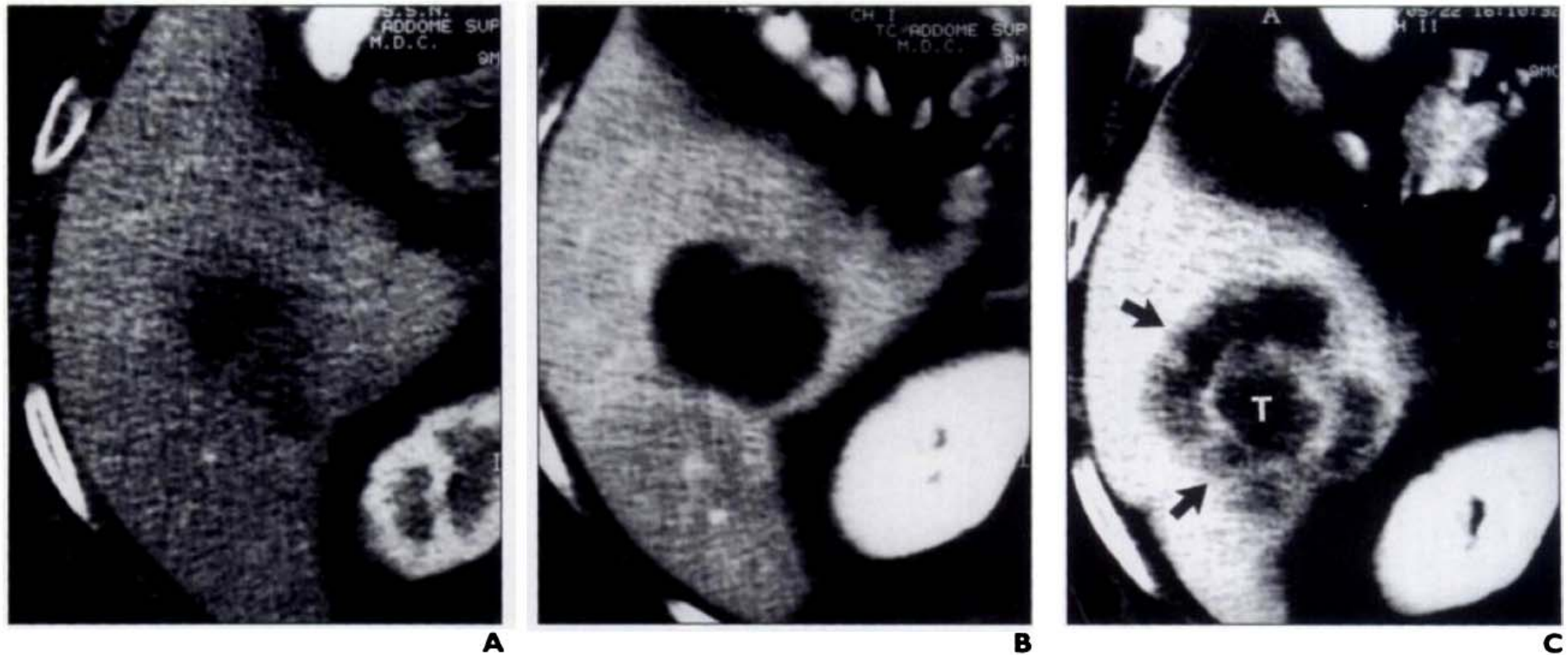


Fig. 11.—69-year-old man with solitary 3.3-cm colorectal metastasis.

A, Contrast-enhanced CT scan obtained before RF treatment.

B, Contrast-enhanced CT scan obtained 3 days after RF treatment apparently shows complete treatment of tumor, with no rim of viable tumor identified.

C, Contrast-enhanced CT scan obtained 8 months after RF treatment shows inadequate treatment of tumor margins. Marked peripheral tumor growth (*arrows*) is seen surrounding shrunken treated center (T).

Verifica riuscita trattamento

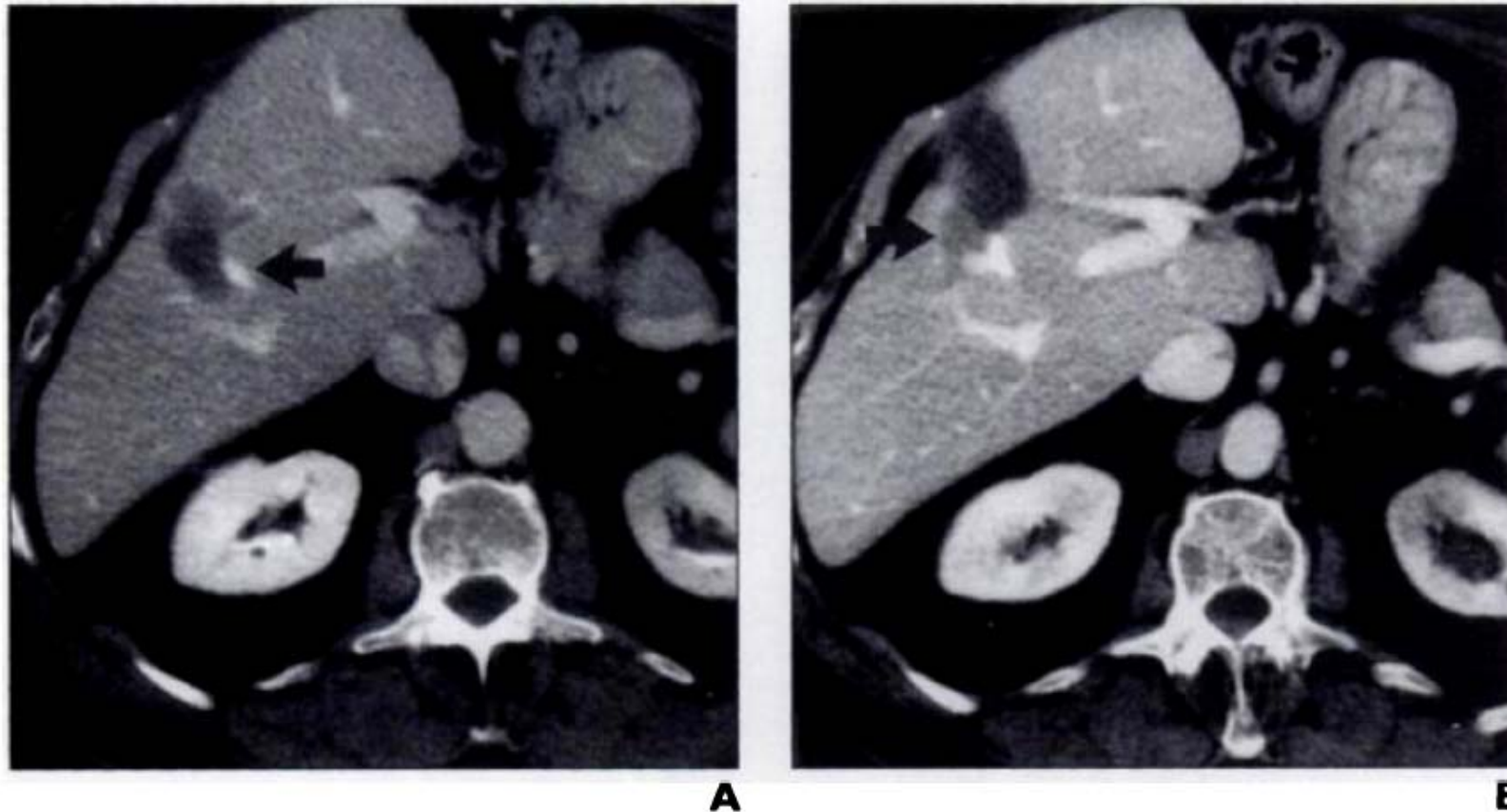
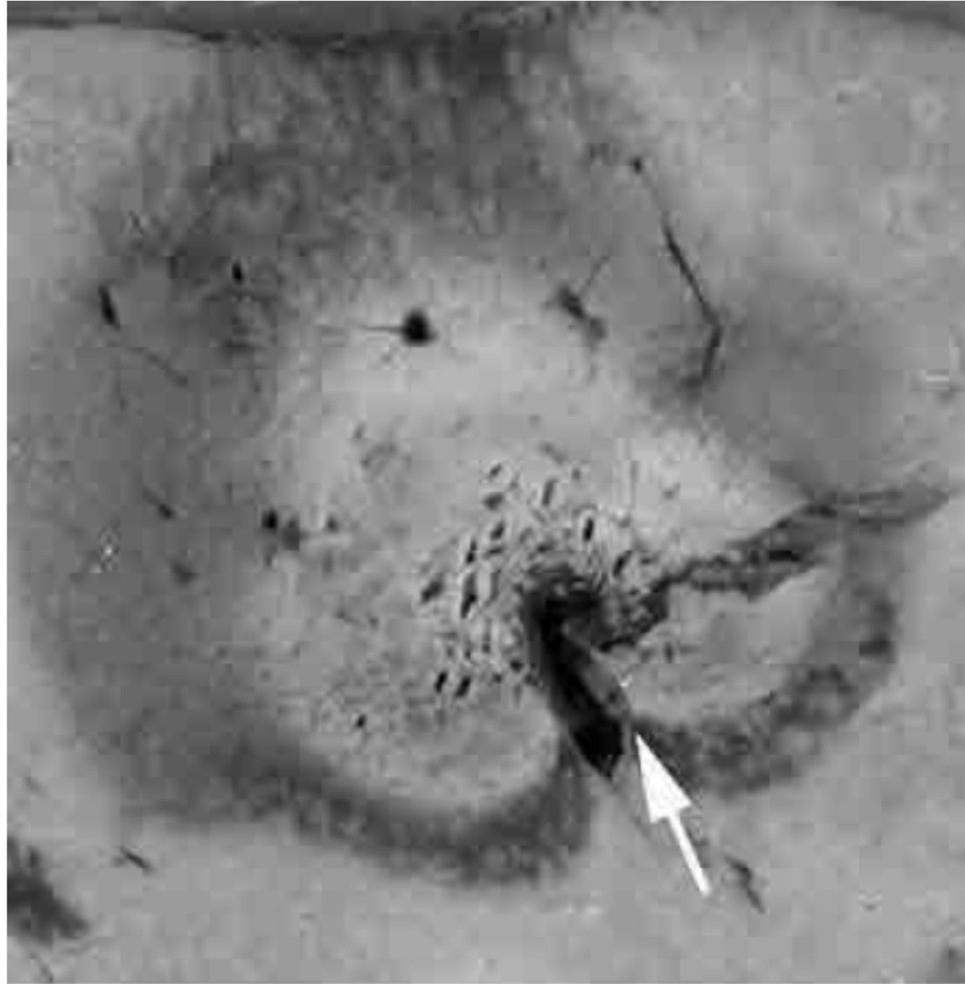


Fig. 12.—74-year-old man with solitary 1.6-cm colorectal metastasis.

A, Contrast-enhanced CT scan obtained 2 weeks after RF treatment shows 2–3 cm of coagulation enveloping tumor. Coagulation is limited by intrahepatic vessel (*arrow*).

B, Contrast-enhanced CT scan obtained 4 months after RF treatment shows decreased coagulation adjacent to large vessels. Local tumor growth is seen adjacent to vessel (*arrow*).

Heat sink effect



Note deflection of the coagulation zone at RF ablation (arrow)

Sistemi commerciali: Angiodynamics

RITA system

The Model 1500X Electrosurgical Radiofrequency Generator is capable of delivering up to 250 W of RF power. The maximum available power is limited through software control. The generator is specifically designed for use with RITA[®] Electrosurgical Devices. It has multiple temperature displays as well as efficiency and power displays to assist the physician in monitoring and controlling the ablation throughout the process.

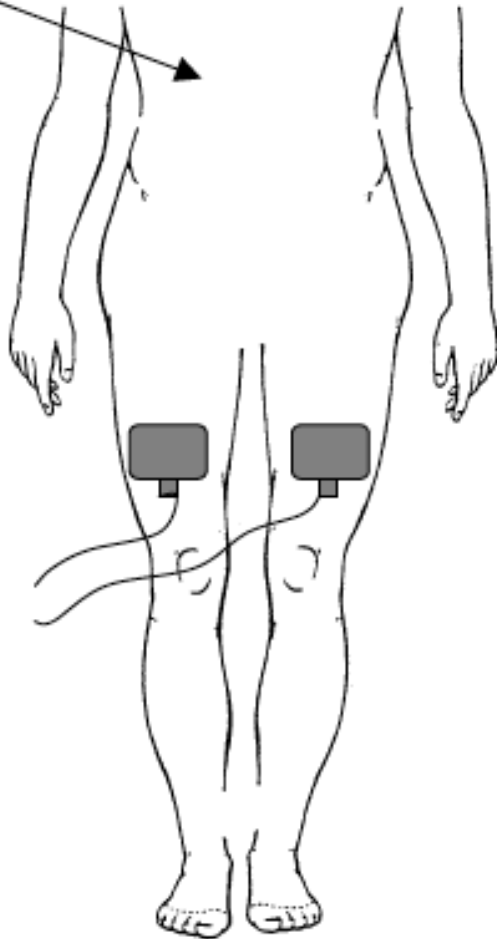
<http://www.angiodynamics.com/products/rfa-in-service>



Angiodynamics: body atlas

Ablation of Liver

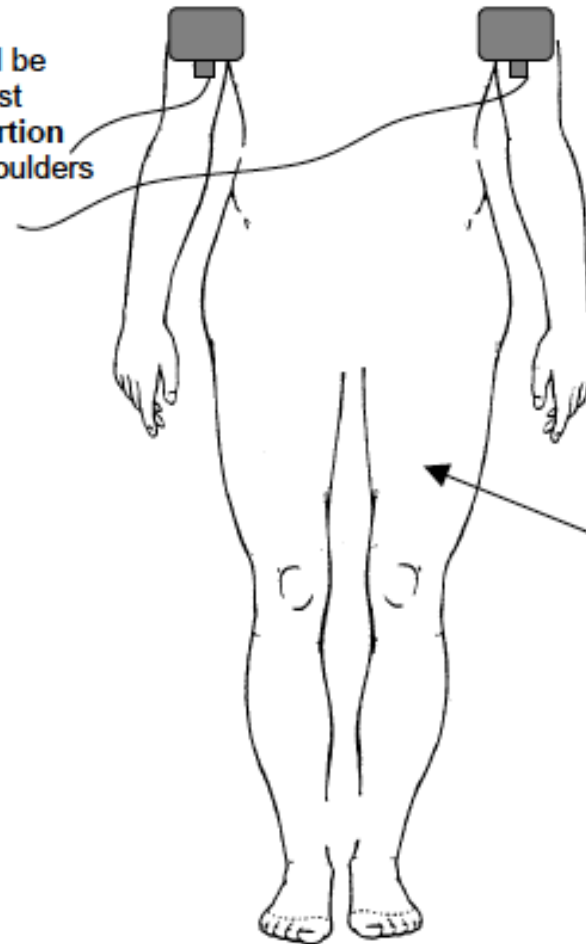
RF Device



* Place 1 pad anteriorly on each thigh

Ablation of Femur (if patient is supine)

* Pads should be placed on most muscular portion of arms or shoulders



RF Device

Sistemi commerciali: Covidien - Medtronic

Barrx™ Flex RFA System

One Generator. Multiple Solutions.

The Barrx™ Flex RFA system includes a bipolar radiofrequency energy generator designed to precisely control depth and uniformity of tissue ablation in the GI tract.

The Barrx™ Flex RFA energy generator provides the flexibility to choose either the Barrx™ 360 RFA balloon catheter for larger circumferential treatment or the Barrx™ RFA focal catheter for treatment of smaller focal areas.

Smarter

Automatically recommends ablation catheter sizing.

Tracks and displays total number of ablations.

Automatically adjusts default power density settings to match catheter.

Platform for future clinical and product innovation.

Operational Headquarters:
710 Medtronic Parkway
Minneapolis, MN 55432-5604

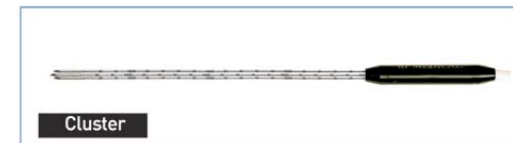
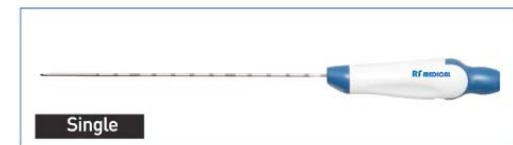
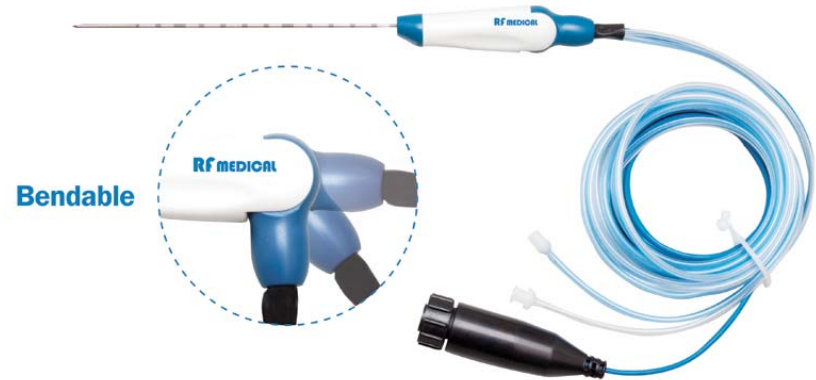


<http://www.medtronic.com/covidien/>

Sistemi commerciali: BVM

RF Medical Co Ltd manufactures advanced Radiofrequency Ablation Systems. RF Medical's generators are the only multi-purpose ablation generators in the world, having separate algorithms for soft tissue ablation in different tissue types such as liver, kidney, lung, thyroid, bone, myomas and many more. All generators have a user-friendly touch screen user interface and may be easily customized and upgraded according to the user's needs.

RF Medical also manufactures the most comprehensive Radiofrequency Ablation product line on the market today, comprising unique electrodes specially designed for each application and tissue type.



BVM Medical Limited
BVM House
Trinity Lane
Hinckley
Leicestershire
LE10 0BL

<http://www.bvmmedical.com/products/rf-medical-ablation-system>

Sistemi commerciali: HS AMICA

Il primo dispositivo al mondo ad avere due tecnologie in unico generatore

SISTEMA DUALE PER ABLAZIONE : 1 MACCHINA , 2 TECNOLOGIE

IL GENERATORE COMPRENDE DUE SISTEMI, RISPETTIVAMENTE: RILASCIO E CONTROLLO DI ENERGIA A MICROONDE E A RADIOFREQUENZA.

Possibilità di pilotare a scelta un elettrodo RF monopolare o una Mini-choked antenna a Microonde attraverso la stessa porta d'uscita del generatore.

Identificazione automatica del tipo di sonda collegata (RF o Microonde) e selezione del corrispondente tipo di energia.

Pompa peristaltica integrata per il raffreddamento interno di ciascuno dei due tipi di applicatore.

Interfaccia Touchscreen interattiva



<http://www.hshospitalservice.com/>