Tecniche terapeutiche basate sull'uso di campi elettromagnetici

MARTA CAVAGNARO

Tecniche terapeutiche con campi EM

Cura di una malattia mediante un campo elettromagnetico:

- ✓ ricostruzione ossea,
- ✓ stimolazione nervosa,
- ✓ diatermia,
- ✓ ipertermia,
- ✓ ablazione,
- ✓ .....

Basate sulla produzione di un adeguato incremento di temperatura nella zona da trattare

Sorgenti di calore

Il calore può essere ottenuto all'interno del corpo sfruttando diverse possibili sorgenti:

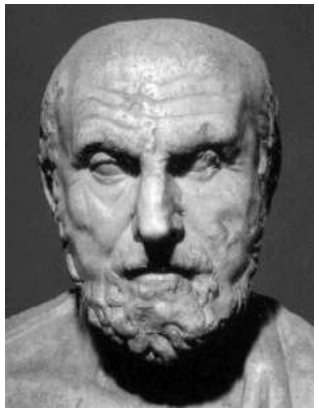
- ultrasuoni,
- correnti a radiofrequenza
- campi elettromagnetici a microonde
- luce (i.e. laser)
- …

Application of heat for a wide variety of medical conditions is a very old medical therapy, but the use of electromagnetic fields to create this heat is relatively new.

Furse, Basic Introduction to Bioelectromagnetic, CRC Press 2009

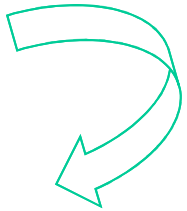
«QUAE MEDICAMENTA NON SANANT, FERUM SANAT.
QUAE FERUM NON SANAT,
IGNIS SANAT.
QUAE VERO IGNIS NON SANAT, INSANABILIA REPUTARI OPORTET»

Ippocrate (470-377 a.C.) *Aphorisma* LXXXV, sez. 7ª



Campi em per generare calore

- ✓ diatermia,
- ✓ ipertermia,
- ✓ ablazione,
- ✓ .....



⇨ DIATHERMY is a technique used for producing therapeutic heating in tissue by the conversion of physical forms of energy such as ultrasound, EM shortwaves, **or** microwaves into heat after being transmitted transcutaneously to deep afflicted tissue areas. The technique has been used in physical medicine from the time that the physical energy sources have been available to man. (Guy et al. Proc IEEE, 1974)

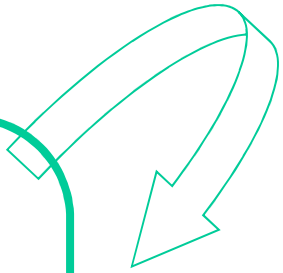
⇨ IPERTERMIA: sfrutta incremento di temperatura per indebolire cellule tumorali

⇨ ABLAZIONE: sfrutta incremento di temperatura per eliminare cellule patologiche

Applicazioni

Il “riscaldamento” dei tessuti può essere usato nella cura:

- degli stati infiammatori (diatermia)
- dei tumori (ipertermia);
- dei tumori (ablazione)
- dei fibromi dell’utero o amenorree mestruali;
- delle aritmie cardiache;
- ipertrofia della prostata;



ablazione

In generale ovunque devo rimuovere tessuto non sano

Riassumendo....

In diatermia, ipertermia e nell'ablazione a microonde

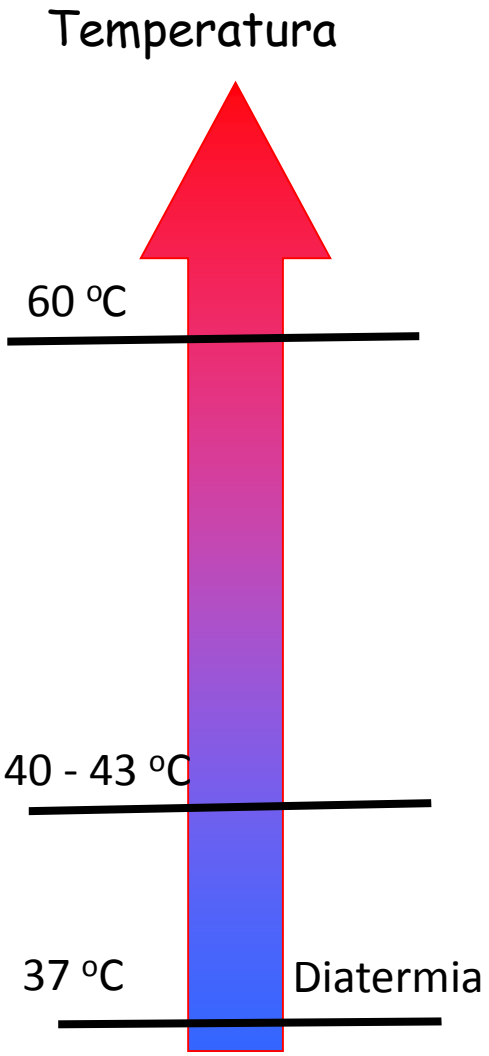
- un'antenna emette un campo em che viene assorbito dal tessuto biologico da trattare;
- il campo elettromagnetico a microonde viene usato per scaldare il tessuto "non sano".

Allora qual è la differenza?

The target tissue temperatures for the ***ablative treatments are about 65 ° C***, whereas for the ***hyperthermia*** *treatments*, ***it is about 43 ° C***

La diatermia provoca temperature di poco al di sopra dei valori fisiologici

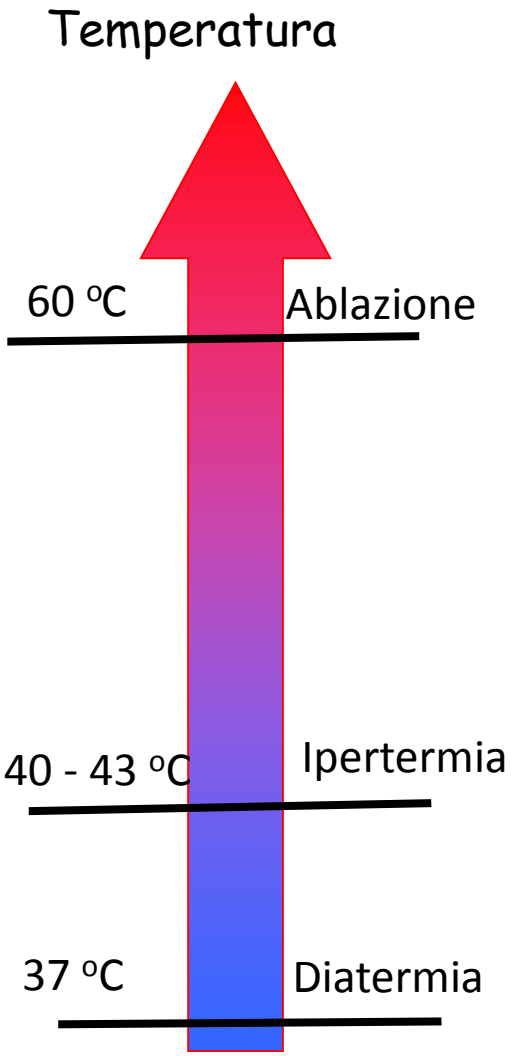
Calore come cura di diverse patologie



When local heat is applied to living tissue, the resulting temperature rise will produce many physiologic responses, partly due to direct action on the tissue cells and partly due to thermal action on local nerve receptors. One of the responses is an increase in blood flow due to vasodilatation accompanied by increases in capillary pressure, cellular membrane permeability, and metabolic rate. The latter could result in a further increase in tissue temperature. It is believed that the responses can increase healing rate in diseased or damaged tissue by increasing the transfer of metabolites across cell membranes, providing for greater concentration of white cells and antibodies, and increasing the transport rate of toxins, engulfed bacteria, and debris away from the treated area. The heating can promote relaxation in muscles, reduce pain and provide relief of muscle 'spasms'.

Guy et al. Proc. IEEE, 1974

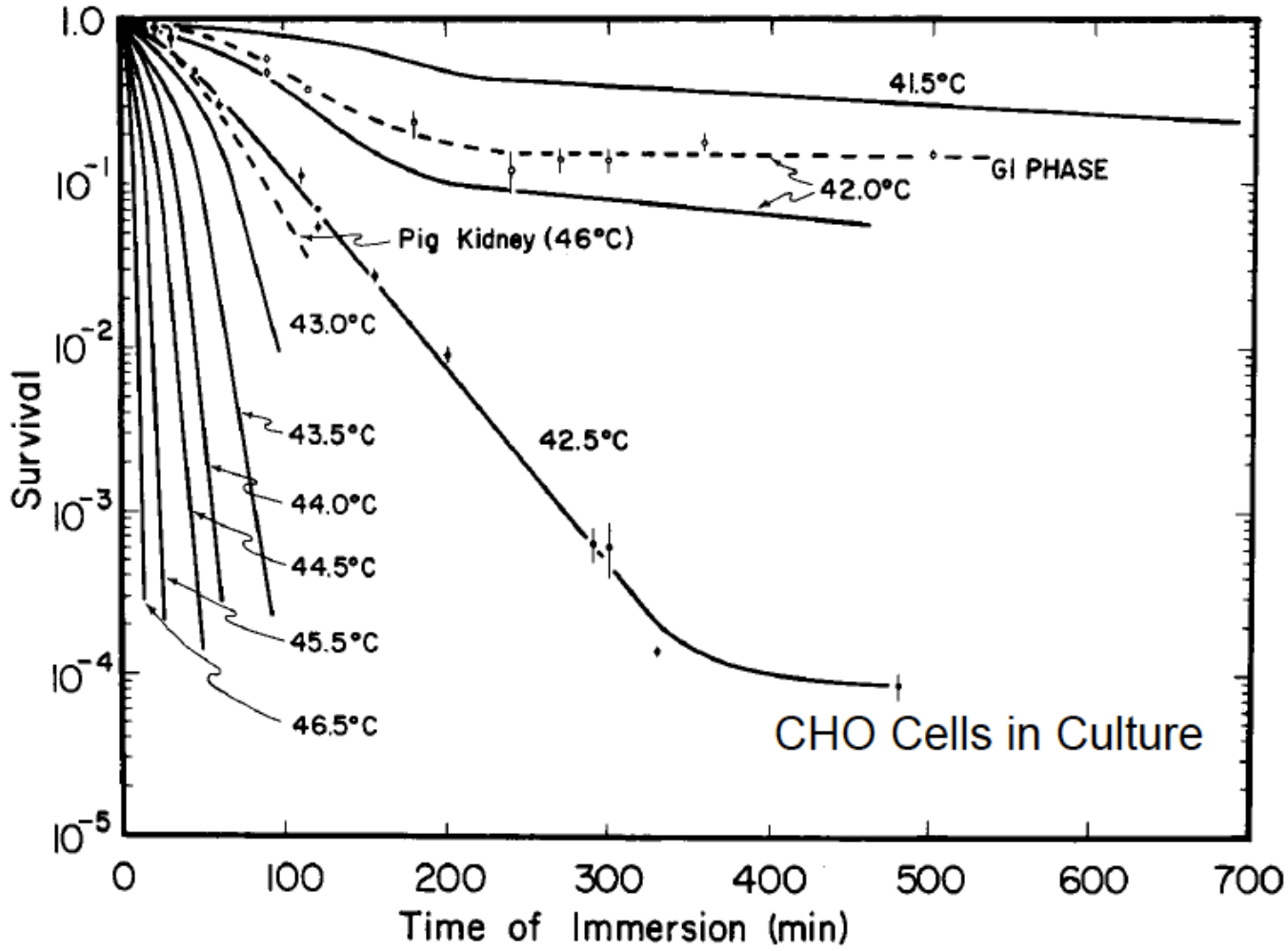
Uso del calore in medicina



Cellular homeostasis can be maintained with mild elevation of temperature to approximately 40° C. When temperatures are increased to 42– 45° C (hyperthermia), cells become more susceptible to damage by other agents such as chemotherapy and radiation [27, 28]. However, even prolonged heating at these temperatures will not kill all cells in a given volume because continued cellular functioning and tumour growth can be observed after relatively long exposure to these temperatures. When temperatures are increased to 46° C for 60 min, irreversible cellular damage occurs [29]. Increasing the temperature only several degrees to 50–52° C markedly shortens the time necessary to induce cytotoxicity (4–6 min) [30]. Between 60° and 100° C, near instantaneous induction of protein coagulation that irreversibly damages key cytosolic and mitochondrial enzymes and nucleic acid–histone complexes occurs [31, 32]. Cells experiencing this extent of thermal damage most often, but not always, undergo coagulative necrosis over the course of several days. The term "coagulation necrosis" has been used to denote irreversible thermal damage to cells, even if the ultimate manifestations of cell death do not fulfil the strict histologic criteria of coagulative necrosis. Temperatures greater than 105° C result in tissue boiling, vaporization, and carbonization.

Goldberg et al. AJR 2000

Effetto del calore sulle cellule

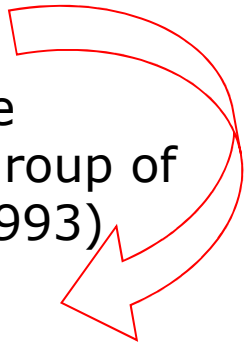


Maccarini et al., Ansoft user meeting 2005

Esperienza clinica...

Da tener presente che, mentre la probabilità che un tumore risponda ad un trattamento col calore è abbastanza indipendente dalla sorgente di calore,

la possibile insorgenza di effetti collaterali può essere dipendente dalla tecnica usata. (dal report del task group of the European society for Hyperthermic Oncology – 1993)



Al netto della capacità di scaldare zone sufficientemente ampie di tessuto salvaguardando le aree sane, etc....

Pertanto, la tecnica che permette di misurare, e pertanto controllare, la massima temperatura raggiunta, dovrebbe essere quella che comporta il minor livello di complicazioni. (dal report del task group of the European society for Hyperthermic Oncology – 1993)

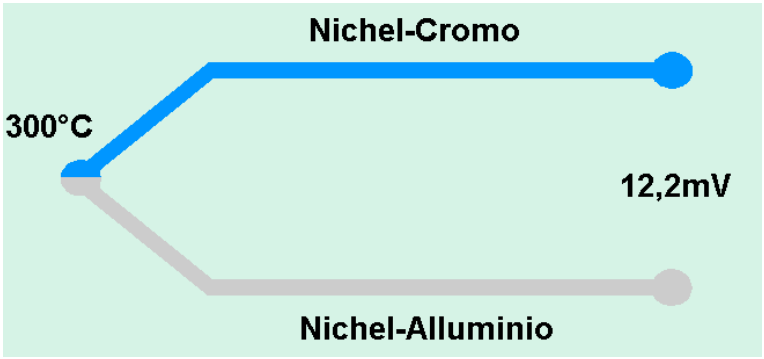
Misure di temperatura

- Sonde di temperatura
  - termocoppie
  - fibre ottiche
  - termistori
- MRI
- ecografia
- TAC
- .....

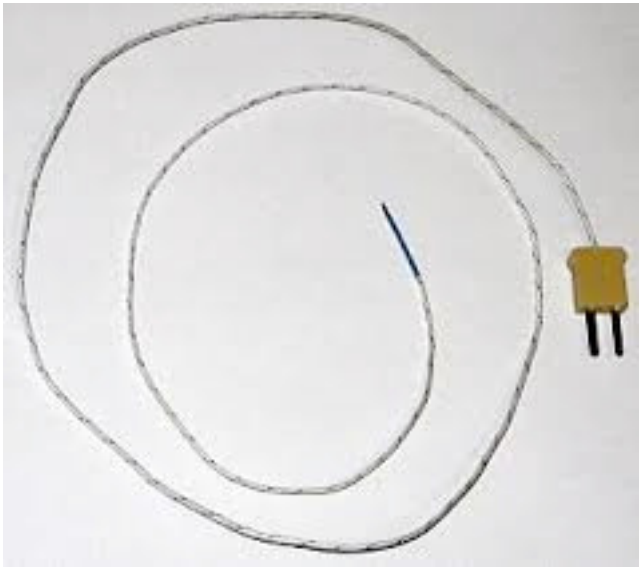
Misure di temperatura: termocoppie

Nel 1822, il fisico **Thomas Seebeck** scoprì (accidentalmente) che la giunzione tra due metalli genera una tensione funzione della temperatura a cui si trova la giunzione.

Anche se qualunque tipo di metallo può essere usato per fare una termocoppia, un certo numero di tipi standard sono utilizzati poiché possiedono tensioni **prevedibili all'uscita** e grandi "pendenze" di temperatura.



Schema di una termocoppia di tipo K, che è la più popolare:



Misure di temperatura: fibre ottiche

I sensori di temperatura a fibra ottica si basano sull'uso di una fibra ottica alla fine della quale viene posto un elemento chimico (terra rara, arseniuro di gallio ..) sensibile alla temperatura.

Un segnale luminoso viene quindi inviato lungo la fibra, e riflesso dal sensore. In particolare, il sensore presenta delle capacità riflettenti che variano in base alla temperatura a cui è sottoposto.

Misure di temperatura: termistori

Un sensore termistore misura la temperatura attraverso la variazione della sua resistenza. Generalmente, i termistori hanno coefficienti di temperatura negativi che provocano la diminuzione della resistenza del termistore all'aumentare della temperatura.

I termistori vengono realizzati con un misto di metalli e materiali a base di ossido di metallo, per poi essere formati a seconda delle esigenze. I termistori possono essere usati così come sono, ossia come termistori a disco, o essere ulteriormente lavorati e combinati con fili conduttori e rivestimenti per diventare termistori a perla.

As shown in Fig. 1, the probe consists simply of two pairs of very-high-resistance leads connected to a small high-resistance thermistor (about 750 kΩ at 25°C and a coefficient $\simeq -0.04$/°C).

In addition to the direct heating of the thermistor by the leads, significant errors can occur because the field structure in the material of interest will be different with the probe in place [2], [4]–[6]. Metallic leads are particularly troublesome because of their very high conductivity. Even Nichrome has a conductivity of about 10^6 S/m. For comparison, muscle tissue has a conductivity of about 1 S/m. An effective solution to the field-perturbation problem, as well as the direct-heating problem, is to use leads with a conductivity comparable to that of the subject or model material of interest; e.g., saline-filled glass tubes [2, p. 705]. The probes described here use leads with a conductivity of only 4 S/m,[3] and most of the bulk

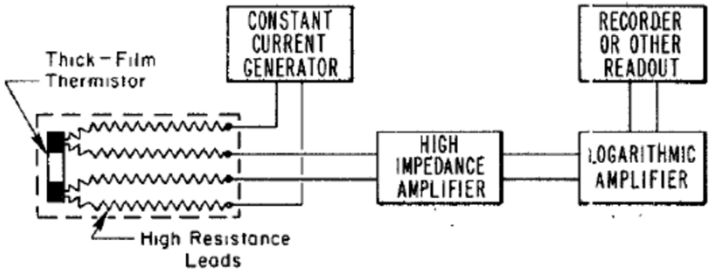


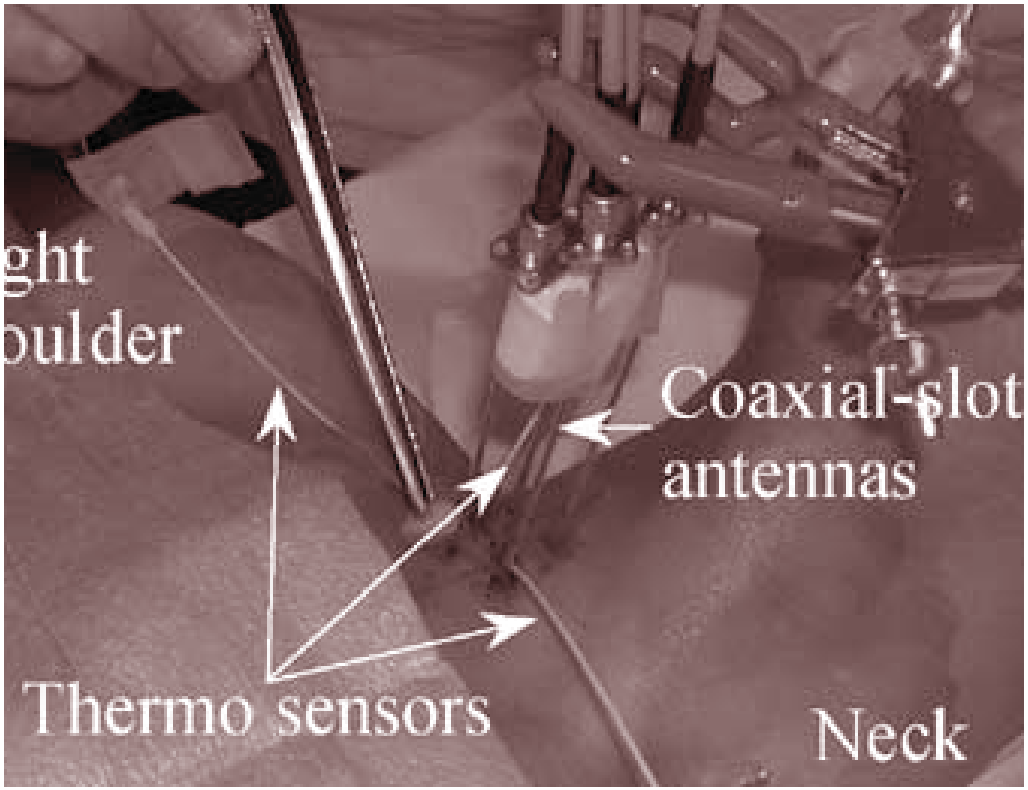
Fig. 1. Schematic of probe and associated electronics.

Browman, 1976

Misura di temperatura

Problemi legati alle misure con sensori di temperatura:

- invasive
- pochi punti possono essere registrati in ogni trattamento
- le termocoppie interferiscono con il campo elettromagnetico



K. Saito et al., IEEE Trans. on Microwave Theory and Techn., 52:8, pp. 1987 – 1991, August 2004

Misure di temperatura: ecografia

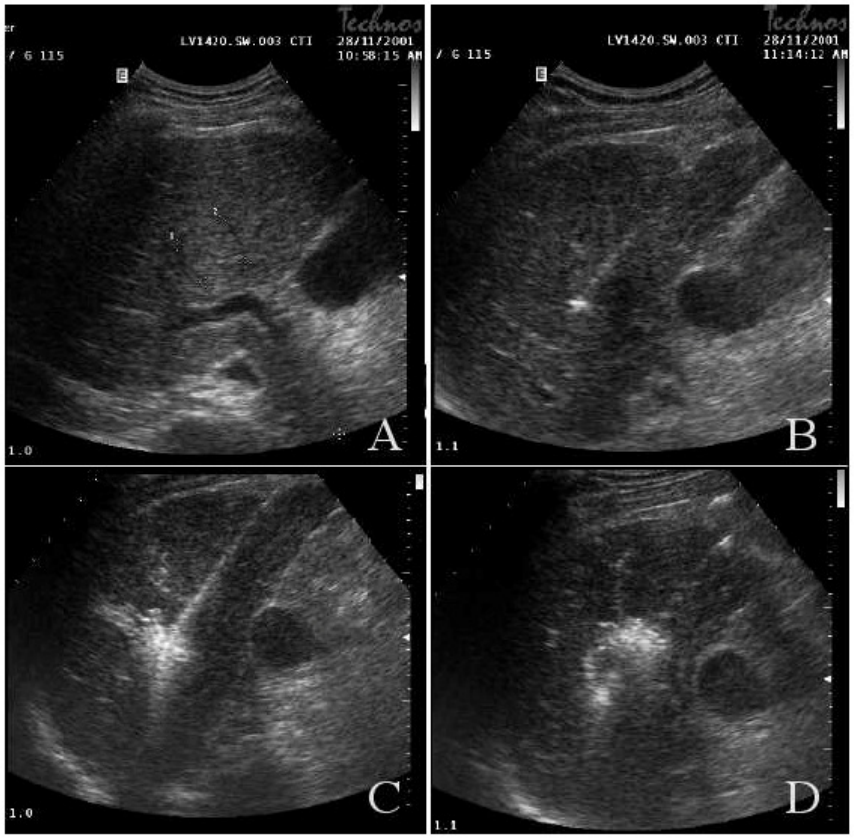


Figura 2. Trattamento di termoablazione di piccolo nodulo di epatocarcinoma del lobo destro epatico. Una volta identificata la lesione da trattare (A), l'ago-elettrodo viene inserito al suo interno sotto guida ecografica (B) e si attiva successivamente il generatore di radiofrequenze: durante il trattamento i fenomeni di vaporizzazione associati all'effetto termico determinano la formazione di un'area iperecogena (C) che si estende progressivamente a tutto il nodulo

Gaiani et al., OdV gli ospedali della vita 2002

Misura di temperatura

Nowadays, MR-based thermometry is the most accurate non-invasive technique and several methods, exploiting T1 relaxation time or proton resonance frequency (PRF) shift, have been developed to measure temperature [102]. MRI can perform temperature monitoring in a range from 40 to 110 ° C, enabling a spatial resolution of 1-2 mm; temperature gradients 4 ° C/mm may be registered, with a precision of 5 ° C [98].

The main limitations of the technique with reference to MTA procedures are high cost and availability of MR-compatible MW instruments.

Il profilo di temperatura si può ricostruire dal segnale di risonanza a partire da diversi parametri…

- M_o è direttamente proporzionale alla T

$$N = N_{TOT} e^{-\frac{E}{KT}} \quad \Rightarrow \quad M = \Delta N m = N_{TOT}\, \gamma \frac{hB_0}{2\pi kT} \cdot \frac{1}{2} \gamma \frac{h}{2\pi}$$

- i tempi di rilassamento T_1 e T_2 dipendono in modo lineare dalla T
- la «diffusione» dei protoni dipende dalla T
- «Proton Resonance Frequency Shift»

Misura T con MRI

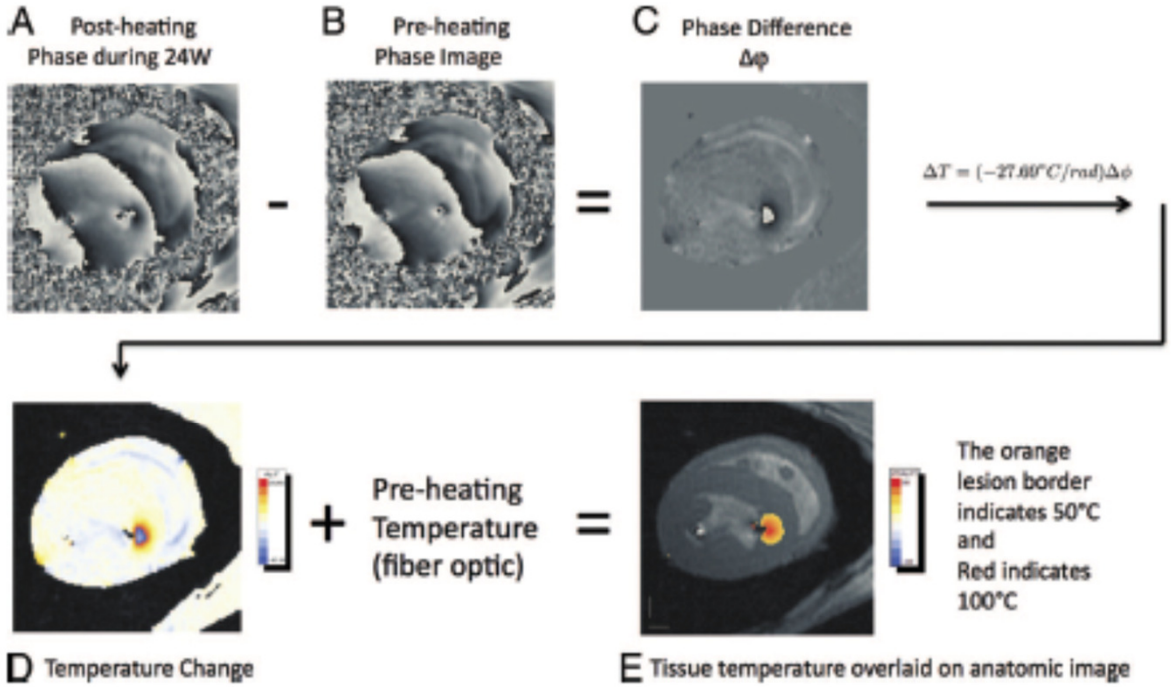


Figure 2. Data processing for cardiac RF ablation PRFS thermography. The registered preheating phase image (B) is subtracted from the postheating phase image (A) to give a phase difference image (C). Low signal intensity areas of the anatomic image are masked off from further processing. Phase unwrapping (not shown) is performed on the phase difference image (C) before conversion to a temperature change image (D) using Equation 2. The baseline temperature obtained from the fiberoptic temperature probe is then added to obtain the tissue temperature image. E, Tissue temperature image overlaid on the anatomic image for reference. The orange lesion border indicates 50°C, chosen to correspond to irreversible tissue damage.

Kolandaivelu et al., Circ Arrhythm Electrophysiol October 2010

Misura di temperatura

These limitations might be less important for X-ray CT scan thermometry, which shows a potential for use in thermal ablation. However, MR-based thermometry allows monitoring tissue temperature without radiation exposure, whereas CT-based one requires repeated CT scans with an equivalent dose depending on the treated organ and duration of the procedure. CT offers also the chance to perform non-invasive thermometry on tissue (e.g. fat) where MR-thermometry is prone to inaccuracies.

The regression analysis showed an inverse linear relation between the average CT number and temperature with −0.65±0.05 HU/° C

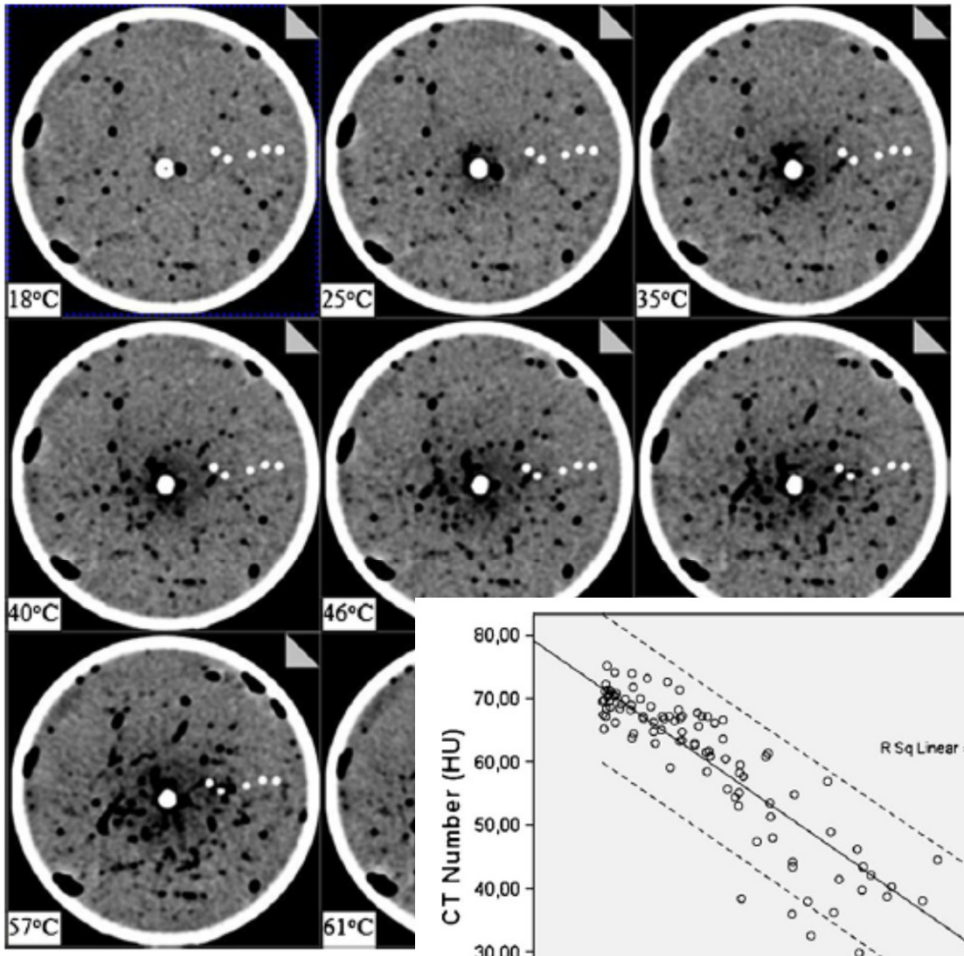
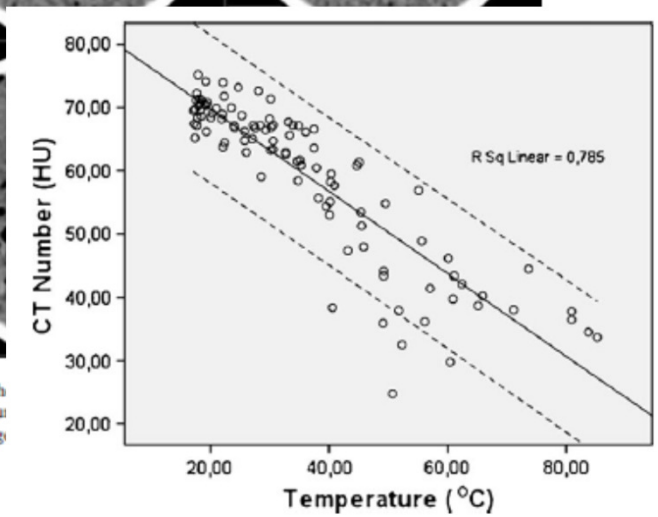


Fig. 2 Example of the increase in a hypodense area during laser h
experiment in the bovine liver tissue. The temperature measu
thermal sensor 1 during experiment was shown on each CT imag



Pandeya et al. 2011

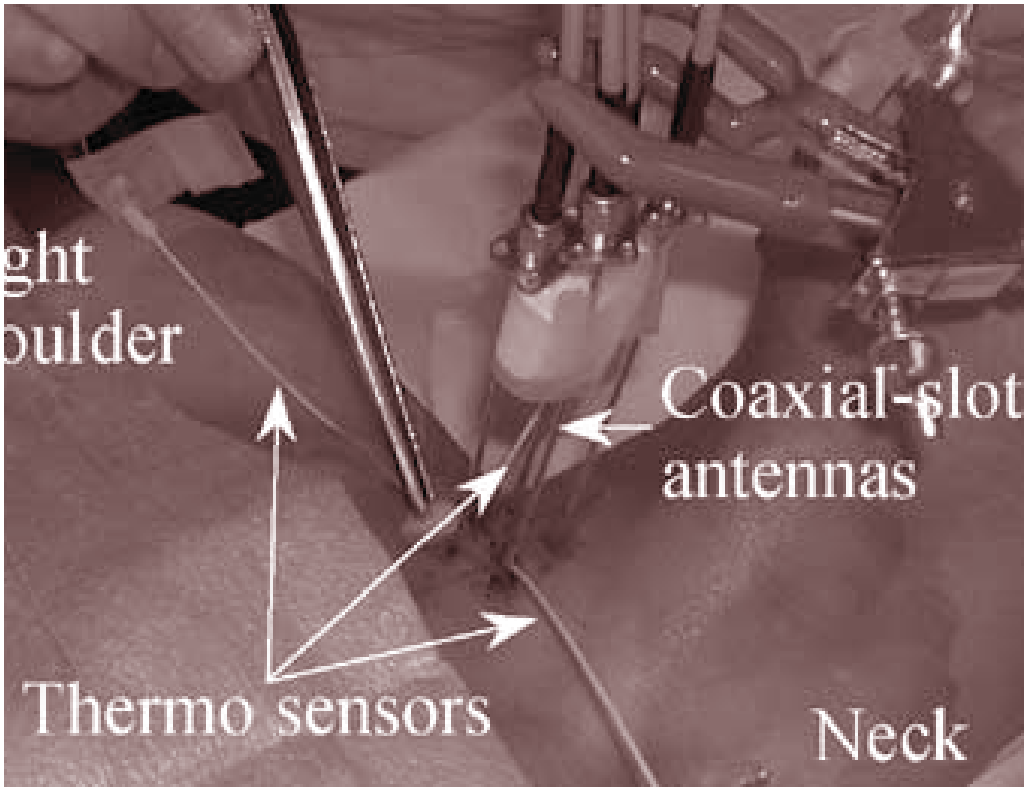
Sorgente di campo

Il campo elettromagnetico viene "eccitato" nel tessuto biologico mediante l'utilizzo di un'antenna

antenne non invasive

antenne invasive

http://www.radiochirurgia.it/ipertermia/home.html



K. Saito et al., IEEE Trans. on Microwave Theory and Techn., 52:8, pp. 1987 – 1991, August 2004

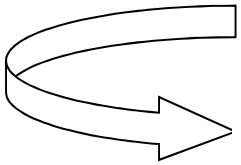
Analisi antenne per ablazione / ipertermia

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.

Studio di antenne per ...

Si deve valutare il campo elettromagnetico irradiato da un'antenna immersa (in prossimità) in un tessuto biologico.

Obiettivi:

- ✓ **Ottenere un incremento di temperatura opportuno in un'assegnata regione di tessuto;** E; SAR; ΔT
- ✓ **rendere massima l'efficienza dell'antenna (i.e. minime riflessioni)** S_{11}

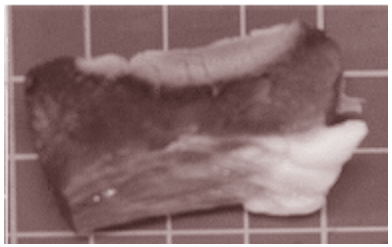
Problemi:

- ✓ **Variazioni delle proprietà elettriche e termiche dei tessuti (variabilità da paziente a paziente, per non linearità, incremento di temperatura);**
- ✓ **presenza flusso sanguigno che rimuove il calore.**

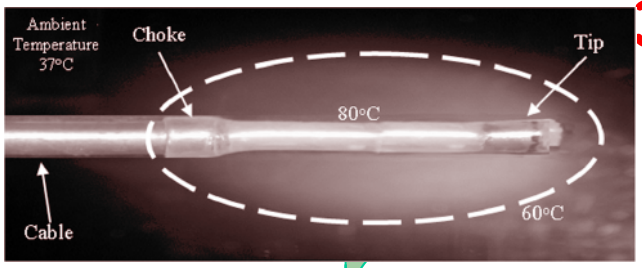
Studio antenna in un tessuto biologico

Lo studio può essere fatto:

1. *In vivo*



2. *In vitro / ex vivo*



3. **Numerico**

evoluzione storica..

Impostazione attuale

Risoluzione equazioni del problema elettromagnetico e del problema termico

Confronto numerico - sperimentale

Studio numerico

Equazioni di Maxwell

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

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

proprietà dielettriche tessuto alle frequenze delle microonde

sorgente

Proprietà a microonde

Alto contenuto di acqua (>90%)
Sangue, umor vitreo,
fluido cerebrospinale

Medio contenuto di acqua (<80%)
Pelle, muscoli, cervello, organi interni

Basso contenuto di acqua (40%)
Ossa, grasso, tendini

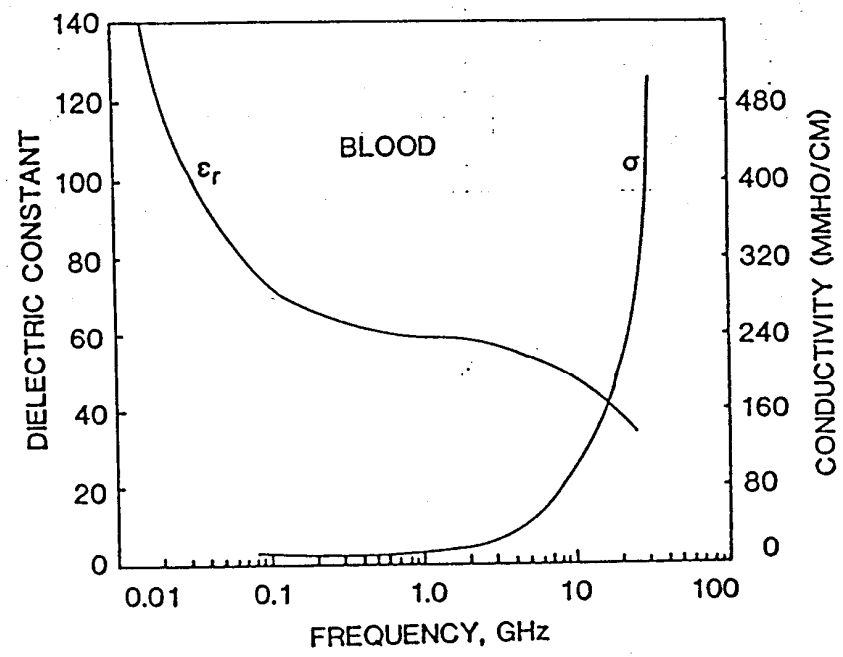


FIGURE 4-19. Dielectric constant and conductivity of blood at 37°C.

Studio antenna....

Nello studio di un'antenna per applicazioni di ipertermia o ablazione a microonde si lavora ad una sola frequenza

Pertanto, si hanno valori di ε, σ, e μ che sono solo funzione del tessuto. Ma… la temperatura....

- La soluzione del problema elettromagnetico serve per trovare la distribuzione di campo nel tessuto, da cui poi valutare l'incremento di temperatura prodotto.

- In genere, poiché l'innalzamento di temperatura è legato alla potenza elettromagnetica depositata nel tessuto, il parametro di riferimento è il ***SAR*** (Specific Absorption Rate - potenza assorbita per unità di massa (W/kg)), che è quindi il parametro calcolato come "uscita" del problema elettromagnetico. Quindi, si risolve il problema termico....

$$SAR = \frac{\sigma \left|\underline{\mathbf{E}}\right|^2}{2\rho} = \frac{\sigma \left|\underline{\mathbf{E}}\right|_{rms}^2}{\rho} \quad [W/kg]$$

$$\frac{\sigma \left|\underline{\mathbf{E}}\right|^2}{2} = densità \;\; di \;\; potenza \, [W/m^3]$$

$$\rho = densità \;\; di \;\; massa \, [kg/m^3]$$

Studio numerico – l'incremento di temperatura

L'incremento di temperatura si ottiene dalla soluzione dell'equazione del *bio-calore* : il calore complessivo accumulato per unità di volume di tessuto nell'unità di tempo è pari alla variazione di temperatura nell'unità di tempo, moltiplicata per la capacità termica di un metro cubo di tessuto...

$$C(\mathbf{r})\,\rho(\mathbf{r})\frac{\partial T}{\partial t} = \nabla\cdot\left(K(\mathbf{r})\,\nabla T\right) + A_0(\mathbf{r}) + \rho(\mathbf{r})\,SAR(\mathbf{r}) - B_0(\mathbf{r})\left(T - T_b\right) \quad \left[\frac{W}{m^3}\right]$$

C = calore specifico (J/° C kg)

✓ T = temperatura

$\nabla\cdot\left(K(\mathbf{r})\nabla T\right)$ ⇒ Calore che giunge per conduzione dai tessuti circostanti

$A_0(\mathbf{r})$ ⇒ Calore sviluppato dai processi metabolici

$\rho(\mathbf{r})\,SAR(\mathbf{r})$ ⇒ Calore esogeno dovuto all'assorbimento di potenza em (pari al SAR moltiplicato per la densità)

$B_0(\mathbf{r})\left(T - T_b\right)$ ⇒ Calore scambiato con il sangue (perfusione capillare) ($B_0 = \rho_b\, C_b\, w_{b0}$)

⇒ Con le opportune condizioni al contorno...

Legame SAR - Temperatura

$$C(\boldsymbol{r})\rho(\boldsymbol{r})\frac{\partial T}{\partial t} = \nabla\cdot\left(K(\boldsymbol{r})\nabla T\right) + A_0(\boldsymbol{r}) + Q_v(\boldsymbol{r}) - B_0(\boldsymbol{r})\left(T - T_b\right)$$

$$\rho(\vec{r})\cdot SAR(\vec{r}) = \sigma(\vec{r})\left|\vec{E}(\vec{r})\right|^2_{rms}$$

$$SAR(\vec{r}) = C\frac{\partial T}{\partial t}$$

La valutazione del SAR tramite l'incremento di temperatura deve essere effettuata considerando intervalli temporali molto limitati. Infatti, al crescere del tempo intervengono fenomeni di conduzione del calore che modificano la dipendenza SAR – ΔT dall'andamento lineare. La formula, inoltre, è riferita a fantocci dove non c'è produzione di calore metabolico.

Analisi antenne per ablazione / ipertermia

Soluzione analitica ⇒ Dipende come posso semplificare la geometria del problema...

☺ soluzione semplice;
☹ problema semplificato.

Soluzione numerica ⇒ FDTD (FEM)

☺ problemi complessi;
☹ difficoltà modello sorgenti.

Soluzione FDTD

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

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

Discretizzazione spazio di analisi

definizione cella elementare

Discretizzazione equazioni Maxwell

schema esplicito di soluzione

Soluzione equazione discretizzata:
scelta passo temporale

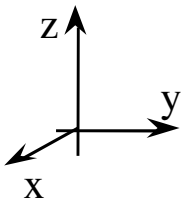
Fine analisi

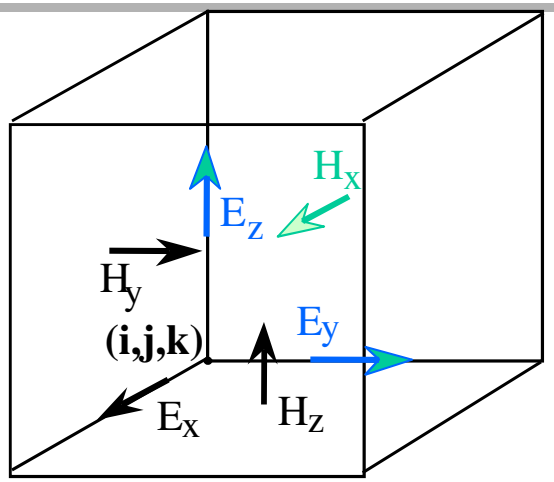
stabilità

$$\Delta t \le \frac{1}{c}\frac{1}{\sqrt{\frac{1}{\Delta x^2}+\frac{1}{\Delta y^2}+\frac{1}{\Delta z^2}}}$$

Equazioni risolventi

$$\frac{\partial H_x}{\partial t} = \frac{1}{\mu}\left(\frac{\partial E_y}{\partial z} - \frac{\partial E_z}{\partial y}\right)$$





$$\frac{H_x^{n+1/2}(i,\, j+1/2,k+1/2) - H_x^{n-1/2}(i,\, j+1/2,k+1/2)}{\Delta t} =$$

$$= \frac{1}{\mu_0}\left[\frac{E_y^n(i,\, j+1/2,k+1) - E_y^n(i,\, j+1/2,k)}{\Delta z} - \frac{E_z^n(i,\, j+1,k+1/2) - E_z^n(i,\, j,k+1/2)}{\Delta y}\right]$$

$$H_x^{n+1/2}(i,\, j,k) = H_x^{n-1/2}(i,\, j,k) +$$

$$+ \frac{\Delta t}{\mu_0\, \Delta z}\left[E_y^n(i,\, j,k+1) - E_y^n(i,\, j,k)\right] + \frac{\Delta t}{\mu_0\, \Delta y}\left[E_z^n(i,\, j,k) - E_z^n(i,\, j+1,k)\right]$$

Il problema termico

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

Condizione iniziale: distribuzione fisiologica di temperatura nel soggetto non esposto

$$\nabla\cdot\left(K(\mathbf{r})\,\nabla T\right) + A_0(\mathbf{r}) - B_0(\mathbf{r})\left(T - T_b\right) = 0$$

Condizione al contorno: scambio termico dalla superficie del corpo verso l'ambiente (convezione e irraggiamento)

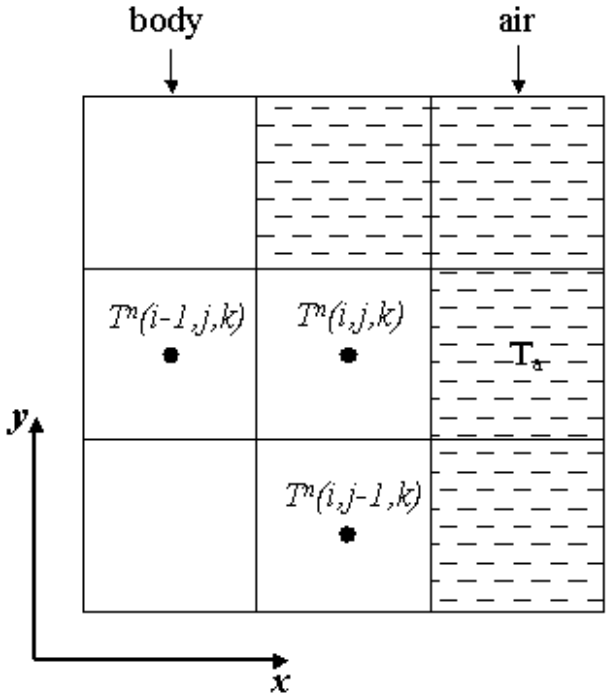
$$-K\left(\frac{\partial T}{\partial n}\right)_S = H\left(T_s - T_a\right) \quad \left[\mathrm{W/m^2}\right]$$

$Q_c = A\,H_c\,(T_s - T_a)$ [W] $\Rightarrow$ Convezione

$Q_r = A\,e\,\sigma\,(T_s^4 - T_a^4)$ [W] $\Rightarrow$ Radiazione ($T_s \cong T_a \cong 300\ K$) $\Rightarrow$ $Q_r = A\,H_r\,(T_s - T_a)$

Soluzione BHE

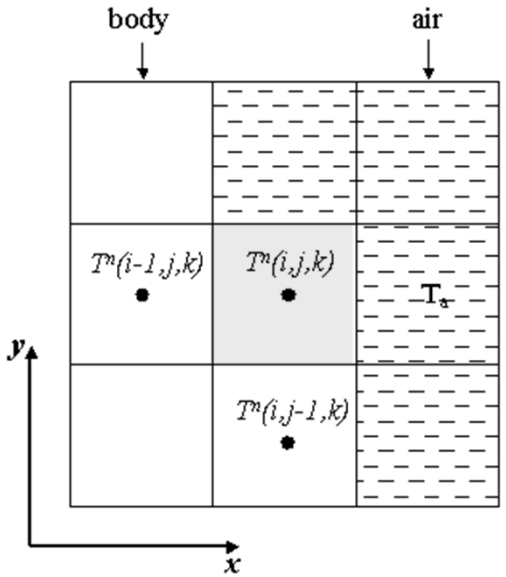
Soluzione esplicita alle Differenze Finite (FD – BHE)



Impostazione generale:

- Si divide il corpo in celle
  - usando lo stesso grigliato FDTD
- Si approssimano derivate spaziali (del 2° ordine) con differenze finite centrate
- Si approssimano derivate temporali (del 1° ordine) con differenze finite in avanti
  - per ottenere un algoritmo esplicito

FD-BHE: espressione finale



$$T^{n+1}(i,j,k)=\frac{K}{C\rho\delta^2}\delta t\begin{pmatrix}T^n(i-1,j,k)+T^n(i,j-1,k)+\\+T^n(i,j,k-1)+T^n(i,j,k+1)\end{pmatrix}$$

$$+T^n(i,j,k)\left[1-\left(4\frac{K}{C\rho\delta^2}+2\frac{H}{C\rho\delta}+\frac{B_0}{C\rho}\right)\delta t\right]+$$

$$2\frac{H}{C\rho\delta}\delta t\,T_a+\frac{1}{C\rho}\delta t\left(Q_v+A_0+B_0T_b\right)$$

N.B. l'equazione viene generalizzata per far riferimento ad una cella generica (che può essere tutta dentro al corpo o in corrispondenza della superficie del corpo) e ad un corpo disomogeneo (K è diversa tra celle adiacenti)

Criterio di stabilità

$$\delta t\le\frac{1}{\frac{6K}{C\rho\delta^2}+\frac{B_0}{2C\rho}}$$

δt tipico corpo $\cong$ 1 s

BHE - problematiche

- La soluzione esplicita della BHE permette di risolvere il sistema problema elettromagnetico – problema termico in cascata, usando lo stesso modello del corpo biologico.
- Tuttavia, la soluzione esplicita è stabile solo se è soddisfatto il criterio di stabilità per cui l'intervallo di tempo deve essere minore di un'assegnata quantità minima dipendente dalle proprietà termiche dei mezzi presenti.

$$\delta t \leq \frac{1}{\frac{6K}{C\rho\delta^2} + \frac{B_0}{2C\rho}}$$

Se nel problema è presente un metallo, la cui conducibilità termica *K* è molto elevata, l'incremento temporale può diventare eccessivamente piccolo.

In tal caso, può essere usata una soluzione implicita.

Caratteristiche termiche dei tessuti

- Pochi studi sperimentali relativi ai parametri termici
- I valori riportati mostrano una elevatissima dispersione

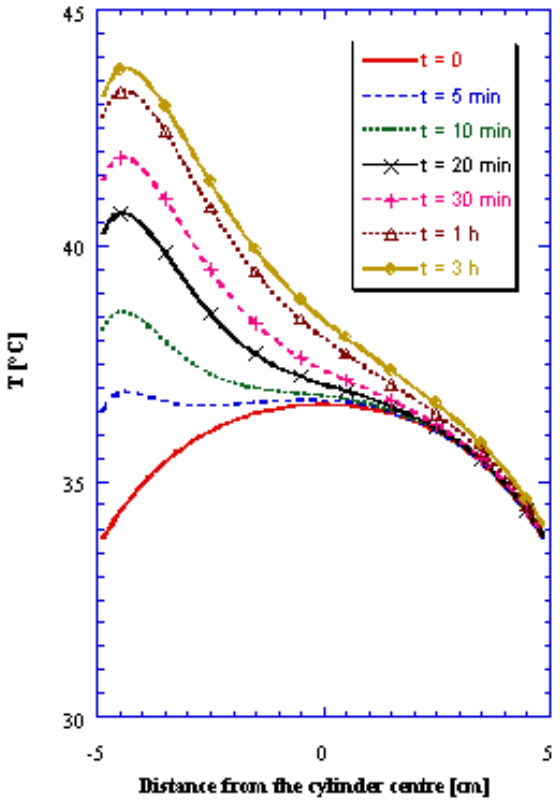
Heat Capacity (J/kg/°C)	Average	Standard Deviation	Number of Studies	Minimum	Maximum
Adrenal Gland	3513	124	2	3425	3600
Air	1004	3	3	1000	1006
Bile	4037	194	2	3900	4174
Blood	3617	301	3	3300	3900
Blood Plasma	3930	0	1	3930	3930
Blood Serum	NaN	NaN	0	NaN	NaN
Blood Vessel Wall	3306	158	3	3171	3480
Bone (Cancellous)	2274	234	3	2060	2524
Bone (Cortical)	1313	295	6	826	1650
Bone Marrow (Red)	2666	0	1	2666	2666
Bone Marrow (Yellow)	2065	0	1	2065	2065

https://www.itis.ethz.ch/virtual-population/tissue-properties/database/heat-capacity/

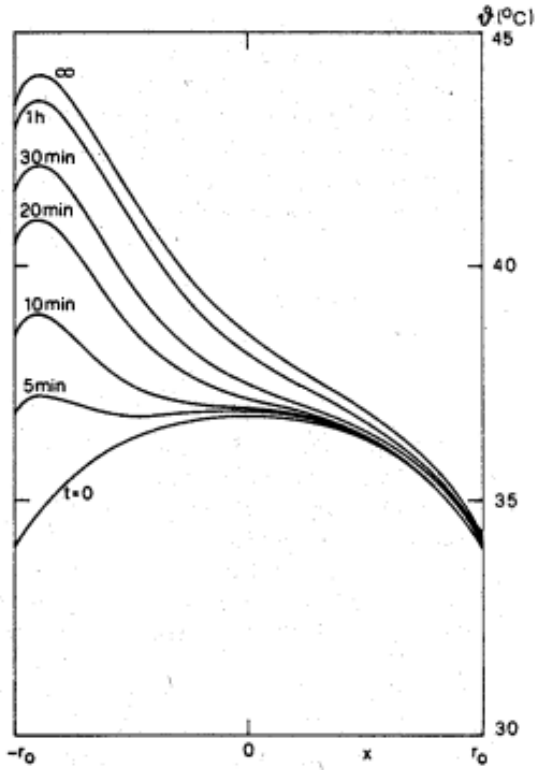
Convalida FD-BHE

Riscaldamento indotto in cilindro di muscolo irradiato da un'onda piana

$R = 5$ cm, $f = 2.45$ GHz, $P_{inc} = 100$ mW/cm^2



(a)

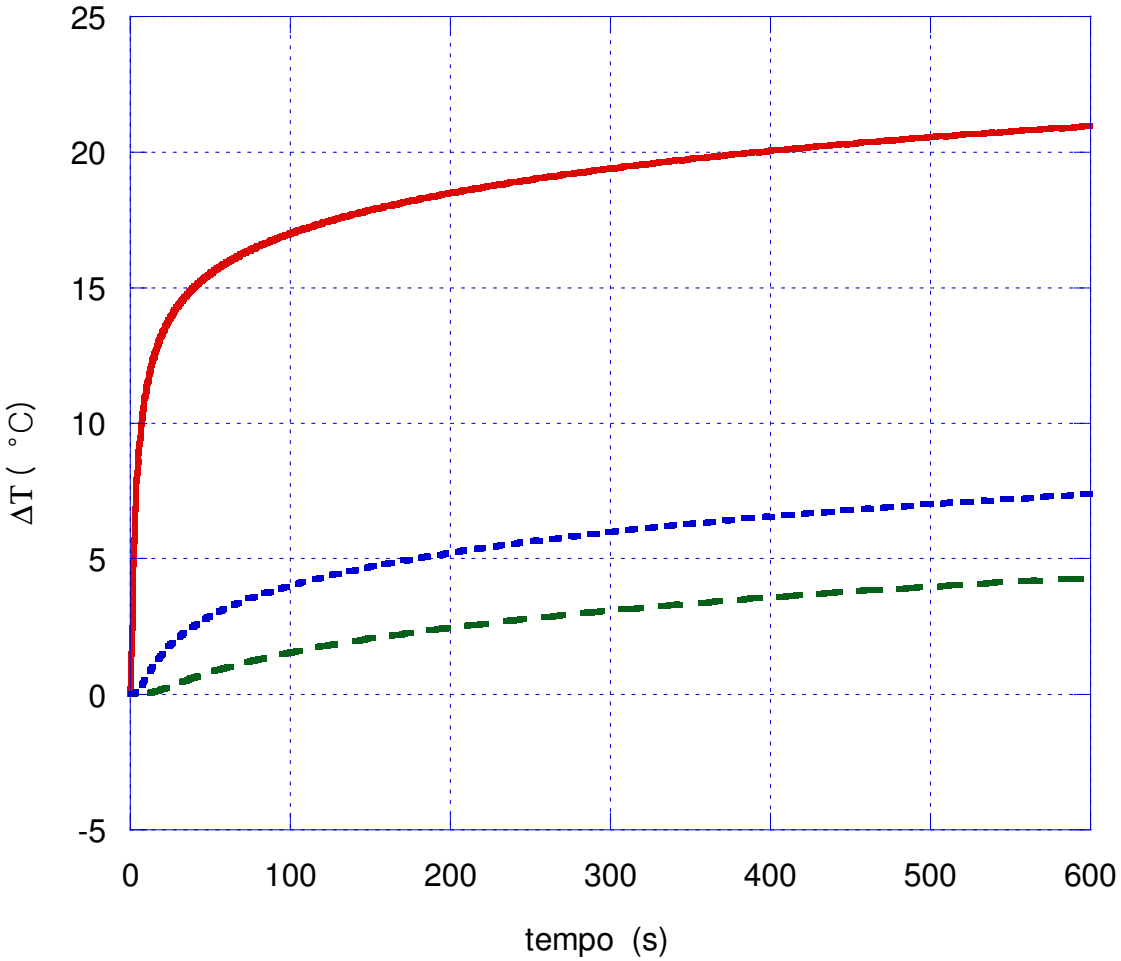


(b)

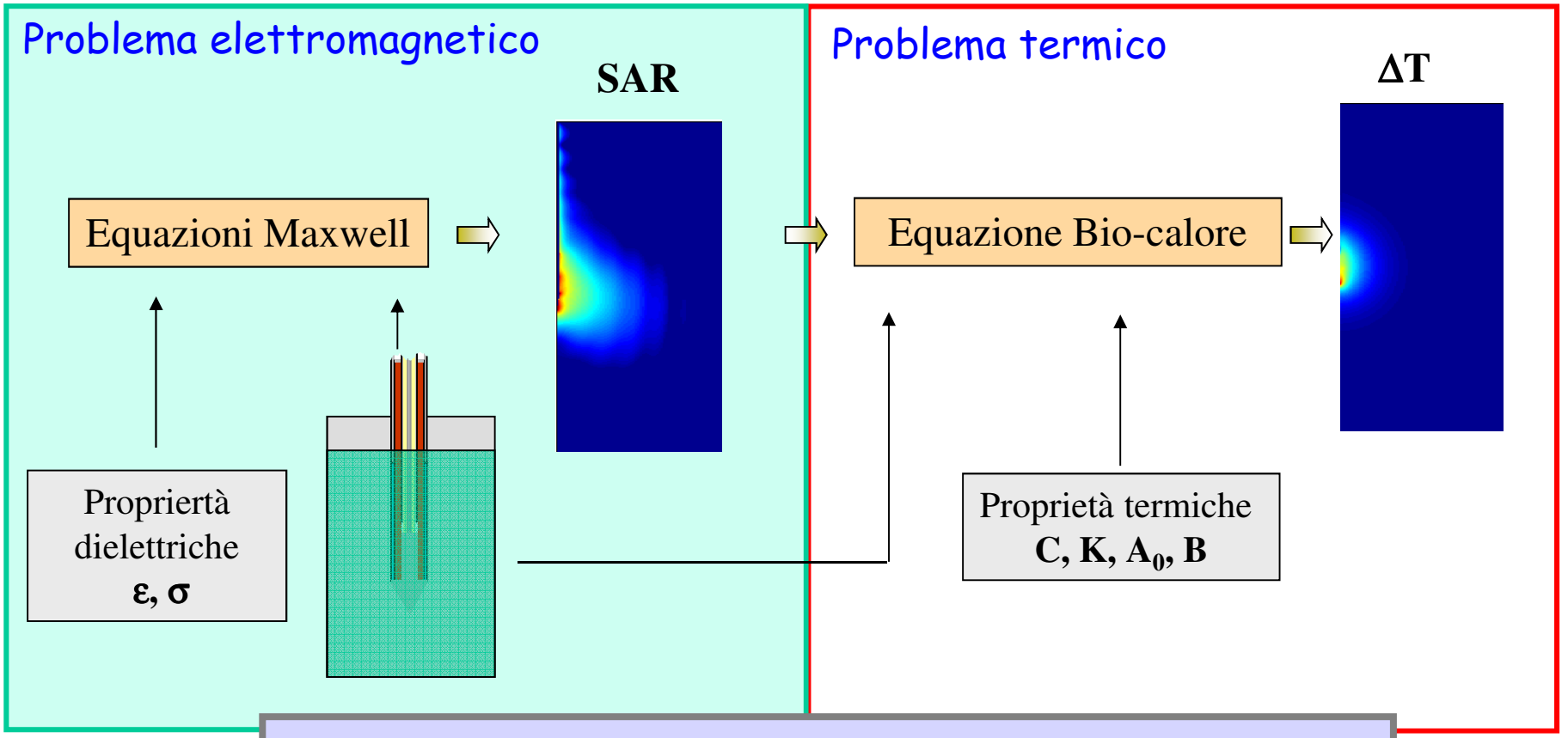
Soluzione numerica

Soluzione analitica (Bardati et al., 1980)

Andamento della temperatura nel tempo



Metodi e modelli: soluzione numerica



$$SAR = \frac{1}{2}\frac{\sigma|E|^2}{\rho} = \frac{potenza\ assorbita}{massa} \quad (W/kg)$$

Ablazione: problematiche

In uno studio completo si dovrebbe tenere conto della dipendenza dei parametri dalla temperatura...

Problema elettromagnetico

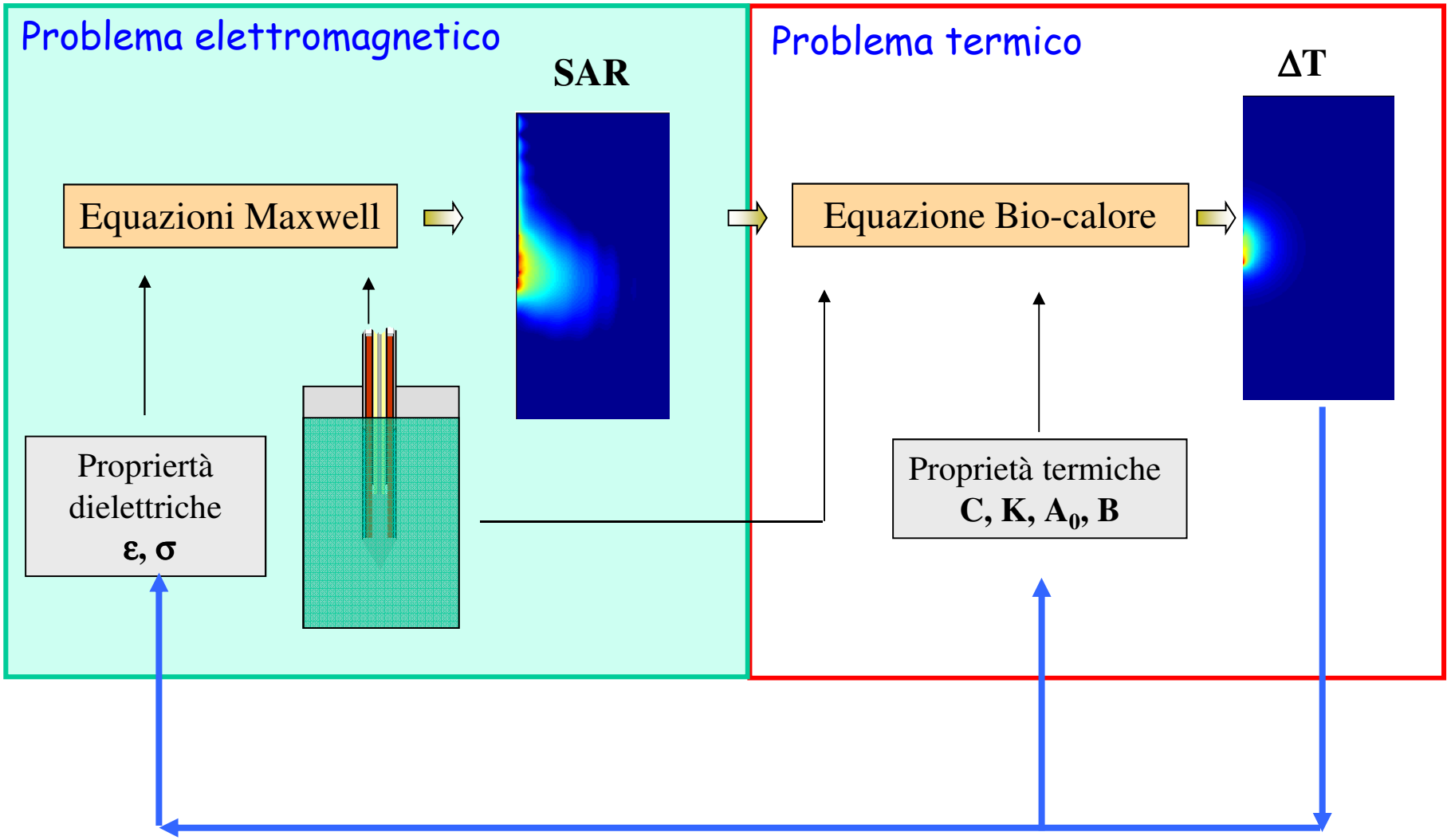
$$\nabla \times \underline{E}(\underline{r},\omega) = -j\omega\mu(\underline{r},T)\underline{H}(\underline{r},\omega)$$

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

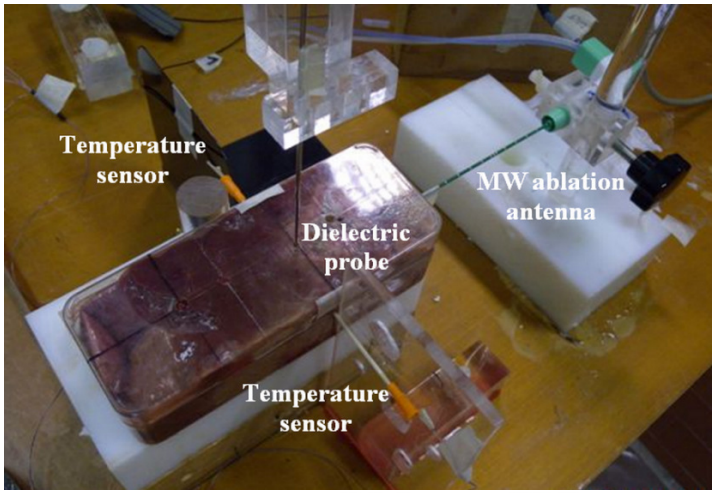
Problema termico

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

Metodi e modelli: soluzione numerica

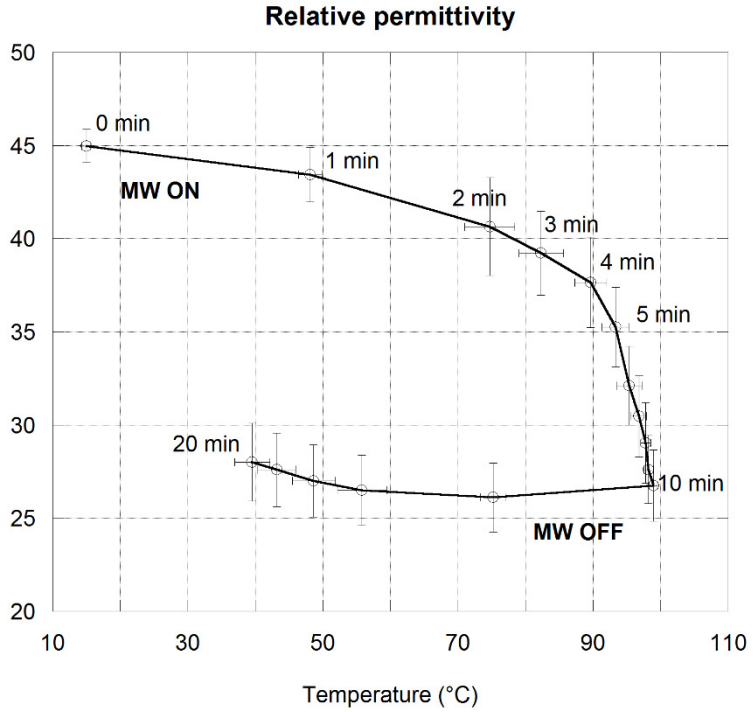


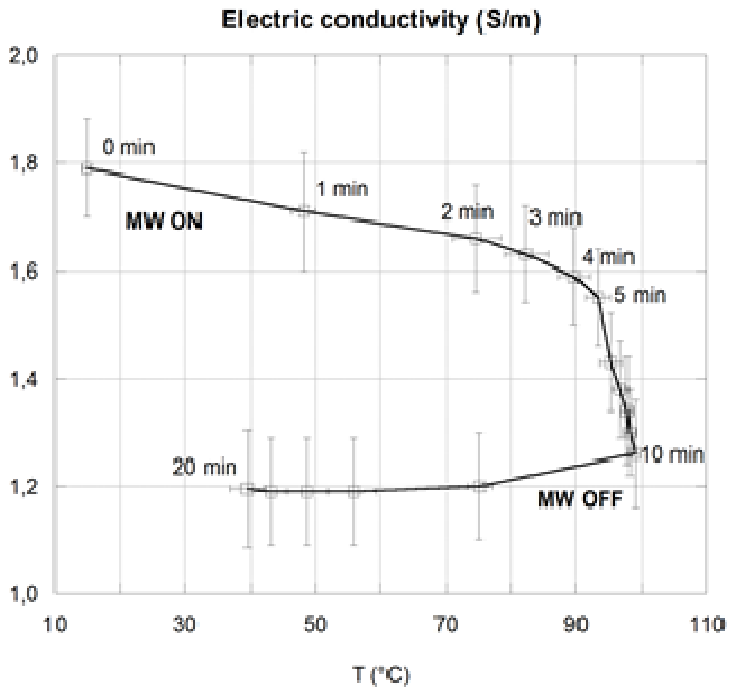
Dipendenza proprietà dielettriche dalla temperatura



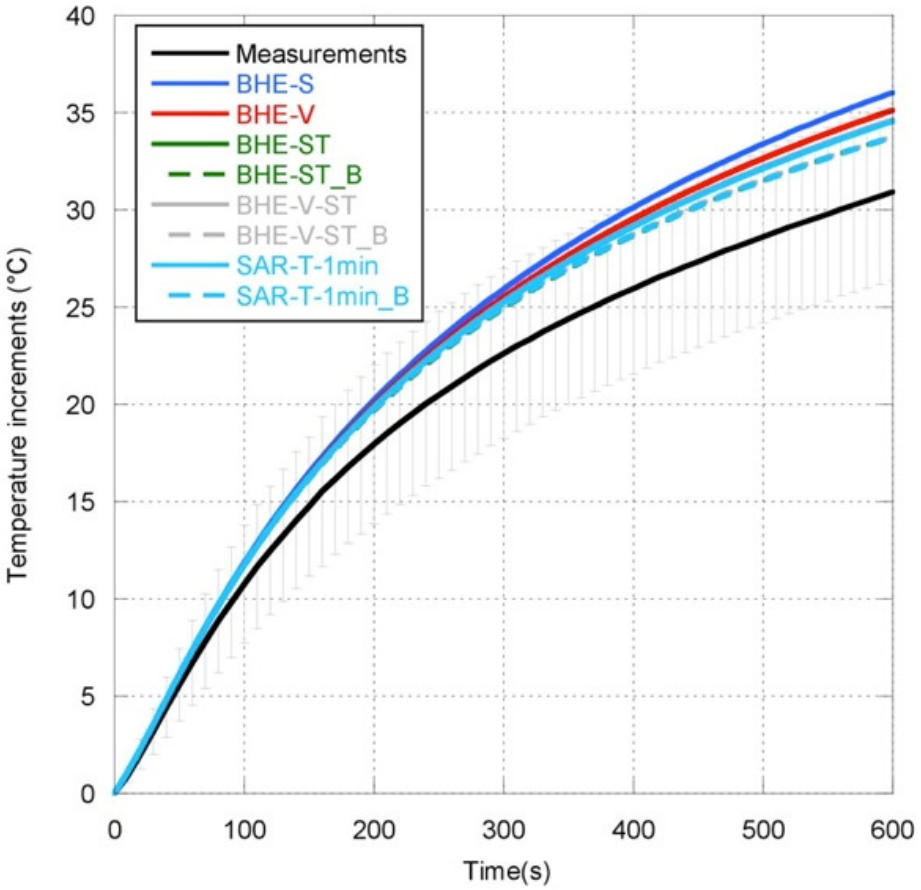
Mean values and uncertainty marges of the relative permittivity and electric conductivity as a function of the temperature, measured in *ex vivo* bovine liver during MTA treatment (30W for 10 min) at 2.45 GHz

Lopresto et al. 2014



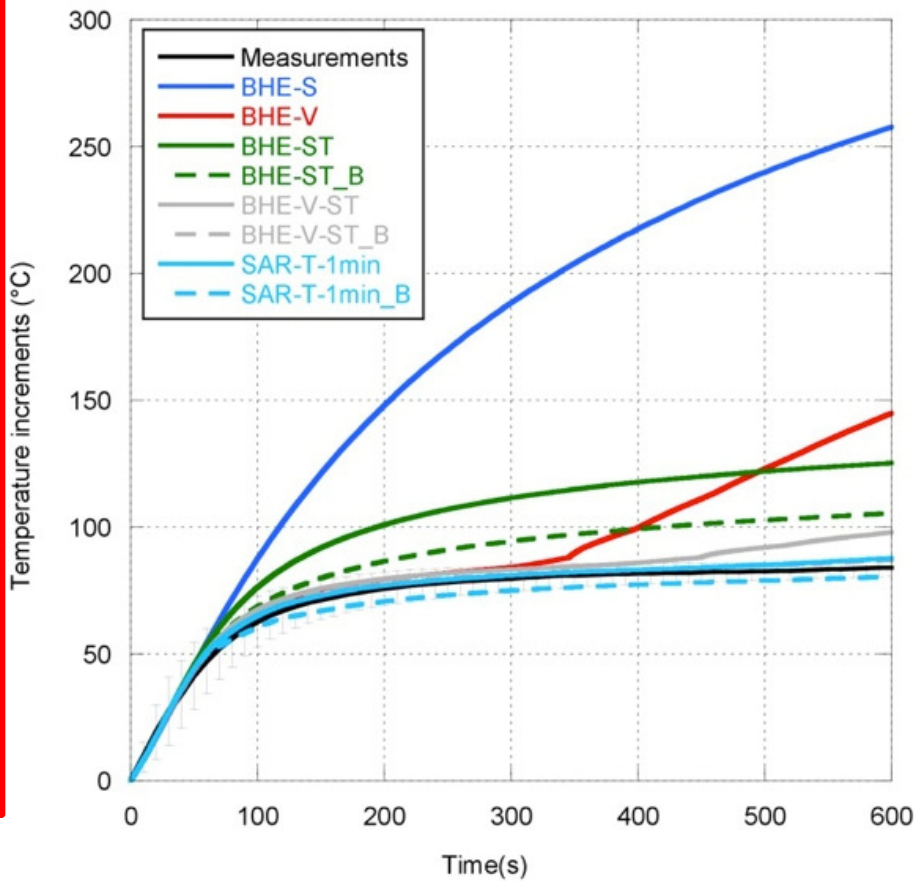


Effetto sulla simulazione di temperatura…



Comparison between numerical and experimental data on the temperature increments as a function of time for the trials at 5 W

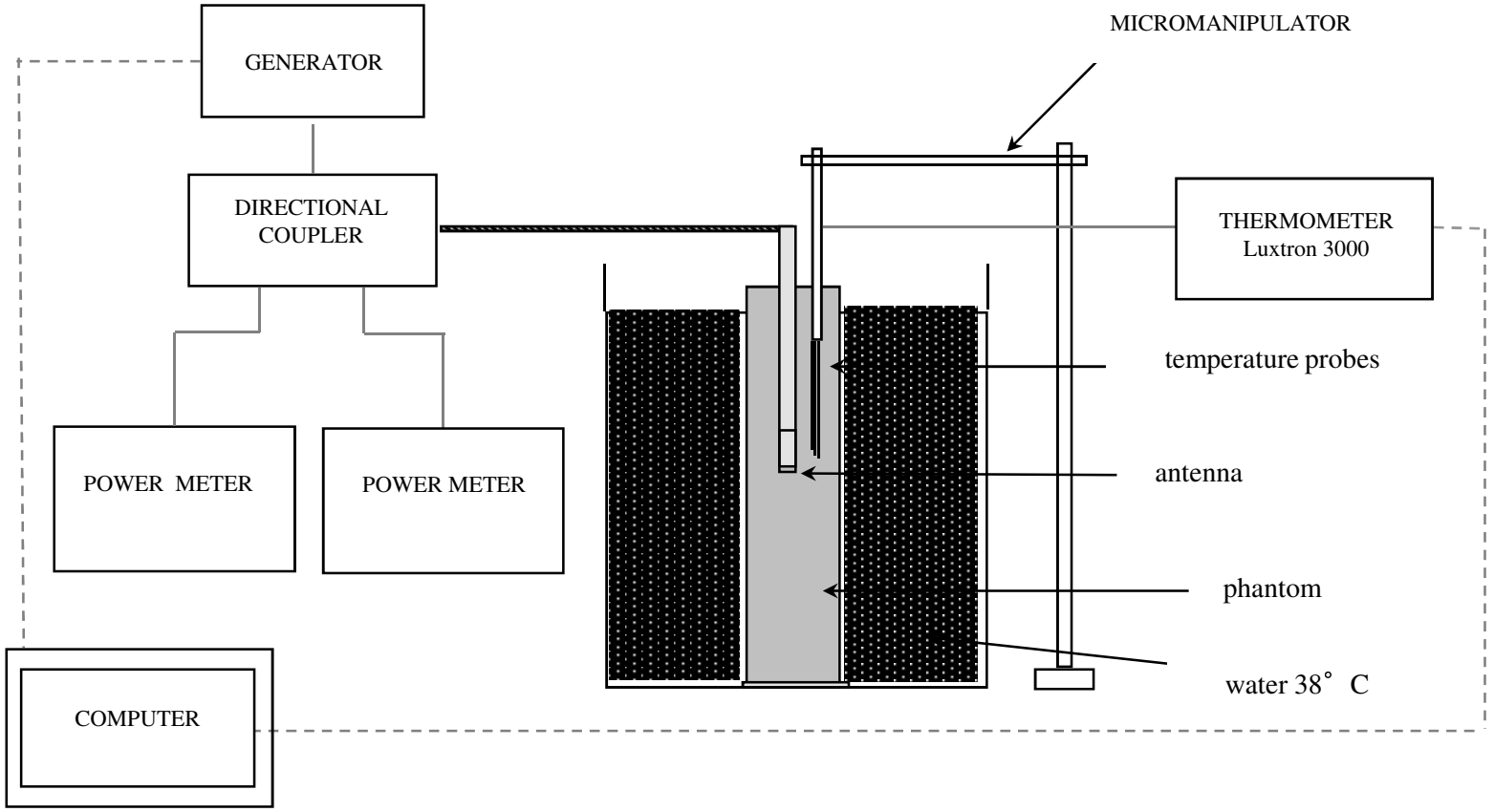
Comparison between numerical and experimental data on the temperature increments as a function of time for the trials at 40 W



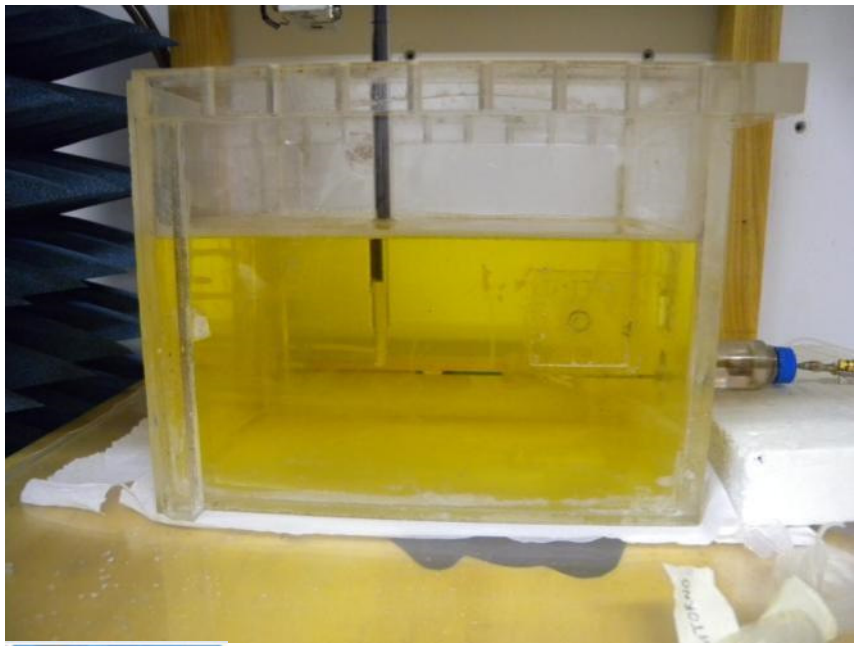
Cavagnaro et al 2015

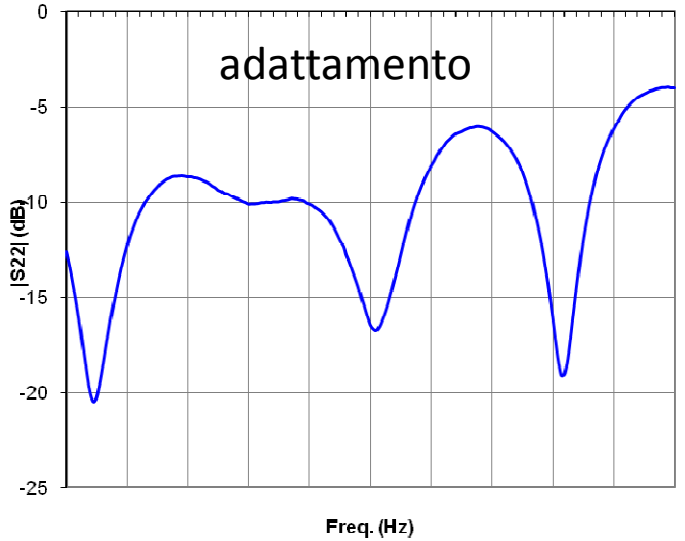
E le proprietà termiche?

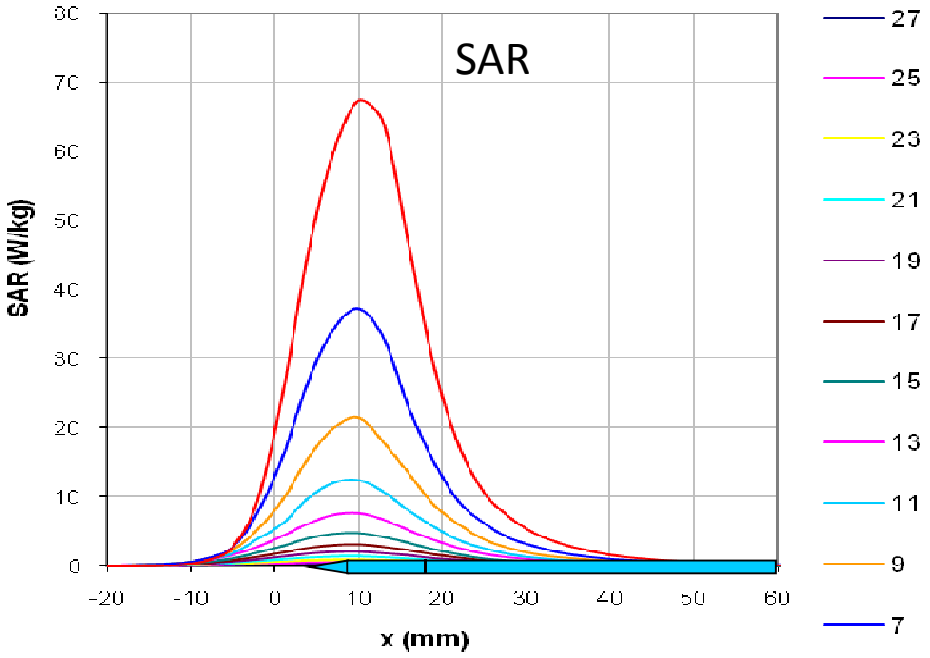
Sperimentale – in fantocci



Studio in simulatori dielettrici

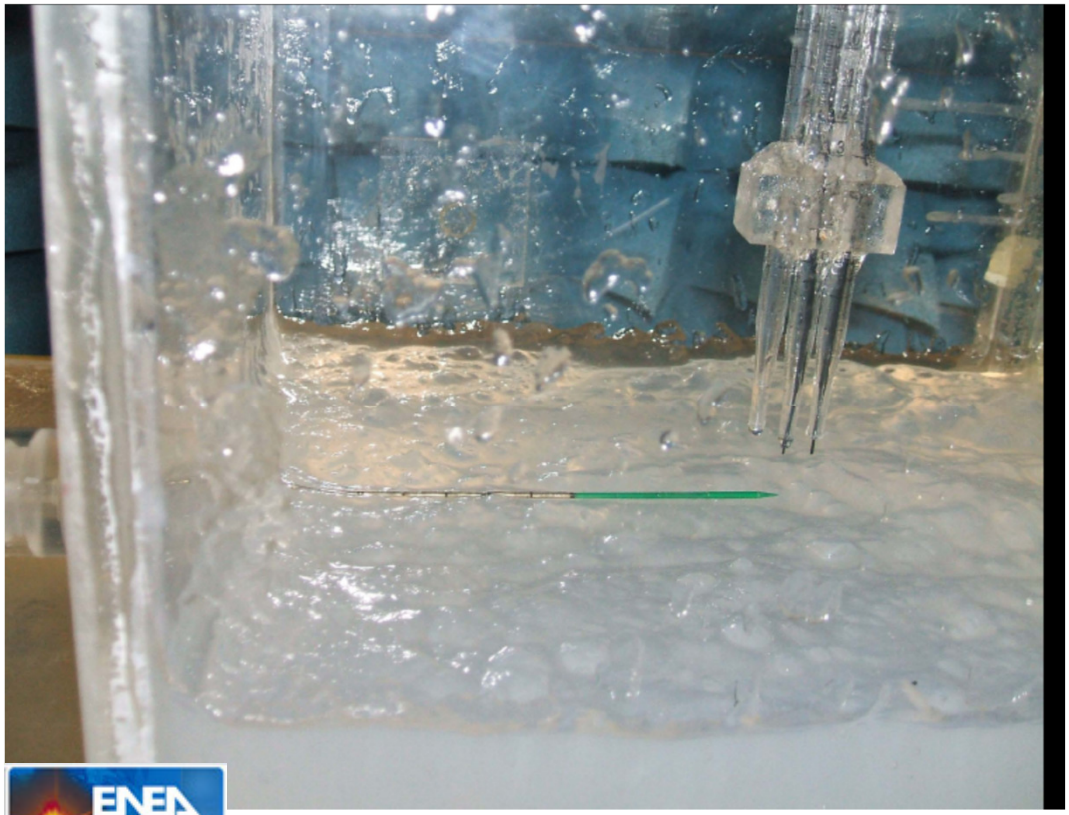


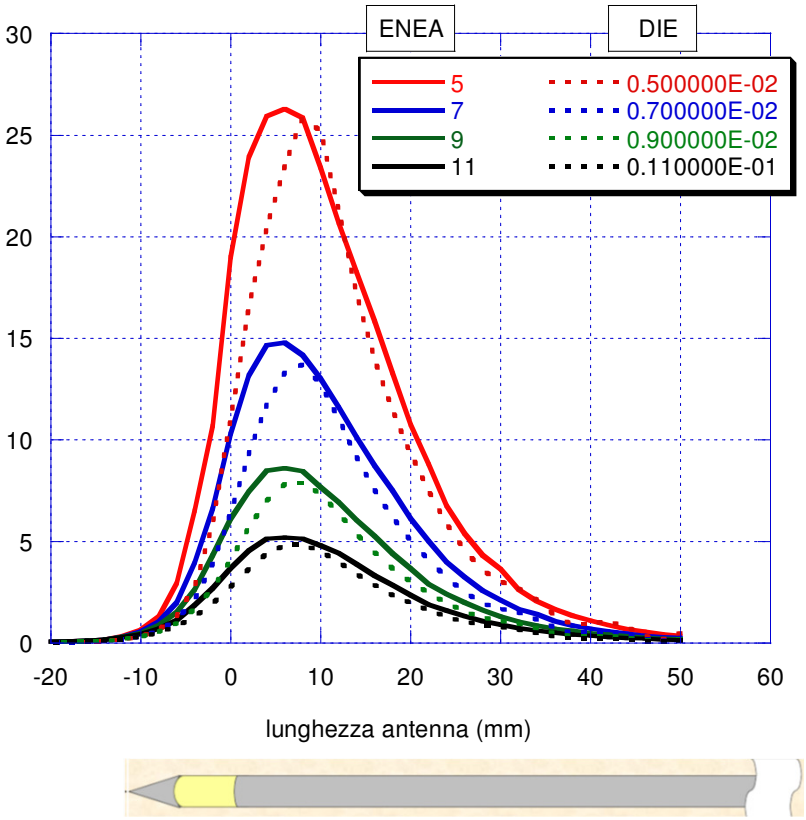




Confronto numerico - sperimentale

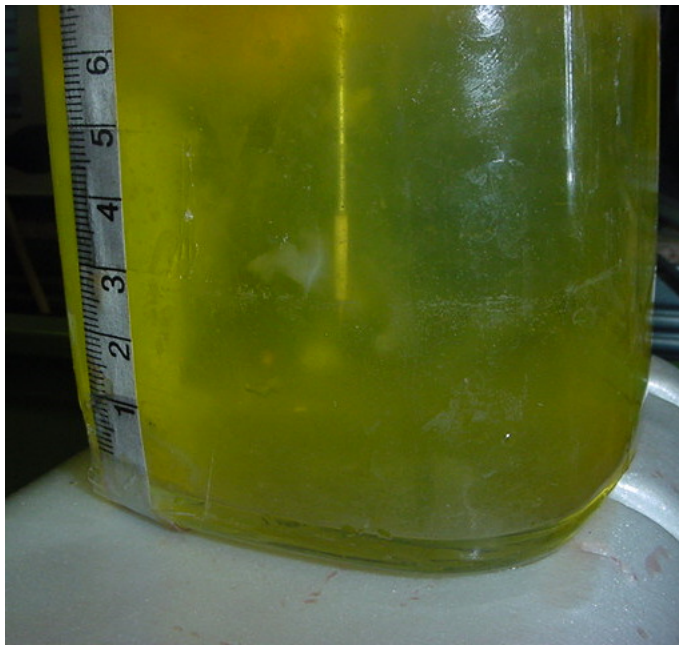
Andamento del SAR lungo l'asse dell'antenna , inserita in un fantoccio fegato-equivalente a diverse distanze da questa

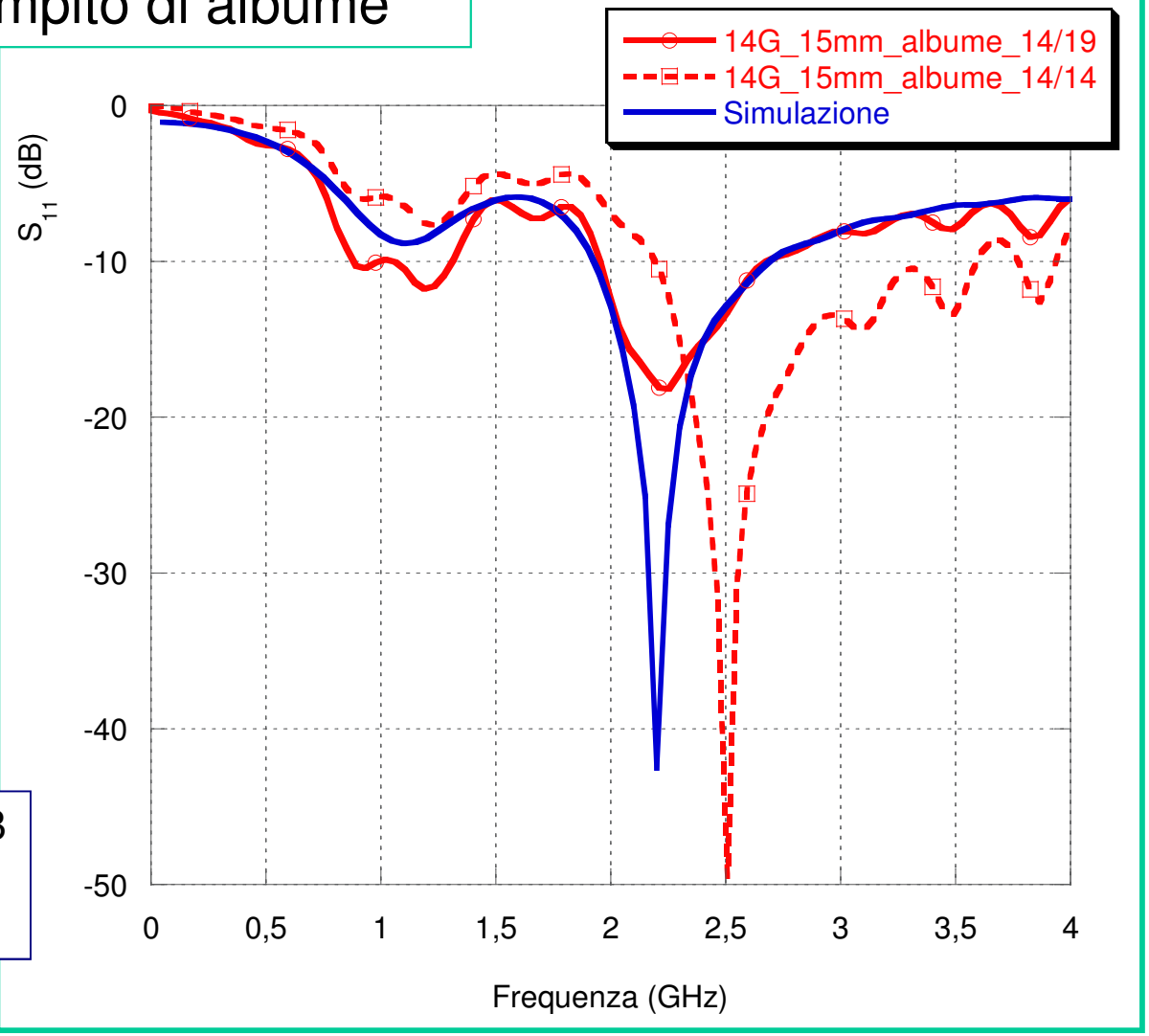




Sperimentale in chiara d'uovo

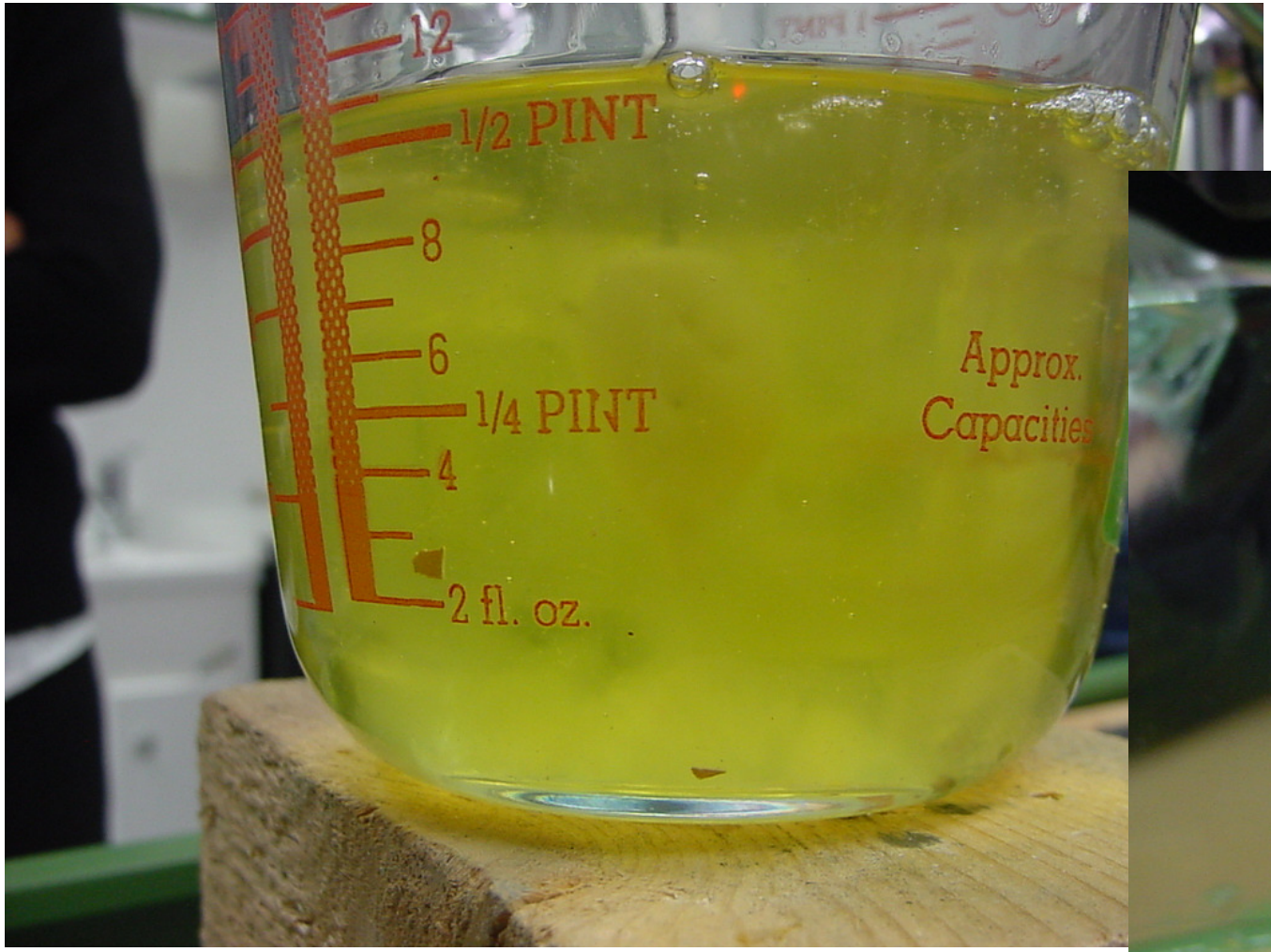
Coefficiente riflessione antenna Longo et al. inserita in un cilindro riempito di albume





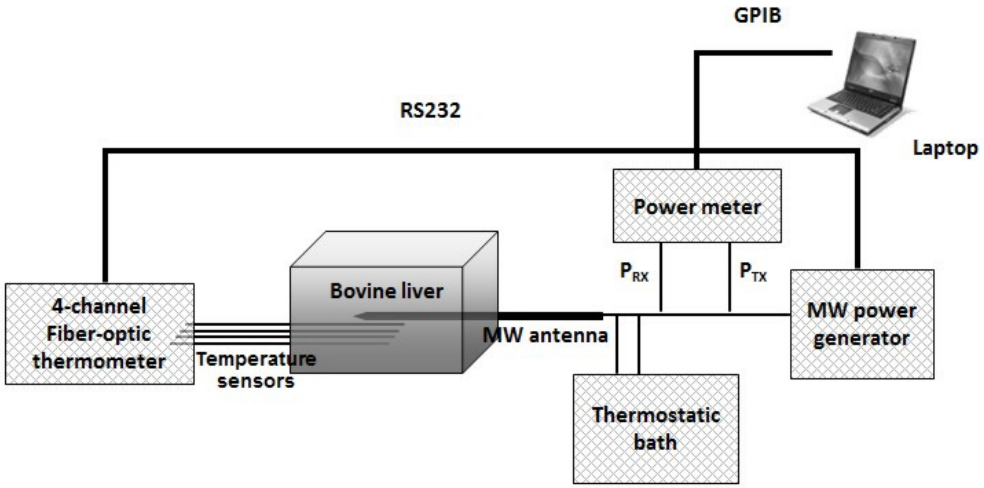
S_{11}(FDTD)@2.45 GHz = -13.85 dB
S_{11}(14/19)@2.45 GHz = -14.13 dB
S_{11}(14/14)@2.45 GHz = -31.10 dB

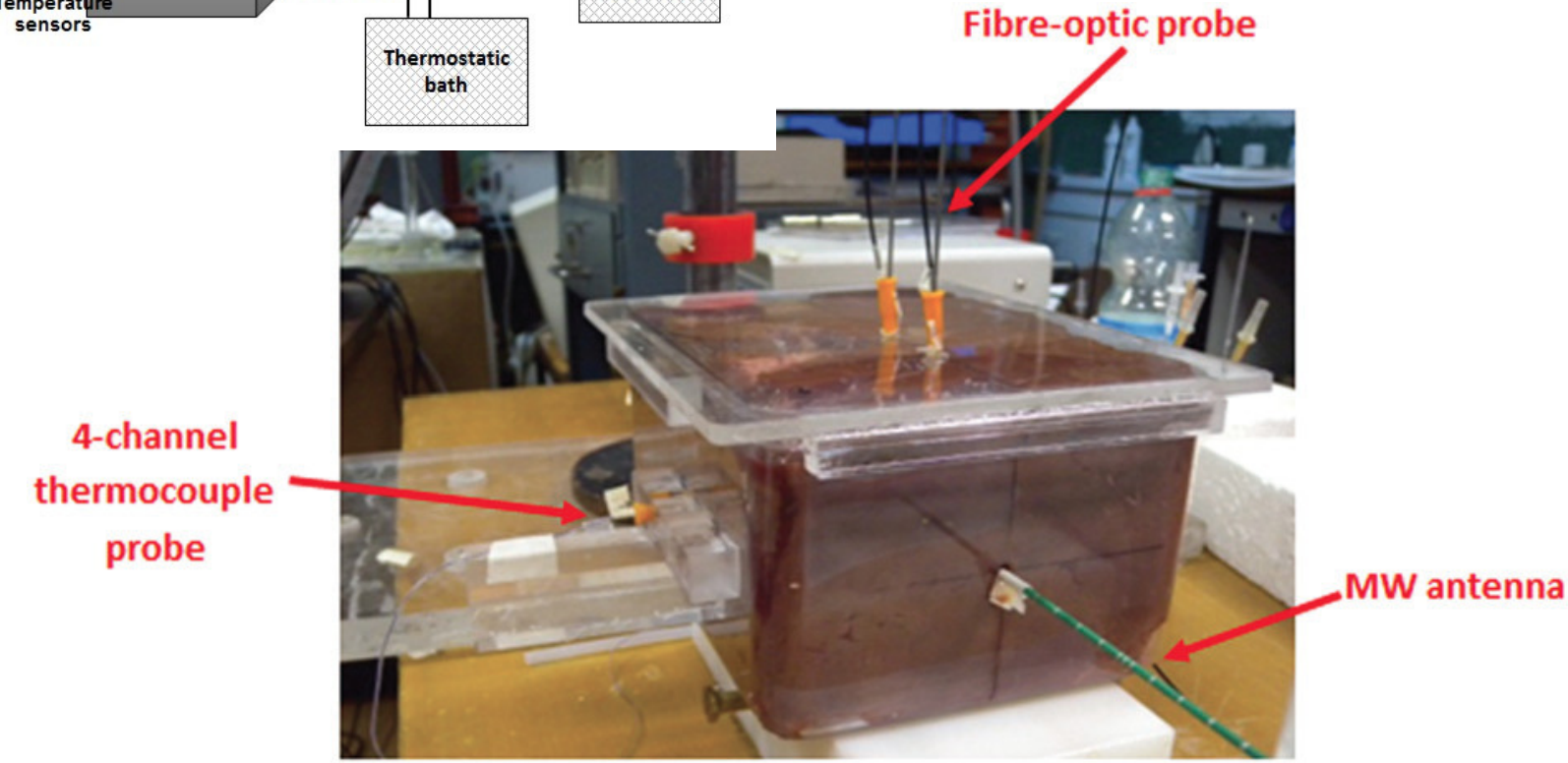
Chiara d'uovo



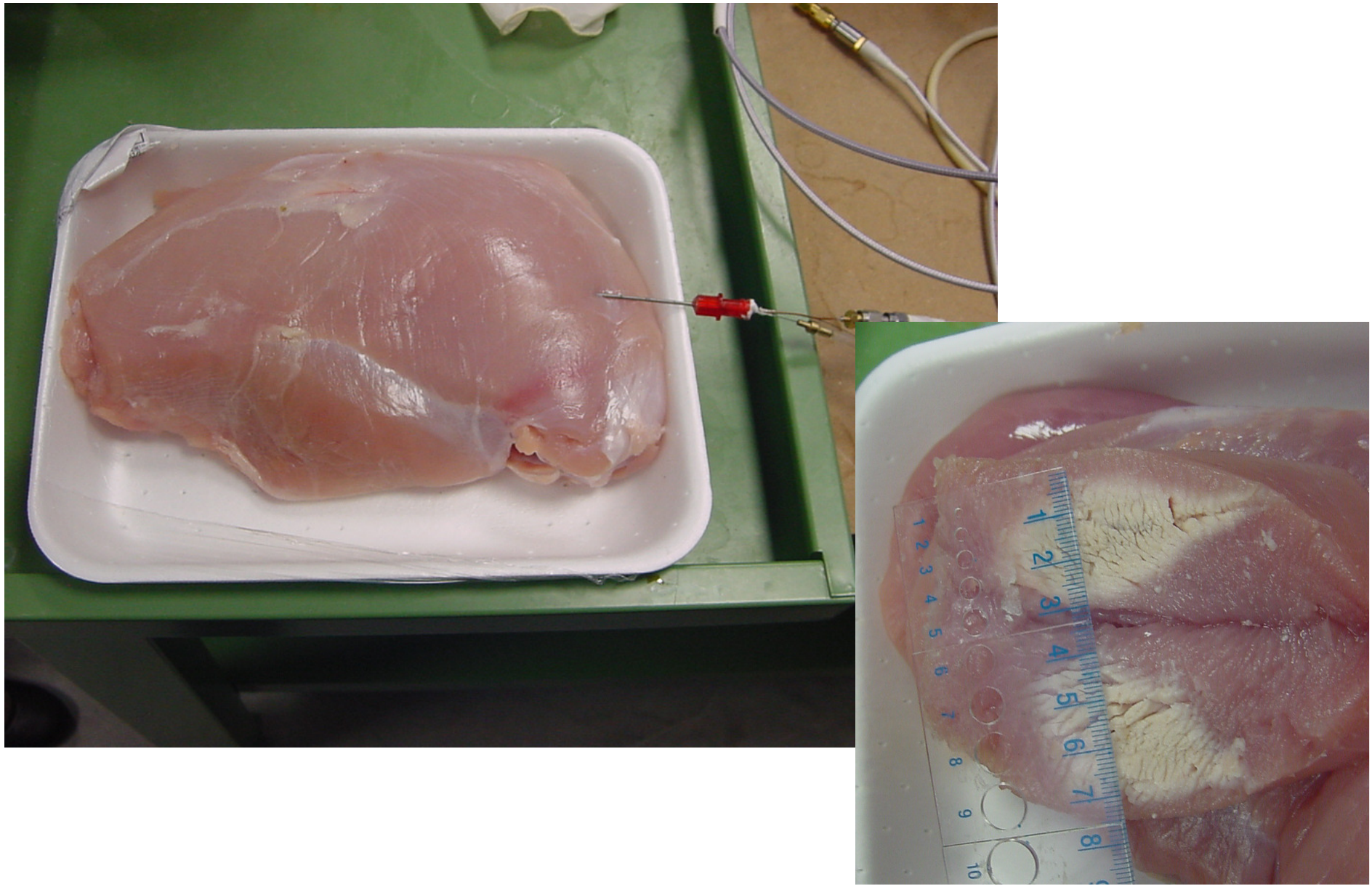
✓ Studio del coagulo

Sperimentale - ex vivo





Sperimentale - ex-vivo



Sperimentale

Quando sono state effettuate tutte le prove numeriche, sperimentali in simulatori dielettrici, ex vivo….

…. si può passare alle prove in vivo su animale e poi agli studi clinici