

CAPITOLO 6

Proprietà elettriche dei tessuti non eccitabili

Contenuti:

6.1 Introduzione	2
6.2 Permittività dielettrica dei tessuti: aspetti generali	2
6.3 Permittività dielettrica dei tessuti: valori sperimentali	4
6.4 Modelli per lo spettro della permittività dielettrica dei tessuti	13
6.5 Conducibilità elettrica dei tessuti per frequenze inferiori a 100 Hz	15
6.6 Conducibilità elettrica di porzioni corporee.....	15
6.7 Fattori che influenzano le proprietà elettriche dei tessuti	16
6.7.1 Frequenza	16
6.7.2 Contenuto d'acqua	16
6.7.3 Temperatura	17
6.7.4 Anisotropia.....	18
6.7.5 Patologie e necrosi dei tessuti	18
6.8 Leggi empiriche	19
6.9 Proprietà elettriche dell'acqua	19
6.10 Proprietà elettriche del sangue	20
6.11 Proprietà elettriche della pelle.....	22
6.11.1 Struttura della pelle	22
6.11.2 Permittività dielettrica della pelle	24
6.11.3 Modelli elettrici della pelle	24
6.11.4 Ionoforesi (o iontoforesi) transdermica.....	24
6.12 Relazione tra proprietà elettriche e proprietà ottiche dei tessuti.....	25
Riferimenti bibliografici	27

6.1 Introduzione

Le proprietà elettriche dei tessuti non eccitabili hanno una rilevante importanza per un grande numero di fenomeni bioelettrici. Esse infatti determinano i cammini del flusso della corrente attraverso il corpo. Ciò conferisce loro una rilevanza fondamentale in svariati ambiti di indagine biomedica, tra cui si segnalano, ad esempio, lo studio degli effetti biologici dei campi elettromagnetici, la determinazione di parametri fisiologici e l'imaging tissutale mediante misure d'impedenza elettrica, lo studio di aspetti di base e applicativi in elettrocardiografia, contrazione muscolare, trasmissione nervosa, ipertermia a radiofrequenze e a microonde, e in numerosi altri campi. Aspetti specifici relativi a tali differenti ambiti di studio sono trattati separatamente in capitoli successivi.

A titolo di esempio, uno dei campi di indagine per i quali è strettamente necessaria una approfondita conoscenza delle proprietà elettriche dei tessuti biologici è rappresentato dalla *dosimetria elettromagnetica*. Essa consiste nella simulazione di esposizioni a sorgenti elettromagnetiche e nel calcolo dei campi interni a strutture biologiche esposte. Modelli anatomici umani e animali ad alta risoluzione sono oggi disponibili grazie a sofisticate tecniche di imaging. L'uso di tali modelli per la dosimetria elettromagnetica richiede che ai vari tessuti siano assegnate le relative proprietà elettriche, per tutte le frequenze alle quali il modello è esposto. Pertanto, risulta evidente che la conoscenza di tali informazioni, ricavabili mediante misure specifiche, è strettamente necessaria per l'attuazione di tale metodica.

Le sezioni seguenti presentano le principali proprietà elettriche dei tessuti biologici non eccitabili e includono dati sperimentali recentemente riportati in letteratura. Le proprietà elettriche dei tessuti eccitabili sono invece trattate in successivi capitoli dedicati.

6.2 Permittività dielettrica dei tessuti: aspetti generali

Le proprietà elettriche dei tessuti possono essere descritte in termini di permittività dielettrica complessa di un materiale dielettrico con perdite, secondo quanto presentato in generale nel capitolo 2. Si ricorda semplicemente in questa sede che si definisce *permittività dielettrica relativa complessa efficace* la seguente grandezza:

$$\varepsilon_{r,eff}^*(\omega) = \varepsilon_r'(\omega) - j \left(\varepsilon_r''(\omega) + \frac{\sigma_{dc}}{\omega \varepsilon_0} \right) = \varepsilon_r'(\omega) - j \left(\frac{\sigma_{ac}(\omega) + \sigma_{dc}}{\omega \varepsilon_0} \right) \quad (7.1)$$

La conducibilità elettrica del mezzo è identificata dalla seguente grandezza:

$$\sigma(\omega) = \sigma_{ac}(\omega) + \sigma_{dc} = \omega \varepsilon_0 \varepsilon_r''(\omega) + \sigma_{dc} \quad (7.2)$$

Essa è costituita da due contributi: uno in continua, che rappresenta la conducibilità ohmica (derivante, per un tessuto, sostanzialmente dalla mobilità delle specie ioniche in esso presenti), ed uno in alternata (dovuto a perdite per rilassamento dielettrico).

I tessuti biologici possono presentare al proprio interno considerevoli disomogeneità, causate da diversi fattori. Questi includono, ad esempio, la natura, la struttura e l'organizzazione delle componenti cellulari stesse, e il quantitativo d'acqua contenuta. Ne consegue che una descrizione adeguata delle proprietà elettriche dei tessuti non può essere basata su modelli teorici elementari, quale ad esempio il modello di Debye (capitolo 2). I tessuti, infatti, risultano essere sostanze dispersive, che dimostrano una distribuzione di tempi di rilassamento su un vasto spettro frequenziale. In particolare, la parte reale della permittività dielettrica relativa può assumere valori dell'ordine di $10^6 - 10^7$ per frequenze inferiori a 100 Hz. Valori così elevati sono verosimilmente espressione di effetti di polarizzazione interfacciale (polarizzazione di Maxwell-Wagner), descritta nel capitolo 2. Tali effetti risultano facilitati dal fatto che i tessuti biologici rappresentano materiali particolarmente soggetti alla presenza di interfacce di discontinuità al loro interno. Al crescere della frequenza, la permittività di un tessuto tipicamente decresce secondo almeno tre step principali, noti come *rilassamento α* , *rilassamento β* e *rilassamento γ* (Fig. 7.1) [1-5]. Ogni rilassamento è caratterizzato da una propria costante di tempo di rilassamento τ . Il rilassamento α è localizzato in un intorno di 100 Hz; il rilassamento β è compreso all'incirca tra 100 kHz e 10 MHz; il rilassamento γ è centrato ad una frequenza di circa 20 GHz. Si precisa che tali rilassamenti in realtà per alcuni tessuti potrebbero non essere nettamente

distinguibili, come invece idealmente schematizzato in Fig. 7.1. Inoltre, potrebbero essere presenti anche ulteriori rilassamenti secondari.

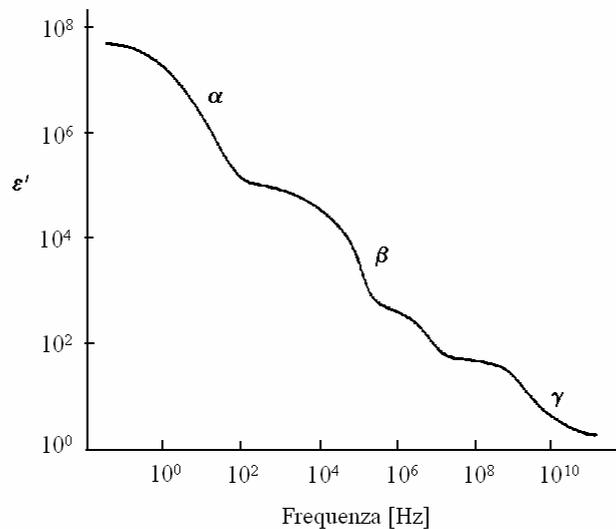


Fig. 7.1. Andamento frequenziale tipico della parte reale della permittività dielettrica relativa per un tessuto biologico (figura adattata da [1,2]).

In prima approssimazione, un tessuto può essere considerato come un elettrolita contenente cellule densamente impacchettate. Le proprietà dielettriche di un sistema di questo tipo, rispecchiate dalla caratteristica di Fig. 7.1, possono essere interpretate analizzando i possibili effetti della interazione di una radiazione elettromagnetica con le componenti del tessuto a livello cellulare e molecolare [1-5], come riassunto di seguito.

I rilassamenti α e β sono associati alle proprietà delle membrane cellulari. Esse sono composte essenzialmente da un doppio strato lipidico avente uno spessore dell'ordine di 10 nm dentro al quale sono incorporate molecole proteiche. Una delle funzioni primarie delle membrane è quella di regolare il flusso di ioni e metaboliti tra le soluzioni elettrolitiche extra- ed intra- cellulari. Dalla superficie della cellula sporgono gruppi acidi e basici. La ionizzazione di questi gruppi, insieme alla presenza di ioni legati alla superficie, determina l'instaurazione di una carica negativa sulla superficie delle cellule. Per neutralizzare tale densità di cariche negative, si forma uno strato diffuso di ioni carichi positivamente, che danno luogo ad un doppio strato di carica (capitolo 4) attorno alle cellule. Sebbene i fattori che contribuiscono al rilassamento α non siano ancora completamente compresi, esso è considerato associabile a differenti processi biofisici, tra cui: rilassamenti del doppio strato elettrico presente attorno alle cellule; processi di diffusione ionica in direzione tangente alla superficie della membrana; polarizzazioni di grosse strutture legate alla membrana cellulare. Il rilassamento α , quindi, deriva dalla natura disomogenea del tessuto ed è associato alle polarizzazioni elettriche interfacciali che avvengono in prossimità delle membrane cellulari. E' ragionevole attendersi che la forma del rilassamento α sia influenzata dal potenziale di membrana, così come da altri processi fisiologici che controllano il trasporto di ioni da una parte all'altra delle membrane.

Il rilassamento β deriva principalmente da due processi (per tale motivo in Fig. 7.1 è enfatizzato in realtà un doppio contributo al rilassamento β). Il primo effetto deriva dalle proprietà capacitive delle membrane cellulari nell'immagazzinare la carica elettrica. In particolare, tale rilassamento è attribuito ad una polarizzazione di tipo Maxwell-Wagner delle membrane, le quali agiscono come barriere per il flusso di ioni tra i compartimenti intra- ed extra- cellulari. Un secondo effetto deriverebbe dalla polarizzazione di proteine e altre macromolecole con gruppi ionizzati in soluzione.

Il rilassamento γ è dovuto alla polarizzazione delle molecole d'acqua libere all'interno del tessuto. Questo rilassamento è centrato ad una frequenza di circa 20 GHz, prossima a quella relativa all'acqua pura (come riportato nel seguito).

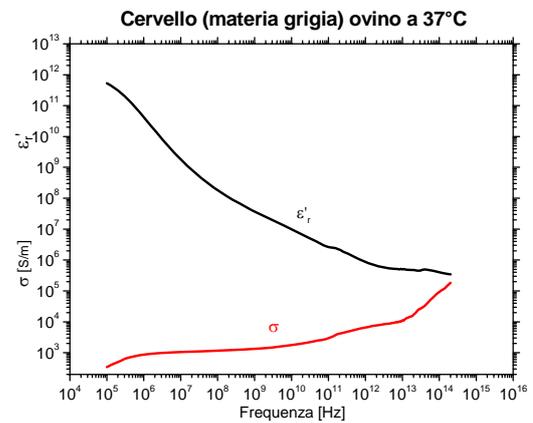
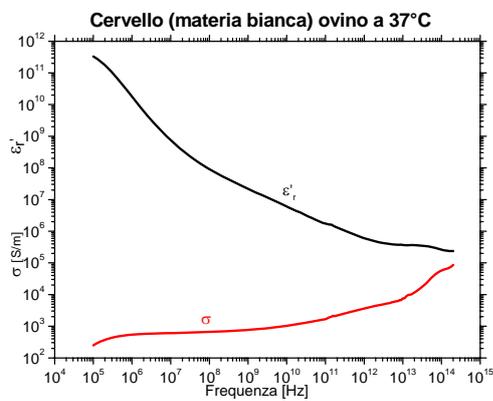
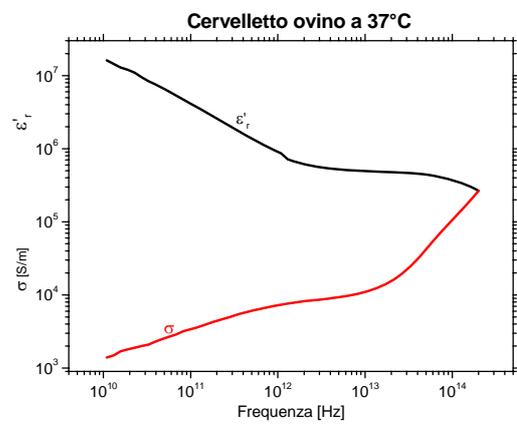
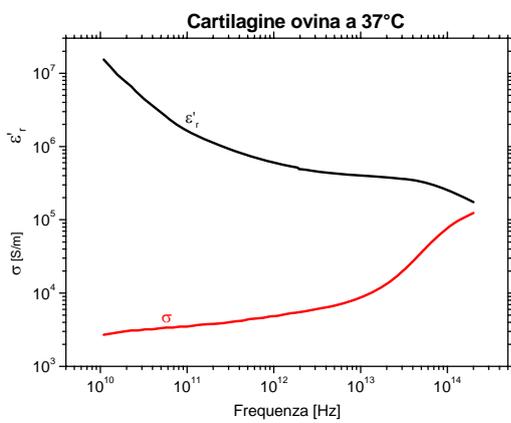
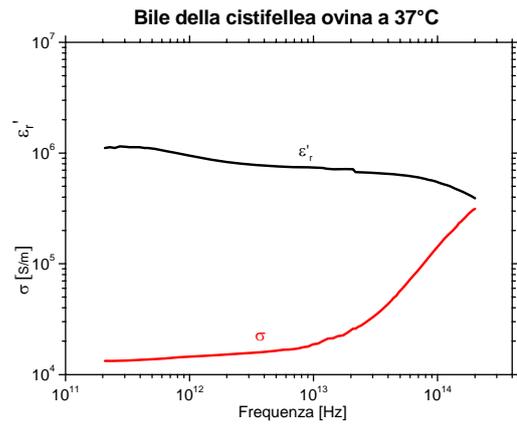
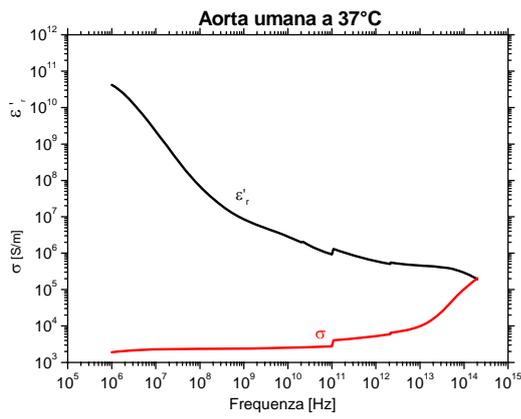
In aggiunta a questi tre rilassamenti principali, possono esistere altri rilassamenti minori dovuti ad esempio al rilassamento di acqua legata (rilassamento indicato con δ), processi di carica delle membrane di organelli intracellulari e altri effetti.

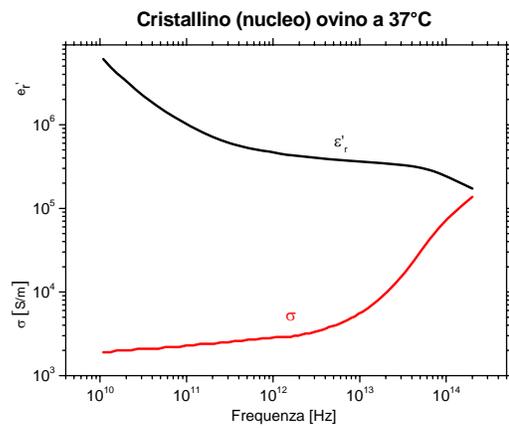
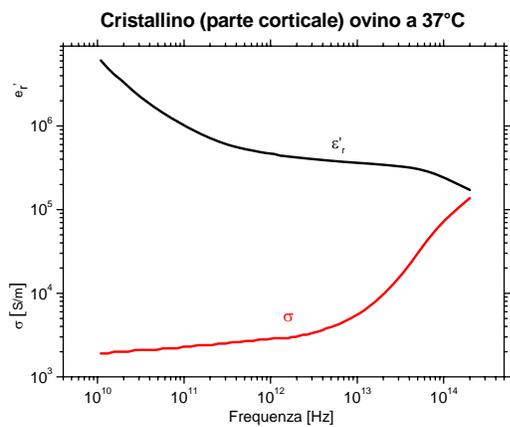
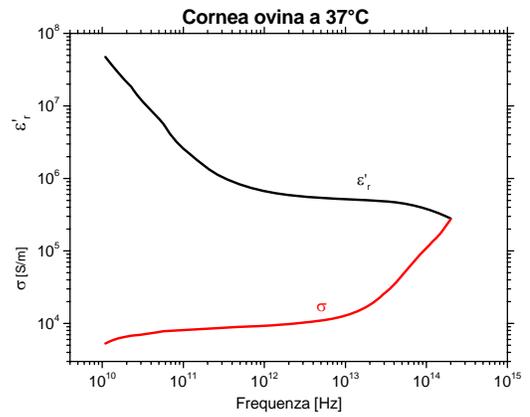
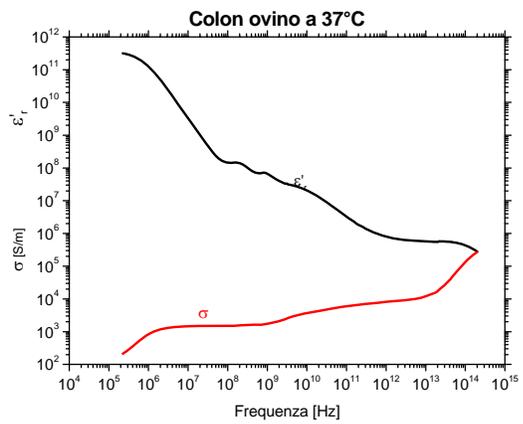
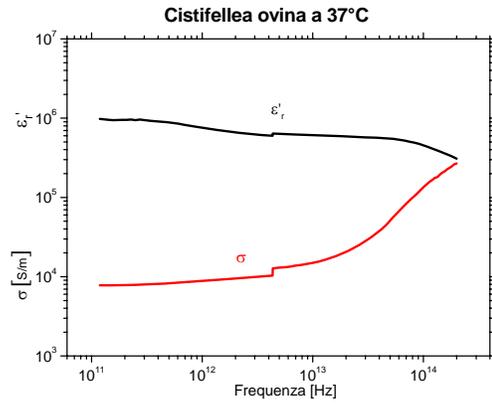
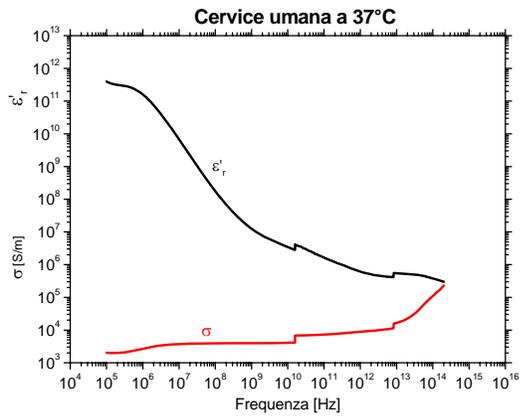
Tutti questi rilassamenti si sovrappongono in frequenza, determinando nel tessuto un'ampia dispersione dielettrica, spesso priva di caratteristiche specifiche risultanti. Pertanto, come già menzionato, è possibile che lo spettro effettivo di un tessuto in realtà si discosti dall'andamento idealizzato riportato in Fig. 7.1, ossia non presenti in modo evidente le peculiarità previste in generale, sopra descritte.

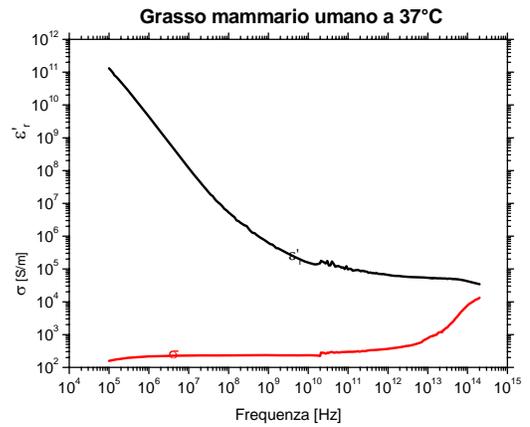
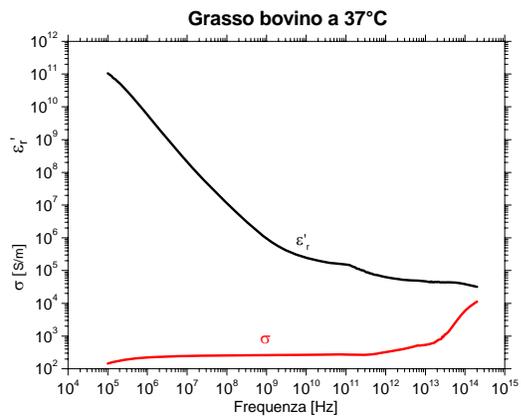
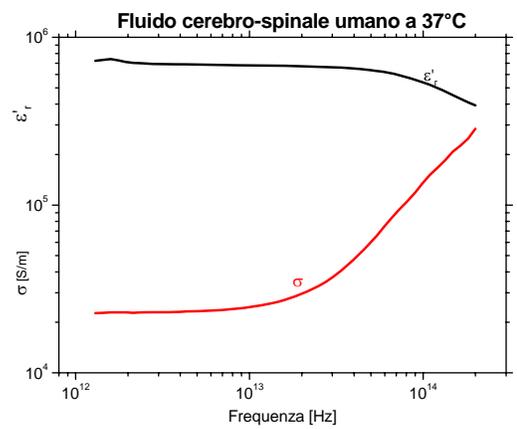
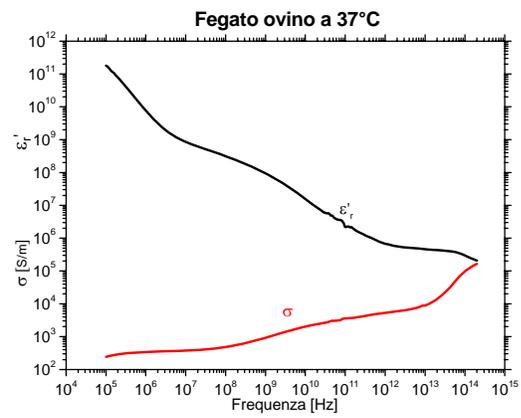
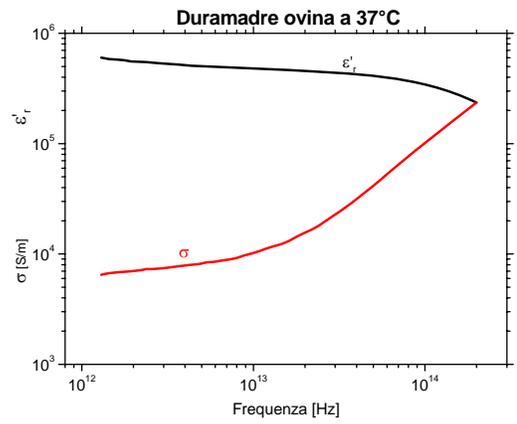
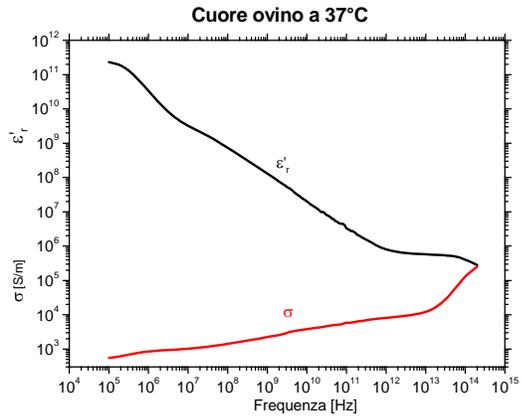
Da un punto di vista generale, si sottolinea che per tutti i tessuti la parte reale della permittività diminuisce in modo monotono all'aumentare della frequenza, mentre la conducibilità elettrica aumenta, come risulta dai dati sperimentali riportati nella sezione successiva. In particolare, all'aumentare della frequenza fino al rilassamento β l'incremento della conducibilità è relativamente limitato e la permittività si mantiene alta; fino a queste frequenze la conduzione elettrica avviene interamente negli spazi extra-cellulari. Oltre il rilassamento β , il percorso della corrente include gli spazi intra-cellulari; infatti l'impedenza della membrana cellulare diviene trascurabile, dando così luogo a percorsi conduttivi tra l'interno e l'esterno della cellula. Tuttavia, tali percorsi escludono ancora le proteine. Oltre una frequenza dell'ordine di 10 GHz, σ aumenta ulteriormente poiché entrano in conduzione anche le strutture rimanenti.

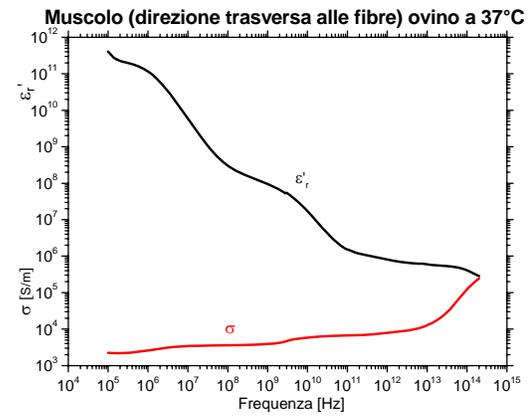
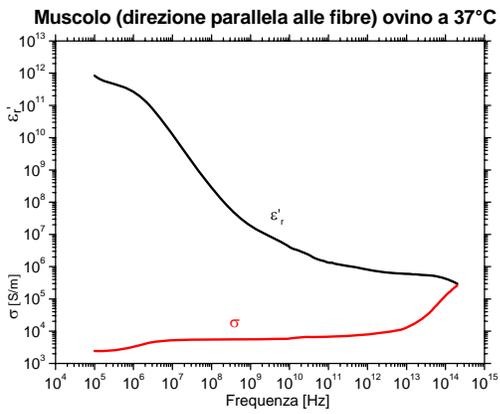
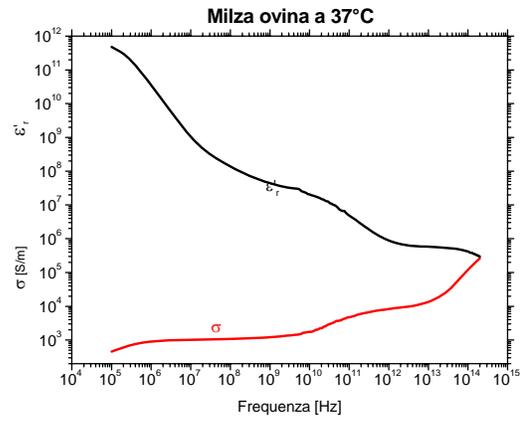
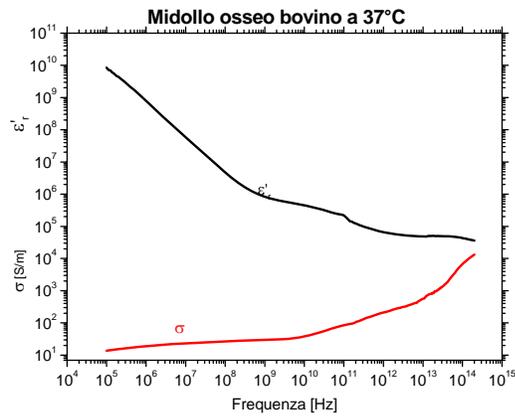
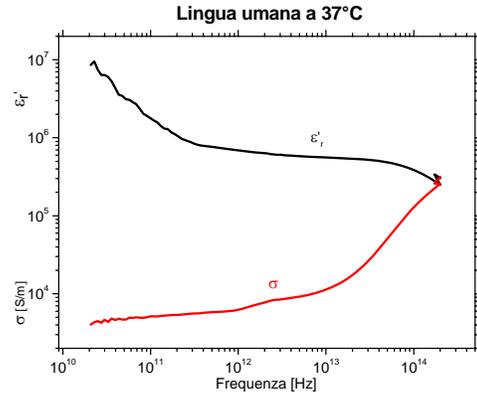
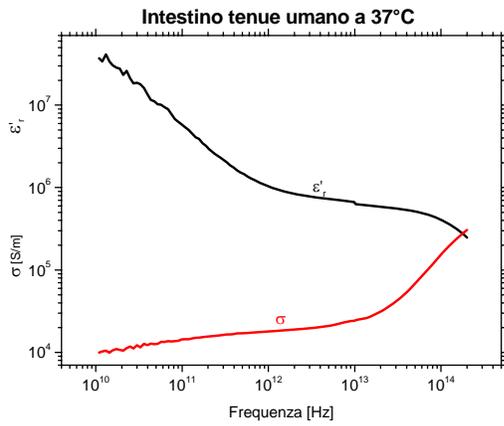
6.3 Permittività dielettrica dei tessuti: valori sperimentali

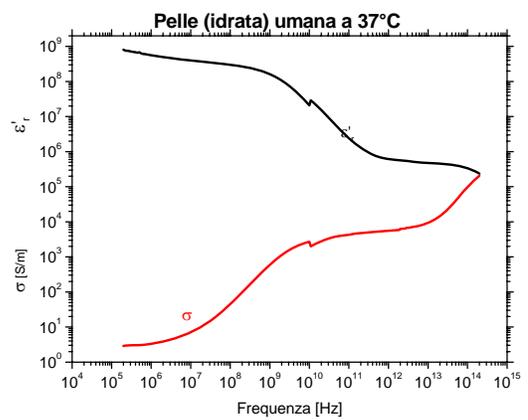
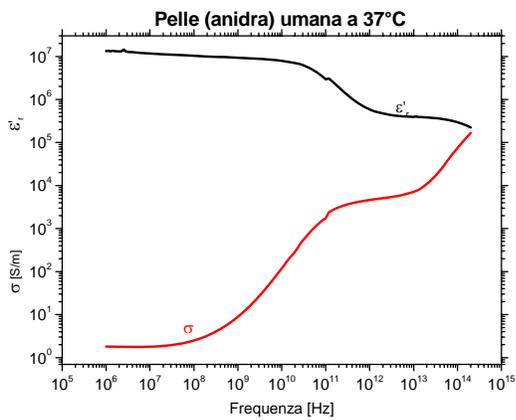
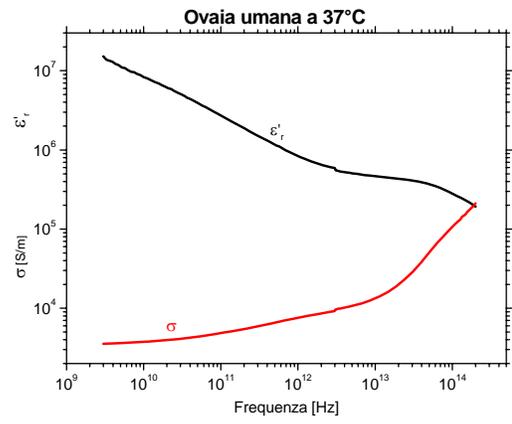
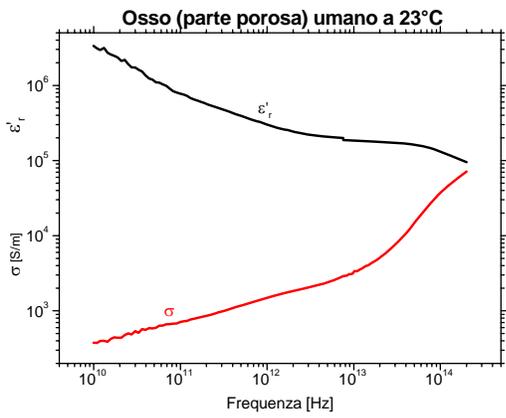
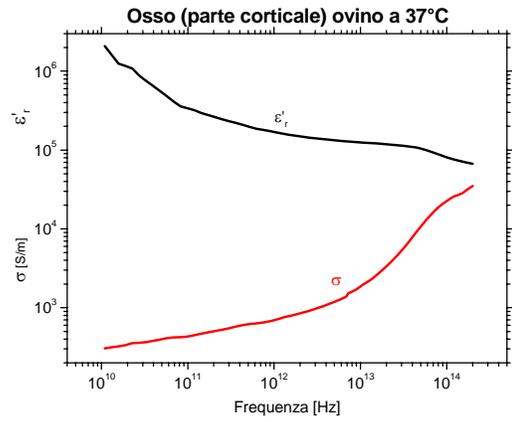
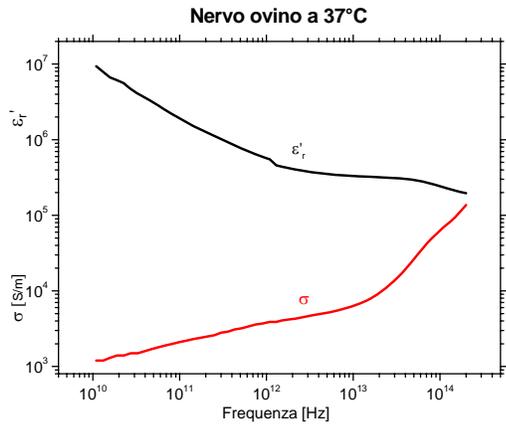
Si riportano di seguito per alcune tipologie di tessuti gli spettri sia della parte reale $\varepsilon_r'(\omega)$ della permittività dielettrica relativa, sia della conducibilità elettrica $\sigma(\omega) = \sigma_{ac}(\omega) = \omega\varepsilon_0\varepsilon_r''(\omega)$. Tali spettri si riferiscono a campioni di tessuti di origine sia animale che umana alla temperatura media corporea (37 °C). I grafici sono stati strutturati sulla base di dati ottenuti in una delle più esaustive e recenti campagne di misura [6]. I dati originali risultano disponibili liberamente in rete [7].

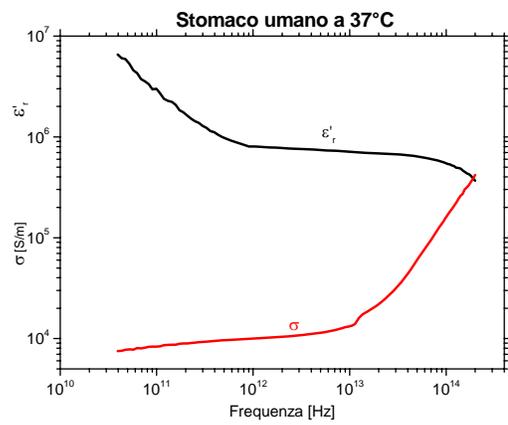
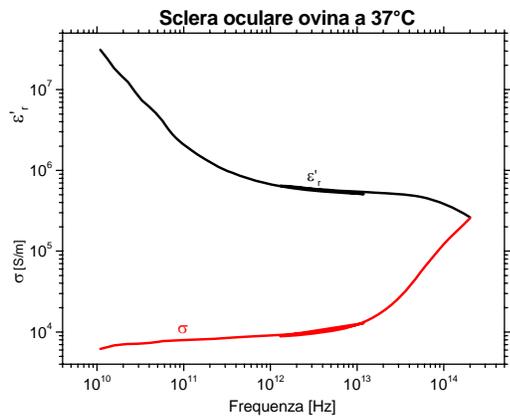
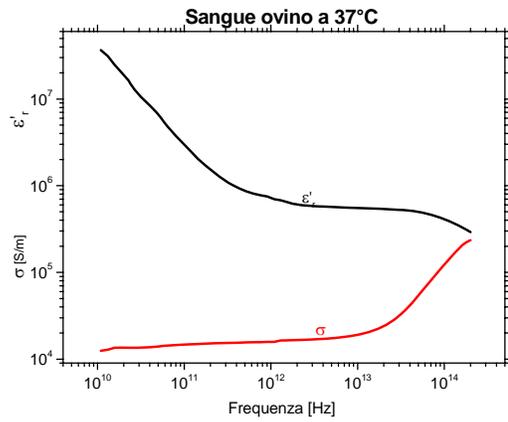
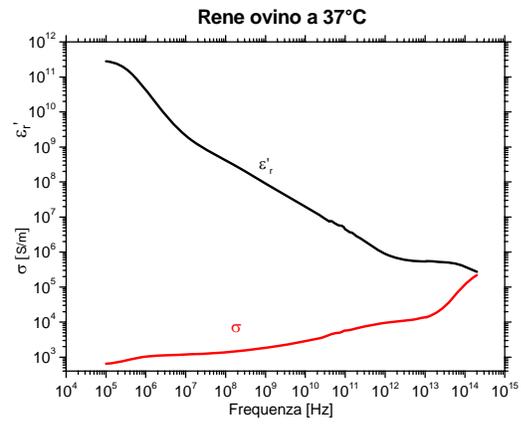
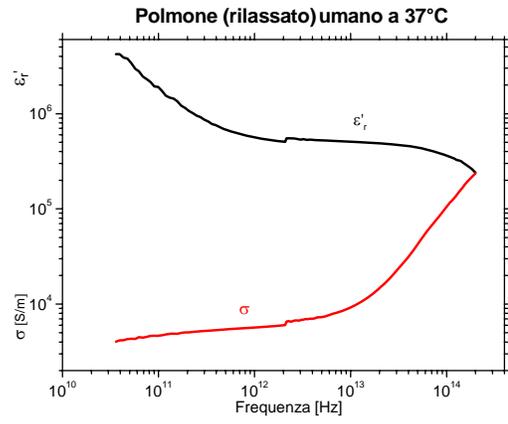
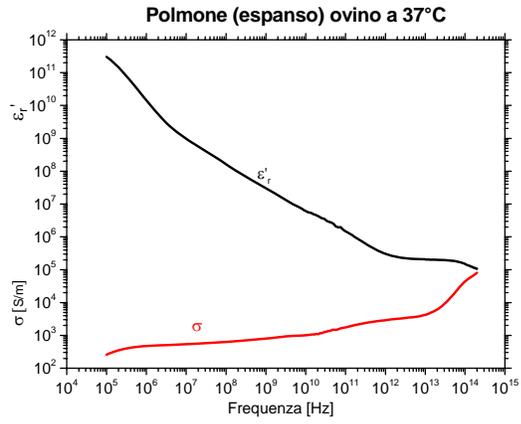


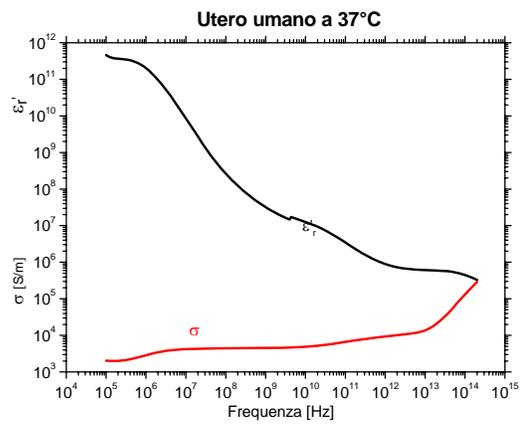
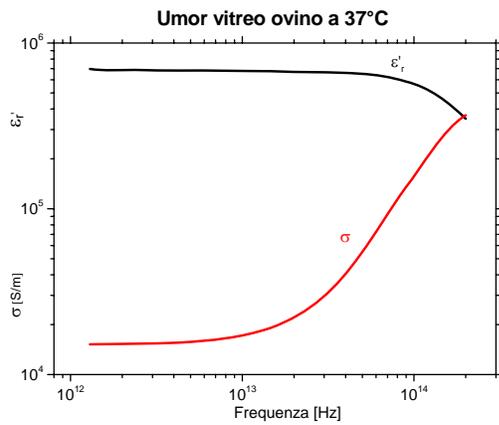
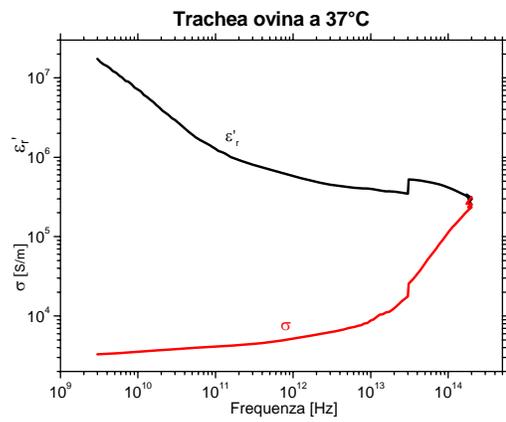
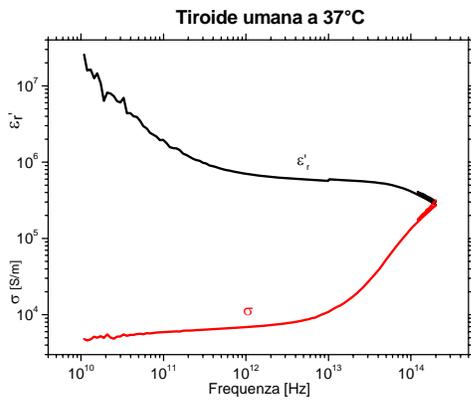
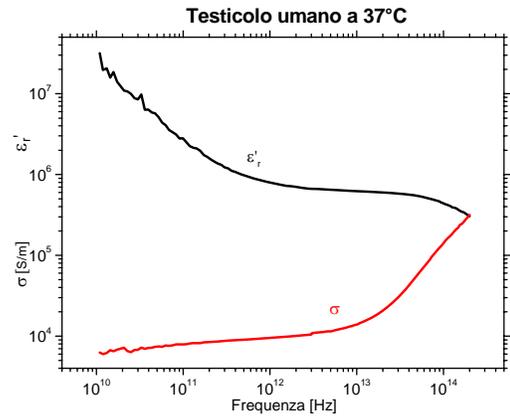
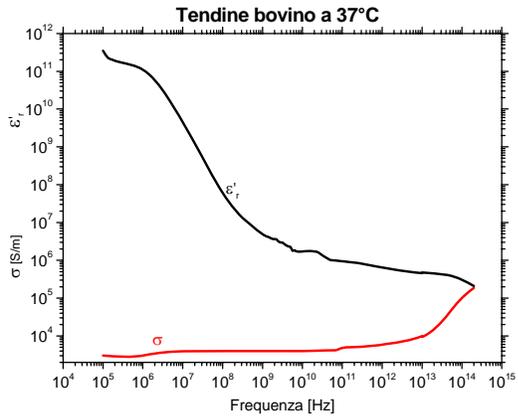


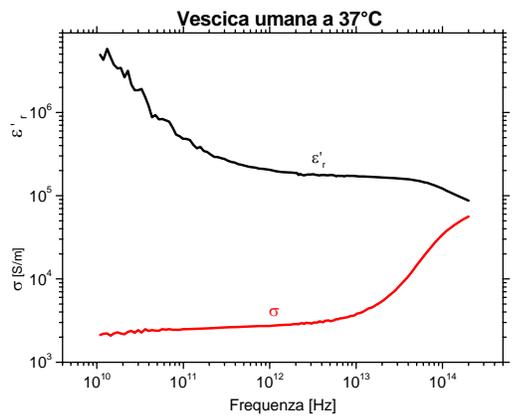












6.4 Modelli per lo spettro della permittività dielettrica dei tessuti

Come descritto precedentemente, lo spettro dielettrico di un tessuto è caratterizzato da tre principali regioni di rilassamento (α , β e γ) collocate a basse, medie e alte frequenze, oltre ad altri rilassamenti minori. Nella sua forma più semplice, ognuna di queste regioni di rilassamento è la manifestazione di un meccanismo di polarizzazione caratterizzato da una propria costante di tempo τ di rilassamento dielettrico. Ciascuno di tali tempi caratteristici può essere posto in relazione, in prima approssimazione, ad un modello che preveda la seguente espressione di Debye per la permittività relativa complessa (capitolo 2):

$$\varepsilon_r^* = \varepsilon_\infty + \frac{\varepsilon_s - \varepsilon_\infty}{1 + j\omega\tau} \quad (7.3)$$

in cui ε_∞ è la permittività a frequenze per le quali $\omega\tau \gg 1$, mentre ε_s è la permittività per $\omega\tau \ll 1$. L'entità della dispersione è descritta dalla grandezza $\Delta\varepsilon = \varepsilon_s - \varepsilon_\infty$. Ad esempio, la permittività complessa efficace (capitolo 2) per il tessuto muscolare è stata descritta da molti autori con la seguente somma di cinque rilassamenti di Debye, in aggiunta al termine relativo alla conducibilità in continua:

$$\varepsilon_r^* \text{eff}(\omega) = \varepsilon_\infty + \sum_{n=1}^5 \frac{\Delta\varepsilon_n}{1 + j\omega\tau_n} + \frac{\sigma_{dc}}{j\omega\varepsilon_0} \quad (7.4)$$

Tuttavia, la complessità sia della struttura che della composizione dei tessuti biologici è tale che ogni regione dispersiva può essere estesa da molteplici contributi. Tale estensione può essere contemplata in modo empirico introducendo un parametro di distribuzione α , impiegato per modificare l'espressione di Debye secondo l'equazione di Cole-Cole (capitolo 2):

$$\varepsilon_r^*(\omega) = \varepsilon_\infty + \frac{\Delta\varepsilon}{1 + (j\omega\tau)^{(1-\alpha)}} \quad (7.5)$$

In generale, quindi, lo spettro di un tessuto può essere più appropriatamente descritto in termini di rilassamenti multipli di tipo Cole-Cole:

$$\varepsilon_r^* \text{eff}(\omega) = \varepsilon_\infty + \sum_n \frac{\Delta\varepsilon_n}{1 + (j\omega\tau_n)^{(1-\alpha_n)}} + \frac{\sigma_{dc}}{j\omega\varepsilon_0} \quad (7.6)$$

Con una scelta appropriata dei parametri empirici, l'Eq. (7.6) può essere utilizzata per descrivere il comportamento dielettrico di ogni tessuto in una qualsiasi range di frequenze d'interesse. A tale proposito, eseguendo un fitting dei dati sperimentali presentati nella sezione precedente secondo un modello che simula quattro rilassamenti di tipo Cole-Cole nell'intervallo 10 Hz – 10 GHz, si ottengono per le grandezze del modello i valori elencati in Tab. 7.1 [8].

Tab. 7.1. Risultati del fitting dei dati sperimentali riportati nella sez. 7.3, secondo un modello che simula quattro rilassamenti di tipo Cole-Cole nel range 10 Hz – 10 GHz (da [8]).

Tessuto	ϵ_∞	$\Delta\epsilon_1$	τ_1 [ps]	α_1	$\Delta\epsilon_2$	τ_2 [ns]	α_2	$\Delta\epsilon_3$	τ_3 [μs]	α_3	$\Delta\epsilon_4$	τ_4 [ms]	α_4	σ_{dc} [S/m]
Aorta umana	4.000	40.00	8.842	0.100	50	3.183	0.100	1.00E+5	159.155	0.200	1.00E+7	1.592	0.000	0.250
Bile della cistifellea ovina	4.000	66.00	7.579	0.050	50	1.592	0.000	0.00E+0	159.155	0.200	0.00E+0	15.915	0.200	1.400
Cartilagine ovina	4.000	38.00	13.263	0.150	2500	144.686	0.150	1.00E+5	318.310	0.100	4.00E+7	15.915	0.000	0.150
Cervelletto ovino	4.000	40.00	7.958	0.100	700	15.915	0.150	2.00E+5	106.103	0.220	4.50E+7	5.305	0.000	0.040
Cervello (materia bianca) ovino	4.000	32.00	7.958	0.100	100	7.958	0.100	4.00E+4	53.052	0.300	3.50E+7	7.958	0.020	0.020
Cervello (materia grigia) ovino	4.000	45.00	7.958	0.100	400	15.915	0.150	2.00E+5	106.103	0.220	4.50E+7	5.305	0.000	0.020
Cervice umana	4.000	45.00	7.958	0.100	200	15.915	0.100	1.50E+5	106.103	0.180	4.00E+7	1.592	0.000	0.300
Cistifellea ovina	4.000	55.00	7.579	0.050	40	1.592	0.000	1.00E+3	159.155	0.200	1.00E+4	15.915	0.000	0.900
Colon ovino	4.000	50.00	7.958	0.100	3000	159.155	0.200	1.00E+5	159.155	0.200	4.00E+7	1.592	0.000	0.030
Cornea ovina	4.000	48.00	7.958	0.100	4000	159.155	0.050	1.00E+5	15.915	0.200	4.00E+7	15.915	0.000	0.400
Cristallino (nucleo) ovino	3.000	32.00	8.842	0.100	100	10.610	0.200	1.00E+3	15.915	0.200	5.00E+3	15.915	0.000	0.200
Cristallino (parte corticale) ovino	4.000	42.00	7.958	0.100	1500	79.577	0.100	2.00E+5	159.155	0.100	4.00E+7	15.915	0.000	0.300
Cuore ovino	4.000	50.00	7.958	0.100	1200	159.155	0.050	4.50E+5	72.343	0.220	2.50E+7	4.547	0.000	0.050
Duramadre ovina	4.000	40.00	7.958	0.150	200	7.958	0.100	1.00E+4	159.155	0.200	1.00E+6	15.915	0.000	0.500
Fegato ovino	4.000	39.00	8.842	0.100	6000	530.516	0.200	5.00E+4	22.736	0.200	3.00E+7	15.915	0.050	0.020
Fluido cerebro-spinale umano	4.000	65.00	7.958	0.100	40	1.592	0.000	0.00E+0	159.155	0.000	0.00E+0	15.915	0.000	2.000
Grasso bovino	2.500	3.00	7.958	0.200	15	15.915	0.100	3.30E+4	159.155	0.050	1.00E+7	7.958	0.010	0.010
Grasso mammario umano	2.500	3.00	17.680	0.100	15	63.660	0.100	5.00E+4	454.700	0.100	2.00E+7	13.260	0.000	0.010
Intestino tenue umano	4.000	50.00	7.958	0.100	10000	159.155	0.100	5.00E+5	159.155	0.200	4.00E+7	15.915	0.000	0.500
Lingua umana	4.000	50.00	7.958	0.100	4000	159.155	0.100	1.00E+5	159.155	0.200	4.00E+7	15.915	0.000	0.250
Midollo osseo bovino	2.500	3.00	7.958	0.200	25	15.915	0.100	5.00E+3	159.155	0.100	2.00E+6	15.915	0.100	0.001
Milza ovina	4.000	48.00	7.958	0.100	2500	63.662	0.100	2.00E+5	265.258	0.250	5.00E+7	6.366	0.000	0.030
Muscolo ovino	4.000	50.00	7.234	0.100	7000	353.678	0.100	1.20E+6	318.310	0.100	2.50E+7	2.274		0.200
Nervo ovino	4.000	26.00	7.958	0.100	500	106.103	0.150	7.00E+4	15.915	0.200	4.00E+7	15.915	0.000	0.006
Osso (parte corticale) ovino	2.500	10.00	13.263	0.200	180	79.577	0.200	5.00E+3	159.155	0.200	1.00E+5	15.915	0.000	0.020
Osso (parte porosa) umano	2.500	18.00	13.263	0.220	300	79.577	0.250	2.00E+4	159.155	0.200	2.00E+7	15.915	0.000	0.070
Ovaia umana	4.000	40.00	8.842	0.150	400	15.915	0.250	1.00E+5	159.155	0.270	4.00E+7	15.915	0.000	0.300
Pelle (anidra) umana	4.000	32.00	7.234	0.000	1100	32.481	0.200	0.00E+0	159.155	0.200	0.00E+0	15.915	0.200	0.000
Pelle (idratata) umana	4.000	39.00	7.958	0.100	280	79.577	0.000	3.00E+4	1.592	0.160	3.00E+4	1.592	0.200	0.000
Polmone (espanso) ovino	2.500	18.00	7.958	0.100	500	63.662	0.100	2.50E+5	159.155	0.200	4.00E+7	7.958	0.000	0.030
Polmone (rilassato) umano	4.000	45.00	7.958	0.100	1000	159.155	0.100	5.00E+5	159.155	0.200	1.00E+7	15.915	0.000	0.200
Rene ovino	4.000	47.00	7.958	0.100	3500	198.944	0.220	2.50E+5	79.577	0.220	3.00E+7	4.547	0.000	0.050
Sangue ovino	4.000	56.00	8.377	0.100	5200	132.629	0.100	0.00E+0	159.155	0.200	0.00E+0	15.915	0.000	0.700
Sclera oculare ovina	4.000	50.00	7.958	0.100	4000	159.155	0.100	1.00E+5	159.155	0.200	5.00E+6	15.915	0.000	0.500
Stomaco umano	4.000	60.00	7.958	0.100	2500	79.577	0.100	1.00E+5	159.155	0.200	4.00E+7	15.915	0.000	0.500
Tendine bovino	4.000	42.00	12.243	0.100	60	6.366	0.100	6.00E+4	318.310	0.220	2.00E+7	1.326	0.000	0.250
Testicolo umano	4.000	55.00	7.958	0.100	5000	159.155	0.100	1.00E+5	159.155	0.200	4.00E+7	15.915	0.000	0.400
Tiroide umana	4.000	55.00	7.958	0.100	2500	159.155	0.100	1.00E+5	159.155	0.200	4.00E+7	15.915	0.000	0.500
Trachea ovina	2.500	38.00	7.958	0.100	400	63.662	0.100	5.00E+4	15.915	0.200	1.00E+6	15.915	0.000	0.300
Umor vitreo ovino	4.000	65.00	7.234	0.000	30	159.155	0.100	0.00E+0	159.155	0.000	0.00E+0	15.915	0.000	1.500
Utero umano	4.000	55.00	7.958	0.100	800	31.831	0.100	3.00E+5	159.155	0.200	3.50E+7	1.061	0.000	0.200
Vescica umana	2.500	16.00	8.842	0.100	400	159.155	0.100	1.00E+5	159.155	0.200	1.00E+7	15.915	0.000	0.200

6.5 Conducibilità elettrica dei tessuti per frequenze inferiori a 100 Hz

Al di sotto di una frequenza dell'ordine di 100 Hz, l'impedenza dei tessuti biologici può essere in genere considerata puramente *resistiva*, essendo a tali frequenze la componente capacitiva dell'ordine del 10% di quella resistiva nella maggior parte dei casi. Inoltre, a tali frequenze il contributo alla conducibilità risultante dovuto a perdite per rilassamento dielettrico risulta, rispetto alla conducibilità ohmica, molto inferiore, essendo comparabile con l'incertezza ad essa relativa:

$$\text{per } f < 100 \text{ Hz } \sigma_{ac}(f) \ll \sigma_{dc} \Rightarrow \sigma(f) \cong \sigma_{dc} \quad (7.7)$$

Perciò, in pratica, la stima della corrente indotta nel tessuto a frequenze inferiori a 100 Hz può essere effettuata utilizzando semplicemente i valori della conducibilità ohmica. La Tab.7.2 fornisce tali valori per differenti tipologie di tessuti [7].

Tab. 7.2. Conducibilità elettrica di alcuni tessuti per frequenze inferiori ai 100 Hz a temperatura corporea (da [7]).

Tessuto	Conducibilità in bassa frequenza [S/m]	Tessuto	Conducibilità in bassa frequenza [S/m]
Bile della cistifellea ovina	1.40	Muscolo ovino	0.35
Cartilagine ovina	0.18	Nervo ovino	0.03
Cervelletto ovino	0.10	Osso (parte corticale) ovino	0.02
Cervello (materia bianca) ovino	0.06	Osso (parte porosa) umano	0.07
Cervello (materia grigia) ovino	0.10	Pelle (idrata) umana	0.10
Colon ovino	0.10	Polmone (espanso) ovino	0.08
Cornea ovina	0.40	Polmone (rilassato) umano	0.20
Cristallino ovino	0.25	Rene ovino	0.10
Cuore ovino	0.10	Sangue ovino	0.70
Duramadre ovina	0.50	Seno umano	0.06
Fegato ovino	0.07	Stomaco umano	0.50
Fluido cerebro-spinale ovino	2.00	Tendine bovino	0.30
Grasso	0.04	Testicolo umano	0.40
Intestino tenue umano	0.50	Tiroide umana	0.50
Lingua umana	0.30	Umor vitreo ovino	1.50
Midollo osseo	0.05	Vescica umana	0.20
Milza ovina	0.10		

6.6 Conducibilità elettrica di porzioni corporee

I valori di conducibilità elettrica dei tessuti possono essere usati per calcolare la conducibilità di intere porzioni corporee. La Tab. 7.3 riporta alcuni valori. Per ciascun segmento corporeo considerato, la necessaria integrazione delle conducibilità dei tessuti costituenti è stata effettuata assegnando i valori appropriati ad un modello *voxel* (elemento volumetrico, analogo del *pixel* in 3D) anatomico umano [7].

Tab. 7.3. Conducibilità di porzioni corporee umane per frequenze inferiori ai 100 Hz a temperatura corporea (da [7]).

Frequenza [Hz]	Conducibilità in bassa frequenza [S/m]					
	Corpo intero	Testa	Torso	Braccio	Gamba	Collo
50	0.216	0.254	0.223	0.195	0.196	--
10 k	0.276	0.285	0.256	--	0.238	0.222
100 k	0.288	0.30	0.332	--	0.239	0.243

6.7 Fattori che influenzano le proprietà elettriche dei tessuti

6.7.1 Frequenza

L'effetto della frequenza di lavoro sulla variazione delle proprietà elettriche dei tessuti è attestato dai dati riportati nelle sezioni precedenti.

6.7.2 Contenuto d'acqua

La variabilità delle proprietà elettriche tra tessuti differenti è largamente attribuibile al diverso contenuto di acqua in essi presente. A tale riguardo, la Tab. 7.4 riporta una stima della quantità d'acqua presente mediamente in varie tipologie di tessuti.

Tab. 7.4. Percentuale in peso d'acqua contenuta in vari tessuti (da [2]).

Tessuto	H ₂ O contenuta [wt%]	Tessuto	H ₂ O contenuta [wt%]
Cervello (materia grigia)	82-85	Midollo osseo	8-16
Cervello (materia bianca)	68-73	Milza	76-81
Cornea	75	Muscolo	73-78
Coroide oculare	78	Osso	44-55
Cristallino	65	Pelle	60-76
Fegato	73-77	Polmone	80-83
Grasso	5-20	Rene	78-79
Intestino	60-82	Retina	89
Iride	77		

Al fine di identificare il contributo sulle proprietà elettriche risultanti di un tessuto dovuto al quantitativo d'acqua presente, è possibile procedere nel modo seguente. Per quanto precedentemente descritto, la risposta dielettrica dell'acqua può essere isolata mediante un fitting dello spettro dielettrico del tessuto soltanto nella parte in alta frequenza. In particolare, per frequenze superiori a 100 MHz (ordine di grandezza) l'orientazione dei dipoli delle molecole di acqua diventa il meccanismo di polarizzazione dominante per il tessuto. Assumendo pertanto un modello di tipo Cole-Cole ad una singola costante di tempo di rilassamento

$$\varepsilon_r^* \text{eff}(\omega) = \varepsilon_\infty + \frac{\varepsilon_s - \varepsilon_\infty}{1 + (j\omega\tau)^{(1-\alpha)}} + \frac{\sigma_{dc}}{j\omega\varepsilon_0} \quad (7.8)$$

si ha che, eseguendo un fitting dello spettro ad alta frequenza secondo tale equazione, si possono facilmente ottenere i parametri di rilassamento dell'acqua nel tessuto. La Tab. 7.5 riporta i risultati di tale fitting al di sopra di 400 MHz per alcuni tessuti (sulla base dei dati sperimentali riportati precedentemente). Il contenuto d'acqua nei tessuti considerati varia considerevolmente, risultando ad esempio >95% per l'umor vitreo, >85% per la retina e <20% per l'osso (parte corticale).

Tab. 7.5. Parametri dielettrici del rilassamento dell'acqua sia allo stato puro sia in diverse tipologie di tessuti a 37 °C (da [8]).

Tessuto	ε_s	τ [ps]	α	σ_{dc} [S m ⁻¹]
Acqua pura	74.1	6.2	0.0	>0.0001
Cartilagine ovina	43.6	12.8	0.27	0.58
Cervelletto ovino	50.0	8.52	0.09	0.89
Cervello (materia bianca) ovino	37.0	8.04	0.24	0.47
Cervello (materia grigia) ovino	55.5	7.76	0.12	1.03
Cornea ovina	53.0	8.72	0.13	1.05
Cristallino (nucleo) ovino	38.1	11.3	0.20	0.33
Cristallino (parte corticale) ovino	52.1	9.18	0.11	0.72
Duramadre ovina	49.2	9.63	0.14	0.77
Lingua umana	57.7	9.12	0.08	0.63
Osso (parte corticale) ovino	14.9	13.8	0.26	0.092
Retina	67.3	7.25	0.05	1.42
Umor acqueo	74.2	6.81	0.01	1.83

I valori riportati in Tab. 7.5 suggeriscono le osservazioni seguenti.

La correlazione tra il valore di ϵ_s e il contenuto d'acqua dello specifico tessuto rappresenta un risultato ovviamente atteso. In particolare, in prima approssimazione ad esempio il modello di Wagner (relativo ad inclusioni conduttrici in un mezzo dielettrico), presentato nel capitolo 2, può essere invocato per fornire una semplice giustificazione del fatto che un maggior quantitativo d'acqua determina un incremento della permittività dielettrica del tessuto.

Il valore del parametro di distribuzione α è ragguardevole per la maggior parte dei tessuti considerati, mentre risulta trascurabile per i fluidi corporei, come nel caso dell'umor acqueo oculare. Per ciascun tessuto si osserva inoltre che la costante di tempo di rilassamento τ dell'acqua in esso contenuta risulta più elevata rispetto a quella dell'acqua pura; ciò indica una restrizione della capacità rotazionale (in presenza di un campo elettrico applicato) delle molecole d'acqua nel tessuto, a causa dell'ambiente organico circostante. Quest'effetto di allungamento del tempo di rilassamento per l'acqua nei materiali biologici naturalmente tende ad attenuarsi all'aumentare del rapporto tra contenuto d'acqua e contenuto organico del tessuto, fino praticamente a svanire nel caso dei fluidi corporei, come ad esempio per l'umor acqueo.

6.7.3 Temperatura

Le proprietà dielettriche dei tessuti cambiano con la temperatura. Al di sotto di circa 44-45 °C i cambiamenti sono generalmente reversibili. I cambiamenti della conducibilità di un tessuto, in particolare, riflettono le variazioni con la temperatura sia della conducibilità delle componenti elettrolitiche, sia della conducibilità dovuta al rilassamento dielettrico. A temperature più elevate, danni termici possono provocare cambiamenti irreversibili nelle proprietà elettriche del tessuto. L'entità di tali cambiamenti dipende dal tipo del tessuto, dalla intensità e durata del riscaldamento, nonché da altri fattori. Le alterazioni termiche delle proprietà elettriche di un tessuto sono quantificate dai valori dei propri *coefficienti di temperatura della permittività dielettrica e della conducibilità elettrica*: $\Delta\epsilon_r'/\epsilon_r'/\Delta T$ e $\Delta\sigma/\sigma/\Delta T$ (entrambi quindi espressi in %/°C). In particolare, per la maggior parte dei tessuti sia ϵ_r' che σ aumentano con la temperatura. Inoltre, per frequenze superiori a 400 MHz $\Delta\epsilon_r'/\epsilon_r'/\Delta T$ diventa negativo. Analogamente, $\Delta\sigma/\sigma/\Delta T$ diventa negativo per frequenze al di sopra di 1 GHz. Inoltre, i tessuti con alta percentuale di grasso possono mostrare alti valori positivi del coefficiente di temperatura della conducibilità. Le Tab. 7.6 - 7.8 riportano alcuni dati sperimentali [9].

Tab.7.6. Coefficienti di temperatura della permittività dielettrica relativa [%/°C] per alcuni tessuti ad alte frequenze e per temperature comprese tra 20 e 40 °C (da [9]).

	Frequenza [MHz]								
	0.1	1	10	50	100	200	900	3000	10000
Tessuto									
Cervello	1.3	1.2	1.0	1.1	--	--	--	--	--
Fegato	1.2	1.5	1.4	0.3	0.3	0.2	-0.2	--	--
Grasso	--	--	--	--	--	1.3	--	--	--
Latte umano	--	-2.2	-1.2	-0.6	--	--	--	--	--
Cristallino	--	--	2.0	--	0.0	--	0.0	--	2.0
Milza	0.2	0.6	1.2	1.0	--	--	--	--	--
Muscolo	1.4	2.2	0.8	0.3	0.3	--	-0.2	-0.1*	--
Pancreas	2.3	2.7	2.0	--	--	--	--	--	--
Rene	0.8	1.4	1.7	0.5	0.3	0.2	-0.4	--	--
Retina	--	--	3.0	--	0.0	--	0.0	--	2.0
Sangue	--	--	--	0.3	--	--	--	-0.3	0.6
Siero (0.9% salino)	--	--	--	-0.4	--	-0.4	-0.4	--	--

*Nota: range di temperatura: 40-140 °C; frequenza: 2800 MHz

Tab.7.7. Coefficiente di temperatura della conducibilità elettrica [%/°C] per alcuni tessuti ad alte frequenze e per temperature comprese tra 20 e 40 °C (da [9]).

	Tessuto	Frequenza [MHz]								
		0.1	1	10	50	100	200	900	3000	10000
	Cervello	1.8	1.7	1.6	1.4	1.3	--	1.0	--	-1.0
	Fegato	0.6	1.3	1.3	2.0	1.6	1.8	1.4	--	--
	Grasso	--	--	--	1.7	--	4.9	4.2	--	--
	Latte umano	--	-3.6	-2.2	-1.5	-1.5	--	--	--	--
	Cristallino	--	--	2.0	--	2.0	--	1.5	--	-0.5
	Milza	--	2.8	2.6	2.3	2.7	--	--	--	--
	Muscolo	2.1	2.1	2.1	2.5	2.0	1.5	1.0	0.3*	--
	Pancreas	1.7	2.5	2.6	--	2.6	--	--	--	--
	Rene	0.9	0.8	1.2	1.6	1.7	2.0	1.3	--	--
	Retina	--	--	0.5	--	1.0	--	0.5	--	-0.5
	Sangue	--	--	--	2.7	--	--	--	-1.3	-1.8
	Siero (0.9% salino)	--	--	--	2.7	--	1.7	1.3	--	--

*Nota: range di temperatura: 40-140 °C; frequenza: 2800 MHz

Tab.7.8. Coefficiente di temperatura della conducibilità elettrica per alcuni tessuti molli e alcuni liquidi in bassa frequenza (da [9]).

Tessuto	$\Delta\sigma/\sigma\Delta T$ [%/°C]
Bile bovina e suina	1.8
Cervello bovino e suino	3.2
Fegato bovino e suino	1.5
Liquido amniotico ovino	2.6
Milza bovina e suina	1.0
Pancreas bovino e suino	1.4
Plasma bovino	1.9
Plasma umano	2.3
Rene bovino e suino	1.7
Sangue bovino	2.6
Sangue umano	1.7
Siero equino	2.6
Urina bovina e suina	1.8

6.7.4 Anisotropia

I tessuti presentano proprietà fortemente anisotrope. A titolo di esempio si cita il caso del tessuto muscolare. Esso presenta una marcata anisotropia per frequenze fino a 10 kHz, essendo la conducibilità lungo la direzione delle fibre muscolari molto maggiore di quella in direzione perpendicolare ad esse.

6.7.5 Patologie e necrosi dei tessuti

Le caratteristiche elettriche dei tessuti naturalmente risultano alterate a seguito di patologie o necrosi. Le alterazioni sono particolarmente evidenti in bassa frequenza. In relazione alla morte di un individuo, i cambiamenti possono essere classificati in due modi: quelli che avvengono immediatamente dopo la morte, e che possono pertanto essere collegati ad una redistribuzione del volume sanguigno, e quelli che avvengono in alcune ore che seguono la morte, dovuti a cambiamenti cellulari. In particolare, si ha che per frequenze comprese nell'intervallo 10 Hz – 1 MHz, sia ϵ' che σ mostrano tipicamente una diminuzione immediata alla morte; successivamente, ϵ' continua a diminuire mentre σ aumenta [9]

6.8 Leggi empiriche

Diversi autori hanno formulate numerose leggi empiriche per descrivere le proprietà elettriche di molti tessuti biologici. A titolo di esempio, si riportano di seguito alcune leggi valide per il *tessuto cerebrale* [9]:

$$\varepsilon_r'(f) = A f^{-\theta_1} + B \quad \text{per } 0.01 \text{ GHz} \leq f \leq 10 \text{ GHz} \quad (7.9)$$

$$\sigma(f) = C f^{\theta_2} \quad \text{per } 0.01 \text{ GHz} \leq f \leq 1 \text{ GHz} \quad (7.10)$$

$$\sigma(f) = D + E f^2 / [1 + (f / f_r)^2] \quad \text{per } 1 \text{ GHz} \leq f \leq 10 \text{ GHz} \quad (7.11)$$

dove f è la frequenza di lavoro, f_r la frequenza di rilassamento, mentre A , B , C , D , E , θ_1 e θ_2 sono costanti empiriche del tessuto, che pertanto non hanno necessariamente una interpretazione fisica.

Altre leggi empiriche formulate per differenti tipologie di tessuti sono riportate nelle sezioni successive.

6.9 Proprietà elettriche dell'acqua

Gli spettri della permittività dielettrica e della conducibilità elettrica dell'acqua pura a 20 °C per frequenze superiori a 0.1 GHz sono riportati in Fig. 7.2.

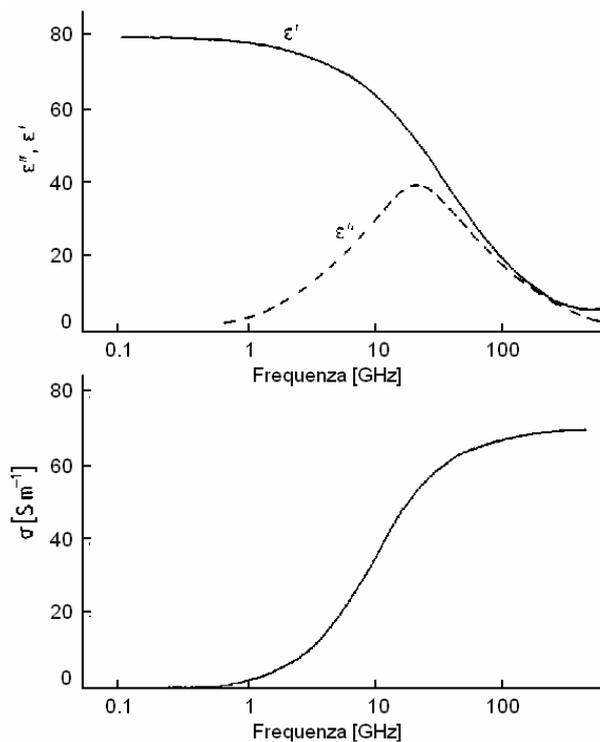


Fig.7.2. Spettri della permittività dielettrica e della conducibilità elettrica dell'acqua pura a 20 °C (figura adattata da [2]).

Per frequenze superiori a 1 MHz, gli spettri di ε_r' e ε_r'' possono essere descritti secondo il modello di Debye (capitolo 2), ottenendo ad esempio a 25 °C le seguenti stime per i relativi parametri: $\varepsilon_s = 78.38 \pm 0.03$, $\varepsilon_\infty = 5.44 \pm 0.06$ e $\tau = 8.30 \pm 0.01$ ps. Più in generale, la dipendenza della permittività statica ε_s dalla temperatura T può essere descritta dalla seguente espressione empirica [9]:

$$\varepsilon_s = 88.15 - 41.4 T + 13.1 T^2 - 4.6 T^3 \quad (7.12)$$

dove T è espressa in $^{\circ}\text{C}/100$. Per quanto concerne la costante di tempo di rilassamento τ , la Tab. 7.9 riporta alcuni valori relativi alla sua variazione con la temperatura [9].

Tab. 7.9. Costante di tempo di rilassamento dell'acqua pura per differenti temperature (da [9]).

T [°C]	0	10	20	30	40	50	60
τ [ps]	17.7	12.6	9.2	7.1	5.7	4.8	3.9

Si ricorda che, in generale, una costante di tempo di rilassamento τ è legata alla relativa frequenza di rilassamento f_r dalla relazione $f_r=1/(2\pi\tau)$. Pertanto, ad esempio, il tempo caratteristico $\tau=9.2$ ps a 20°C (Tab. 7.9) è il corrispettivo nel dominio temporale della frequenza caratteristica $f_r=17$ GHz (Fig. 7.2). Alla temperatura corporea il rilassamento risulta centrato su una frequenza pari a circa 25 GHz.

Le Tab. 7.10 e 7.11 riportano per l'acqua pura alcuni valori della permittività dielettrica, della conducibilità elettrica e dei relativi coefficienti di temperatura [9].

Tab. 7.10. Permittività dielettrica relativa ϵ_r' , conducibilità elettrica σ e relativi coefficienti di temperatura per l'acqua pura a 25°C (da [9]).

Frequenza [GHz]	ϵ_r'	σ [mS cm ⁻¹]	$\Delta\epsilon_r'/\epsilon_r'/\Delta T$ [% °C ⁻¹]	$\Delta\sigma/\sigma/\Delta T$ [% °C ⁻¹]
0.1	78.3	0.024	--	--
0.3	78.3	0.199	--	--
0.7	78.3	1.11	--	--
1.1	78.2	2.61	--	--
3.0	76.5	19.0	-0.3	-3.1
4.6	73.6	43.0	-0.1	-2.9
9.4	63.1	149.4	0.5	-2.3
23.8	34.7	471.4	2.4	0.0
35.0	22.4	586.1	2.5	0.9

Tab. 7.11. Permittività dielettrica relativa ϵ_r' dell'acqua pura in bassa frequenza per differenti temperature (da [9]).

Temperatura [°C]	ϵ_r'
0	87.7
10	83.8
20	80.1
30	76.5
40	73.2
50	69.9
60	66.8
70	63.9
80	61.0
90	58.3
100	55.7

6.10 Proprietà elettriche del sangue

Il sangue è un tessuto (è infatti classificato come *tessuto connettivo*) costituito da diverse specie di cellule sospese in un mezzo fluido, il *plasma* (Fig. 7.3).

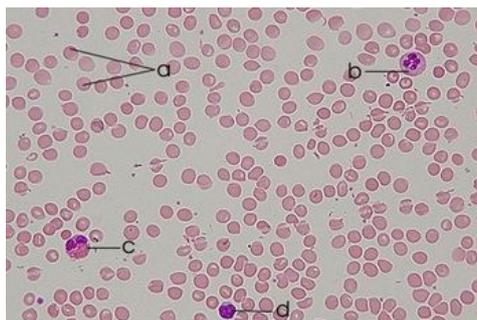


Fig. 7.3. Striscio di sangue: (a) globuli rossi; (b-d) globuli bianchi.

Il plasma è composto principalmente da acqua, proteine del sangue ed elettroliti inorganici. I costituenti cellulari del sangue sono di tre tipi: i *globuli rossi* (o *eritrociti* o *emazie*), che trasportano l'ossigeno e conferiscono al sangue il caratteristico colore rosso; i *globuli bianchi* (o *leucociti*), preposti alle difese dell'organismo; le *piastrine* (o *trombociti*), che rappresentano frammenti cellulari aventi un ruolo rilevante nel processo di coagulazione sanguigna. Si definisce *ematocrito* il valore della porzione volumetrica di sangue occupata dai globuli rossi. Esso è normalmente compreso fra il 42% e il 52% per gli uomini e fra il 36% e il 48% per le donne. Il *siero* rappresenta il plasma sanguigno in cui siano stati rimossi i fattori di coagulazione (come la fibrina).

Le Tab. 7.12 e 7.13 riportano valori della permittività dielettrica e della conducibilità elettrica del sangue di alcuni animali e dell'uomo a differenti frequenze e temperature [9].

Tab. 7.12. Permittività dielettrica relativa (parte reale) del sangue e del siero (da [9]).

		Sangue di coniglio 37 °C	Sangue di maiale 37 °C	Sangue di topo 23 °C	Sangue di mucca 27 °C	Sangue di coniglio 37 °C	Sangue umano 35 °C	Sangue umano 37 °C	Siero umano 23 °C	Siero umano 37 °C
Frequenza [Hz]	100 k	2740	--	--	--	--	--	--	--	--
	1 M	2040	1800	--	--	--	--	--	--	--
	10 M	200	180	--	--	--	--	--	--	--
	25 M	--	80	--	--	--	--	--	--	--
	100 M	--	56	86	67*	--	--	--	67.4-81.3	--
	300 M	--	--	67	63	--	--	--	60.1-70.7	--
	1 G	--	--	62	63*	--	--	--	--	--
	3 G	--	--	62	--	--	56	53	--	70
	9.4 G	--	--	50	--	--	47.8	45	--	57.5
	24 G	--	--	--	--	--	30.2	32	--	45.5
	35 G	--	--	--	--	23.6	--	--	--	--

*Misure a 200 e 900 MHz

Tab. 7.13. Conducibilità elettrica [mS cm^{-1}] del sangue e del siero (da [9]).

		Sangue di coniglio 37 °C	Sangue di maiale 37 °C	Sangue di topo 23 °C	Sangue di mucca 27 °C	Sangue di coniglio 37 °C	Sangue umano 35 °C	Sangue umano 37 °C	Siero umano 23 °C	Siero umano 37 °C
Frequenza [Hz]	100 k	6.8	--	--	--	--	--	--	--	--
	1 M	7.1	7.7	--	--	--	--	--	--	--
	10 M	11.0	9.7	--	--	--	--	--	--	--
	25 M	--	10.3	--	--	--	--	--	--	--
	100 M	--	10.8	9	10.4*	--	--	--	11.4-12.7	--
	300 M	--	--	10	11.1	--	--	--	9.3-11.9	--
	1 G	--	--	11.5	12.5*	--	--	--	--	--
	3 G	--	--	30	--	--	26.5	27.8	--	41.7
	9.4 G	--	--	155	--	--	103	121	--	126
	24 G	--	--	--	--	--	344	263	--	380
	35 G	--	--	--	--	498	--	--	--	--

*Misure a 200 e 900 MHz

Il sangue ha caratteristiche sia di *sospensione* che di *emulsione*. Infatti, mentre il plasma può essere considerato un fluido Newtoniano, con viscosità pari a 1.2 Ns/m^2 , il sangue nella sua interezza non lo è necessariamente. In particolare, la sua viscosità dipende da due fattori: l'ematocrito e il gradiente di velocità. Se quest'ultimo è elevato (10^2 - 10^3 m/s) anche il sangue può essere considerato un fluido Newtoniano, altrimenti no. Infatti, a basse velocità i globuli rossi tendono ad aggregarsi. Inoltre, è necessario considerare che il globulo rosso ha una forma ellittica biconcava deformabile, con asse parallelo alla direzione del flusso. Le proprietà elettriche in bassa frequenza di miscele di materiali, come nel caso del sangue, possono essere analizzate in generale usando elaborazioni successive di un modello proposto inizialmente da Maxwell nel 1873 per descrivere la conducibilità di una sospensione diluita di particelle sferiche non conduttive in un mezzo conduttivo. In particolare, per il sangue si riscontra che la conducibilità elettrica σ_B può essere posta in relazione all'ematocrito H , alla conducibilità σ_P del plasma, alla conducibilità σ_S della soluzione plasmatica priva di proteine e alla concentrazione P (g/100ml) di proteine nel plasma, secondo le seguenti relazioni [9]:

$$\sigma_B = \frac{1-H}{1+H/F} \sigma_P \quad (7.13)$$

$$\sigma_P = \frac{100-3.46P}{100} \sigma_S \quad (7.14)$$

dove F è un fattore di forma il cui valore dipende dall'orientazione e dalla forma dei globuli rossi (ad esempio: $F=1.07$).

Alternativamente, le proprietà conduttive del sangue possono essere descritte da un'altra espressione empirica che quantifica la sua resistività elettrica ρ_B in funzione dell'ematocrito H [9]:

$$\rho_B = a e^{bH} \quad (7.15)$$

dove a e b sono parametri che dipendono dal tipo di sangue (Tab. 7.14).

Tab. 7.14. Valori dei parametri empirici dell'Eq. (7.15) che esprimono la resistività elettrica ρ_B [Ω cm] del sangue a temperatura corporea (da [9]).

Frequenza [MHz]	Specie	a	b
1	Uomo	62.9	0.0195
25	Uomo	53.2	0.0220
50	Uomo	65.6	0.0175
24	Cane	56.8	0.0250
100	Cane	56.6	0.0220

Nel 1924 Hugo Fricke elaborò un modello per descrivere la resistività elettrica di una sospensione di sferoidi, che, applicato al sangue, dà origine alla cosiddetta *equazione di Maxwell-Fricke*:

$$\rho_B = 0.586 \frac{1+0.0125H}{1-0.01H} \quad (7.16)$$

nella quale ρ_B è espressa in Ω m. Rispetto al modello esponenziale, tale equazione fornisce un migliore fitting dei dati sperimentali per valori di ematocrito molto bassi o molto alti.

E' infine utile sottolineare che la resistività del sangue è anche una funzione del movimento del sangue stesso; tuttavia, tale effetto nella pratica è spesso trascurato.

6.11 Proprietà elettriche della pelle

Molte tecniche diagnostiche e/o terapeutiche si fondano sull'applicazione di campi elettrici ai tessuti biologici o sulla misura delle proprietà elettriche dei tessuti stessi. Poiché la pelle costituisce spesso l'interfaccia fra le componenti biologiche e quelle elettriche/elettroniche dell'intero sistema in oggetto, le proprietà elettriche della pelle sono di fondamentale interesse.

6.11.1 Struttura della pelle

La pelle è un organo essenzialmente protettivo, costituito da strati multipli di *tessuti epiteliali*. In particolare, la pelle è composta da uno strato esterno, l'*epidermide*, e da due strati più interni, il *derma* e l'*ipoderma* (Fig. 7.4).

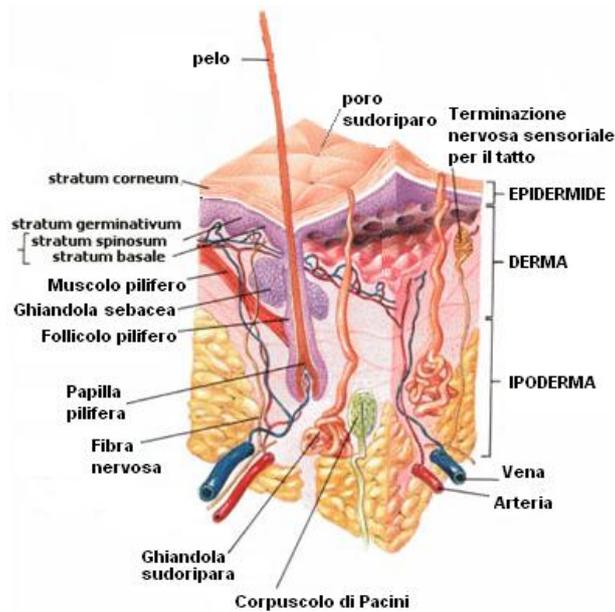


Fig. 7.4. Struttura della pelle.

L'epidermide, a sua volta, è suddivisa in più strati, come evidenziato in Fig. 7.5. Lo strato più superficiale, chiamato *strato corneo*, è costituito da cellule morte (*corneociti*) e ha lo spessore di circa 15 μm .

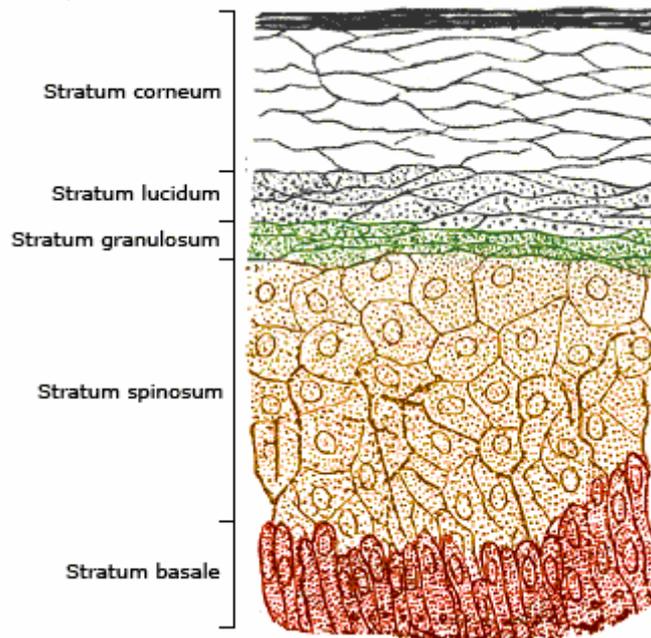


Fig. 7.5. Struttura dell'epidermide.

Il derma e l'ipoderma contengono collagene, elastina, vasi sanguigni e linfatici, nervi, peli e ghiandole (Fig. 7.4). Il tutto è racchiuso in sostanza gelatinosa, ricca di acqua, mucopolisaccaridi, enzimi ed elettroliti. La pelle rappresenta il mezzo più completo di protezione passiva dell'organismo: la sua ridotta conducibilità termica contribuisce al mantenimento dell'*omeotermia*; la sua robusta struttura istologica attenua l'effetto di traumi e si oppone all'invasione di agenti esterni, quali ad esempio parassiti o microbi, nonché alla penetrazione di veleni; inoltre, la ricchezza della sua innervazione consente la percezione di forma, pressione e temperatura. Una funzione protettiva viene svolta anche dalle secrezioni cutanee: il sebo ammorbidisce lo strato corneo, mentre il sudore e l'evaporazione regolano la dispersione del calore e la temperatura corporea e, inoltre, eliminano anche una parte delle scorie organiche (urea).

6.11.2 Permittività dielettrica della pelle

La pelle ha un'impedenza elettrica variabile in dipendenza soprattutto dalla idratazione dello strato corneo. Inoltre, si riscontra che, rimuovendo progressivamente lo strato corneo, la resistenza diminuisce e la capacità aumenta. Le proprietà elettriche della pelle risultano pertanto estremamente variabili, non soltanto tra individui diversi ma anche per uno stesso individuo in differenti condizioni. Gli spettri della permittività dielettrica e della conducibilità elettrica della pelle in condizioni anidre e idrate sono stati presentati nella sezione 7.3.

6.11.3 Modelli elettrici della pelle

Si consideri un campione di pelle immerso in una soluzione elettrolitica. La corrente elettrica che fluisce attraverso la pelle può essere misurata applicando ad essa un impulso di tensione rettangolare fra due elettrodi posti a contatto del campione. La Fig. 7.6 riporta due possibili schemi elettrici equivalententi per un sistema di questo tipo [10].

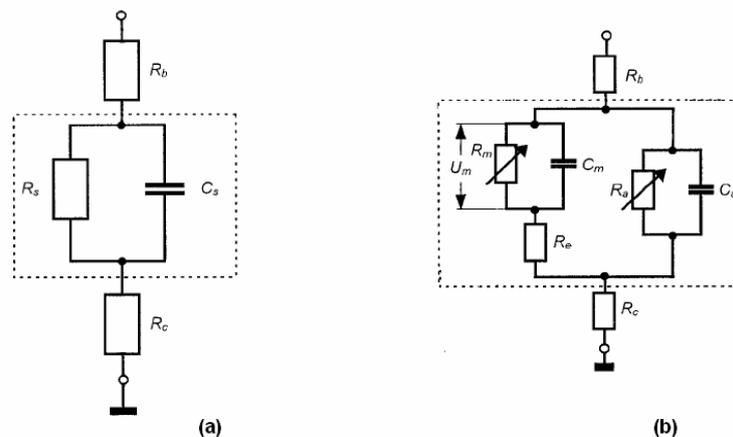


Fig. 7.6. Esempi di circuiti equivalententi per la pelle (immagine adattata da [10]).

Nello schema di Fig. 7.6a, R_b , R_s e R_c rappresentano rispettivamente le resistenze del bulk della soluzione, della pelle e del resistore di misura, mentre C_s è la capacità della pelle. Un modello più specifico, tuttavia, può essere formulato osservando che lo strato corneo consiste di una matrice lipido-corneocitica (ossia costituita da elementi lipidici intercellulari presenti tra corneociti), attraversata da varie *appendici*, come ad esempio ghiandole sudoripare e follicoli piliferi. Pertanto, si ritiene che esistano attraverso la pelle due percorsi paralleli per la corrente: uno che attraversa la matrice lipido-corneocitica dello strato corneo e l'altro che passa attraverso le appendici. Tali due percorsi sono rappresentati dal modello riportato in Fig. 7.6b, in cui R_m e C_m si riferiscono alla matrice lipido-corneocitica, mentre R_a e C_a corrispondono alle appendici. Per approfondimenti si rimanda la lettura a [10].

6.11.4 Ionofresi (o iontoforesi) transdermica

Come precedentemente accennato, la determinazione delle proprietà elettriche della pelle risulta funzionale per differenti tecniche diagnostiche e/o terapeutiche. A titolo di esempio, si cita in tale sezione la somministrazione di sostanze, da semplici ioni sino a farmaci, attraverso la pelle mediante una tecnica detta *ionofresi*, nota anche come *iontoforesi*. La ionofresi è un metodo non-invasivo di trasporto elettroforetico transdermico di sostanze caricate elettricamente. A tale scopo si impiega una forza elettromotrice repulsiva che agisce mediante una piccola carica elettrica applicata ad un alloggiamento che contiene l'agente attivo avente carica analoga (Fig. 7.7).

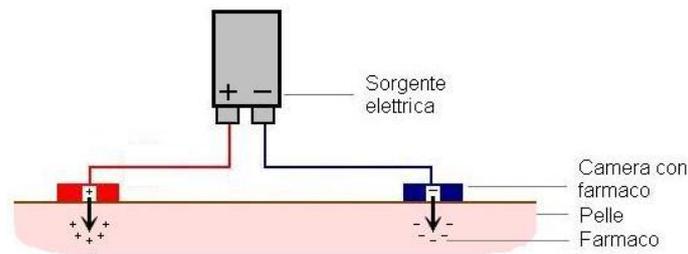


Fig. 7.7. Schematizzazione di una ionoforesi transdermica.

In particolare, uno o due alloggiamenti sono riempiti con una soluzione che contiene la sostanza (ad esempio semplici ioni o molecole di un farmaco) ed il relativo solvente. L'alloggiamento caricato positivamente (anodo) respinge nella pelle una sostanza caricata positivamente, mentre l'alloggiamento caricato negativamente (catodo) respinge nella pelle una sostanza caricata negativamente.

La sostanza può permeare nella pelle attraverso differenti tipologie di percorsi possibili. La maggior parte delle sostanze attraversa i pori delle *appendici* (ghiandole sudoripare e follicoli piliferi), anche se alcuni sostanze percorrono canali paracellulari; soltanto una quantità minima di sostanze è in grado di subire trasporti transcellulari.

Il trasporto ionoforetico risulta influenzato da diversi fattori, quali ad esempio il pH della pelle, la concentrazione e le caratteristiche della sostanza, la competizione ionica, le dimensioni molecolari, la corrente o la tensione applicata, il tempo di applicazione, l'impedenza della pelle. Alcuni studi suggeriscono che per dosi ionoforetiche paragonabili, trasporti effettuati in periodi lunghi a basse correnti sono più efficaci di quelli attuati a correnti più elevate applicate per tempi più brevi.

La ionoforesi è impiegata comunemente con farmaci antinfiammatori, al fine di trattare patologie di tipo osteo-articolare o muscolare, quali ad esempio artrosi, artriti, distorsioni, dolori muscolari, lombosciatalgie, strappi muscolari, traumi da stress sportivo, ecc.

La ionoforesi *dinamica*, ossia in *corrente alternata*, a differenza di quella in *corrente continua* (o *galvanica*), è effettuata per ridurre possibili eritemi cutanei o persino ustioni (possibili in caso di elevate correnti continue), preservando l'efficacia del trattamento.

La tecnica ionoforetica risulta vantaggiosa rispetto ad una somministrazione di farmaci transdermica passiva, ossia per semplice diffusione. Infatti, lo strato corneo della pelle è una barriera che tende ad ostacolare il trasporto di specie idrofile o ionizzate. Pertanto, l'incremento del flusso transdermico della sostanza mediante l'applicazione di campi elettrici risulta fondamentale. Inoltre, per questa ragione la conoscenza delle proprietà elettriche della pelle risulta di fondamentale importanza.

Per quanto concerne possibili schematizzazioni del fenomeno, per tensioni applicate inferiori ad 1 V la densità di corrente può essere efficacemente descritta dall'equazione di elettrodiffusione di Nernst-Planck (capitolo 3). In assenza di gradienti di concentrazione, la relazione corrente-tensione per la pelle è lineare, in conformità con dati sperimentali. In questo caso, un campo elettrico applicato fornisce la forza motrice per la migrazione ionica, senza generare nuovi percorsi di trasporto. Tuttavia, la situazione può cambiare notevolmente a tensioni più elevate. Ad esempio, per differenze di potenziale di alcuni Volt la relazione corrente-tensione della pelle diventa non lineare. In queste condizioni, per una corrente costante si ha che il potenziale raggiunge un valore di regime con un certo ritardo ed il sistema può presentare caratteristiche di irreversibilità. Un simile comportamento non può essere descritto secondo le leggi dell'elettrodiffusione. Piuttosto, esso può essere interpretato in termini sia di reazioni non lineari interfacciali, sia di elettroporazione che dà luogo a nuovi percorsi. Per approfondimenti si rimanda la lettura a [10].

6.12 Relazione tra proprietà elettriche e proprietà ottiche dei tessuti

Nel capitolo seguente sono trattate le proprietà ottiche dei tessuti. Esse caratterizzano i fenomeni di interazione tra tessuti e radiazioni elettromagnetiche, specialmente per particolari range di frequenze ottiche d'interesse in specifiche applicazioni biomediche. Risulta pertanto evidente che le proprietà ottiche dei tessuti sono intimamente connesse alle proprietà elettriche di essi. Infatti, queste ultime governano la propagazione delle radiazioni elettromagnetiche all'interno dei tessuti. A tale riguardo, si riportano di seguito alcune relazioni particolarmente significative.

Si consideri un'onda elettromagnetica piana che si propaga all'interno di un mezzo omogeneo. L'intensità E del campo elettrico ad una distanza x dalla sorgente di campo E_0 risulta attenuata esponenzialmente secondo la seguente espressione:

$$E_{(x)} = E_0 e^{-\alpha x} \quad (7.17)$$

dove α è definito *coefficiente di attenuazione*. Tale coefficiente è espresso dalla seguente relazione [9]:

$$\alpha = \frac{2\pi}{\lambda} \sqrt{\frac{\epsilon_r'}{2} \left\{ \left[1 + \left(\frac{60\lambda\sigma}{\epsilon_r'} \right)^2 \right]^{\frac{1}{2}} - 1 \right\}} \quad (7.18)$$

dove λ è la lunghezza d'onda in aria della radiazione, mentre ϵ_r' e σ rappresentano la permittività dielettrica relativa e la conducibilità elettrica del mezzo in cui si propaga l'onda elettromagnetica. Pertanto, l'attenuazione di un'onda che si propaga all'interno di un tessuto risulta dipendente dalle proprietà elettriche di esso. Si osservi che per un mezzo conduttore ideale, ossia per $\sigma \rightarrow \infty$, si ha $\alpha \rightarrow \infty$. Al contrario, per un mezzo dielettrico ideale, ossia per $\sigma = 0$, si ha $\alpha = 0$, ossia l'onda si propaga senza essere attenuata. Tale risultato concorda con un'assenza di correnti che possano essere impresse dal campo applicato (che comporterebbero una dissipazione energetica con conseguente attenuazione), essendo nulla la densità di corrente nel mezzo: $J_I = \sigma E = 0$.

Si definisce *profondità di penetrazione* δ dell'onda elettromagnetica in un mezzo la seguente grandezza:

$$\delta = \frac{1}{\alpha} \quad (7.19)$$

essa rappresenta la distanza dalla sorgente del campo alla quale l'intensità di esso si riduce di un fattore $1/e$. Si osservi che per un mezzo conduttore ideale, ossia per $\sigma \rightarrow \infty$, si ha $\delta \rightarrow 0$. Se quindi un'onda elettromagnetica incide sulla superficie di un mezzo conduttore ideale, essa non penetra all'interno del mezzo, ossia quest'ultimo ha un effetto schermante nei confronti dell'onda.

Inoltre, si osservi che il coefficiente di attenuazione α risulta proporzionale a $\sqrt{1/\lambda}$ ossia a \sqrt{f} , essendo f la frequenza della radiazione. Pertanto, la profondità di penetrazione δ è inversamente proporzionale a \sqrt{f} . Si ha quindi il cosiddetto *effetto pelle*: la profondità di penetrazione di un'onda elettromagnetica incidente su un mezzo tende a diminuire all'aumentare della frequenza e l'onda tende quindi a rimanere sempre più confinata nella porzione superficiale (pelle) del mezzo.

L'*indice di rifrazione* n di un mezzo è espresso dalla seguente relazione [9]:

$$n = \sqrt{\frac{\epsilon_r'}{2} \left\{ \left[1 + \left(\frac{60\lambda\sigma}{\epsilon_r'} \right)^2 \right]^{\frac{1}{2}} + 1 \right\}} \quad (7.20)$$

Si osservi che per un mezzo dielettrico ideale, ossia per $\sigma = 0$, si ha:

$$n = \sqrt{\epsilon_r'} \quad \text{per } \sigma = 0 \quad (7.21)$$

L'Eq. (7.21) può essere generalizzata prendendo in considerazione anche le proprietà magnetiche del mezzo, descritte dalla permeabilità magnetica relativa μ_r ; si ha in tal caso la nota relazione:

$$n = \sqrt{\epsilon_r' \mu_r} \quad \text{per } \sigma = 0 \quad (7.22)$$

Riferimenti bibliografici

- [1] Schwan H. P., Electrical properties of tissue and cells suspensions, *Adv. Biol. Med. Phys.* 5 (1957) 147-209.
- [2] Pethig R. and Kell D. B., The passive electrical properties of biological systems, *Phys. Med. Biol.* 32 (1987) 933-970.
- [3] Pethig R., Soft tissue: dielectric properties, In *Concise encyclopaedia of biological and biomedical measurement systems*, Payne P. A. Editor, Pergamon Press (1991) 364-370.
- [4] Foster K. R., Dielectric properties of tissues, *The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition*, J. D. Bronzino Editor, Boca Raton: CRC Press LLC (2000) chapter 89.
- [5] Gabriel C., Gabriel S. and Corthout E., The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey, *Phys. Med. Biol.* 41 (1996) 2231–2249.
- [6] Gabriel S., Lau R. W. and Gabriel C., The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz, *Phys. Med. Biol.* 41 (1996) 2251–2269.
- [7] Gabriel C., Gabriel S., Compilation of the dielectric properties of body tissues at rf and microwave frequencies, Report (1996), sito web: <http://niremf.ifac.cnr.it/docs/DIELECTRIC/Report.html#Introduction>.
- [8] Gabriel S., Lau R. W. and Gabriel C., The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues, *Phys. Med. Biol.* 41 (1996) 2271–2293.
- [9] Duck F., Physical properties of tissue – A comprehensive reference book, London: Academic Press (1990), chapter 6.
- [10] Chizmadzhev Y. A., Indenbom A. V., Kuzmin P. I., Galichenko S. V., Weaver J. C., and Potts R. O., Electrical properties of skin at moderate voltages: contribution of appendageal macropores, *Biophysical Journal* 74 (1998), 843–856.