

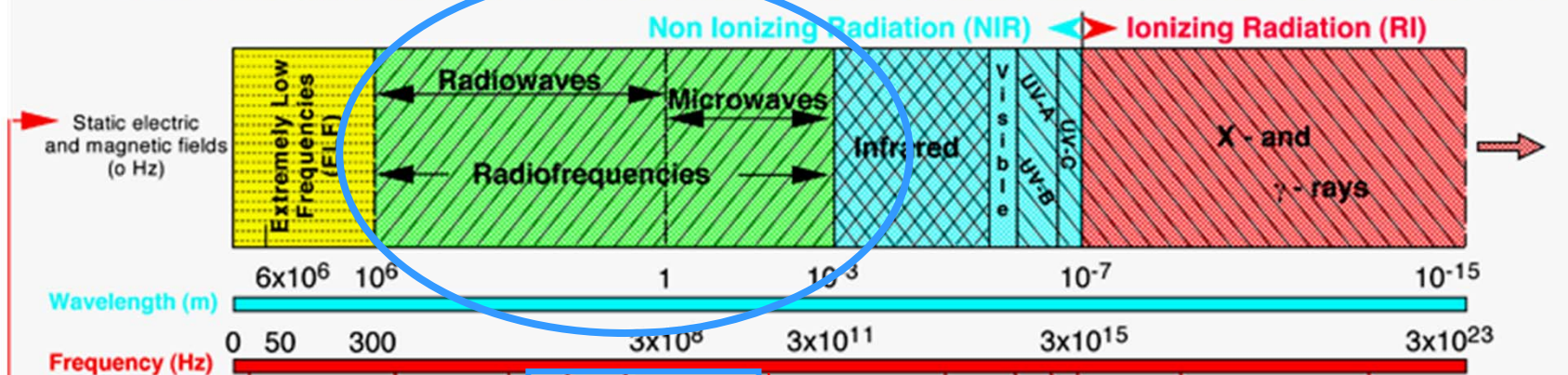
Tecniche terapeutiche basate
sull'uso di campi elettromagnetici

Ablazione a Microonde

Analisi

Perché a microonde e non a radio-frequenza?

ELECTROMAGNETIC RADIATION AND SOME TYPICAL APPLICATIONS



RF ~ 500 kHz

PVC Welding machine



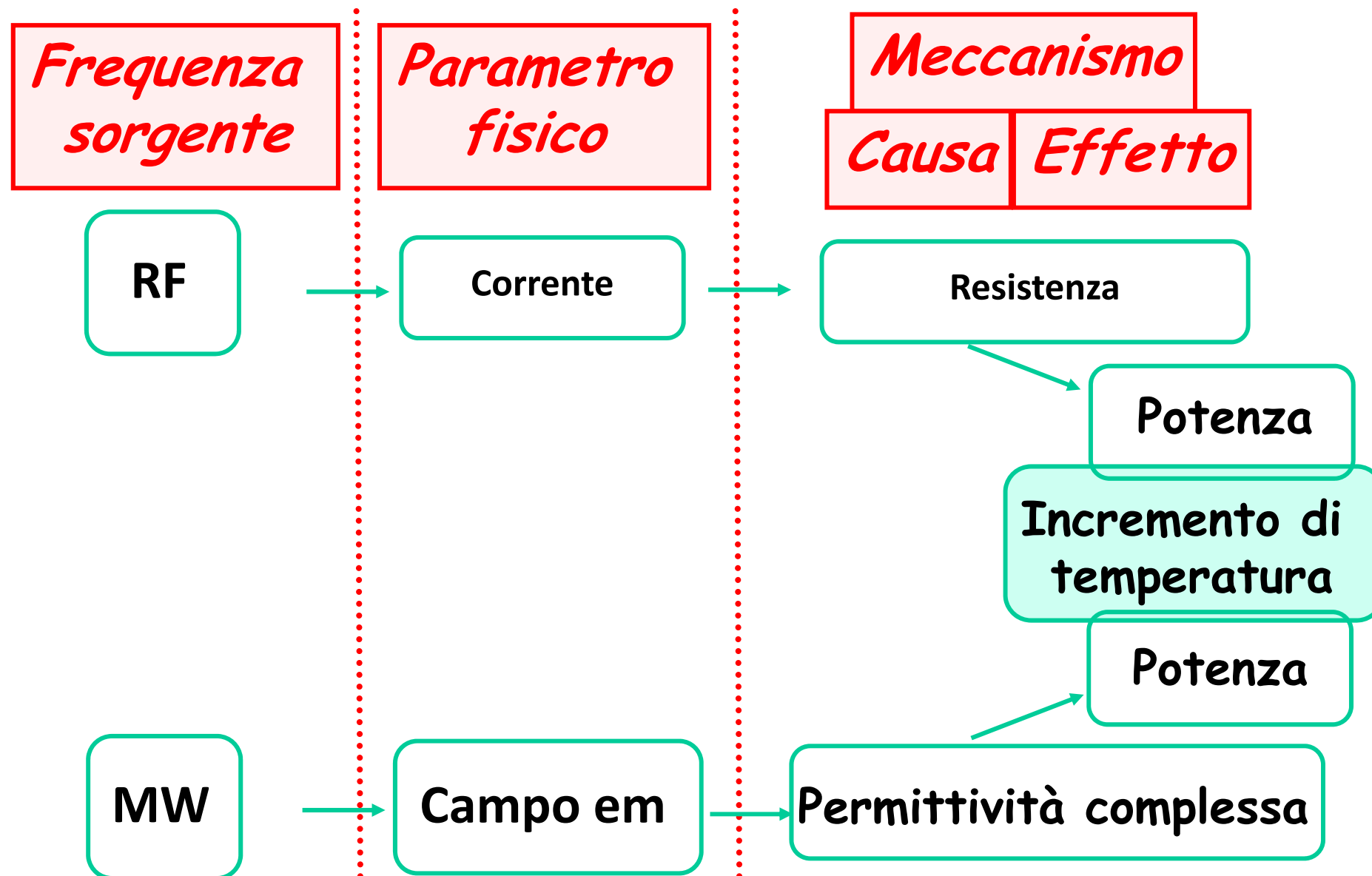
Short-waves Diathermy

Microwave Diathermy, Radars, Cellular phones

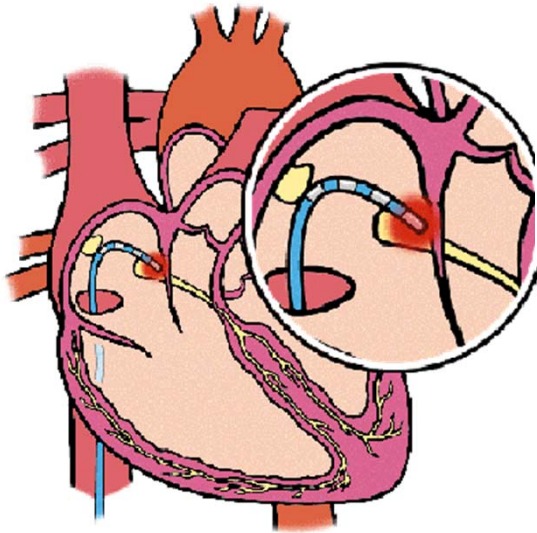


MW ~ 1-2 GHz

Obiettivo: incremento di temperatura



Legame campo-temperatura



L'antenna emette un campo elettromagnetico all'interno del mezzo in cui è inserita...

Il campo em si viene a propagare in un mezzo dissipativo, pertanto, mano a mano che si propaga parte del campo viene “dissipato” nel tessuto: si trasforma in calore

ad esempio, campo irradiato dal dipolo corto...

$$E_r = j k \zeta \frac{I \ell e^{-j k r}}{4 \pi r} \cos \theta \left(\frac{2}{j k r} - \frac{2}{k^2 r^2} \right) = j k \zeta \frac{I \ell}{4 \pi r} \cos \theta \left(\frac{2}{j k r} - \frac{2}{k^2 r^2} \right) e^{-\alpha r} e^{-j \beta r}$$
$$E_\theta = j k \zeta \frac{I \ell e^{-j k r}}{4 \pi r} \sin \theta \left(1 + \frac{1}{j k r} - \frac{1}{k^2 r^2} \right) = j k \zeta \frac{I \ell}{4 \pi r} \sin \theta \left(1 + \frac{1}{j k r} - \frac{1}{k^2 r^2} \right) e^{-\alpha r} e^{-j \beta r}$$
$$E_\phi = 0$$

Caratteristiche ablazione a RF

Nell'ablazione a RF:

meccanismo resistivo



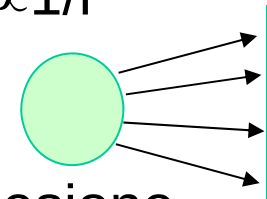
calore



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)

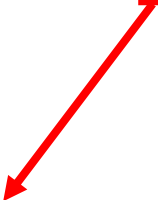
se P troppo elevata (temp. superf. $> 100^\circ \text{C}$), il sangue bolle e quindi coagula, attaccandosi all'elettrodo attivo. Di conseguenza si alza impedenza elettrica dell'elettrodo che non riesce più a trasmettere la corrente nel tessuto circostante.

Caratteristiche ablazione a MW

Nell'ablazione a MW,
l'accoppiamento è dielettrico, non resistivo

campo em → SAR → incremento di temperatura

attenuazione
geometrica

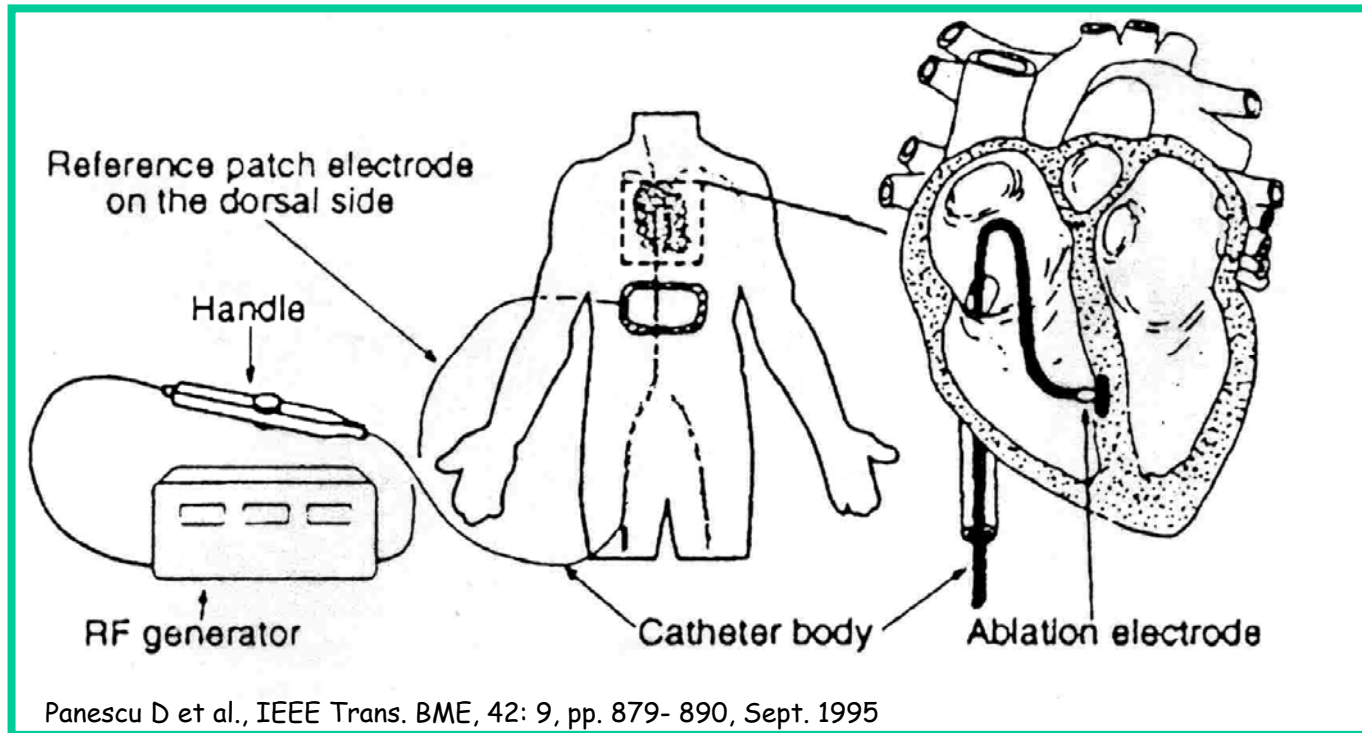


l'incremento di temperatura è legato al SAR ($\propto 1/r^2$), pertanto, il volume che si scalda > di RF, ma bisogna progettare bene i cateteri.

Inoltre il campo elettromagnetico si propaga sia in un mezzo con perdite (tessuto vivo) che in uno privo, o quasi, di perdite (tessuto necrotizzato).

inefficienza: riflessioni, potenza dissipata lungo la linea di trasmissione, sangue...

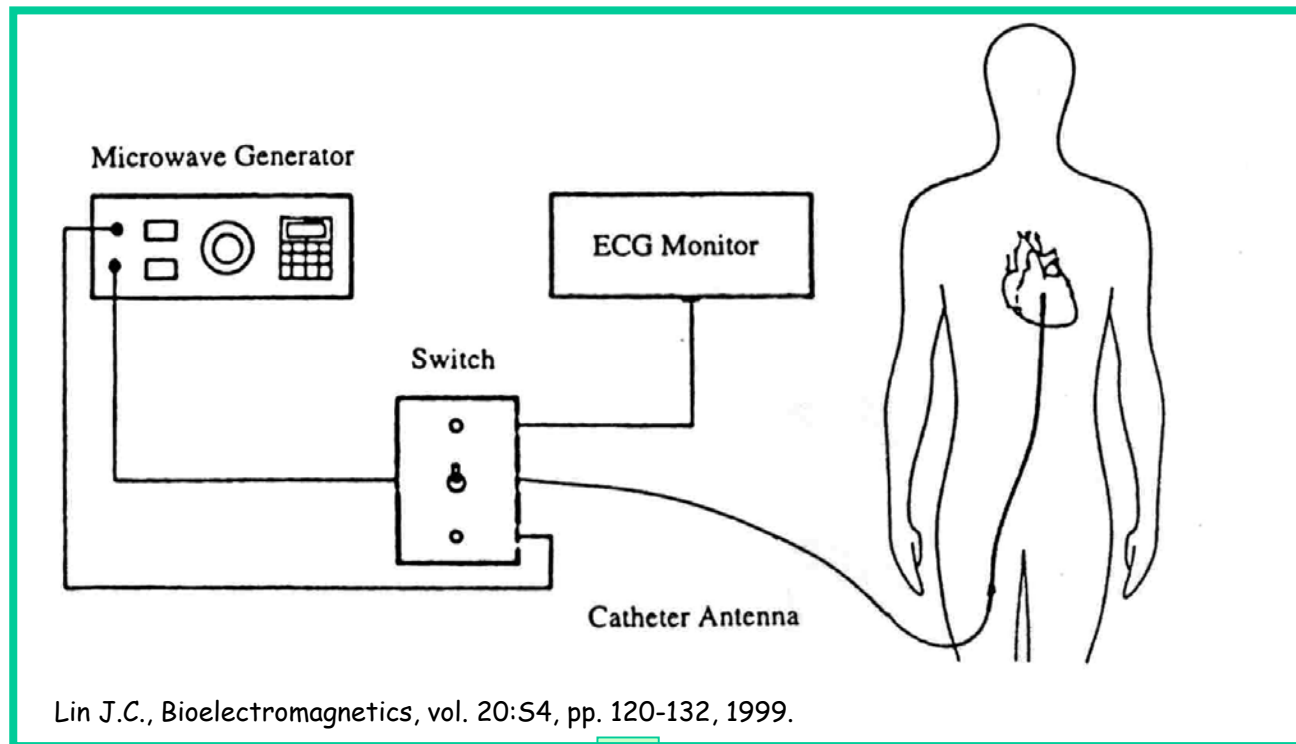
Ablazione a RF



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

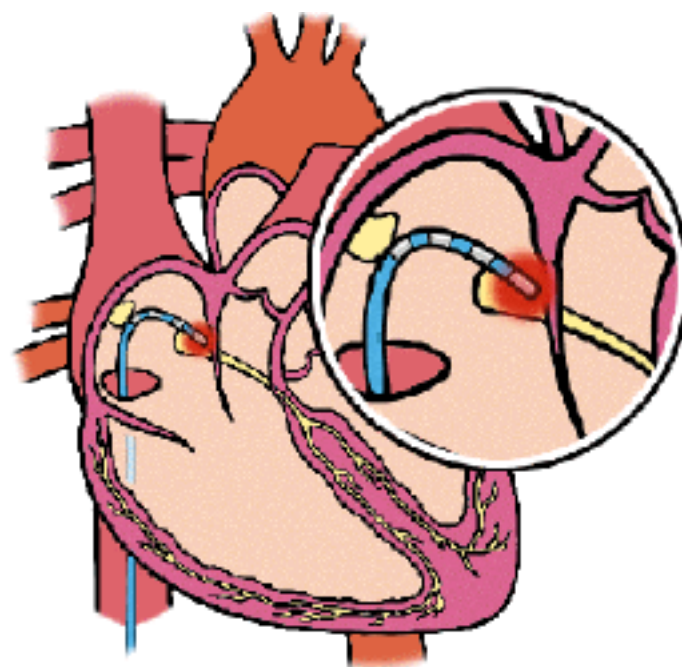
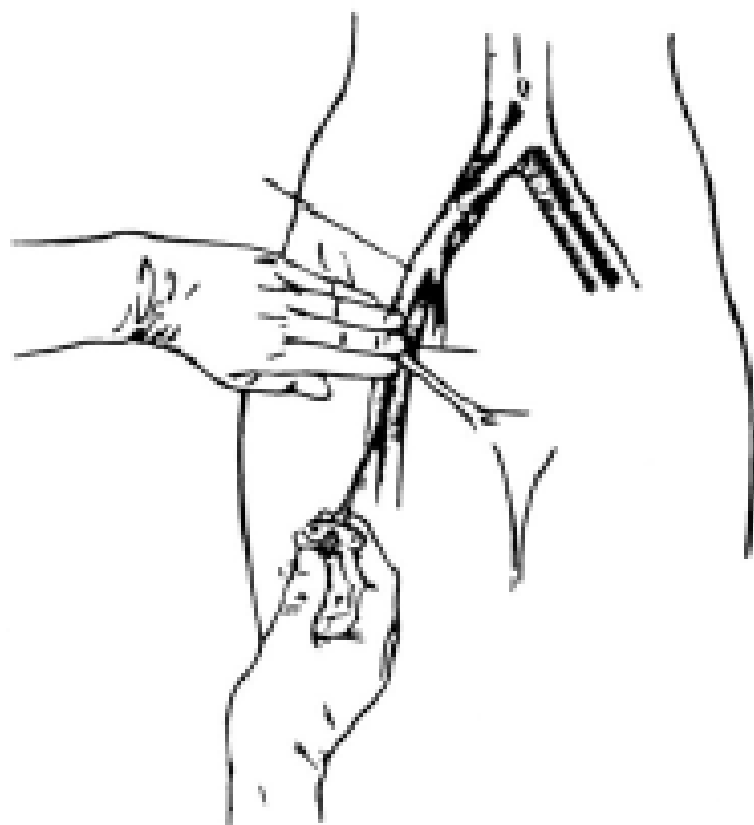
Corrente elettrica a RF dal catetere all'elettrodo di massa

Ablazione a MW



Campo elettromagnetico a MW emesso da un'antenna

Soluzioni tecnologiche



Concludendo....

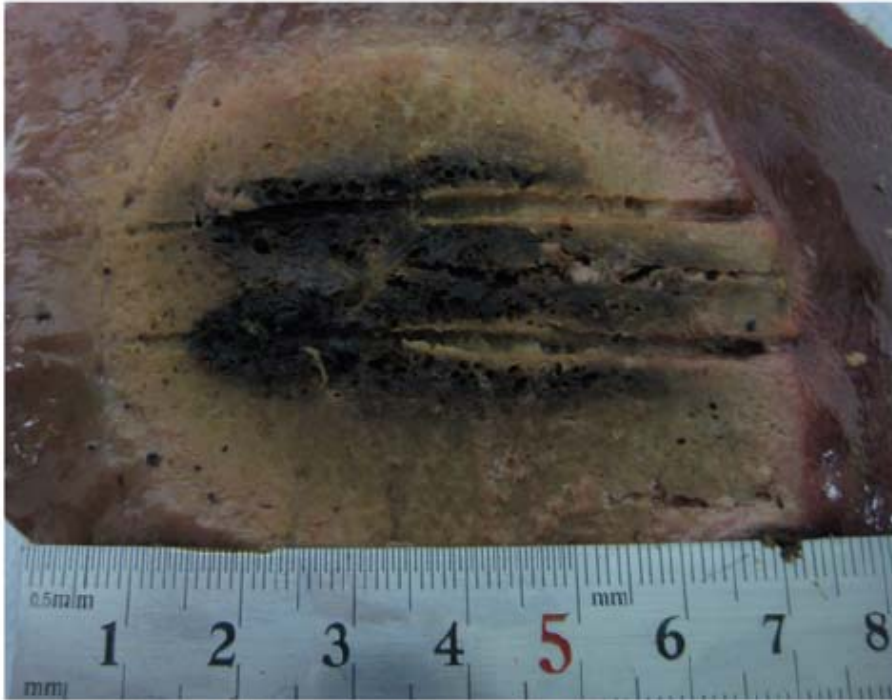
L'ablazione a microonde, rispetto a quella a RF,

utilizza un set-up sperimentale più semplice;

permette (in teoria) l'ablazione di una regione di tessuto di dimensioni maggiori

⇒ con l'ablazione a MW si possono curare più patologie rispetto alla RF

Confronto lesione RF vs MW



✓ MW ablation with two probes at 80 W.



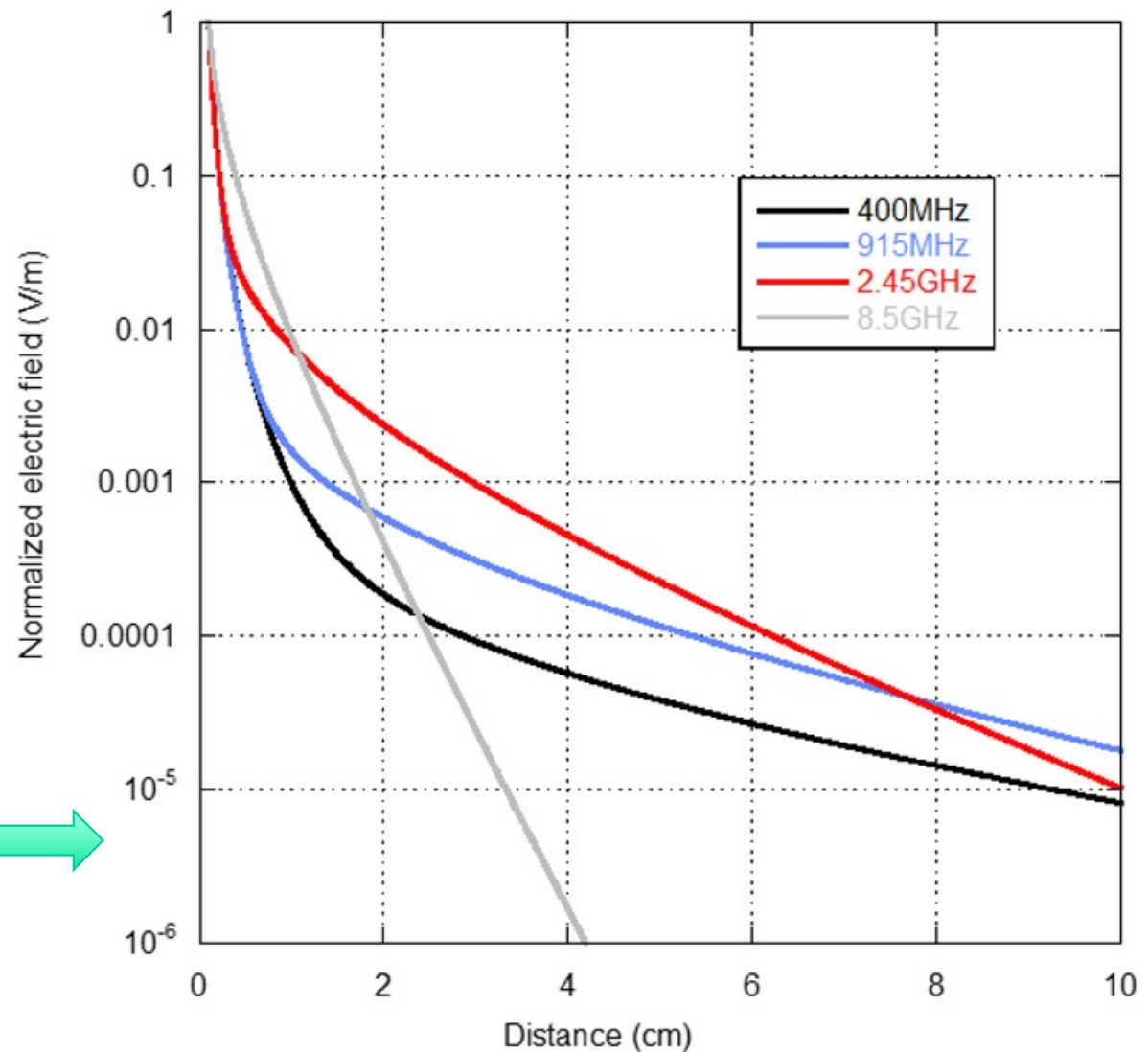
✓ multipolar RF ablation with two T40 probes and radiated power 80 W. (nb. equivalenti a 40 W...)

Ma...

L'antenna è collocata
entro il tessuto in cui si
viene a propagare il
campo elettromagnetico.

Pertanto i concetti di
campo lontano vanno
applicati con un pizzico di
cautela...

Campo elettrico generato
da un dipolo hertziano in
direzione radiale a
diverse frequenze



Complicazioni

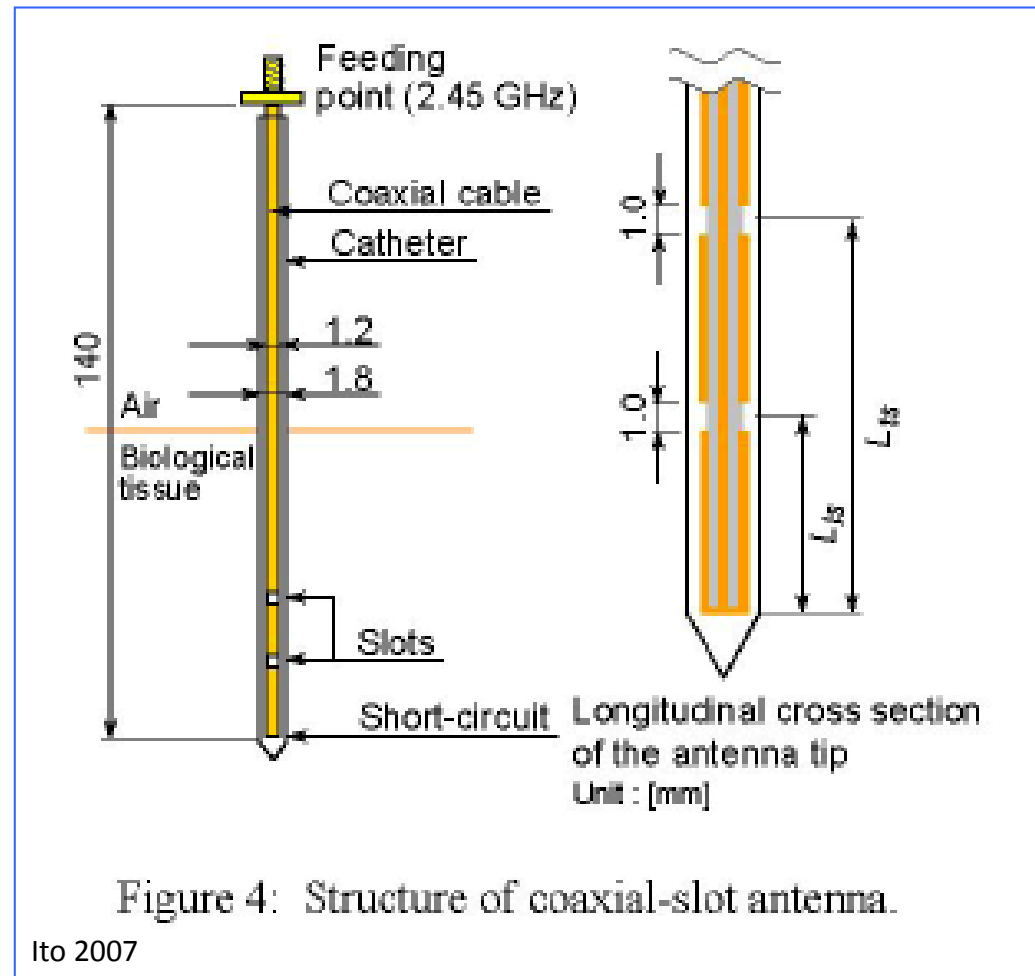
Purpose New technologies for microwave ablation (MWA) have been conceived, designed to achieve larger areas of necrosis compared with radiofrequency ablation (RFA). The purpose of this study was to report complications by using this technique in patients with focal liver cancer.

Methods Members of 14 Italian centers used a 2.45- GHz generator delivering energy through a cooled miniature-choke MW antenna and a standardized protocol for follow-up. They completed a questionnaire regarding number and type of deaths, major and minor complications and side effects, and likelihood of their relationship to the procedure. Enrollment included 736 patients with 1.037 lesions: 522 had hepatocellular carcinoma with cirrhosis, 187 had metastases predominantly from colorectal cancer, and 27 had cholangiocellular carcinoma. Tumor size ranged from 0.5 to 10 cm. In 13 centers, the approach used was percutaneous, in 4 videolaparoscopic, and in 3 laparotomic.

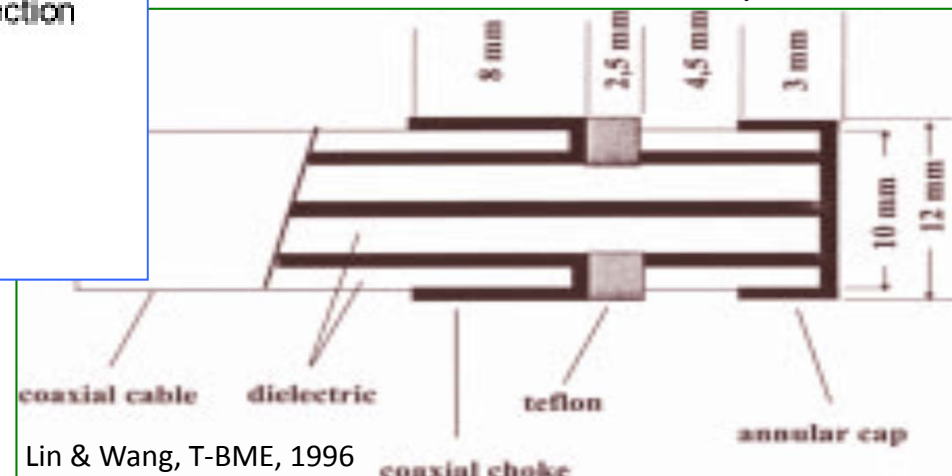
Results No deaths were reported. Major complications occurred in 22 cases (2.9%), and minor complications in 54 patients (7.3%). Complications of MWA do not differ from those RFA, both being based on the heat damage.

Conclusion Results of this multicenter study confirmed those of single-center experiences, indicating that MWA is a safe procedure, with no mortality and a low rate of major complications. The low rate of complications was probably due to precautions adopted, knowing in advance possible risk conditions, on the basis of prior RFA experience

Problema progetto antenne...



Antenne cap-choke



Analisi antenne per ablazione / ipertermia

Antenne non invasive

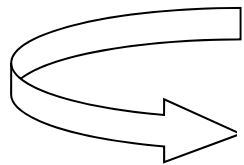


Antenne che irradiano in contatto con un corpo scatterante

Antenne invasive



Antenne inserite all'interno di un corpo scatterante



Valutazione del campo elettromagnetico irradiato e dell'incremento di temperatura indotto.

Parametri di progetto

Nel progetto di un'antenna per ablazione a microonde si deve:

1. considerare dimensioni catetere (dipendono da dove deve essere inserito...);
2. eliminare possibili riflessioni (si scalderebbero i tessuti intorno a tutta la lunghezza del catetere ..);
3. assicurare il funzionamento dell'antenna su banda larga perché caratteristiche elettriche tessuti cambiano da paziente a paziente e durante la procedura;
4. verificare *in vitro* e *in vivo* la dimensione della lesione.

✓ S_{11}

✓ S_{11}

✓ distribuzione SAR
✓ ΔT minimo

Metodi

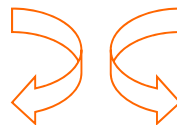
$$\nabla \times \underline{E}(\underline{r}, \omega) = -j\omega\mu(\underline{r})\underline{H}(\underline{r}, \omega)$$

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



$$C(\mathbf{r}) \rho(\mathbf{r}) \frac{\partial T}{\partial t} =$$

$$= \nabla \cdot (K(\mathbf{r}) \nabla T) + A_0(\mathbf{r}) + \rho(\mathbf{r}) SAR(\mathbf{r}) - B_0(\mathbf{r}) (T - T_b)$$

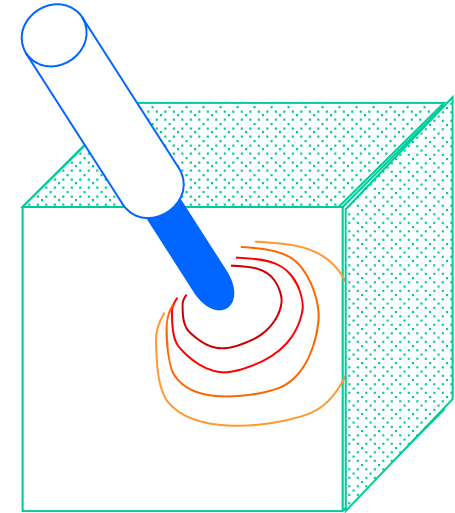
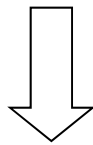


Soluzione Analitica

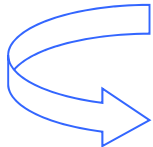
Soluzione Numerica

Studi analitici – antenne invasive

L'impedenza di ingresso di antenne per ablazione si può scrivere sfruttando semplici formule analitiche



Si può “scrivere” il coefficiente di riflessione dell'antenna in funzione dei parametri dell'antenna stessa (lunghezza, caratteristiche elettriche, diametro) e del mezzo che la circonda...



... e facilmente valutare come cambia l'adattamento in funzione di questi

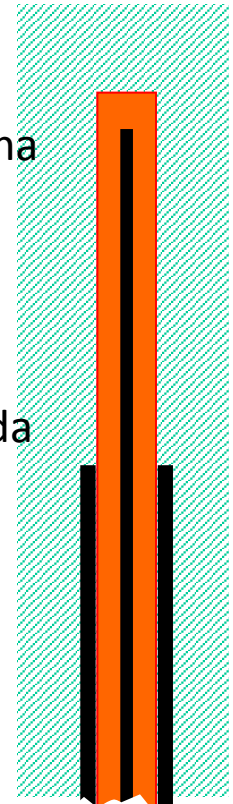
Teoria antenna immersa in mezzo

La teoria di un'antenna a dipolo, circondata da uno o più strati dielettrici, immersa in un mezzo omogeneo e di estensione infinita è stata sviluppata da R. W. P. King e collaboratori in diversi lavori tra gli anni '60 e '80.

La teoria sviluppata, ottenuta risolvendo le equazioni di Maxwell in coordinate cilindriche, ha mostrato come una siffatta antenna poteva essere associata ad una linea coassiale equivalente con opportuna costante di propagazione ed impedenza caratteristica.

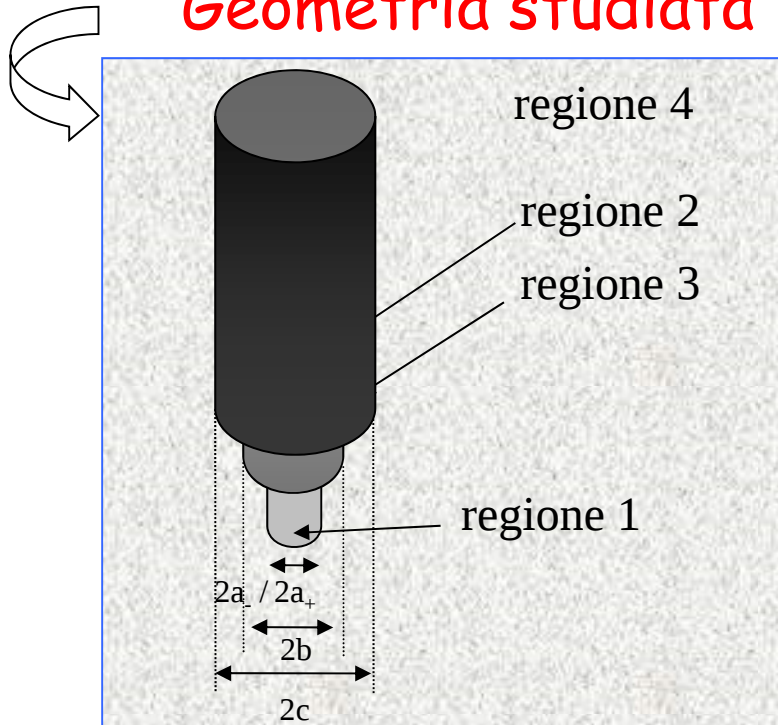
Pertanto, una volta associata all'antenna una linea coassiale, l'impedenza d'ingresso dell'antenna in funzione della sua struttura e del mezzo che la circonda può essere calcolata semplicemente studiando una linea di trasmissione opportuna.....

..... **VEDIAMO COME**



Lavori di King

Geometria studiata



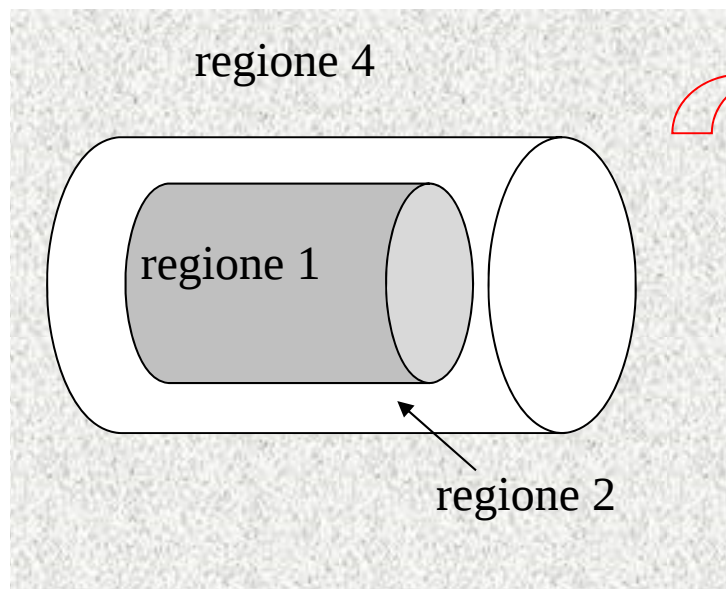
Ipotesi:

- ✓ regione 1: conduttore anche non perfetto;
- ✓ regione 2 (3): dielettrico;
- ✓ regione 4: mezzo omogeneo che si estende fino all'infinito;
- ✓ $|k_2| \ll |k_4|$; $|k_3| \ll |k_4|$
- ✓ $|k_2 b| \ll 1$; $|k_3 c| \ll 1$

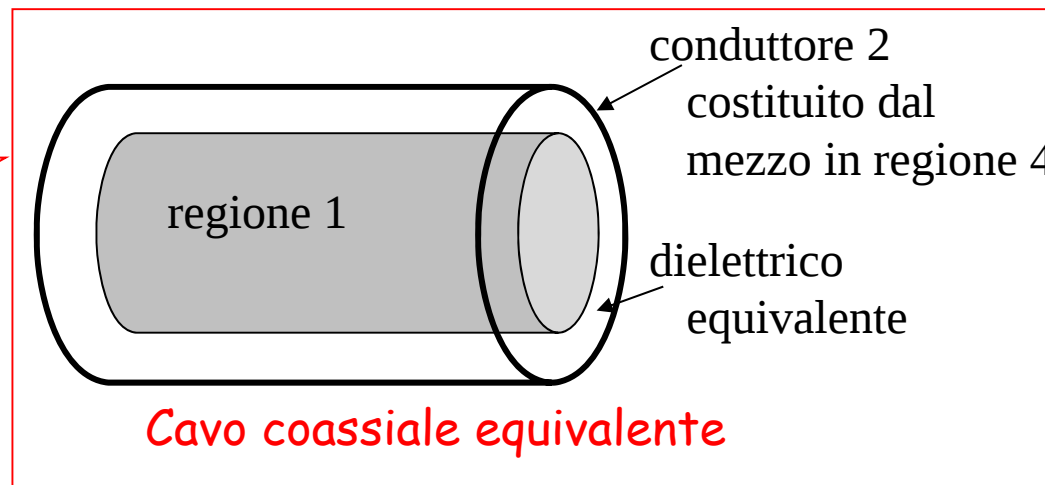
All'inizio supponiamo che i due dielettrici delle regioni 2 e 3 siano coincidenti...

... allora si ha una regione 1 conduttrice, circondata da un dielettrico senza perdite ed immersa in un mezzo omogeneo di estensione infinita.

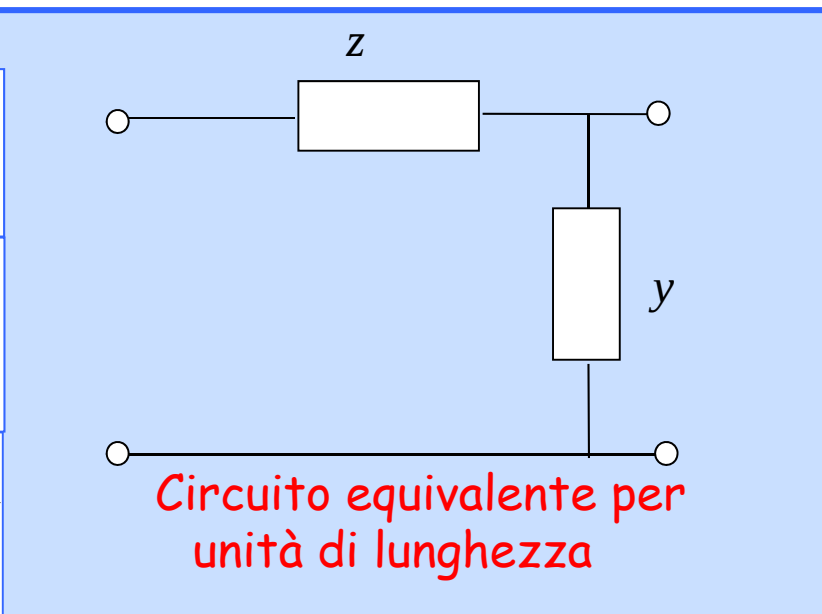
Lavori di King



Struttura reale

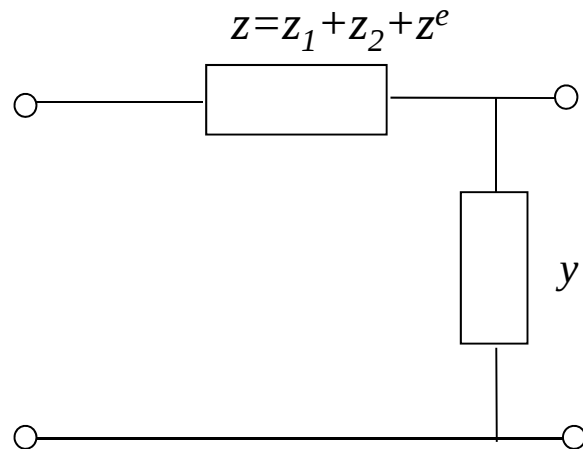


$$Z = j \frac{\omega \mu}{2\pi} \ln \frac{b}{a}$$
$$Y = j \frac{2\pi \omega \varepsilon}{\ln(b/a)} = \frac{2\pi k^2}{\omega \mu \ln(b/a)}$$
$$Z_c = \sqrt{\frac{Z}{Y}}; k = Z \cdot Y$$



Linea equivalente - parametri

Conoscendo l'impedenza serie z e l'ammettenza parallelo y per unità di lunghezza del cavo coassiale equivalente, si calcolano immediatamente la costante di propagazione e l'impedenza caratteristica della linea.....



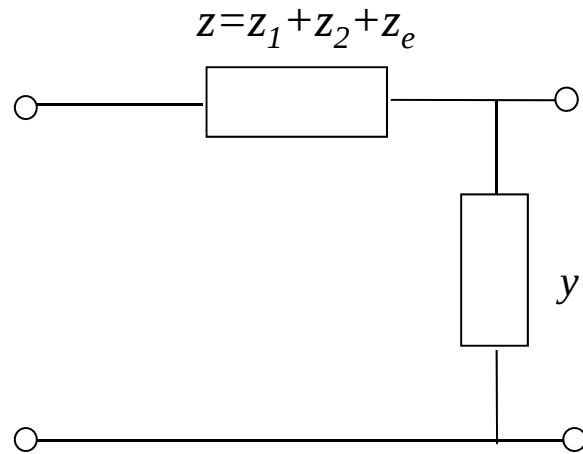
z è data dalla somma dell'impedenza del conduttore interno del cavo (z_1 = mezzo in regione 1....), con l'induttanza del cavo (z_2 funzione della permeabilità magnetica e delle dimensioni), con l'impedenza del conduttore esterno (z^e mezzo in regione 4...).

Dalla teoria dei cavi coassiali si ha (n.b. $i=-j$):

$$z = \underbrace{z_1}_{\substack{\text{se il conduttore è perfetto è nulla} \\ z_1 = \sqrt{-\frac{i\omega\mu}{\sigma_1} \frac{1}{2\pi a}}}} + z_2 + z^e = 0 + \left(-\frac{i\omega\mu}{2\pi} \ln(b/a) \right) + \left(-\frac{i\omega\mu}{2\pi} \left(\frac{H_0^{(1)}(k_4 b)}{k_4 b H_1^{(1)}(k_4 b)} \right) \right)$$

impedenza superficiale del mezzo. Dalla soluzione del campo em in un mezzo con simmetria cilindrica

Parametri secondari della linea



y è l'ammettenza serie del cavo (funzione delle caratteristiche elettriche del mezzo che riempie lo spazio tra i conduttori e delle sue dimensioni) .

Dalla teoria dei cavi coassiali si ha:

$$y = -\frac{2\pi k_2^2}{\omega\mu \ln(b/a)}$$

E quindi,

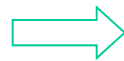
1 cond. perfetto

$$k_L^2 = -y \cdot z$$



$$k_L^2 = k_2^2 \left(1 + \frac{H_0^{(1)}(k_4 b)}{k_4 b H_1^{(1)}(k_4 b) \ln(b/a)} \right)$$

$$Z_{ca} = \sqrt{\frac{z}{y}} = i \frac{k_L}{y}$$



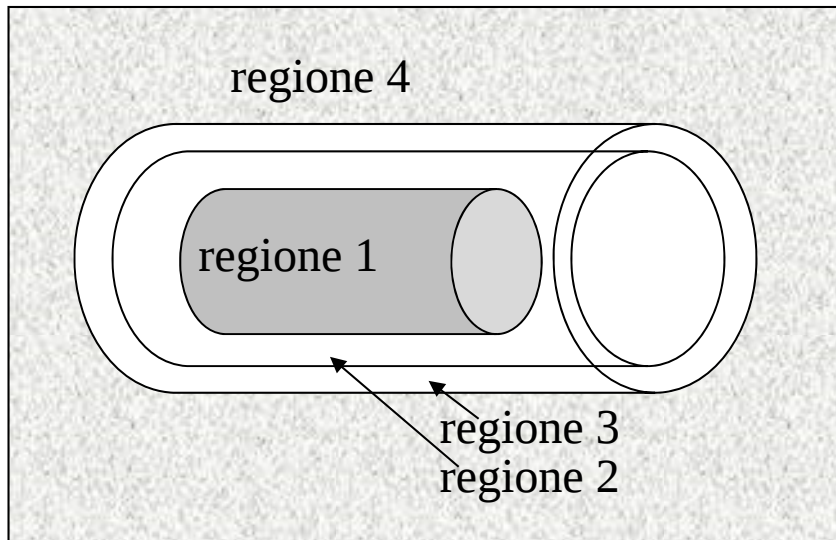
$$Z_{ca} = \frac{\zeta_2 k_L}{2\pi k_2} \ln\left(\frac{b}{a}\right)$$

$$\zeta_2 = \frac{-\omega\mu}{k_2}$$

Per un doppio strato dielettrico...

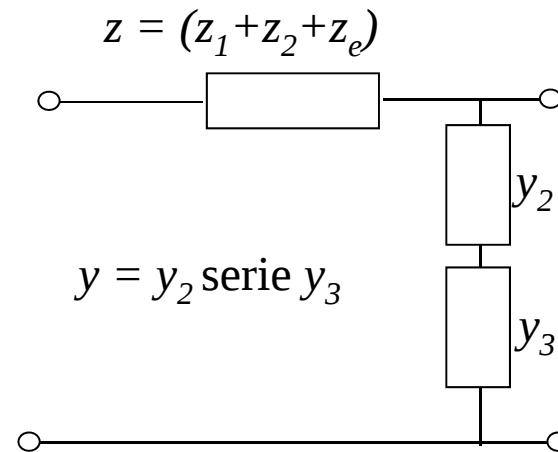
Generalizzando.....

..... se il conduttore centrale è circondato da due strati dielettrici, l'impedenza serie non muta, mentre l'ammettenza parallelo vedrà la serie di due ammettenze...



Struttura reale

$$y = y_2 \text{ serie } y_3 = \frac{y_2 \cdot y_3}{y_2 + y_3}$$



Circuito equivalente per unità di lunghezza

$$y = y_2 \left(\frac{\ln(b/a)}{\ln(b/a) + n_{23}^2 \ln(c/b)} \right)$$

$$n_{23}^2 = \frac{k_2^2}{k_3^2} = \frac{\omega \epsilon_2 + i \sigma_2}{\omega \epsilon_3 + i \sigma_3} = \frac{\epsilon_2}{\epsilon_3}$$

Costanti secondarie per 2 dielettrici

Per le costanti secondarie è facile ottenere:

$$k_L^2 = k_2^2 \left(\frac{\ln(c/a)}{\ln(b/a) + n_{23}^2 \ln(c/b)} \right) \left(1 + \frac{H_0^{(1)}(k_4 c)}{k_4 c H_1^{(1)}(k_4 c) \ln(c/a)} \right)$$

$$Z_{ca} = \frac{\zeta_2 k_L}{2\pi k_2} \left[\ln\left(\frac{b}{a}\right) + n_{23}^2 \ln\left(\frac{c}{b}\right) \right]$$

Rimuovendo la condizione:

$$\left| k_2^2 / k_4^2 \right| \ll 1$$

si ottengono delle formule
leggermente più generali

$$k_L^2 = k_2^2 \left(\frac{\ln(c/a)}{\ln(b/a) + n_{23}^2 \ln(c/b)} \right) \left(\frac{\ln(c/a) + F}{\ln(c/a) + n_{24}^2 F} \right)$$

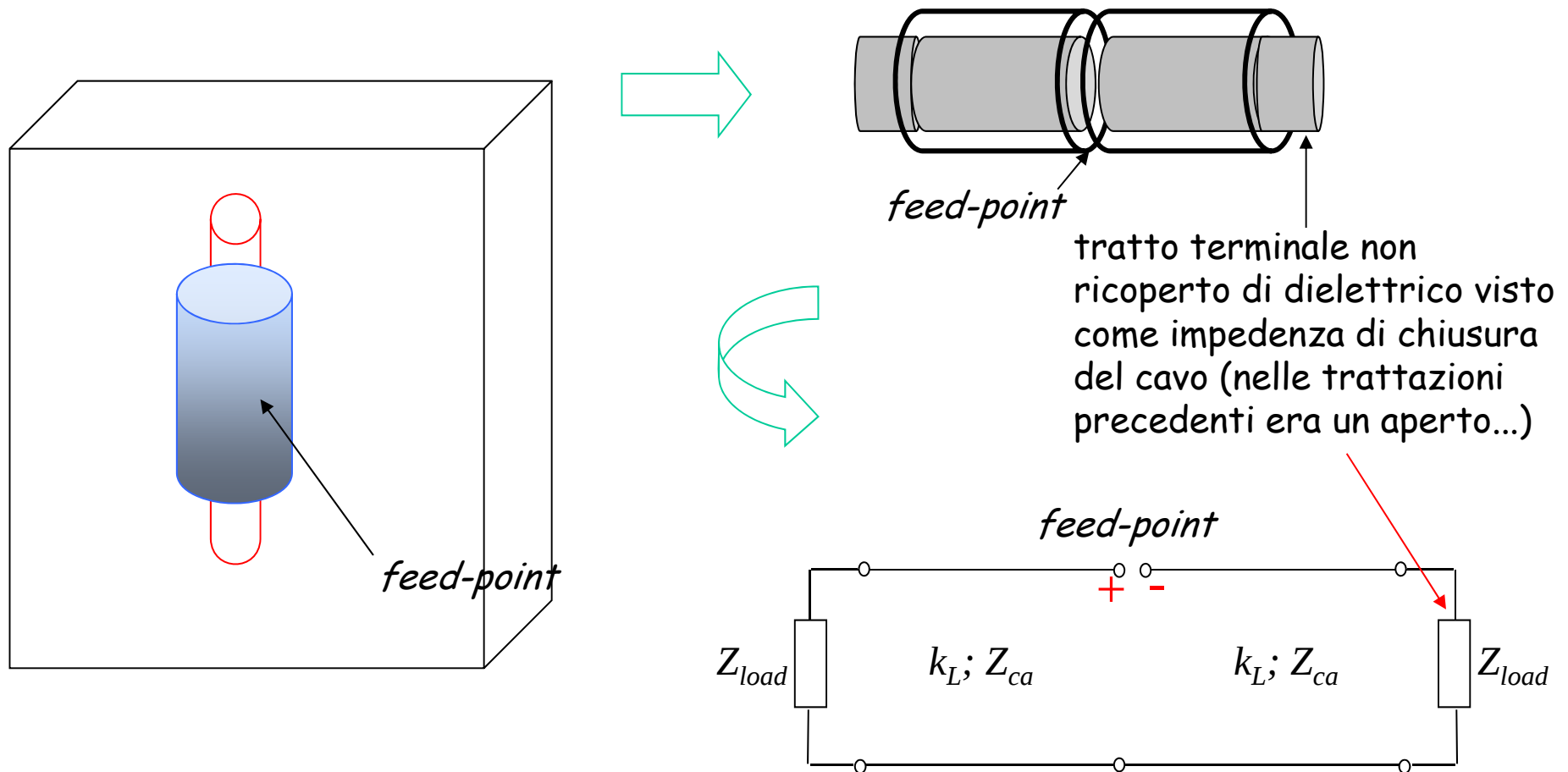
$$F = \frac{H_0^{(1)}(k_4 c)}{k_4 c H_1^{(1)}(k_4 c)}$$

$$n_{23}^2 = \frac{k_2^2}{k_3^2} \quad n_{24}^2 = \frac{k_2^2}{k_4^2}$$

$$Z_{ca} = \frac{\omega \mu_0 k_L}{2\pi k_2^2} \left[\ln\left(\frac{b}{a}\right) + n_{23}^2 \ln\left(\frac{c}{b}\right) + n_{24}^2 F \right]$$

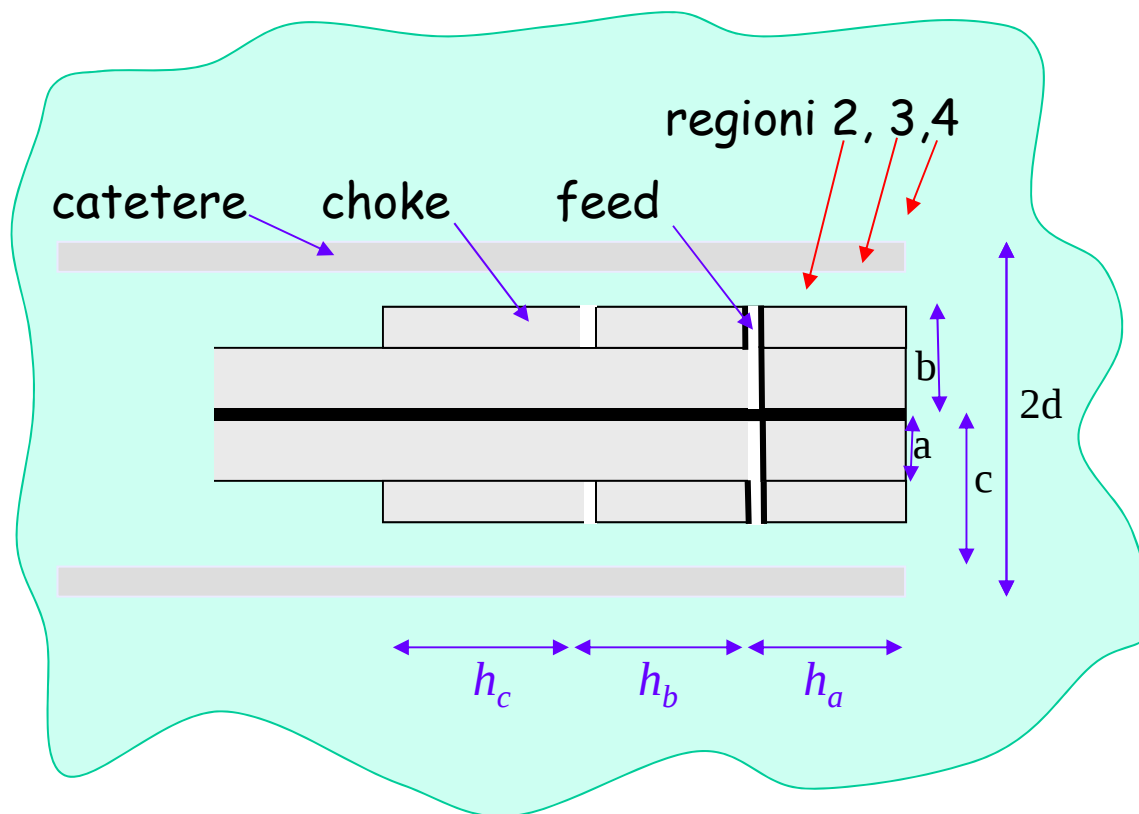
Applicazioni formule linea trasmissione

Nel 1976, King utilizza le formule di equivalenza trovate per caratterizzare l'impedenza d'ingresso di un dipolo immerso in un mezzo con perdite in cui lo strato isolante non ricopre tutto il conduttore del dipolo ma termina prima.



...e finalmente...

Nel 1999 due ricercatori di Taiwan utilizzano le formule di King per prevedere l'impedenza d'ingresso di antenne per ablazione costruite a partire da cavi triassiali e dotate di choke (per "impedire" il ritorno delle correnti lungo la linea di alimentazione) e di cap (per concentrare la radiazione verso la punta dell'antenna).



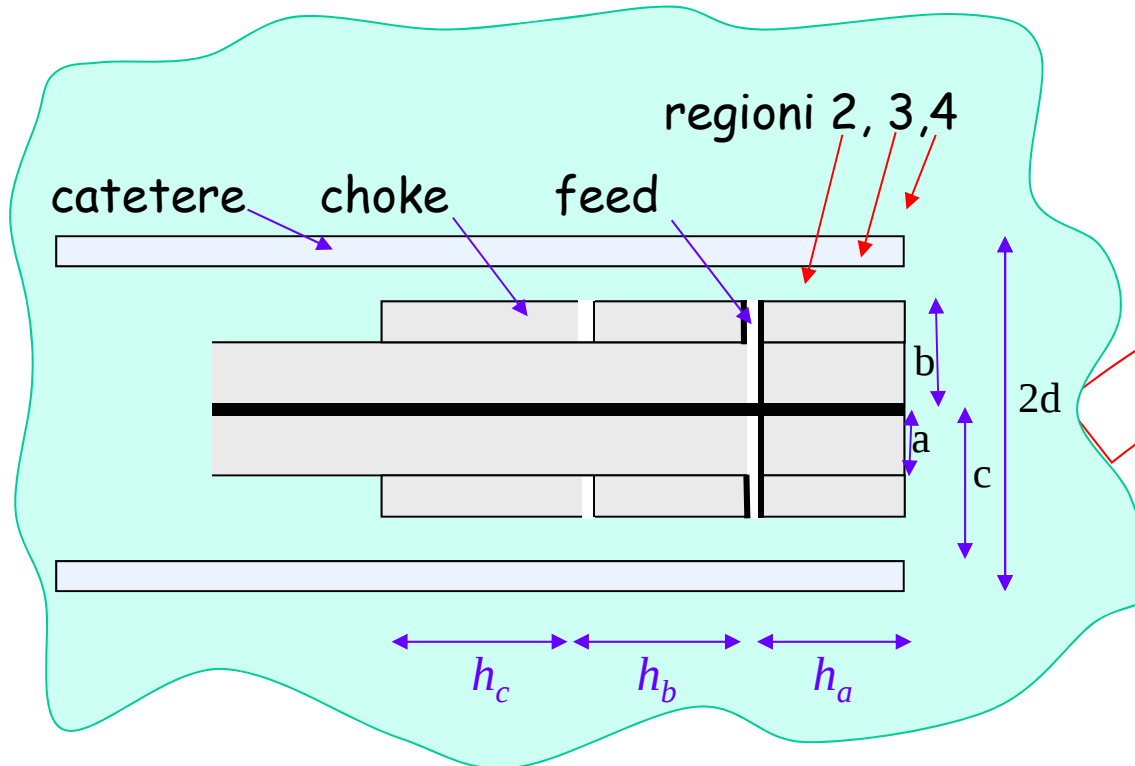
Antenna "IDA"

Antenna "CSA I"

Antenna "CSA II"

Analisi

$$Z_{in} = Z_c \frac{Z_L + jZ_c \tan(kh)}{Z_c + jZ_L \tan(kh)}$$



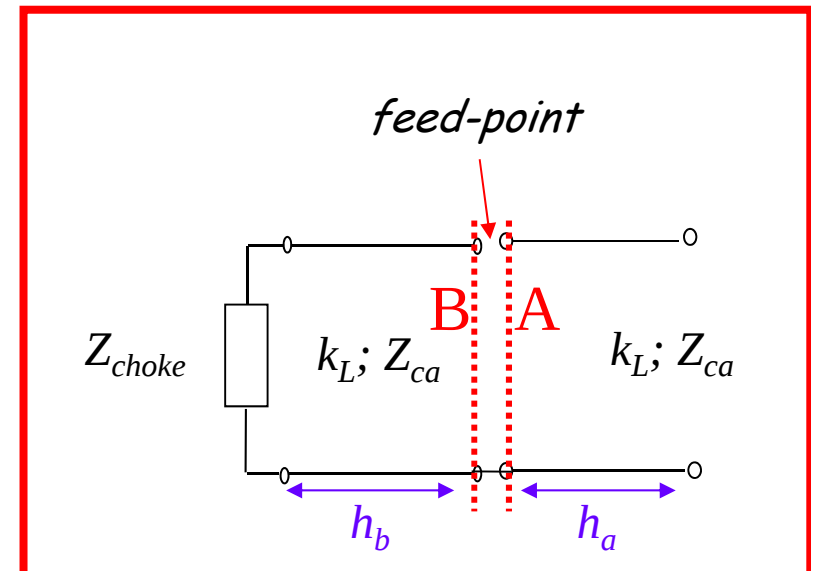
Antenna "IDA"

$$Z_{in} = Z_{in,A} + Z_{in,B}$$

$$Z_{in,A} = -j \frac{Z_{ca}}{\tan(k_L h_a)}$$

$$Z_{in,B} = Z_{ca} \frac{Z_{choke} + jZ_{ca} \tan(k_L h_b)}{Z_{ca} + jZ_{choke} \tan(k_L h_b)}$$

$$Z_{choke} = Z_{ca} + jZ_{coax_ext} \tan(k_{coax_ext} h_c)$$

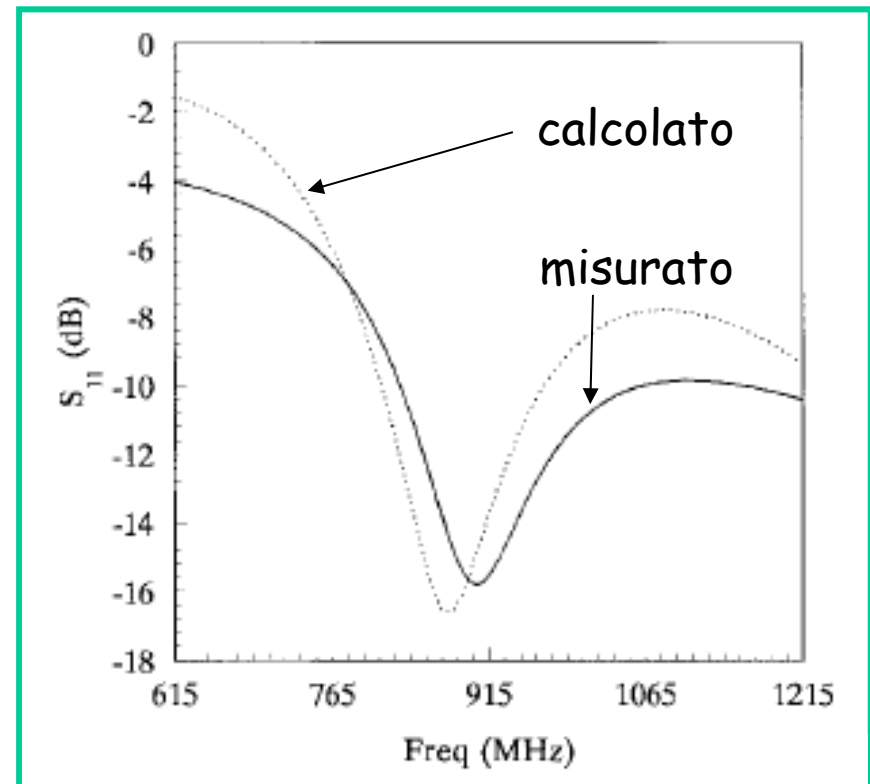


Progetto IDA

Scegliendo una lunghezza del choke pari a $\lambda/4$, l'impedenza diviene pari ad infinito, per cui anche l'impedenza d'ingresso della sezione B assume la forma di quella in A.

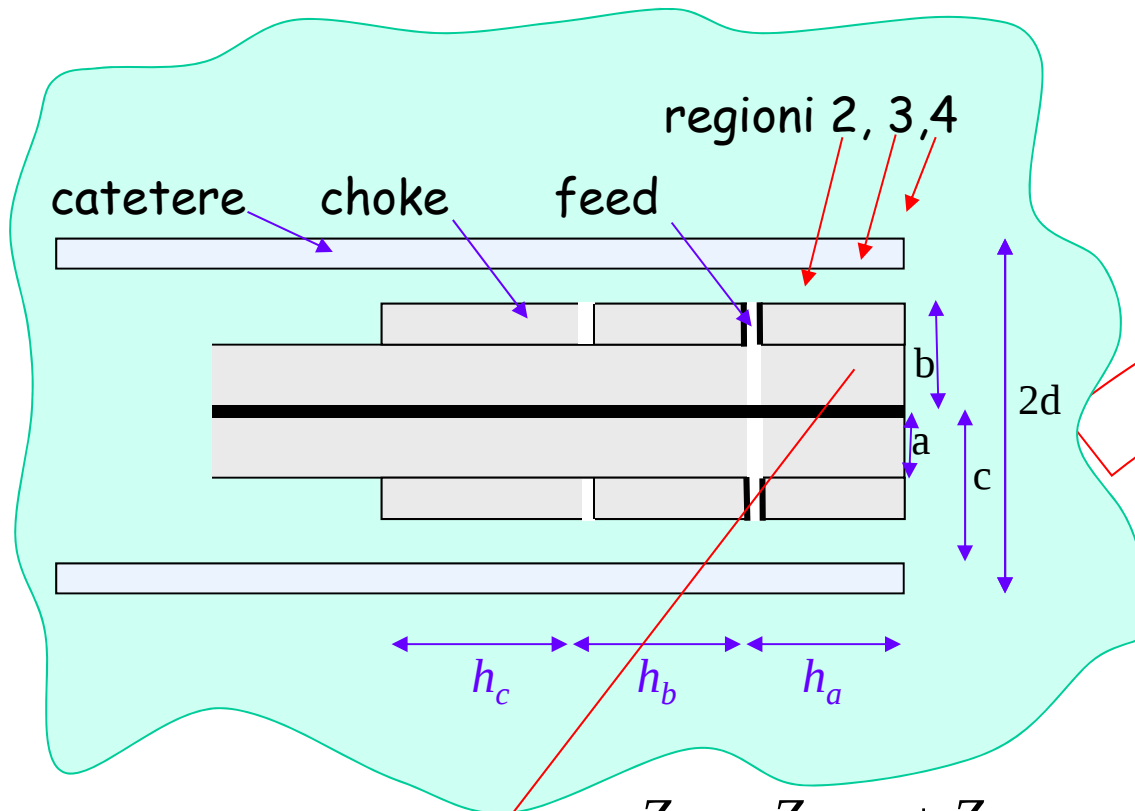
per un'antenna simmetrica, le lunghezze h_a ed h_b sono scelte uguali e pari a circa $\lambda/4$, al fine di ottenere un'impedenza $Z_{in,A}$ (e quindi $Z_{in,B}$ e Z_{in}) circa *reale*.

Rimane comunque un parametro di libertà nella scelta di h_a ed h_b (diversi) per migliorare l'adattamento dell'antenna e la distribuzione di SAR.



Analisi

$$Z_{in} = Z_c \frac{Z_L + jZ_c \tan(kh)}{Z_c + jZ_L \tan(kh)}$$



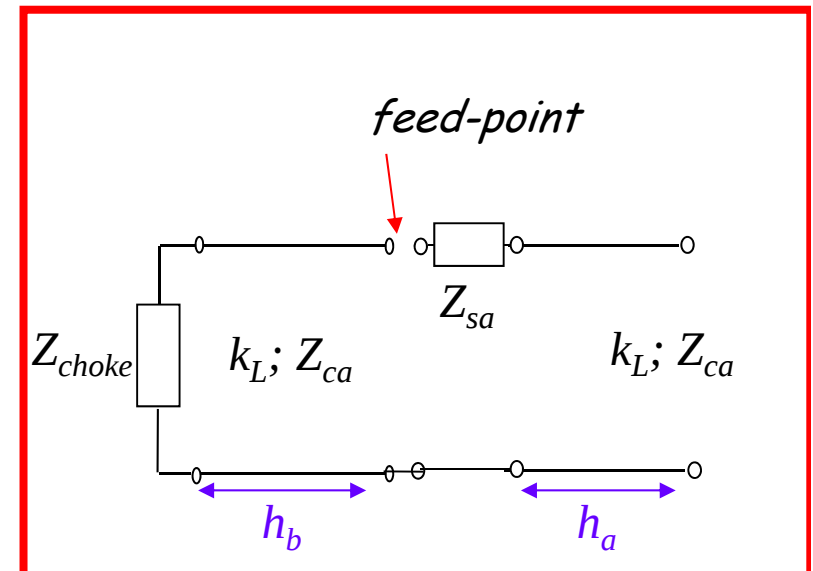
Antenna "CSA I"

$$Z_{in} = Z_{in,A'} + Z_{in,B}$$

$$Z_{in,A'} = Z_{in,A} + Z_{sa}$$

$$Z_{sa} = jZ_{coax_in} \tan(k_{coax_in} h_a)$$

$$Z_{in,B} = Z_{ca} \frac{Z_{choke} + jZ_{ca} \tan(k_L h_b)}{Z_{ca} + jZ_{choke} \tan(k_L h_b)}$$

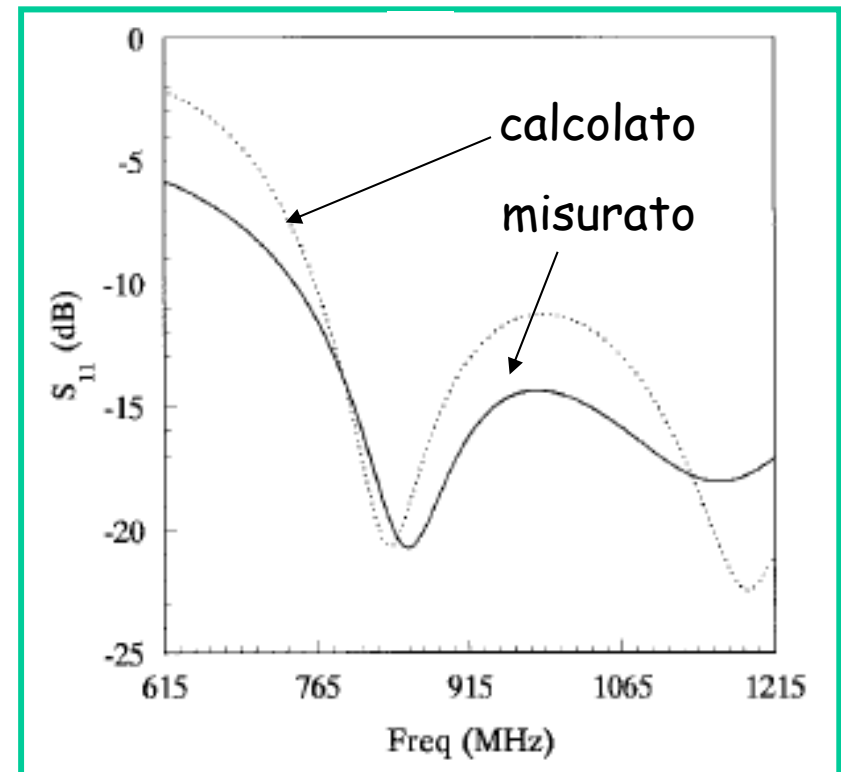


Progetto CSA I

Poiché la lunghezza d'onda nel tessuto biologico è sicuramente $\ll$ di quella nei dielettrici che costituiscono la linea (valori cost dielettr. $\gg$ nel tessuto...), allora si può scegliere una lunghezza $h_a < \lambda/4$, di modo da ottenere per $Z_{in,A}$ una parte immaginaria capacitiva, tale da compensare il valore di Z_{sa} (induttanza) e ottenere un valore reale per l'impedenza di ingresso dell'antenna.

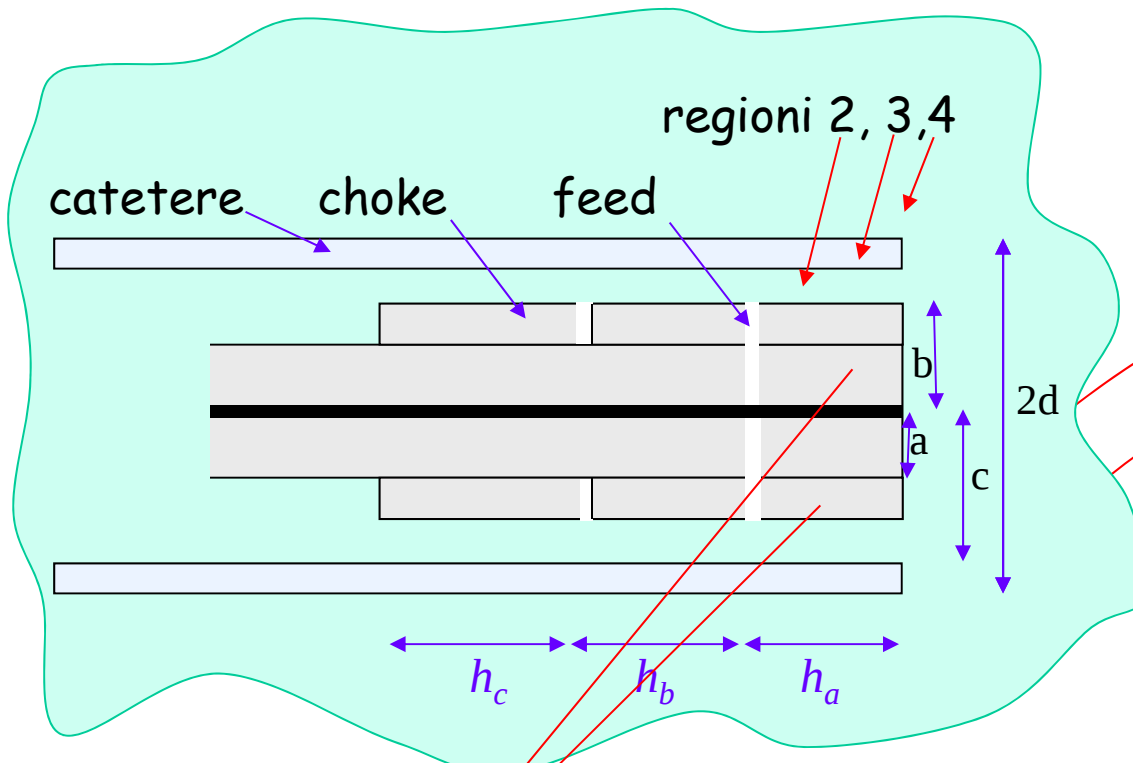
Allora, il percorso "in più" per la corrente del tratto h_a di cavo coassiale interno permette di accorciare la lunghezza dell'applicatore.....

..... utile in applicazioni a bassa frequenza (400 MHz) o per progettare applicatori di dimensioni circa pari a quelle dei tumori da trattare.....



Analisi

$$Z_{in} = Z_c \frac{Z_L + jZ_c \tan(kh)}{Z_c + jZ_L \tan(kh)}$$



Antenna "CSA II"

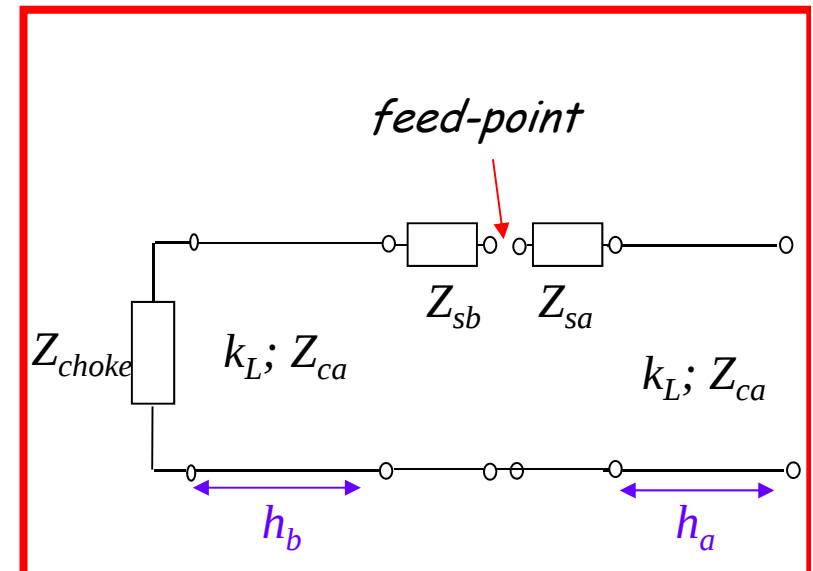
$$Z_{in,A'} = Z_{in,A} + Z_{sa}$$

$$Z_{in,B'} = Z_{in,B} + Z_{sb}$$

$$Z_{in} = Z_{in,A'} + Z_{in,B'}$$

$$Z_{sa} = jZ_{coax_in} \tan(k_{coax_in} h_a) + jZ_{coax_ext} \tan(k_{coax_ext} h_a)$$

$$Z_{sb} = jZ_{coax_ext} \tan(k_{coax_ext} h_b)$$

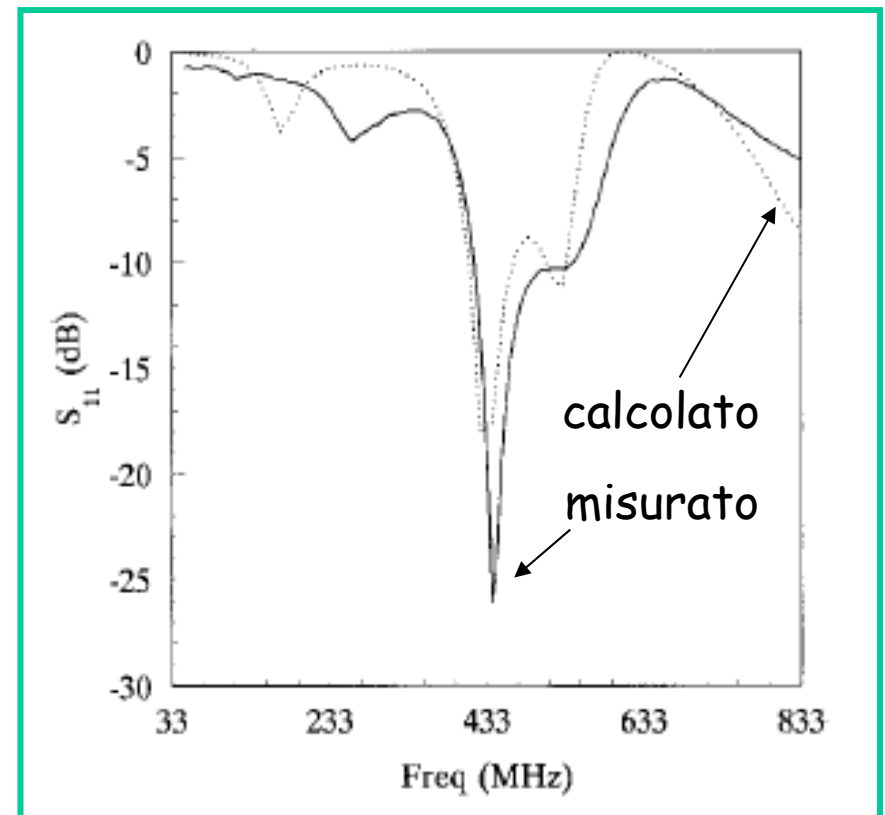


Progetto CSA II

Z_{sa} e Z_{sb} sono puramente induttive,

allora, con $h_b < \lambda/4$ (con riferimento alla lunghezza d'onda del cavo interno, di quello esterno e di quello equivalente) si ottengono delle $Z_{in,A}$ e $Z_{in,B}$ con una parte immaginaria capacitiva. Ancora una volta, allora si può progettare l'antenna con impedenza d'ingresso puramente reale.

Giocando sulle lunghezze dei tratti di cavo coassiale si può ulteriormente ridurre la lunghezza dell'applicatore.

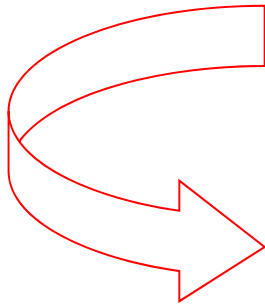


Continuando nel progetto....

Una volta progettate le dimensioni della struttura con le formule analitiche per adattare l'antenna....

..... si deve valutare la distribuzione di SAR.....

..... e la distribuzione di temperatura.....



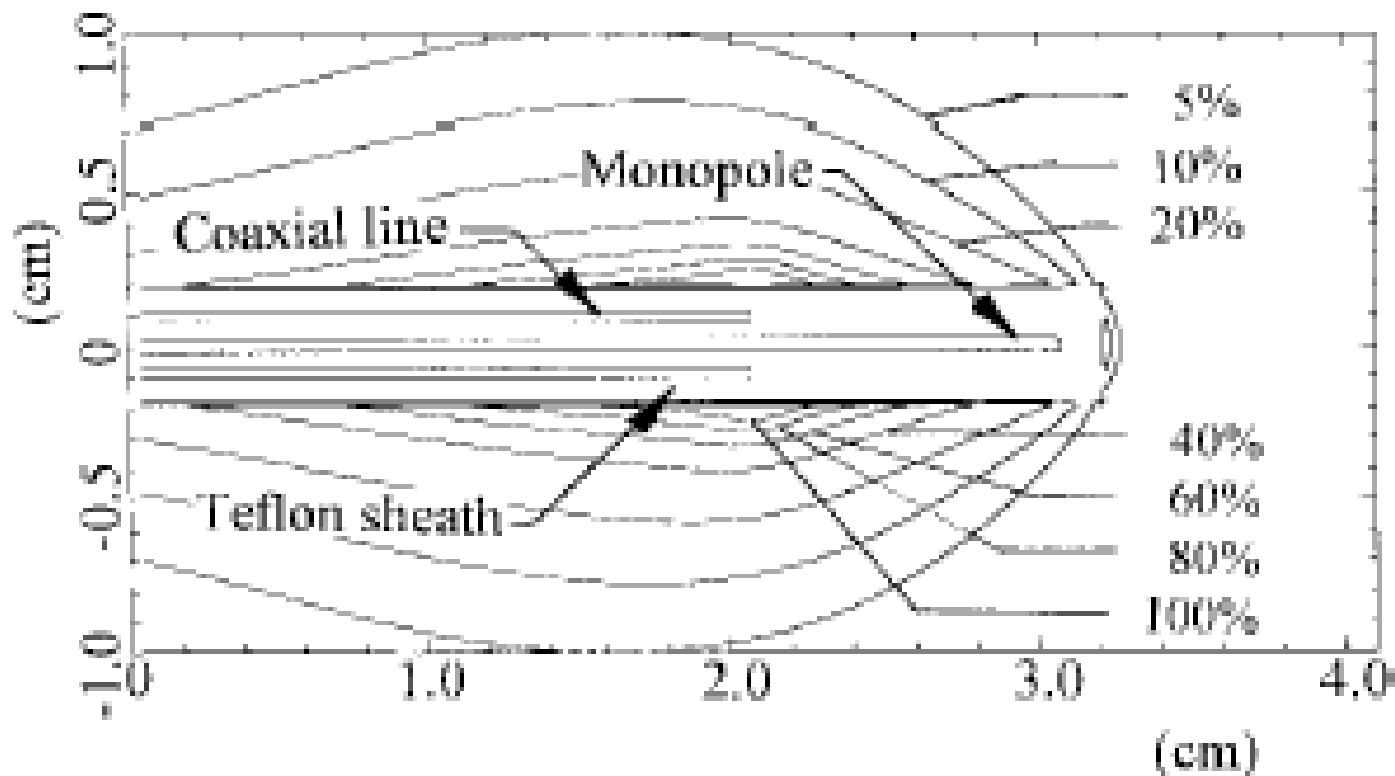
Metodi numerici (FEM, FDTD)

Metodi sperimentali

Esempio di antenne per ablazione

Nevels R.D., G.D. Arndt, G.W. Raffoul, J.R. Carl, A. Pacifico, "Microwave Catheter Design", IEEE Trans. on Biomed. Eng., vol.45, n.7, pp. 885-890, July 1998

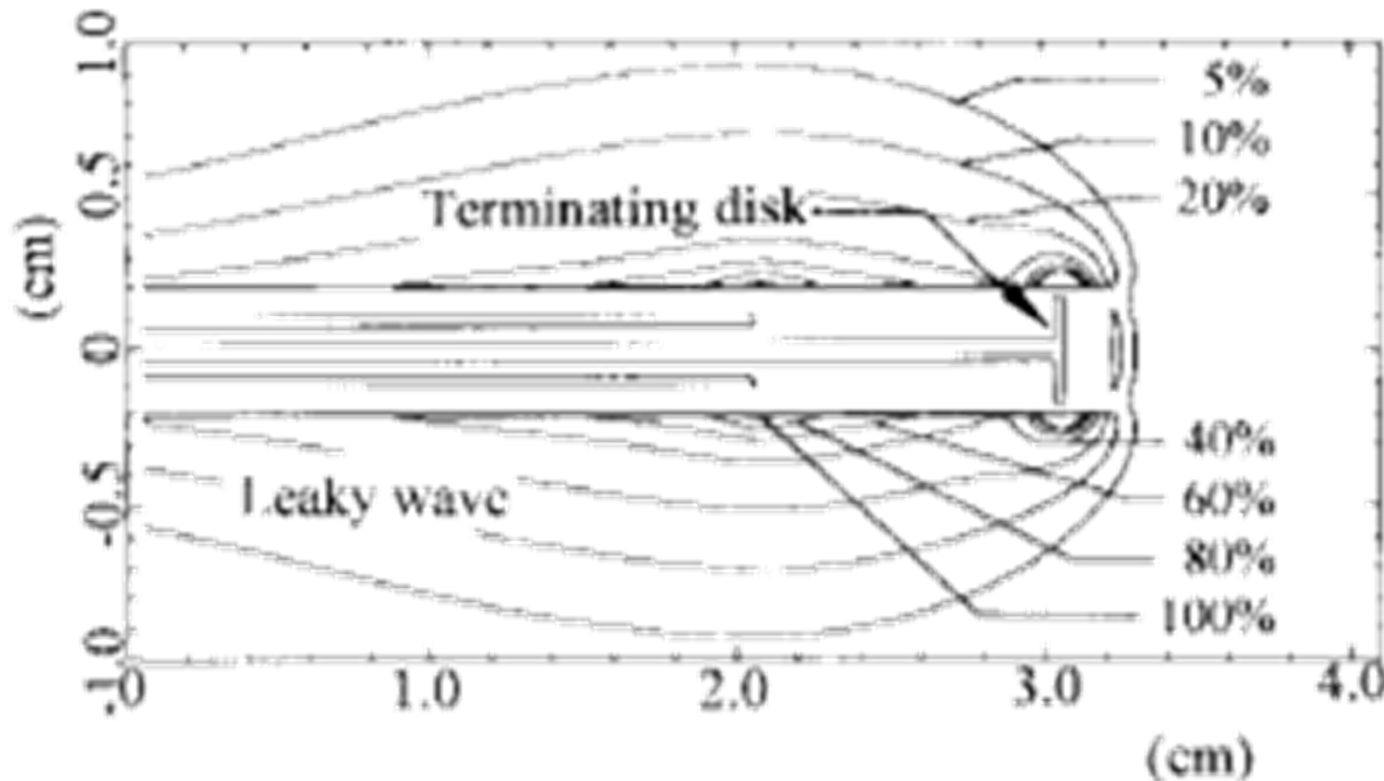
Antenna a monopolo ($f = 2.45 \text{ GHz}$) ricoperta di Teflon ed immersa in un mezzo dissipativo ($\epsilon_r = 50.3 - j 14.78$)



I valori di SAR sono normalizzati rispetto al valore massimo ottenuto a 0.5 mm dal catetere (distanza minima a cui possono fare misure).

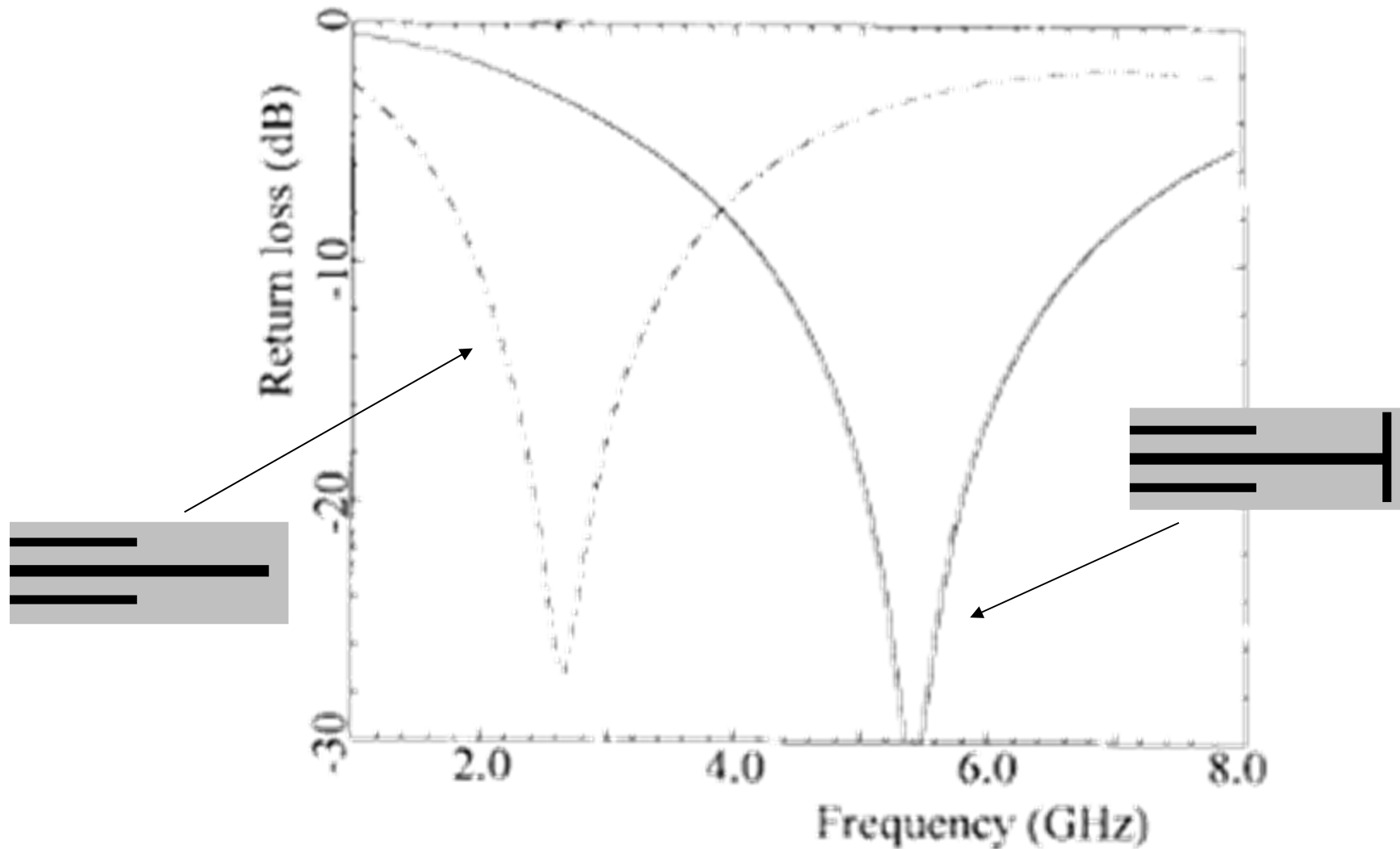
Esempio di antenne per ablazione

Situazione analoga a prima ma al monopolo è stato aggiunto un disco in corrispondenza della sezione terminale



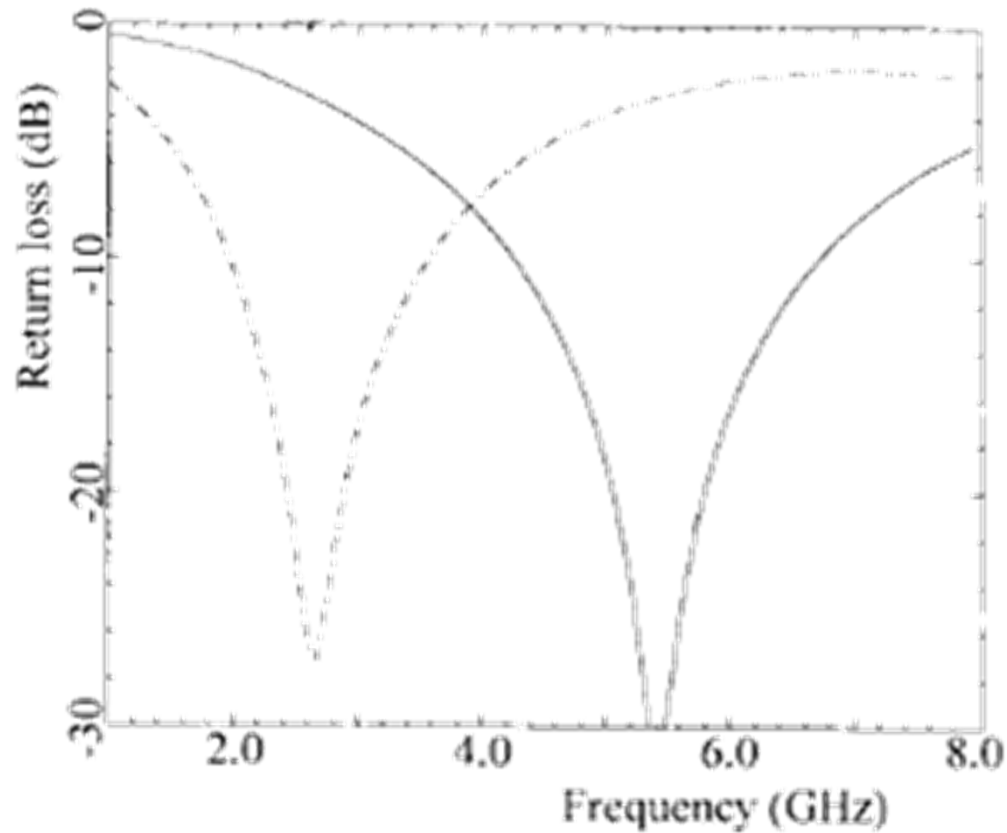
Si ottengono valori di SAR maggiori in corrispondenza della punta del catetere.

Esempio di antenne per ablazione



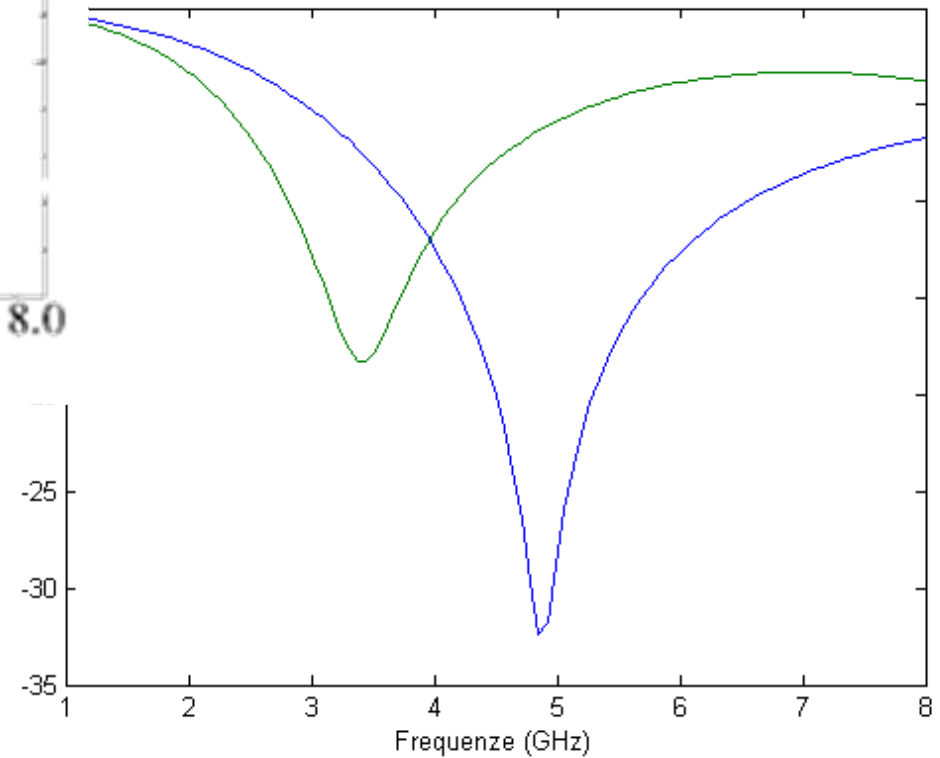
Valutando il coefficiente di riflessione si nota che l'inserimento del disco terminale porta a circa un raddoppio della frequenza di minimo

Confronto con risultati analitici



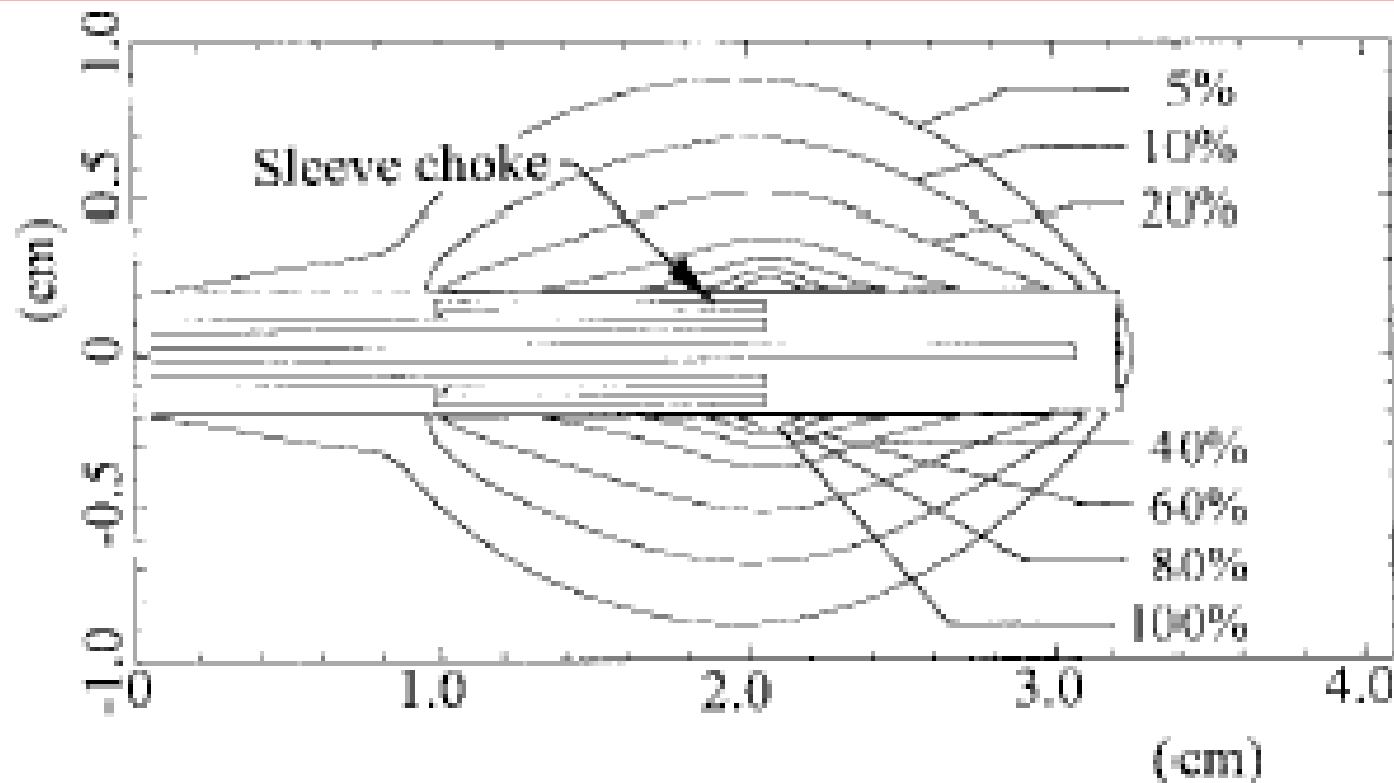
Teoria analitica "King"

Monopolo e monopolo + cap



Esempio di antenne per ablazione

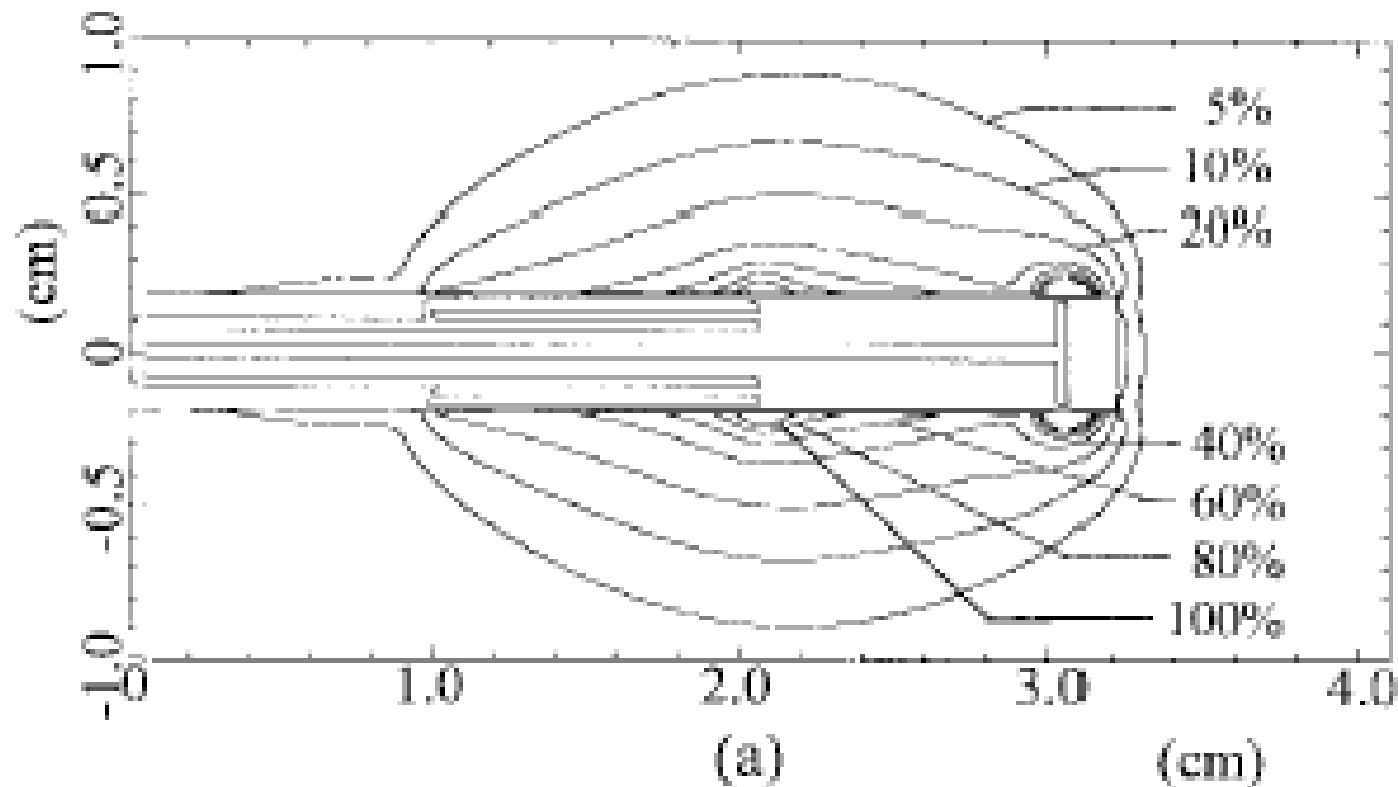
Antenna a monopolo ricoperta di Teflon con uno "sleeve - choke" per eliminare le correnti riflesse all'antenna che scorrono lungo la superficie esterna del cavo



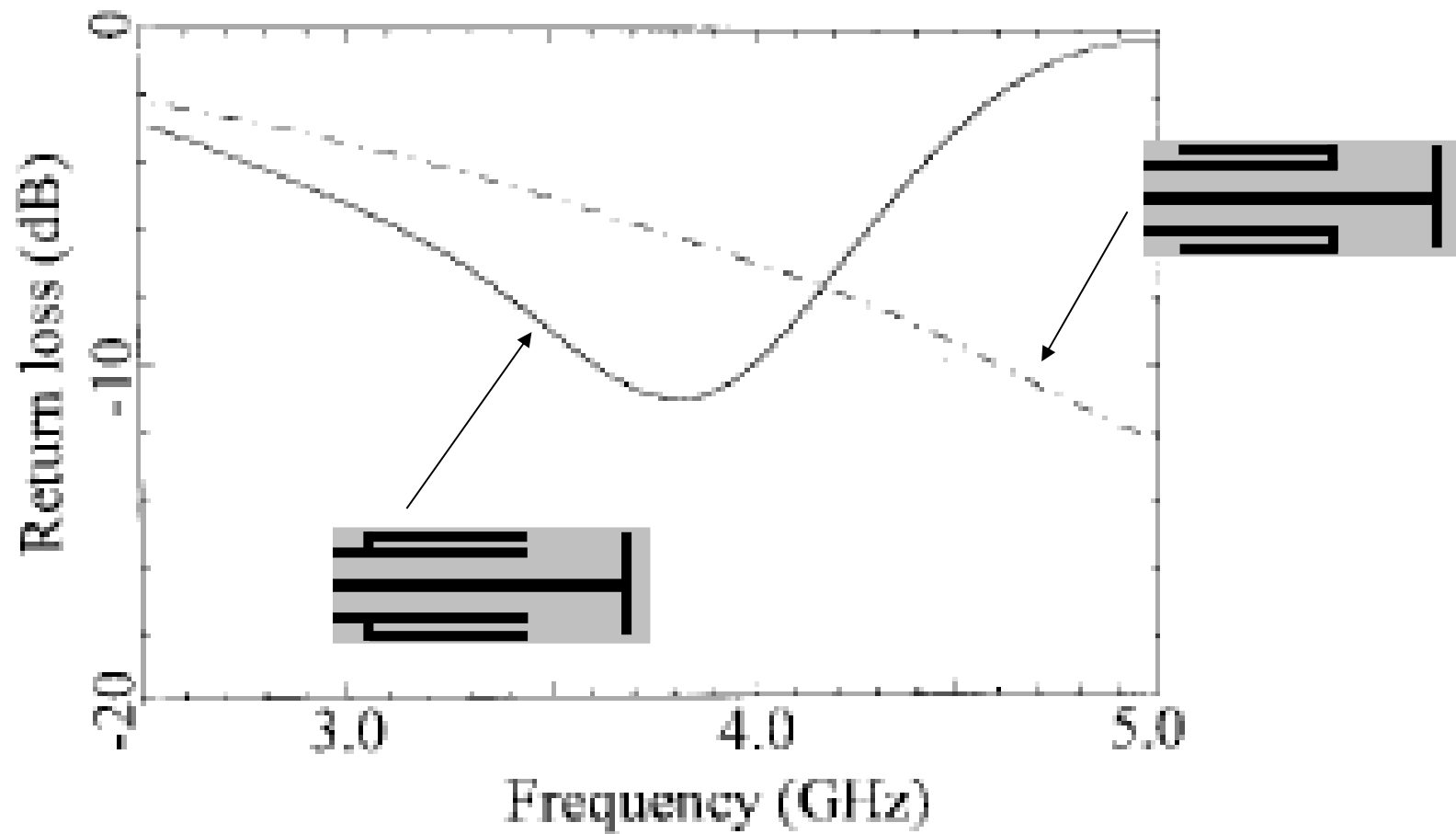
Si vede come la distribuzione di SAR rimane più concentrata in corrispondenza dell'antenna. Si evita di scaldare tessuto lungo il catetere fuori dalla regione interessata dal trattamento.

Esempio di antenne per ablazione

Antenna a monopolo ricoperta di Teflon con uno "sleeve - choke" e con un disco in corrispondenza della sezione terminale

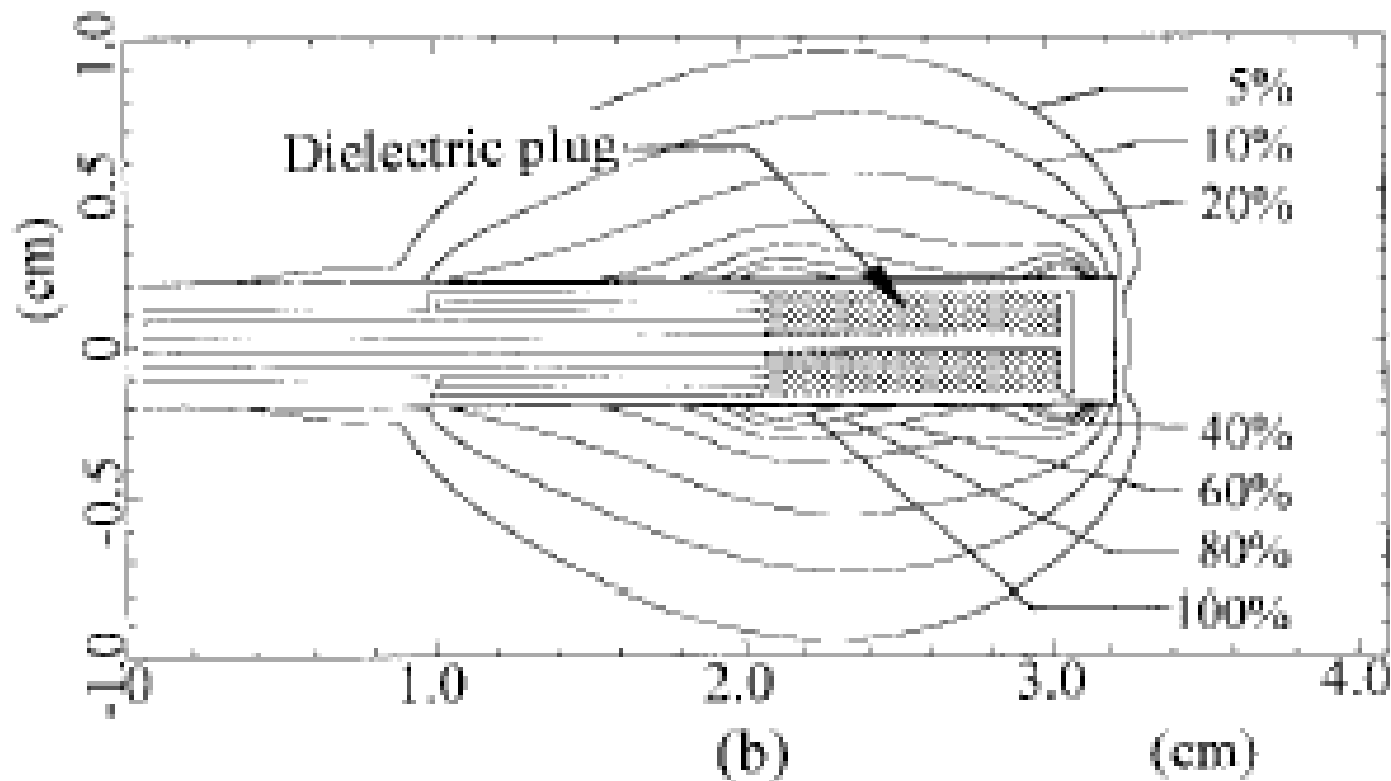


Esempio di antenne per ablazione



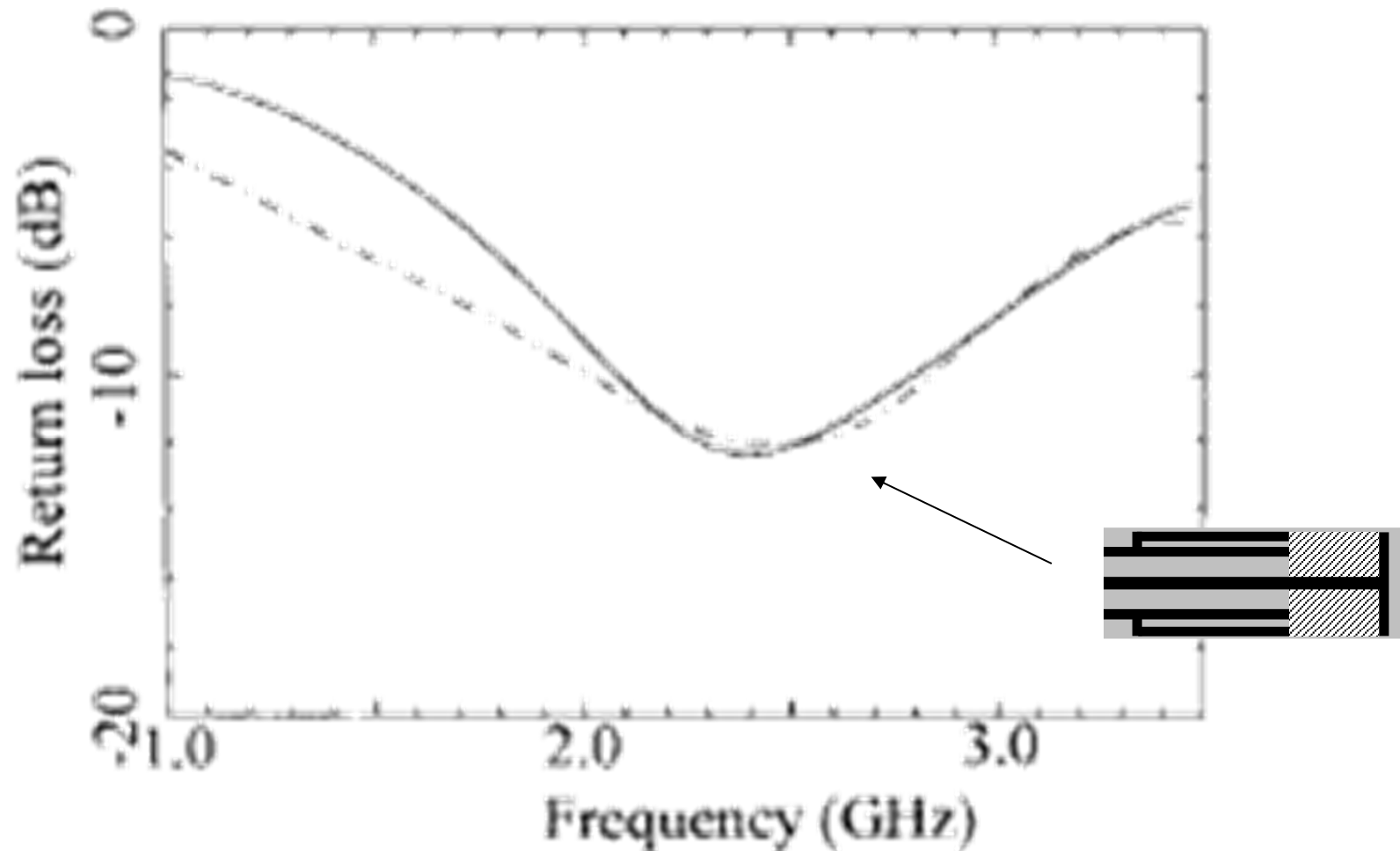
Esempio di antenne per ablazione

Antenna a monopolo ricoperta di Teflon con uno "sleeve - choke", con un disco in corrispondenza della sezione terminale e con un ulteriore dielettrico (ϵ_r maggiore di quella del Teflon) intorno al monopolo.



✓ il choke!!!

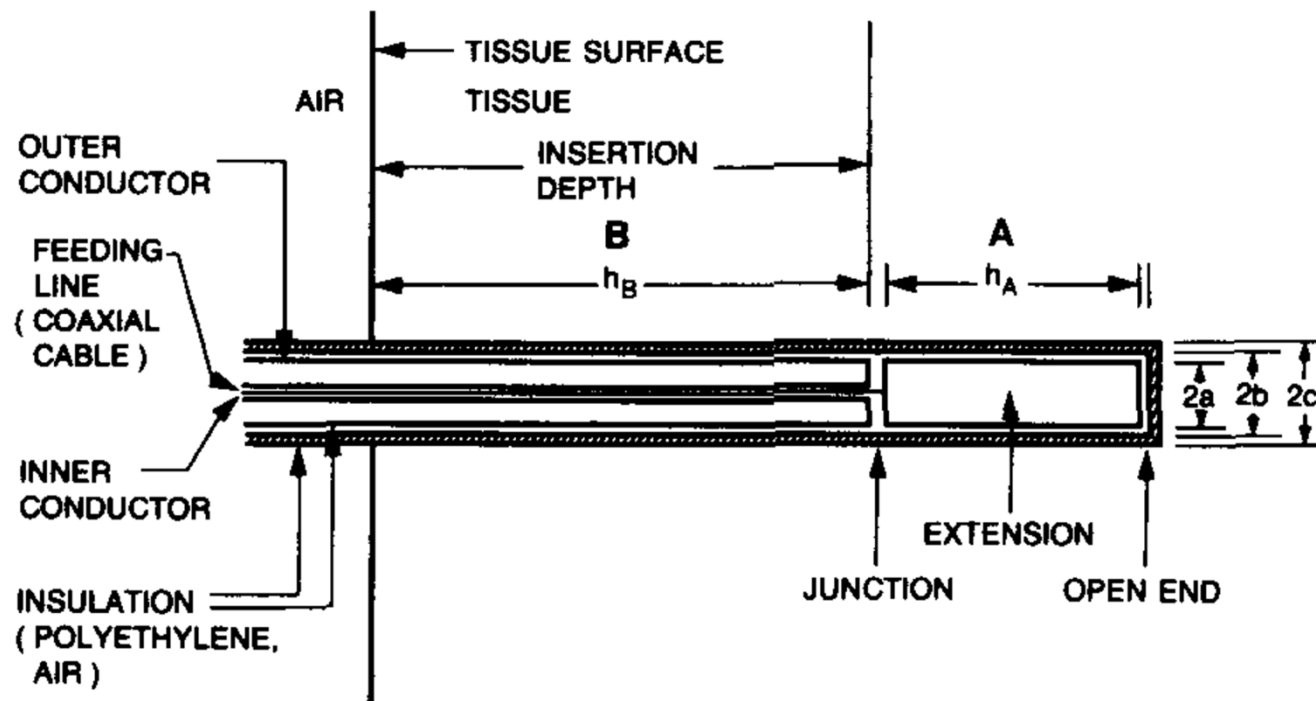
Esempio di antenne per ablazione



La frequenza di minimo torna ad essere intorno ai 2.45 GHz con una buona larghezza di banda (robusta per cambiamento ϵ e σ per "variabilità umana"....)

Antenne interstiziali

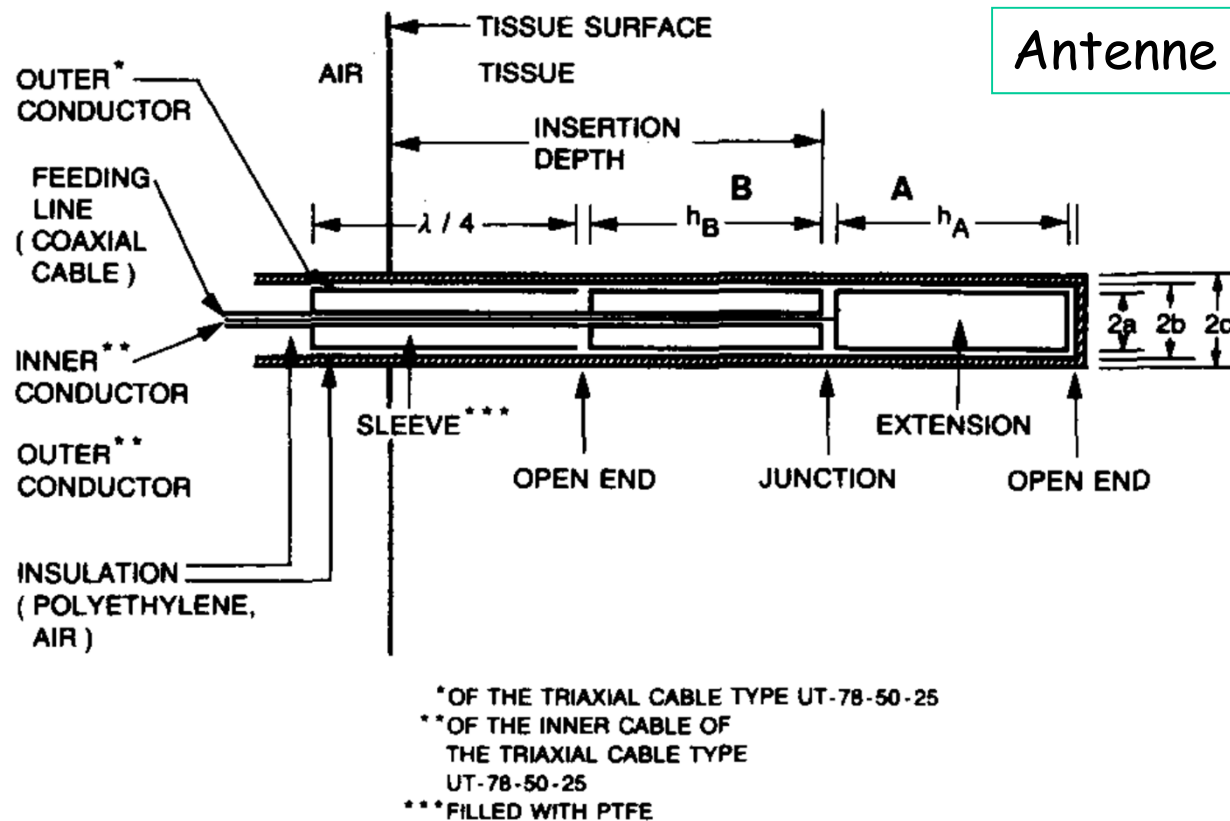
Antenne a dipolo



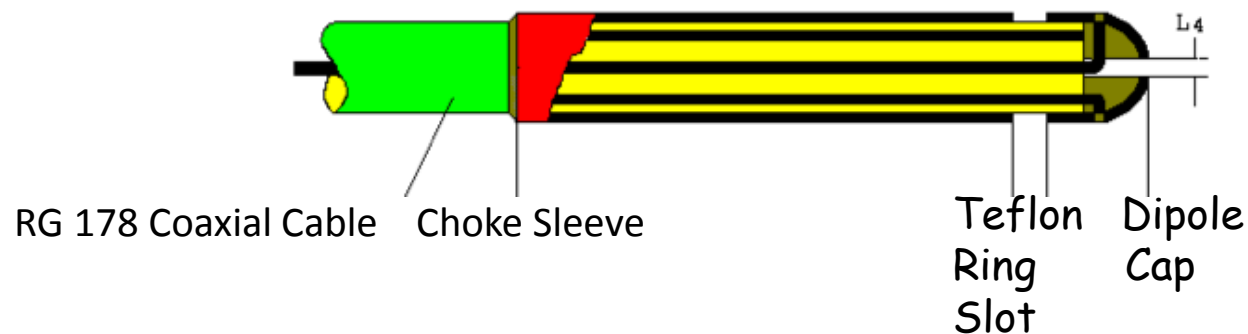
Antenne interstiziali

Antenne a dipolo con $\lambda/4$ sleeve

Hurter et al., T-MTT 1991



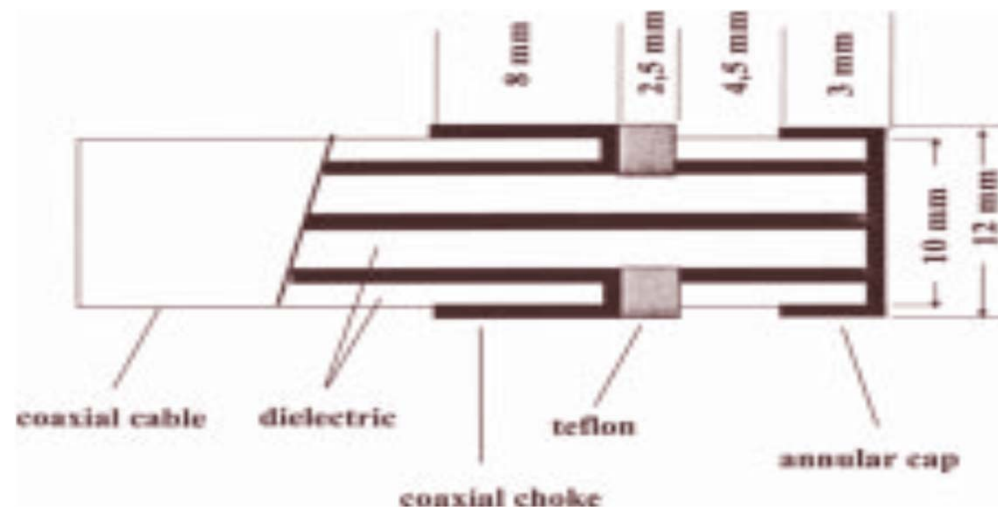
Lin, Bioem, 1999



Antenne interstiziali

Antenne cap-choke

Lin & Wang, T-BME, 1996



Antenne interstiziali

Antenne a monopolo

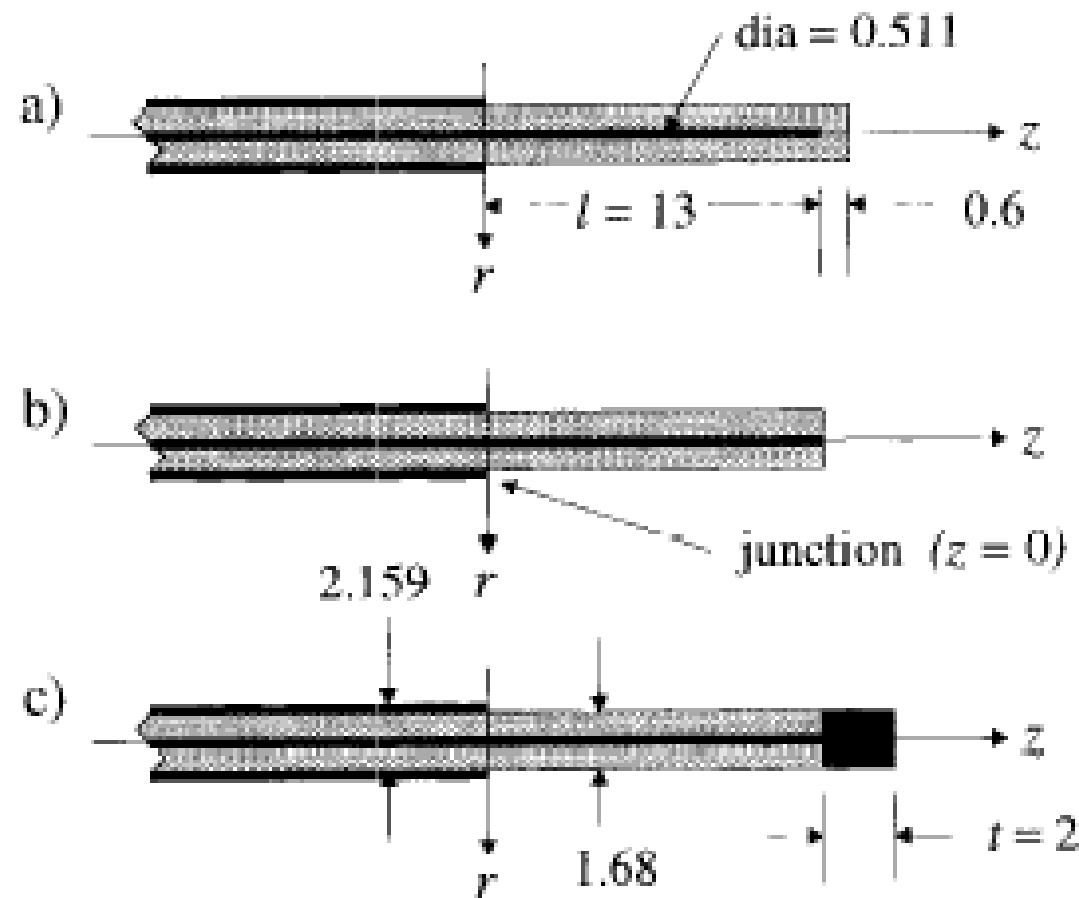
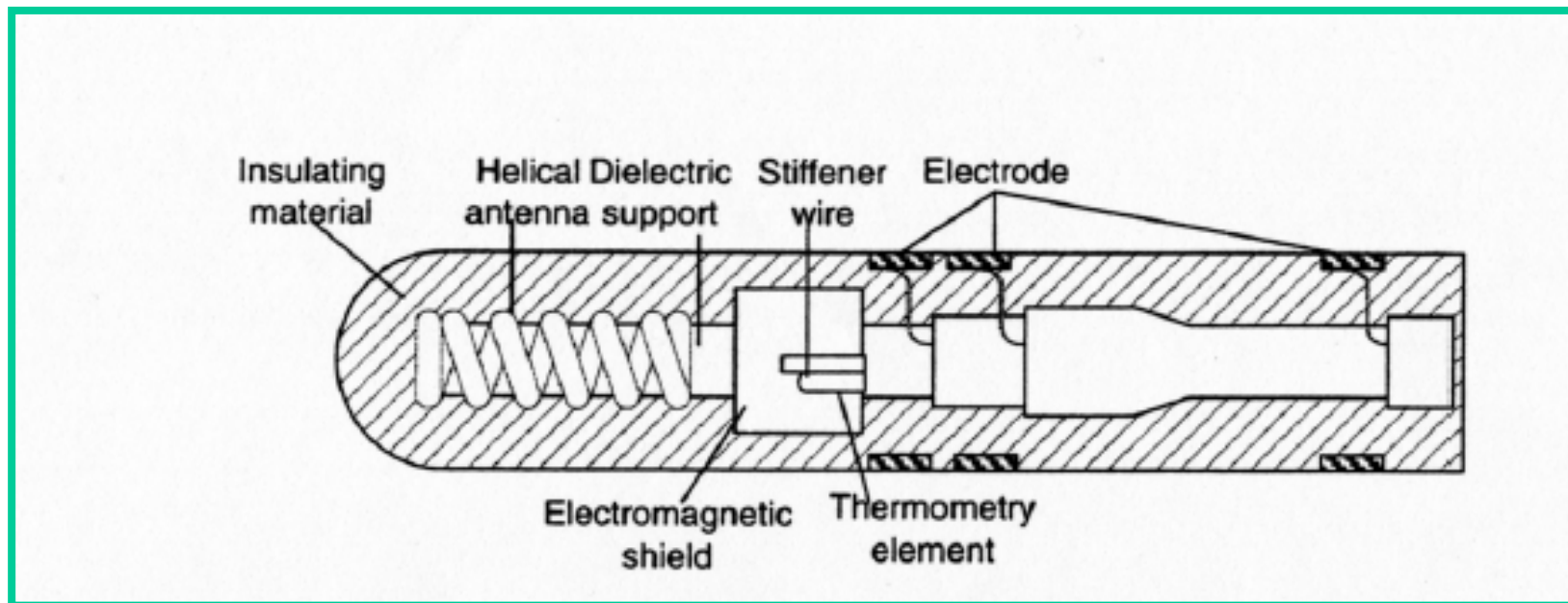


Fig. 1. Monopole antennas: (a) dielectric tip monopole (DTM), (b) open-tip monopole (OTM), and (c) metal tip monopole. Dimensions are in mm.

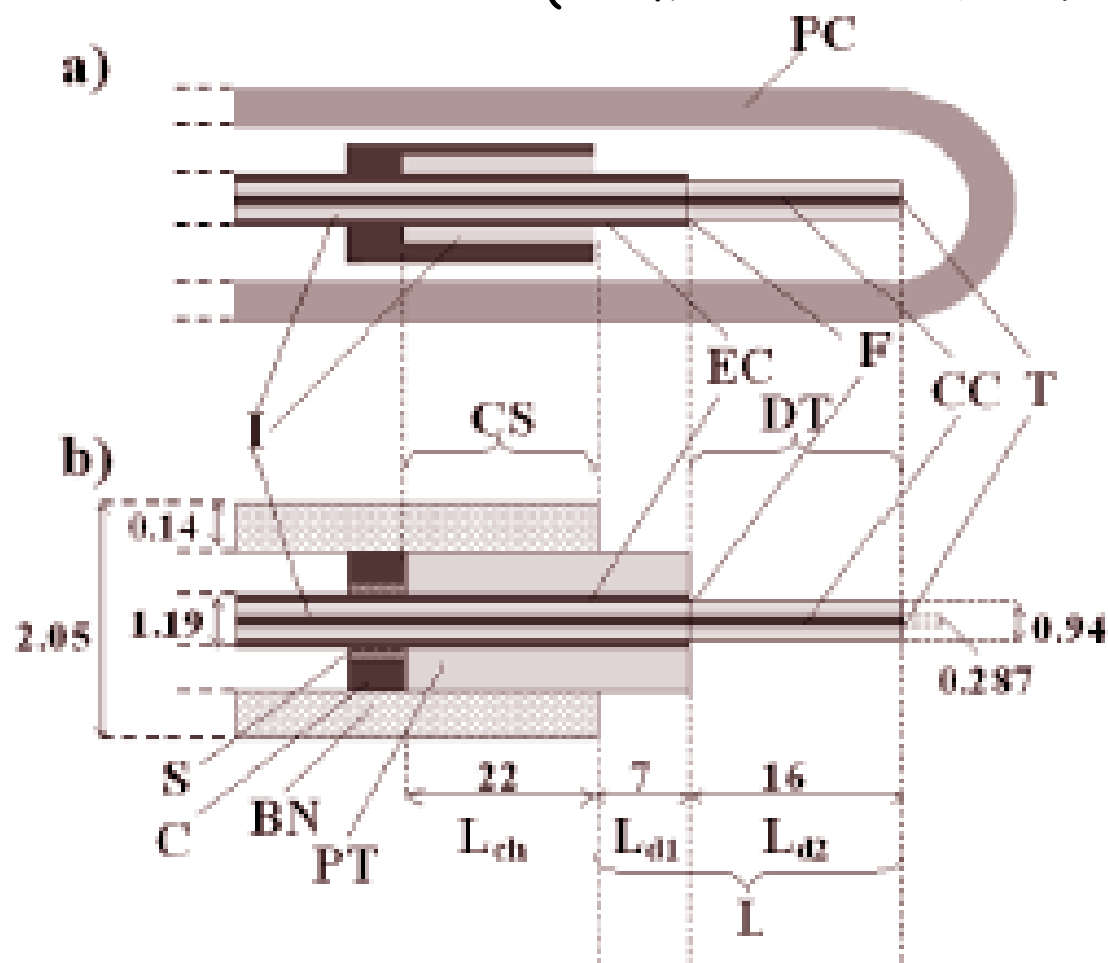
S. Labonté, A. Blais, S.R. Legault, H.O.Ali, L. Roy, "Monopole Antennas for Microwave Catheter Ablation", IEEE Trans. on Microw. Theory & Techn., vol. 44:10, p. 1832-1840, 1996.

Antenna ad elica



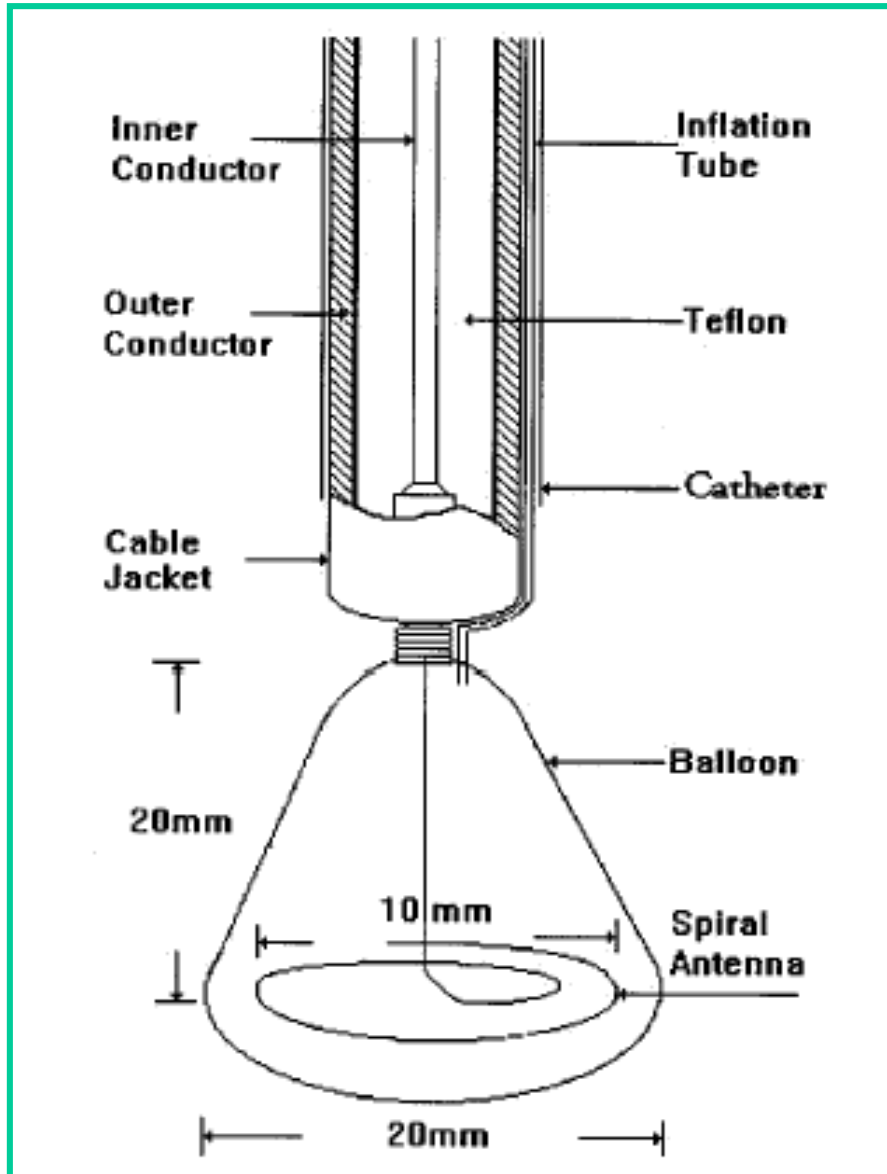
Antenne interstiziali

Antenna a dipolo con sleeve, miniaturizzata
(diametro esterno: 2.05 mm)



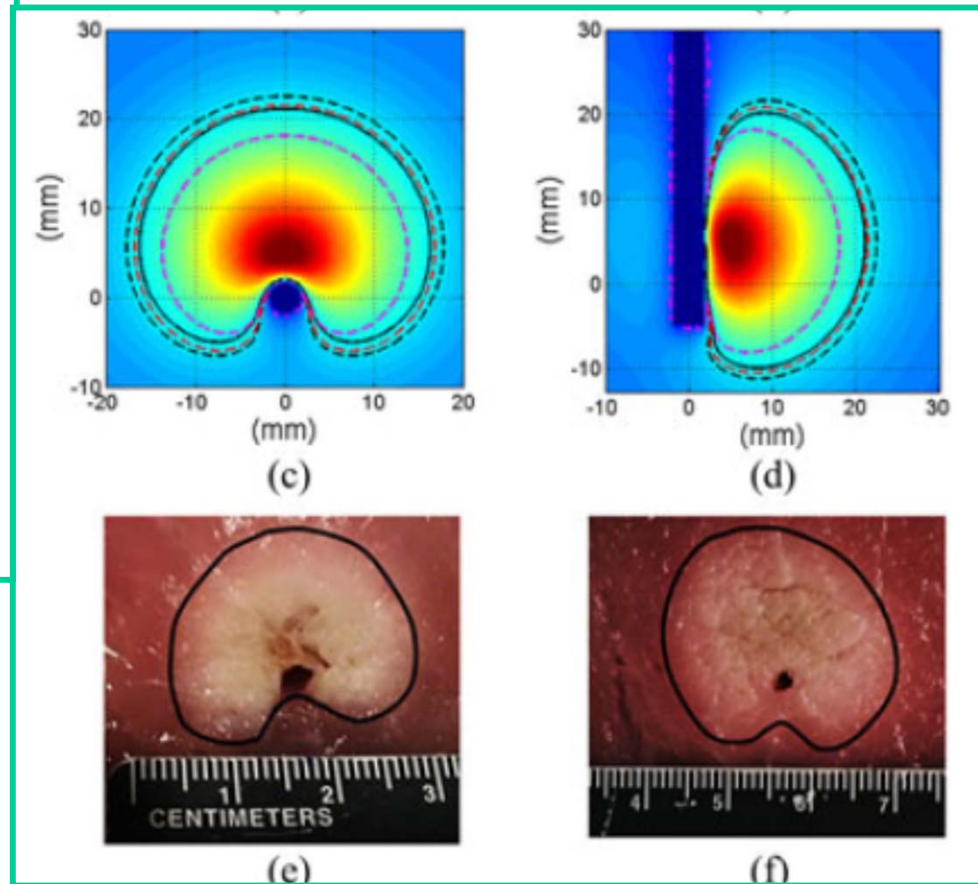
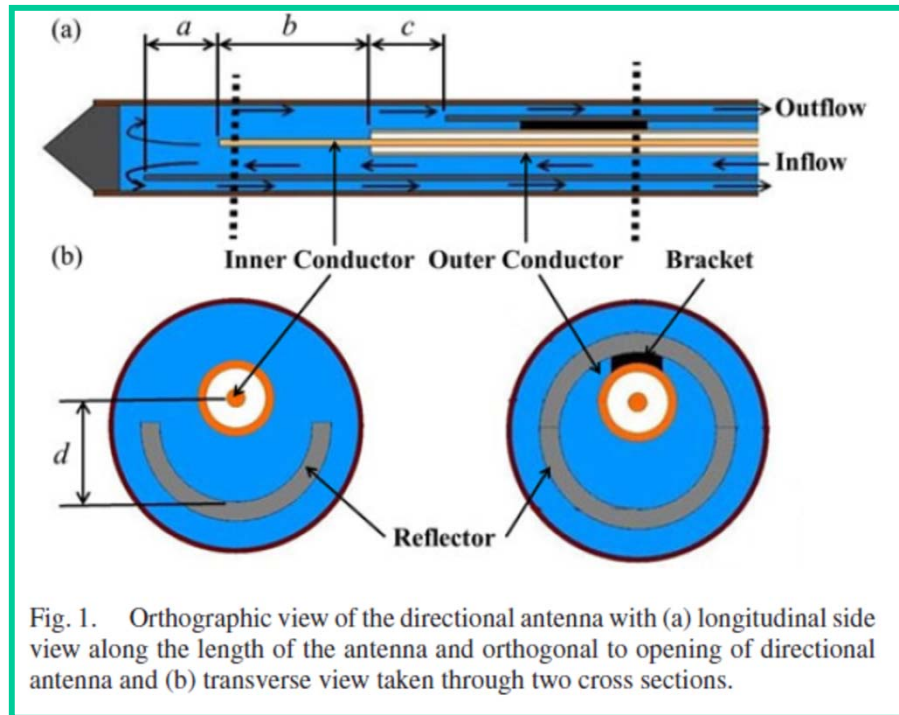
Longo et al., T-BME, 2003

Antenna a spirale



Gu Z., M. Rappaport, P.J. Wang, B.A. VanderBrink, "Development and Experimental Verification of the Wide-Aperture Catheter-Based Microwave Cardiac Ablation Antenna", in IEEE Trans. on Microwave Theory and Techn., vol. 48, n. 11, Part I, pp. 1892-1900, Nov. 2000

Antenne interstiziali direzionali

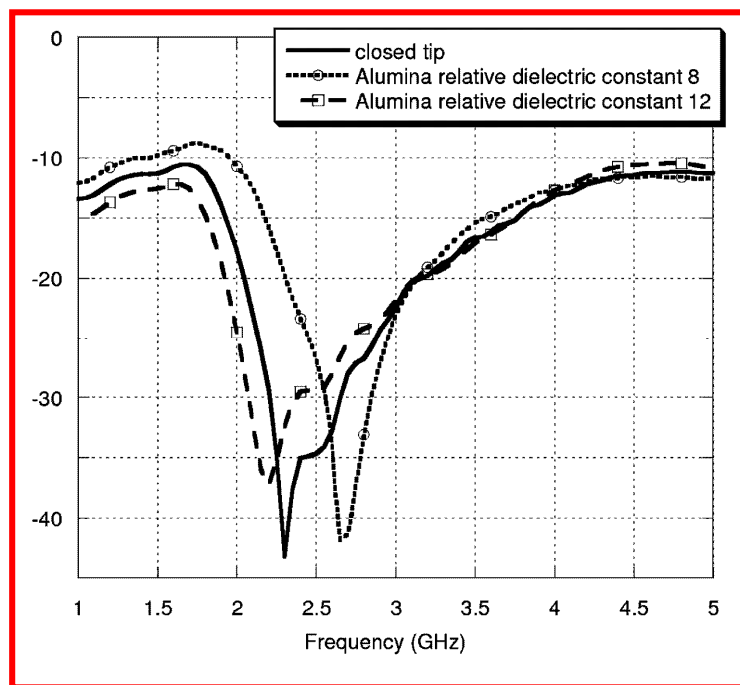


B. T. McWilliams, E. E. Schnell, S. Curto, T. M. Fahrbach, P. Prakash, A Directional Interstitial Antenna for Microwave Tissue Ablation: Theoretical and Experimental Investigation, IEEE Trans. on Biomed. Eng., 62(9): 2144:2150, September 2015

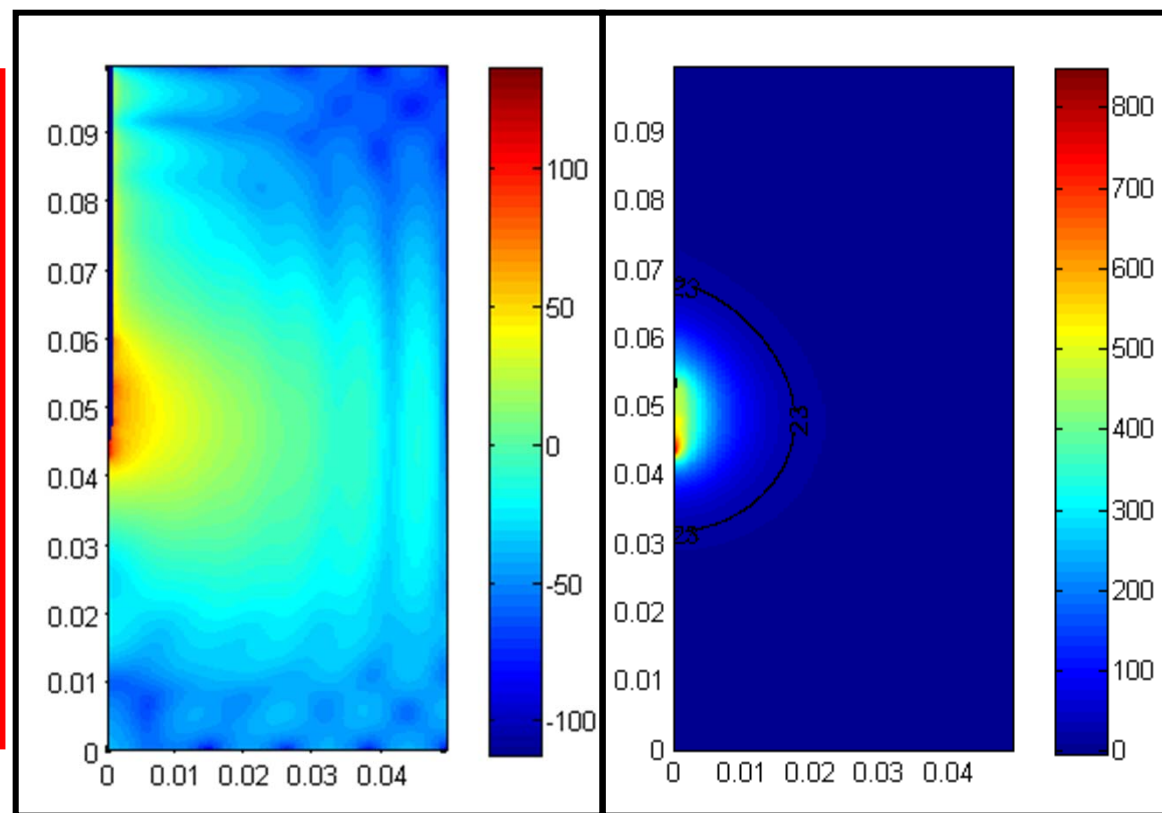
Studio numerico



antenna



Coefficiente riflessione



SAR

ΔT

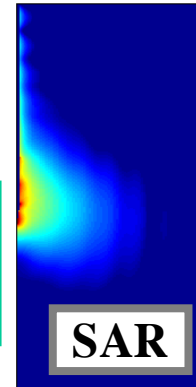
Studio numerico

Em study

Maxwell's equations

$$\nabla \times \mathbf{E} = -\mu \frac{\partial \mathbf{H}}{\partial t} + \mathbf{J}_m$$
$$\nabla \times \mathbf{H} = \sigma \mathbf{E} + \varepsilon \frac{\partial \mathbf{E}}{\partial t} + \mathbf{J}_i$$

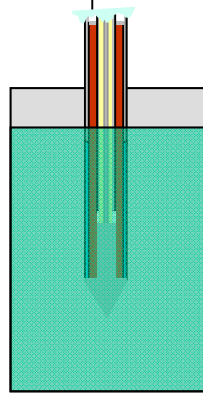
$$SAR = \frac{1}{2} \frac{\sigma |\mathbf{E}|^2}{\rho}$$



Bio-heat equation

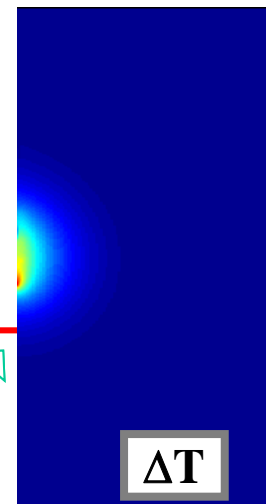
$$C(\mathbf{r}) \rho(\mathbf{r}) \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (K(\mathbf{r}) \nabla T) + A_0(\mathbf{r}) + \rho \cdot SAR(\mathbf{r}) - B_0(\mathbf{r}) (T - T_b)$$

Dielectric properties
 ε, σ



thermal properties
 C, K, A_0, B

Thermal study

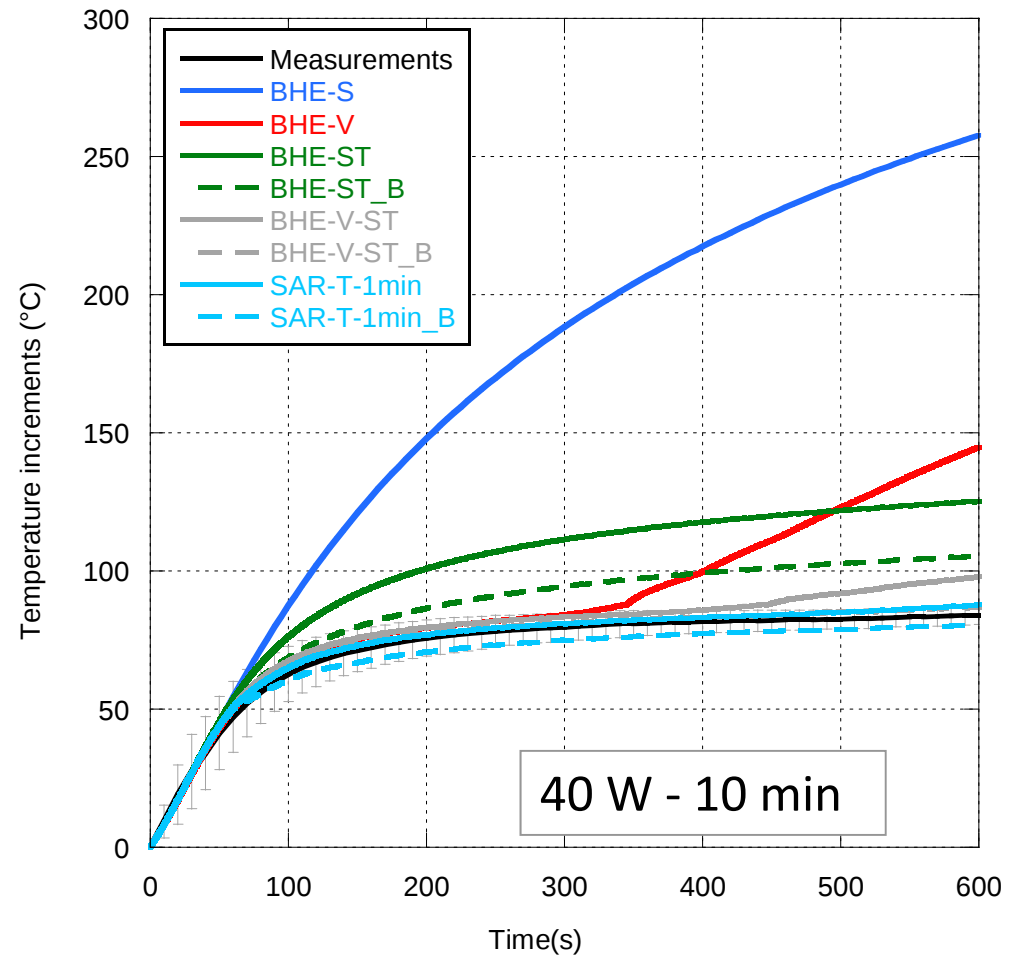
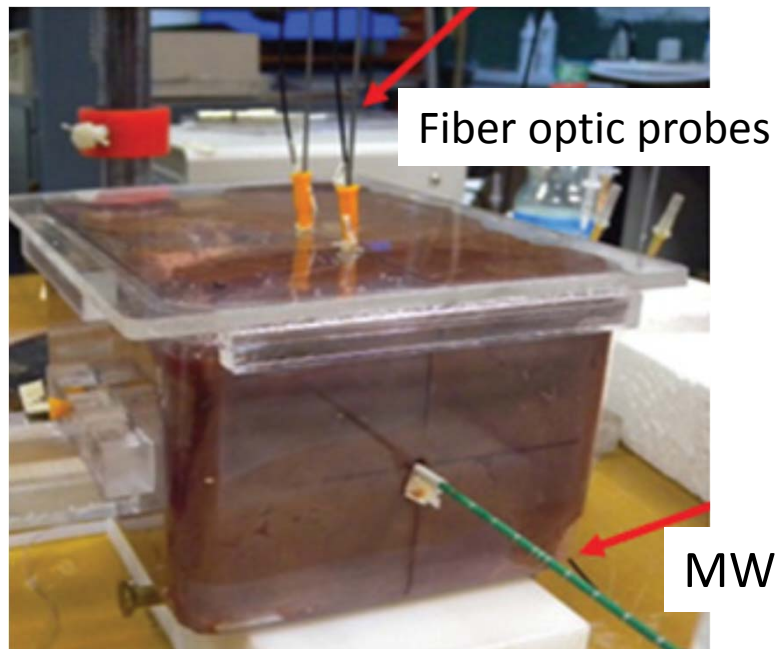


Analytical models of the dependence on the temperature

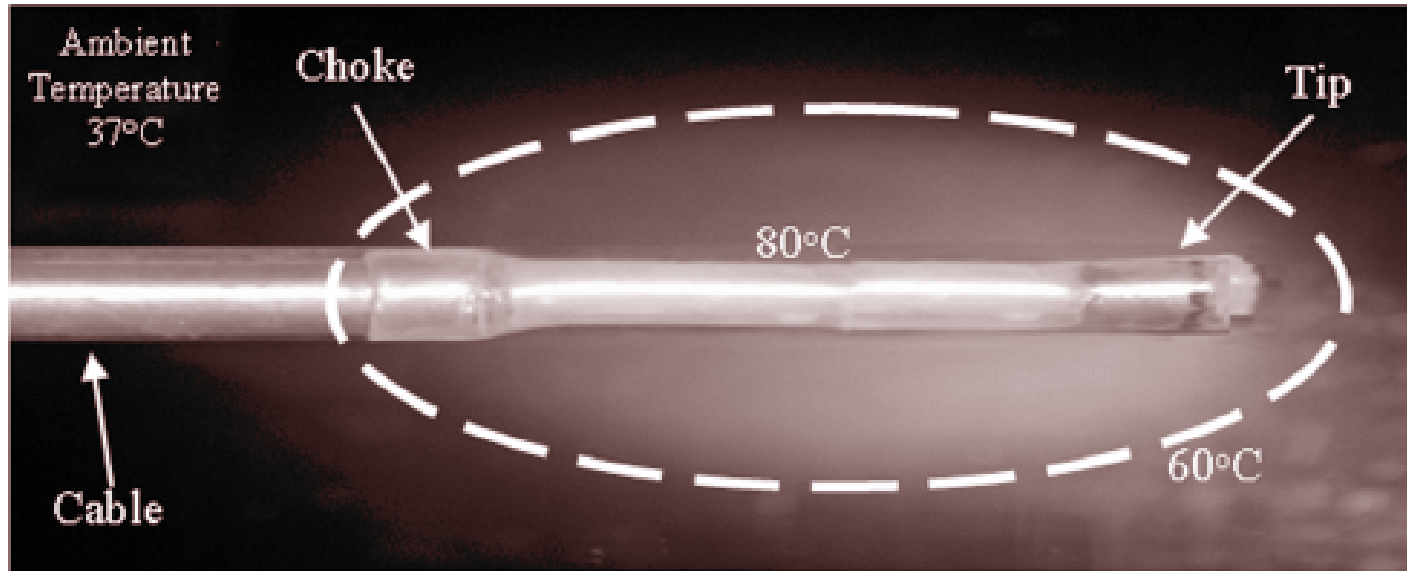
Simulazioni / misure

BHE Standard	➡	BHE-S
BHE with vaporization	➡	BHE-V
BHE with $\sigma(T)$	➡	BHE-ST
		BHE-ST_B
BHE with vaporization and $\sigma(T)$	➡	BHE-V-ST
		BHE-V-ST_B
Dynamic simulation with $\epsilon(T)$, $\sigma(T)$ and water vapourisation	➡	SAR-T-1min
		SAR-T-1min_B

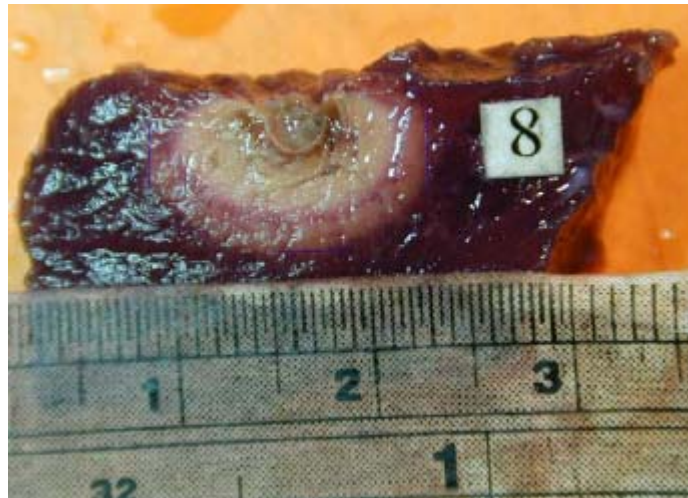
Cavagnaro et al, Phys. Med. Biol. 2015



Valutazione dimensione della lesione



Chiou et al., T-BME, 2003.



Formazione “coagulo”

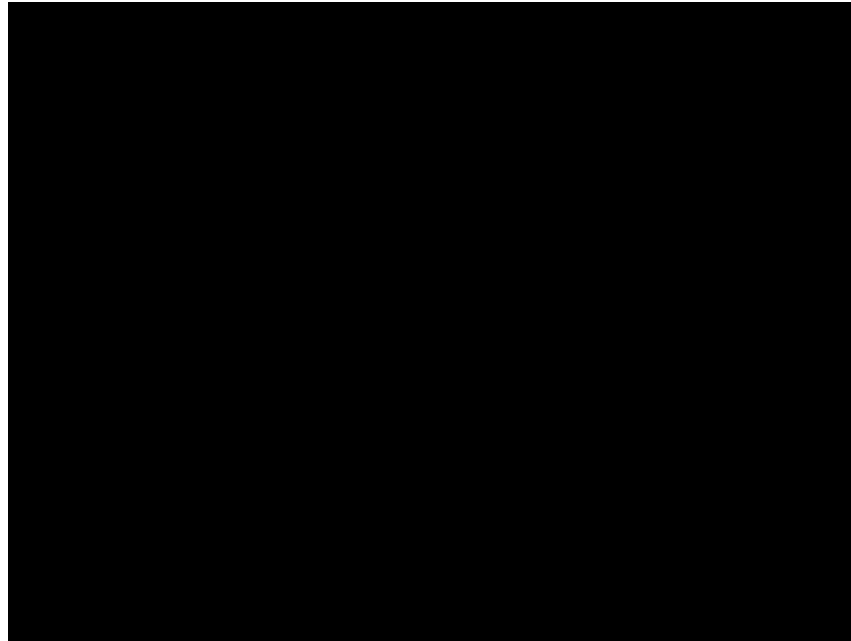
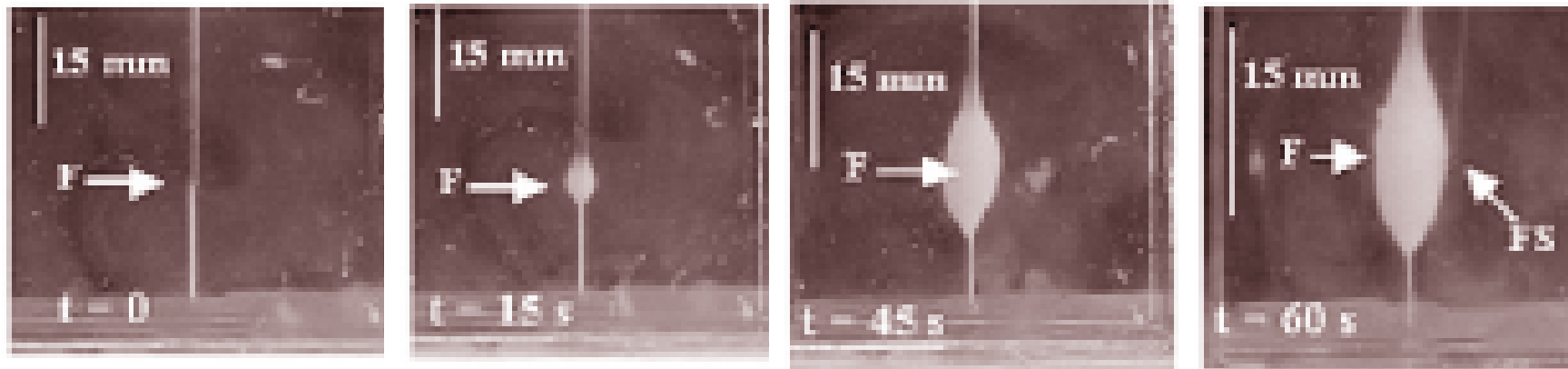


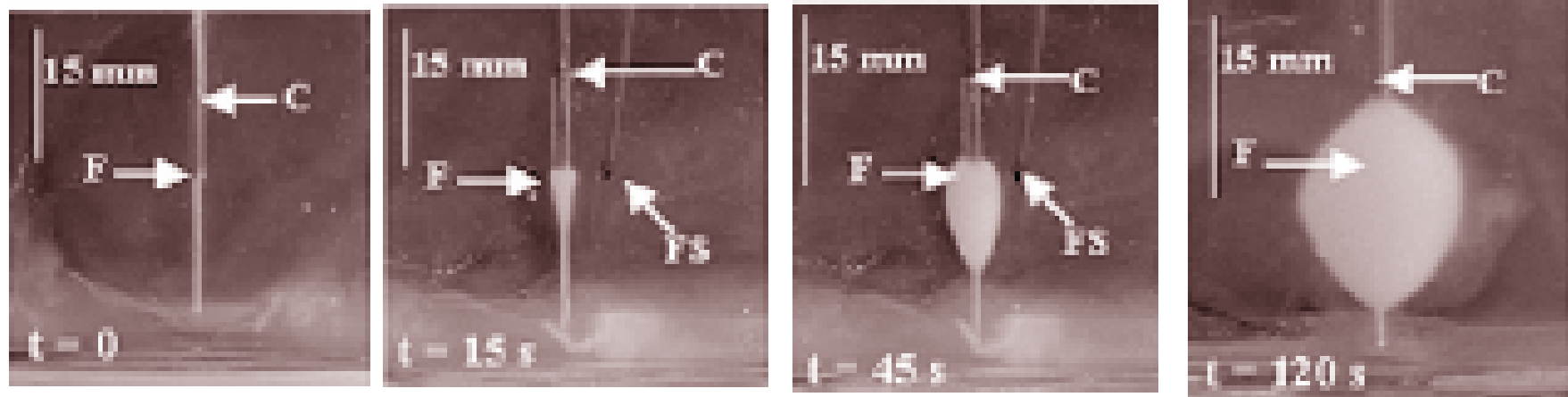
Foto - storia coagulo in chiara d'uovo

In vitro – chiara d'uovo – forma lesione



✓ antenna senza choke

✓ antenna con choke



Monitoraggio temperatura

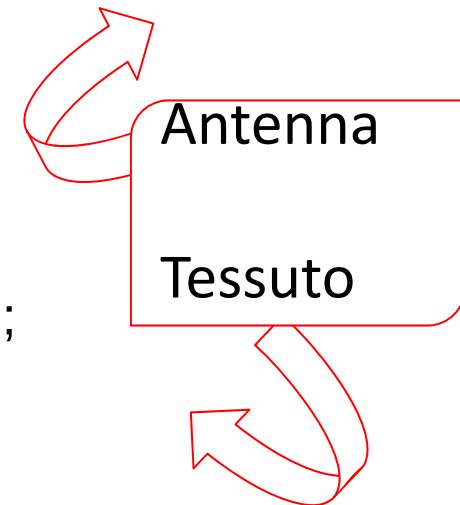
Nel catetere o ago che contiene l'antenna per ablazione, è spesso inserito, oltre ad un tubo per portare la refrigerazione, anche un sensore di temperatura, al fine di monitorare la temperatura dell'antenna.

Questo permette di controllare la temperatura dell'antenna, evitando possibili situazioni di “sovraccarico” che potrebbero risultare pericolose. Tuttavia, la misura risulta affetta da diversi errori, come ad esempio un accoppiamento da sensore e campo elettromagnetico, che possono portare a differenze tra la temperatura misurata e quella reale anche fino a 10 ° C.

Dal report del gruppo della European Society for Hyperthermic Oncology - 1993

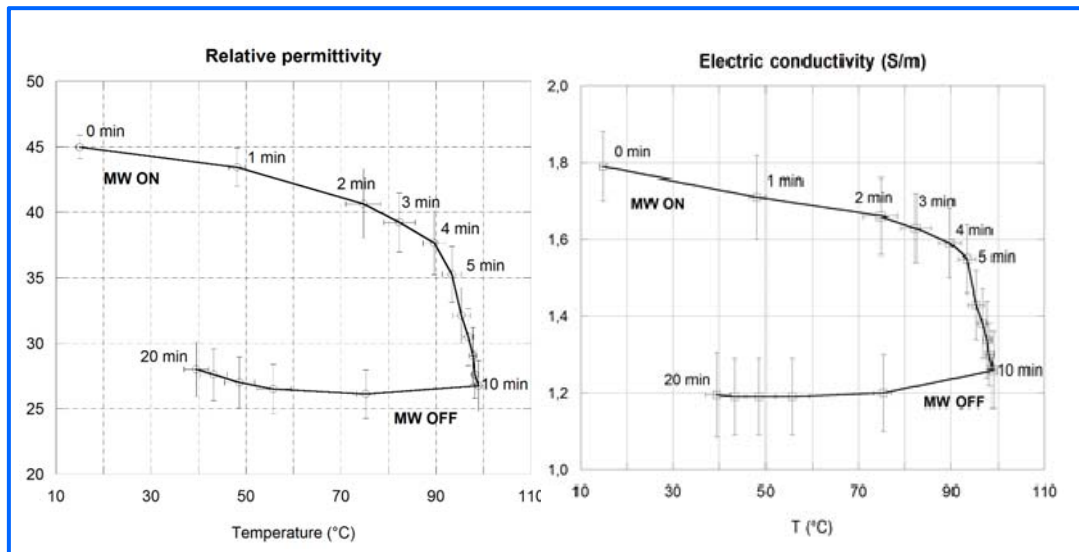
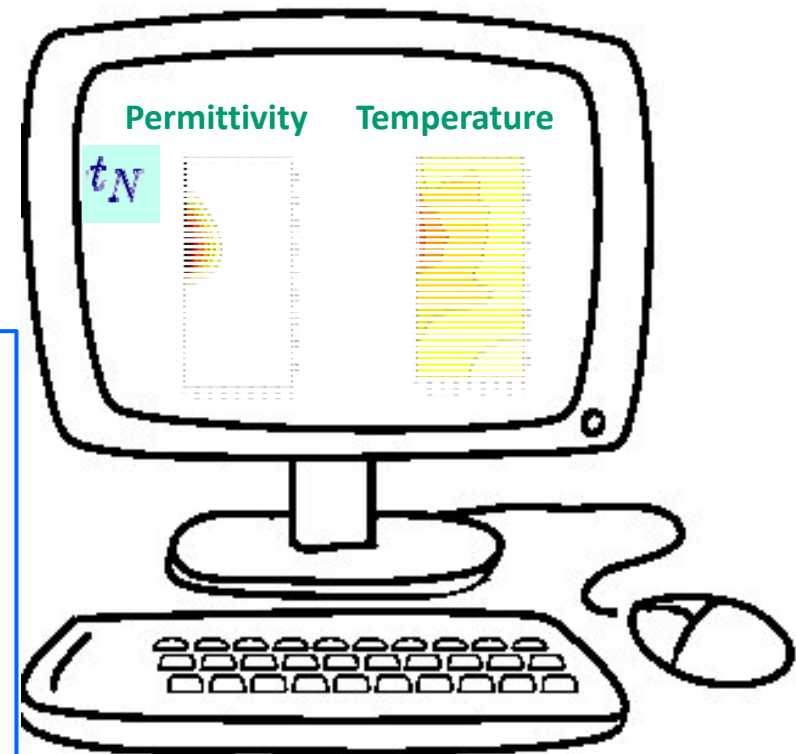
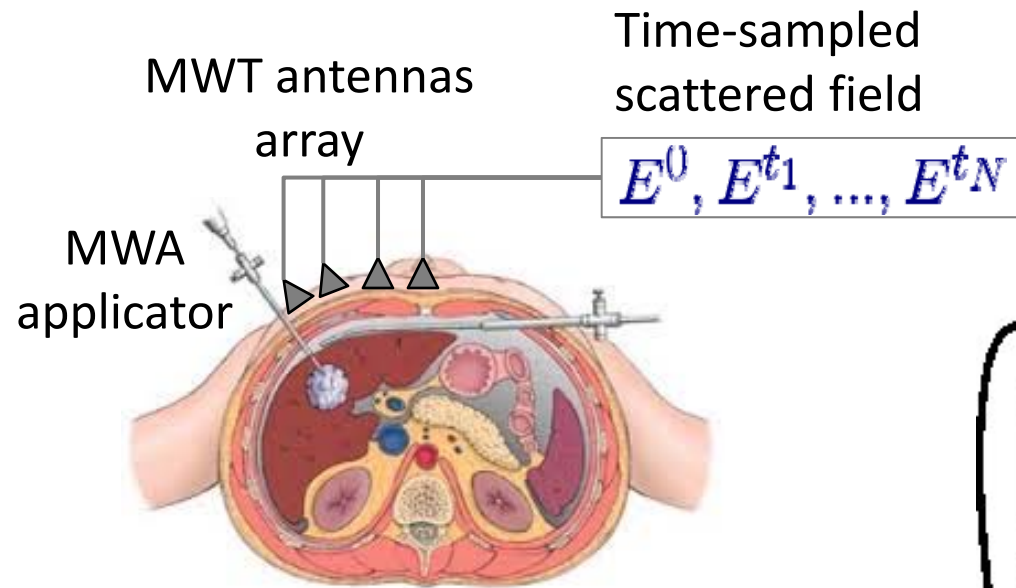
Monitoraggio temperatura

- Sonde interstiziali;
- CT (raggi X);
- MRI;
- Tomografia di impedenza;
- Radiometria...



Monitoraggio temperatura

MW imaging....



Quale temperatura soglia?

Negli studi numerici la soglia per ablare viene in genere presa pari a 60° C..

Tuttavia c'è chi usa concetti derivati dall'ipertermia quale il modello di Arrhenius, o il CEM43.

Sicuramente non tutte le cellule mostrano la stessa soglia...

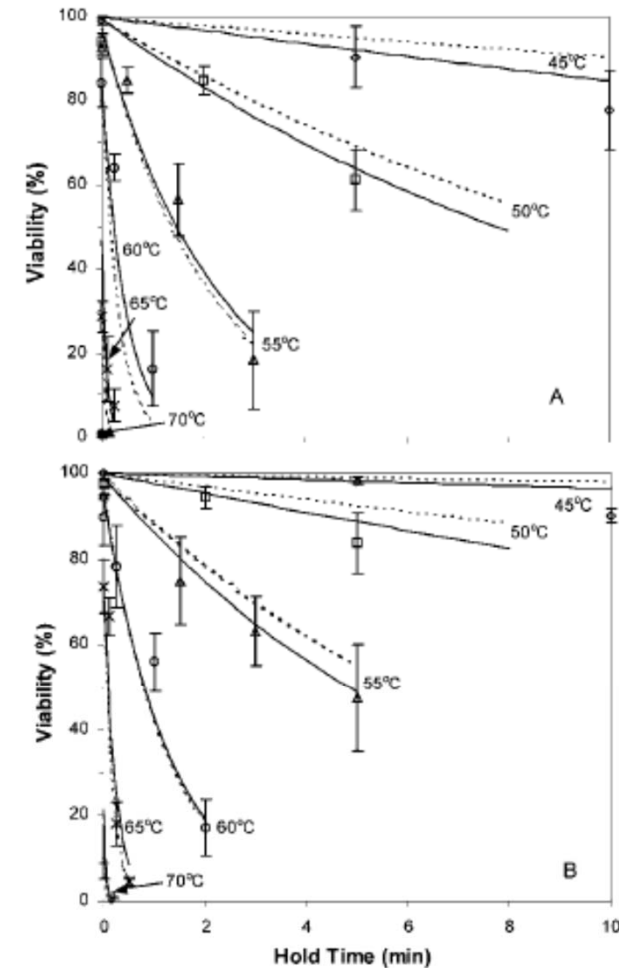


FIGURE 2. Measured and predicted cell viability vs. hold time at peak temperature for suspended (A) and attached SN12 cells (B). The symbols are the experimental data points at different peak temperatures (45–70°C every 5°C) as indicated in the figure. The solid lines are the predicted cell viability using the kinetic parameters determined via the non-isothermal method using all the available measured data points. The dashed lines are the predicted cell viability using the kinetic parameters determined via the non-isothermal method using only data points with 0 hold time. Each data point represents the average of at least three separate runs using three different cell samples from three different cell stocks. The error bar in the figure represents the standard error of the mean (SEM).

Temperatura soglia

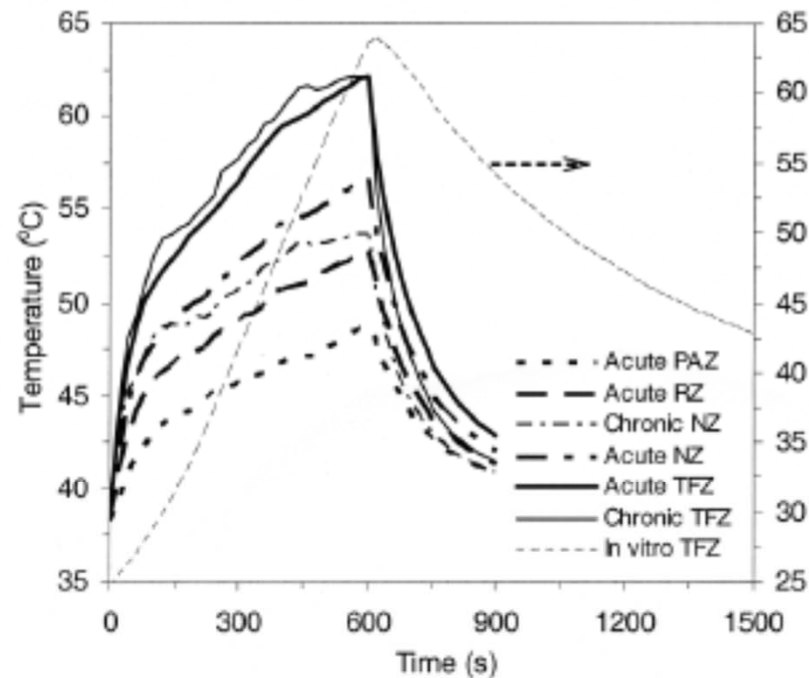
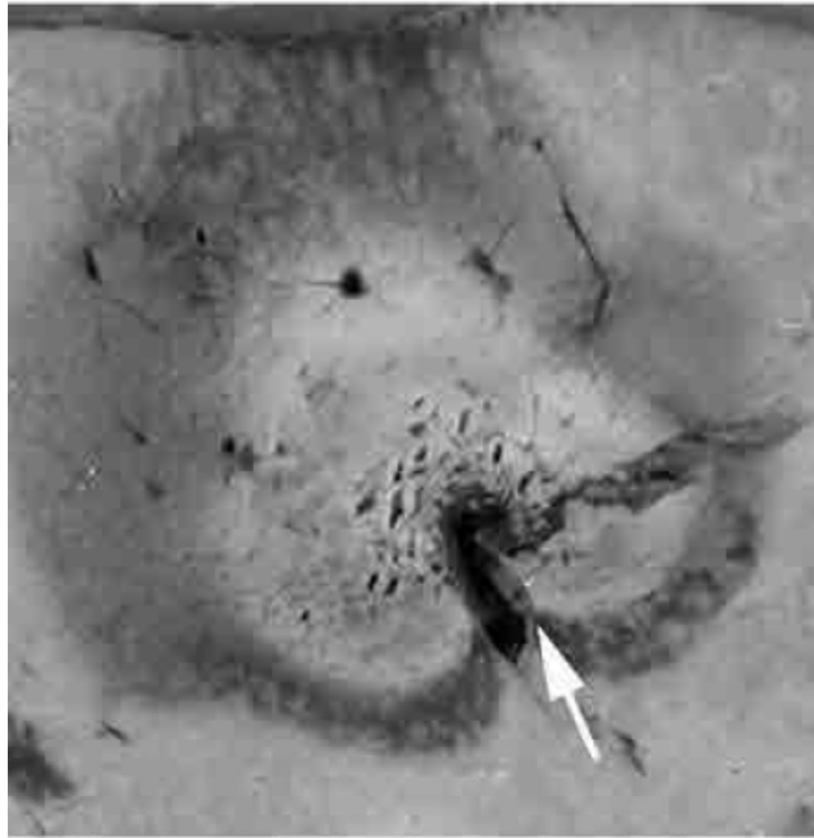
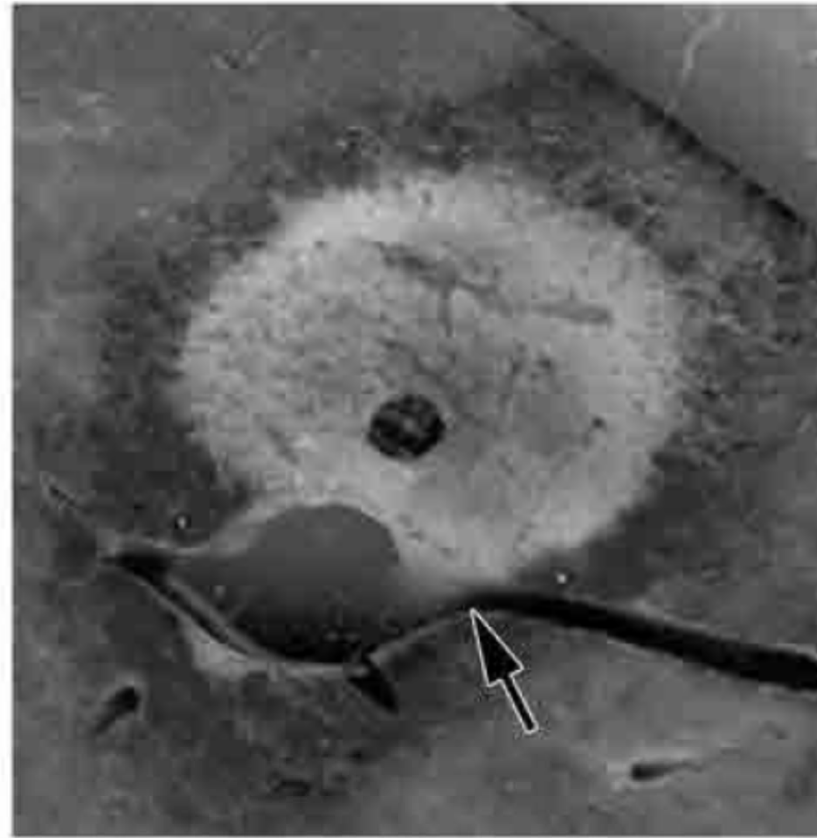


Figure 7. Interpolated average thermal histories at the outer edges of the various histologic zones of injury. The temperature coordinate on the right hand side is for the average *in vitro* TFZ thermal history, while the temperature coordinate on the left hand side is for all the other thermal histories. The thermal history for chronic PAZ and the error bars were left out to make the figure easier to read. The maximum standard error of the mean (SEM) is $\sim 2^{\circ}\text{C}$ for both the *in vitro* and *in vivo* acute cases and 3°C for the *in vivo* chronic cases.

Heat sink effect



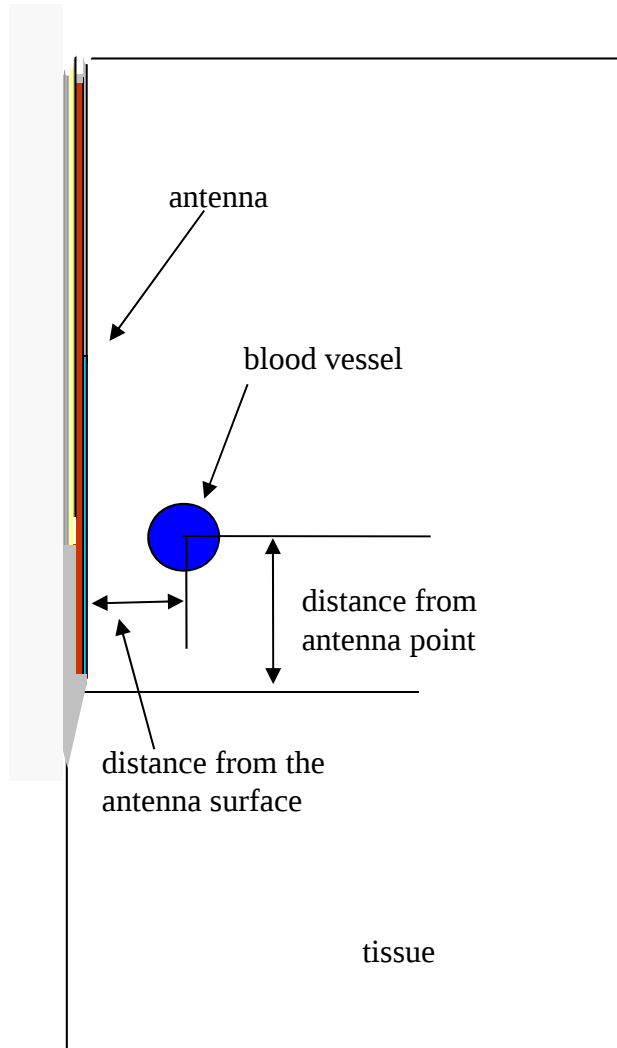
a.



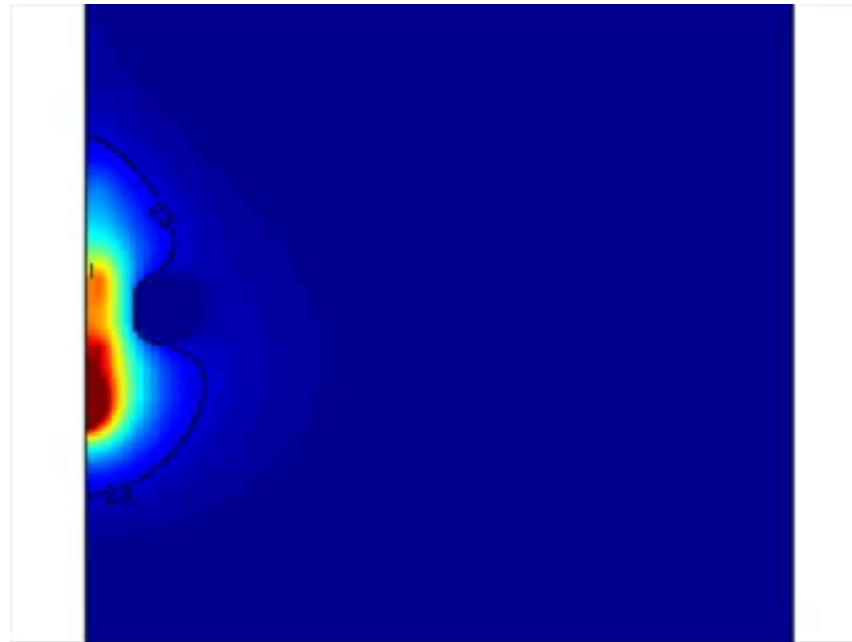
b.

Figure 2. Gross image comparison of heat-sink effect of local blood vessels at (a) RF ablation and (b) MW ablation. Note deflection of the coagulation zone at RF ablation (arrow) and the absence of deflection after MW ablation (arrow).

Studio numerico heat sink effect



Geometria



Studi clinici – ablazione endometriale

S. Wallagea, K.G. Coopera, W.J. Grahamb, D.E. Parkin, "A randomised trial comparing local versus general anaesthesia for microwave endometrial ablation" BJOG: an Int. J. of Obst. and Gynaec., vol. 110, pp. 799-807, Sept. 2003.

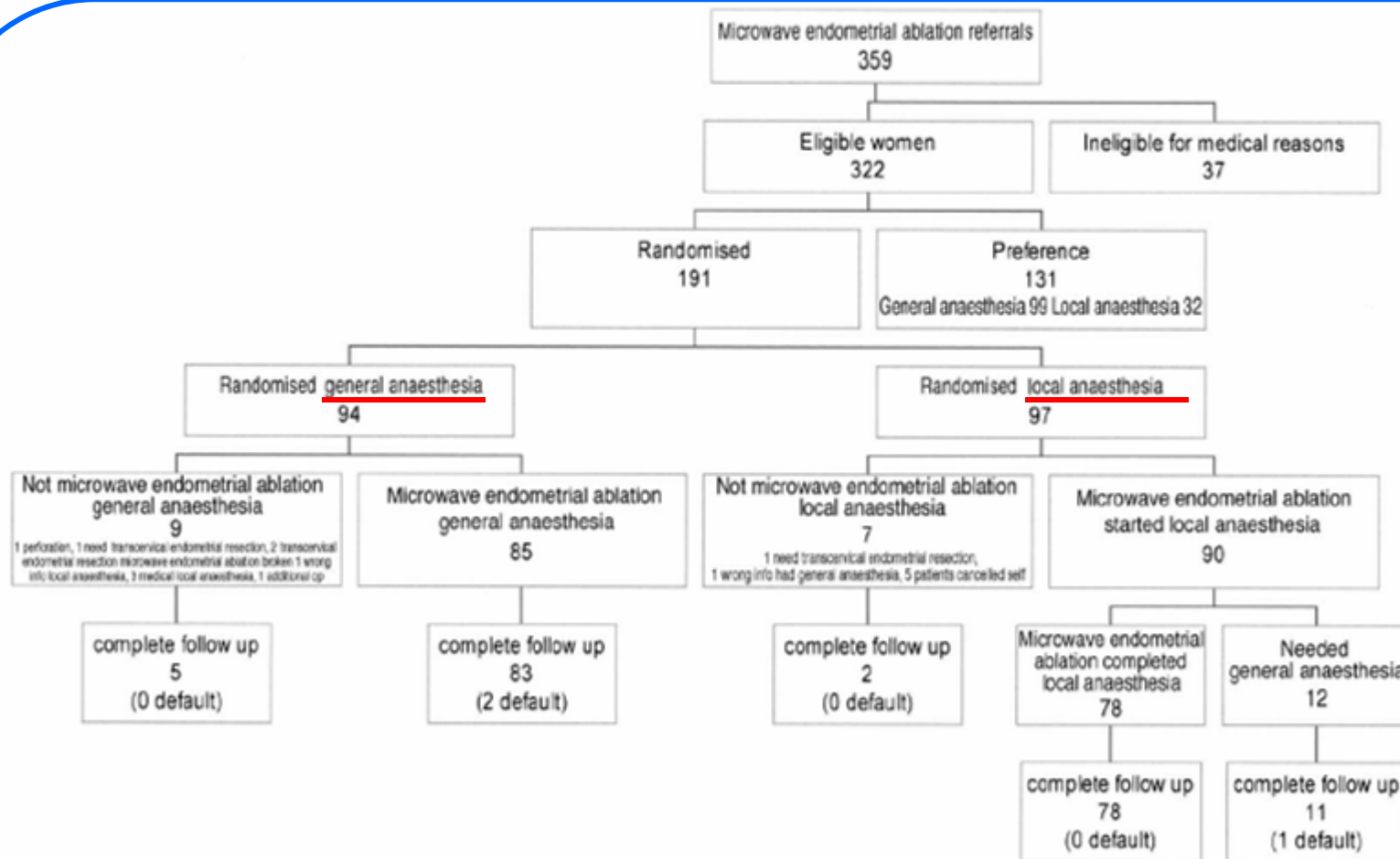


Fig. 1. Study patient profile.

Studi clinici: follow-up

Table 3. Randomised patients. Post-operative recovery. Values are given as *n* (%).

	Randomised to local anaesthetic (<i>n</i> = 92)	Randomised to general anaesthetic (<i>n</i> = 90)	Statistical significance (<i>P</i>)	95% Confidence intervals
Analgesia (ward)				
None	27 (29)	25 (28)	0.354 ^a	
Oral	47 (51)	53 (59)		
Opiate on ward	18 (20)	11 (12)		
Opiate in recovery				
Yes	6 (7)	10 (11)	0.274 ^b	−0.13 to 0.04
Total opiate	22 (24)	18 (20)	0.524 ^b	−0.08 to 0.16
Sickness				
Nausea	37 (41)	31 (35)	0.420 ^b	−0.08 to 0.20
Vomit	18 (20)	11 (12)	0.176 ^b	−0.03 to 0.18
Missing	1	1		
Time until fit for discharge				
<4 hours	55 (60)	56 (62)	0.892 ^a	
4–8 hours	27 (30)	26 (29)		
>8 hours	10 (11)	8 (9)		
Overnight stay due to microwave endometrial ablation	9 (10)	6 (7)	0.445 ^b	−0.11 to 0.05

^a χ^2 test.

^b Difference between proportions.

Dati 'oggettivi'

Studi clinici: follow-up

Table 4. Randomised patients. Acceptability score and recovery two weeks after discharge from hospital. Values are given as *n* (%).

		Randomised to local anaesthetic (<i>n</i> = 90)	Randomised to general anaesthetic (<i>n</i> = 88)	Statistical significance (<i>P</i>)	95% Confidence intervals
Acceptability					
Six point Likert scale	Totally/generally acceptable	79 (87)	84 (97)	0.065 ^a	-0.16 to 0.00
	Fairly acceptable	7 (8)	4 (4)		
	Unacceptable	4 (4)	0 (0)		
Would recommend to a friend	Yes	84 (94)	87 (100)	0.059 ^b	-0.10 to -0.01
	Missing	1	1		
Would have same treatment again	Yes, local anaesthetic	66 (75)	3*	0.004 ^d	-0.27 to -0.06
	Yes, general anaesthetic	1*	77 (88)		
	No, local anaesthetic	-	7 (12)		
	No, general anaesthetic	22 (25)	1*		
Return to normal activities	Day after microwave endometrial ablation	20 (22)	16 (18)	0.866 ^c	
	2-3 days	23 (26)	26 (30)		
	4-7 days	33 (37)	33 (38)		
	>8 days	14 (16)	12 (14)		
	Missing	0	1		

^a Totally/generally acceptable vs the other categories.

^b Fisher's exact test.

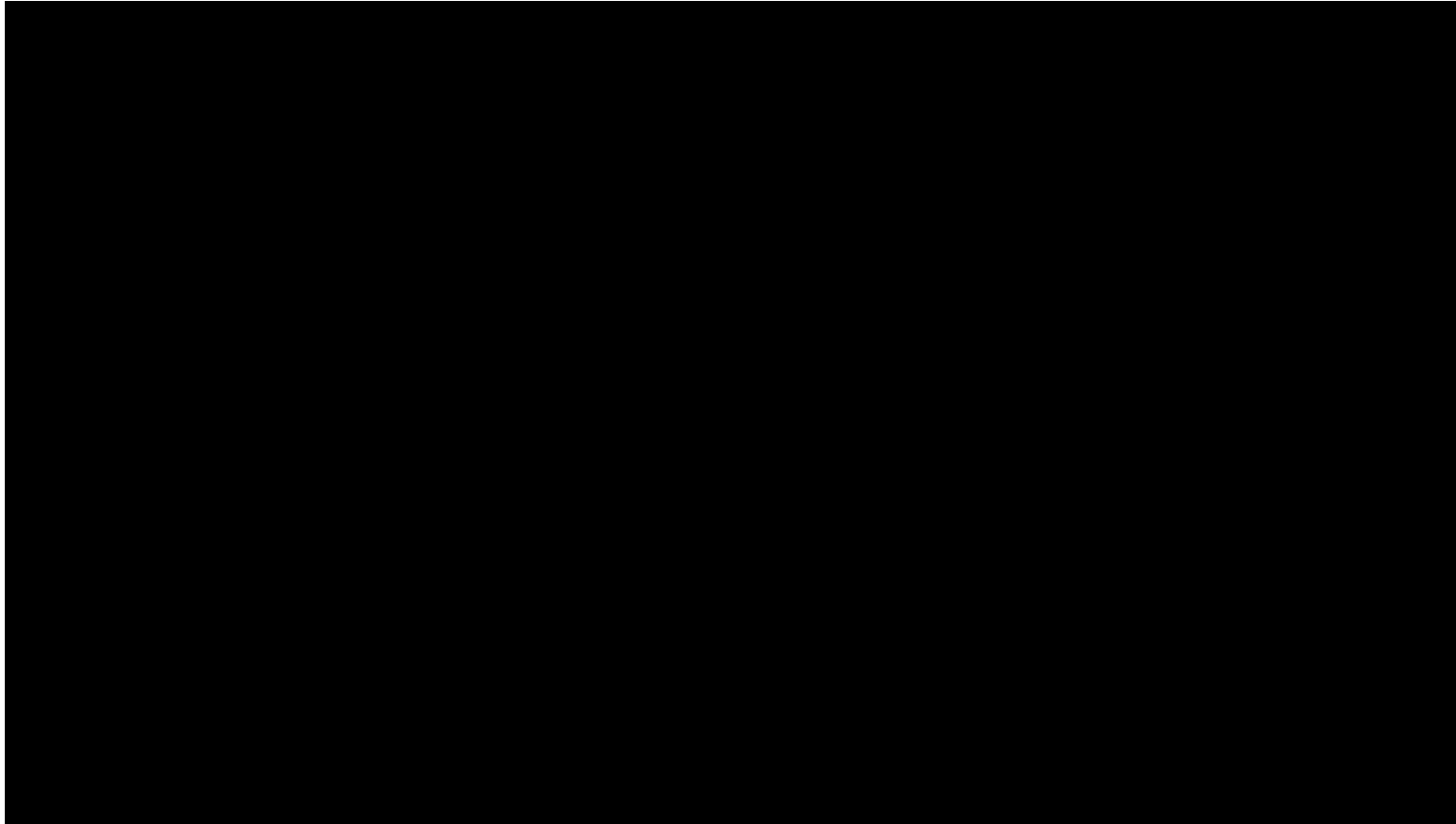
^c χ^2 test.

^d Difference in proportions yes vs no for highlighted figures.

* See text for deviations from allocated anaesthetic. Highlighted numbers were used for analysis.

Dati 'soggettivi'

Sistemi commerciali – Microsulis Acculis



frequenza: 2.45 GHz;
 $P_{\max}$ generatore: 180 W;
t ablaz max impostabile: 6 min

Angiodynamics (USA)
<http://www.angiodynamics.com/products/Acculis>

Sistemi commerciali – HS Hospital service AMICA

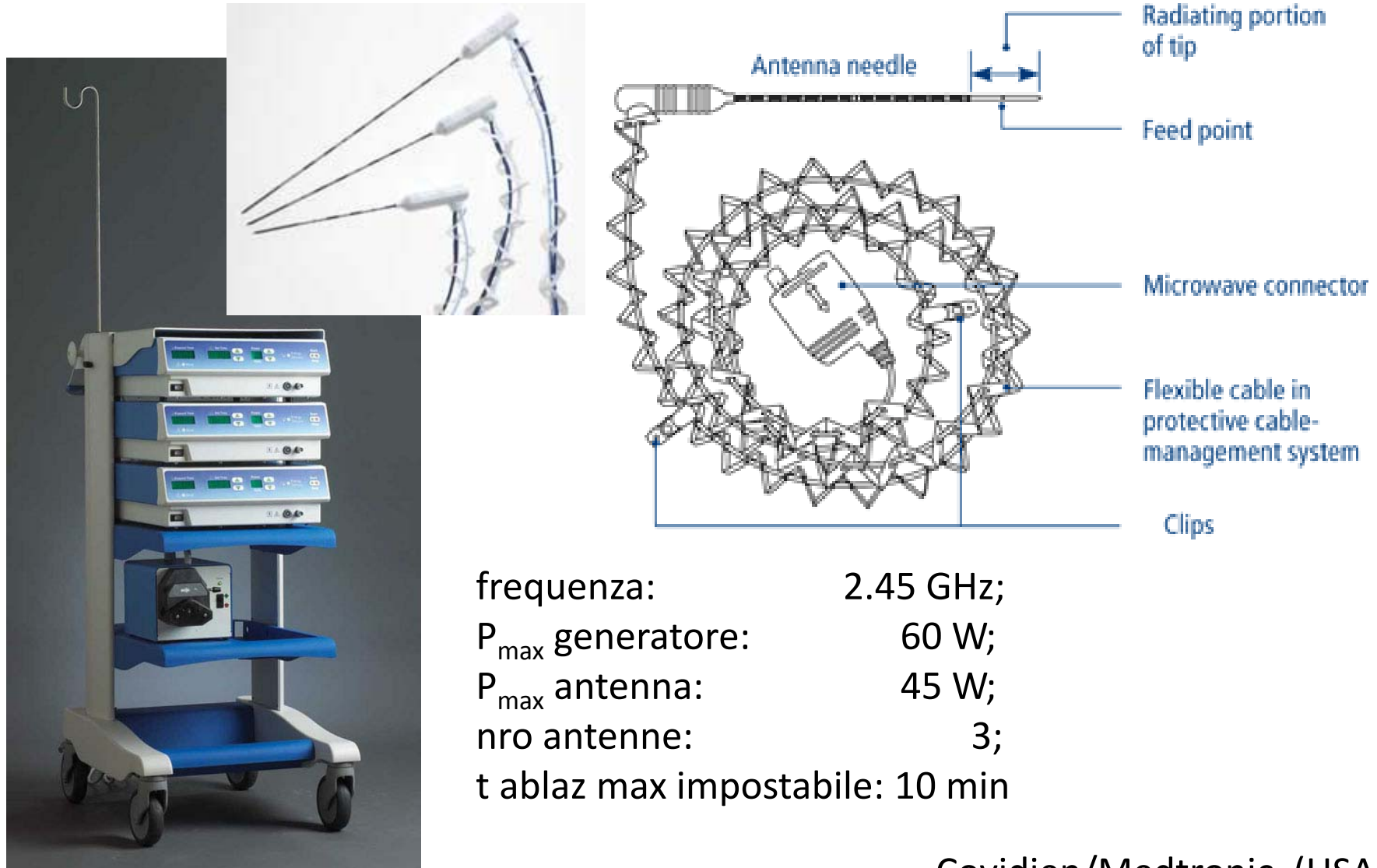


frequenza: 2.45 GHz;
 $P_{\max}$ generatore: 140 W;
 $P_{\max}$ antenna: 100 W;
t ablaz max impostabile: 25 min

HS Hospital Service (Italia)

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

Sistemi commerciali – Covidien



frequenza: 2.45 GHz;
 $P_{\max}$ generatore: 60 W;
 $P_{\max}$ antenna: 45 W;
nro antenne: 3;
t ablaz max impostabile: 10 min

Covidien/Medtronic (USA)

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

Sistemi commerciali – Medwaves



frequenza: 902 – 928 MHz;
 $P_{\max}$ generatore: 40 W;
 $P_{\max}$ antenna: 32 W (modulata);
t ablaz max impostabile: 15 min

Medwaves (USA)
<http://www.medwaves.com/>

Tato Biomedical



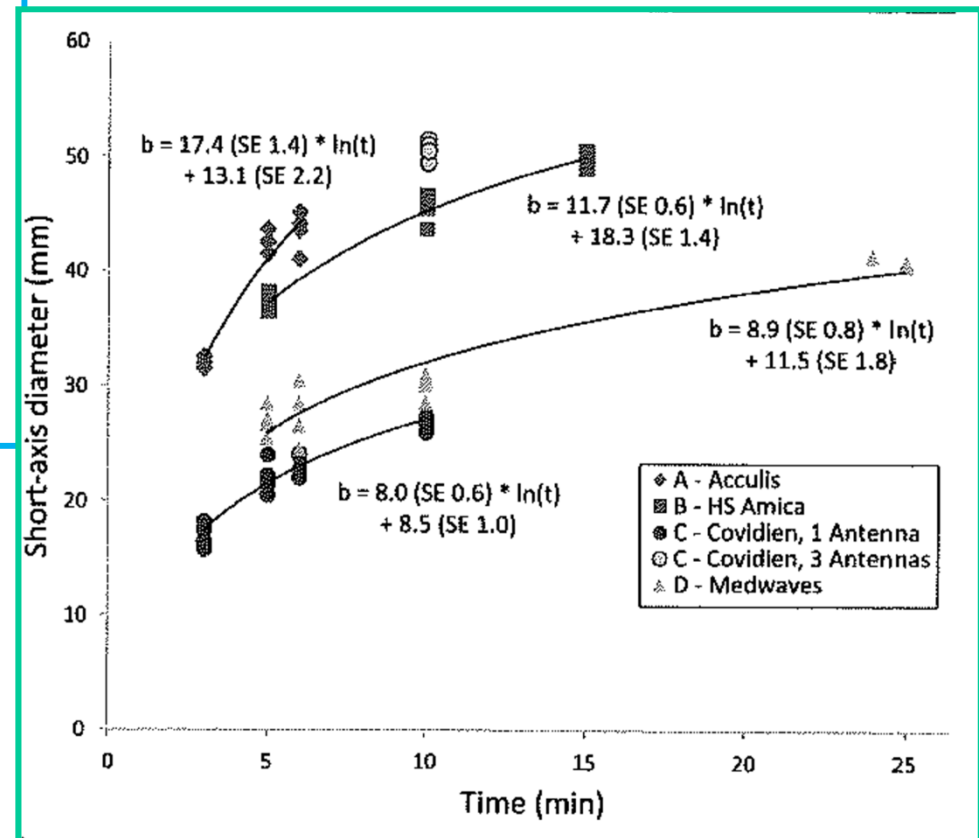
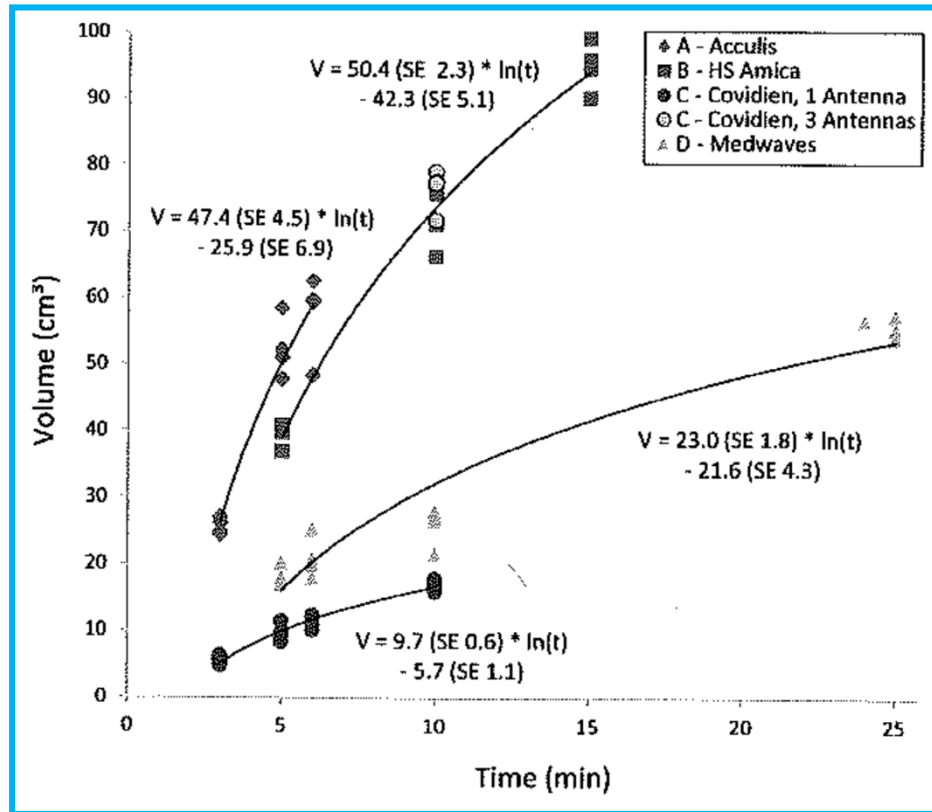
- TATOpro da 11G per la termoablazione intraoperatoria, in caso di lesione non resecabile.
- TATOpro da 14G ideale per il trattamento dei tumori ossei.
- TATOpro da 17G per il trattamento di ablazione percutaneo dei tumori epatici.
- TATOpro da 18G è l'applicatore più fine in commercio ed è indicato per interventi di termoablazione sulla tiroide e sulla prostata



Biomedical (Italia)

<http://www.termoablatores-tato.it/>

Confronto prestazioni....



To put everything in a nutshell.....

L'ablazione (ipertermia) a microonde è una tecnica usata in diversi ambiti per distruggere parti malate di tessuto sfruttando l'incremento di temperatura ottenibile dalla deposizione di un campo elettromagnetico a microonde nel tessuto;

Applicazioni includono le aritmie cardiache, ablazione dell'endometrio e di tumori quali quelli al fegato.

si usano antenne esterne o "invasive";

con antenne interstiziali si possono ottenere lesioni con dimensioni dell'ordine di 7 cm.

- Lo studio e progetto di antenne per ablazione a microonde può essere fatto per via analitica / numerica e per via sperimentale (*ex-vivo*, *in-vitro*, *in-vivo*)
- si valuta il coefficiente di riflessione dell'antenna, la distribuzione di SAR ed il corrispondente incremento di temperatura indotto.