

Le vicende relative alla possibile entrata in vigore della **Direttiva Europea 2004/40** sulle **esposizioni occupazionali ai campi elettromagnetici** hanno rinnovato l'interesse per la **dosimetria elettromagnetica**. La dosimetria può entrare in gioco, in una valutazione di rischio, quando si debba stabilire se possa essere consentita l'esposizione dei lavoratori nel caso in cui le intensità dei campi esterni risultino superiori ai cosiddetti **valori di azione**. L'esposizione potrà essere ammessa solo se risultano rispettati quelli che la Direttiva chiama **valori limite di esposizione**, riguardanti le intensità delle grandezze dosimetriche indotte nei tessuti del lavoratore esposto. La verifica del rispetto dei **valori limite di esposizione** ha senso solo se risulta meno costosa del **risanamento** (cioè degli interventi tesi a ricondurre le intensità dei campi al di sotto dei **valori di azione**) e se vi sono indizi di un suo probabile esito favorevole. In caso contrario, essa si risolverebbe solo in un aggravio dei costi a carico del datore di lavoro. È utile, dunque, chiedersi come sia possibile **ridurre la complessità e contenere i costi di una valutazione dosimetrica**. Tra i principali costi specifici (non ammortizzabili, cioè, su numerose applicazioni diverse) rientrano sicuramente quelli connessi con l'eventuale necessità di eseguire una **analisi multifrequenza**.

Dosimetria numerica in regime quasistatico

La dosimetria elettromagnetica si basa oggi principalmente sui **metodi numerici**. Alle **frequenze basse e intermedie** (fino a qualche megahertz), i metodi in uso si avvalgono della cosiddetta **approssimazione quasistatica**. Il metodo **SPFD** (*scalar potential finite difference*), in particolare, ha finito per divenire la scelta di elezione per affrontare **problemi quasistatici tridimensionali ad alta risoluzione**, soprattutto per la sua proprietà di ricondursi sempre alla soluzione di una **equazione scalare**. Il metodo SPFD, come tutti i più diffusi metodi quasistatici, lavora nel **dominio della frequenza**. Pertanto, se si ha a che fare con sorgenti **multifrequenza**, occorre eseguire un'analisi separata per ogni **componente spettrale** e poi combinare i risultati: un procedimento oneroso, che diviene impraticabile se le componenti significative sono numerose. Esistono, in alternativa, anche adattamenti di metodi nel dominio del tempo, ma devono anch'essi fronteggiare limitazioni e difficoltà non trascurabili. Può essere utile, quindi, disporre di una **procedura semplificata** che, attraverso l'uso di una **intensità di campo equivalente** e di una **frequenza di riferimento**, permetta di eseguire una valutazione dosimetrica a **frequenza singola** che tenga conto, seppure in modo approssimato, dell'intero spettro del campo impresso.

Procedura semplificata

Campo magnetico di una **sorgente singola a banda larga o multifrequenza**, cioè che emette molteplici contributi a frequenze diverse (*non si è indicata la dipendenza dal posto*):

$$B(t) = \sqrt{2} \sum_{i=1}^N B_i \cos(2\pi f_i t + \varphi_i)$$

Le linee guida ICNIRP-1998 trattano l'esposizione ad una sorgente singola multifrequenza alla stregua dell'esposizione a numerose sorgenti indipendenti, una per ogni frequenza emessa.

Criterio di conformità alle **restrizioni di base ICNIRP** per frequenze fino a 100 kHz:

$$I_J = \sum_{i=1}^N \frac{J f_i}{J_L f_i}$$

I_J è l'**indice ICNIRP** per la densità di corrente indotta, $J(f_i)$ e $J_L(f_i)$ sono rispettivamente il **valore efficace (RMS)** dell'ampiezza della componente spettrale della densità di corrente alla frequenza f_i ed il corrispondente valore della **restrizione di base ICNIRP** (detto **valore limite di esposizione** dalla Direttiva Europea 2004/40).

Espressione del **principio fisico** che lega, in ogni punto, la densità di corrente indotta al campo magnetico impresso:

$$J = k' \frac{dB}{dt}$$

Il **coefficiente dosimetrico k'** dipende direttamente solo dal **punto di calcolo**. Esso dipende poi dalla frequenza attraverso la **conducibilità dei tessuti**. Trascurando questa dipendenza si trova:

$$I_J = -2\pi k' \sum_{i=1}^N \frac{f_i B_i}{J_L f_i} = k' \sum_{i=1}^N \frac{f_i B_i}{J_L f_i}, \text{ dove } k = -2\pi k'$$

Se vogliamo esprimere lo stesso indice ICNIRP per mezzo di un solo contributo a frequenza arbitraria f_0 di ampiezza RMS equivalente B_{eq} dovremo porre, in ciascun punto:

$$B_{eq} = \frac{J_L f_0}{f_0} \sum_{i=1}^N \frac{f_i B_i}{J_L f_i} = \frac{J_L f_0}{f_0} \sum_{i=1}^N \alpha_i, \text{ dove } \alpha_i = \frac{f_i B_i}{J_L f_i}$$

Come **frequenza di riferimento f_0** potrebbe essere scelto un valore qualsiasi. È possibile dimostrare che, per **minimizzare l'errore** dovuto all'aver trascurato la variazione della conducibilità dei tessuti con la frequenza, si deve scegliere per f_0 la frequenza a cui corrisponde il contributo più intenso in termini di parametro α (vedi eq. (a) qui sotto). Invece, per garantire che l'errore sia diretto in senso cautelativo, occorre scegliere per f_0 il valore a cui corrisponde la più alta conducibilità dei tessuti (vedi eq. (b) qui sotto).

Problema esemplificativo

Cilindro di lunghezza indefinita e raggio R, esposto ad un **campo magnetico uniforme** parallelo al suo asse e caratterizzato da due sole righe spettrali, rispettivamente a frequenza f_1 ed f_2 ; il cilindro è costituito da un materiale **omogeneo** che presenta, alle due frequenze, valori di **conducibilità** rispettivamente pari a σ_1 e σ_2 , con $\sigma_1 < \sigma_2$.

Soluzione analitica

$$J = \pi f R \sigma B$$

$$I_J = \pi R (\alpha_1 \sigma_1 + \alpha_2 \sigma_2)$$

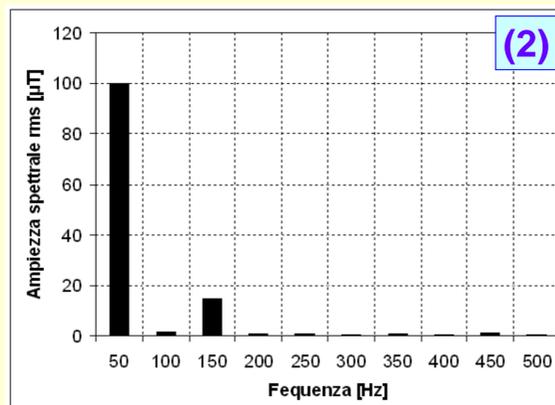
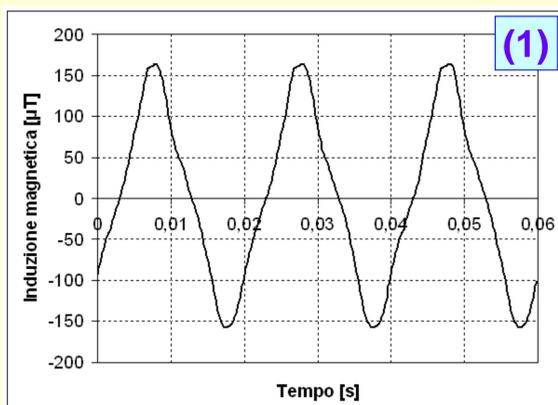
$$f_0 \equiv f_1 \Rightarrow B_{eq}^1 = \frac{J_L f_1}{f_1} \alpha_1 + \alpha_2 \quad I_J^1 = \frac{\pi f_1 R \sigma_1 B_{eq}^1}{J_L f_1} = \pi R \sigma_1 \alpha_1 + \alpha_2 \quad ER_1 = \left| \frac{I_J^1 - I_J}{I_J} \right| = \left| \frac{\sigma_1 - \sigma_2}{\sigma_1 \alpha_1 + \sigma_2 \alpha_2} \alpha_2 \right|$$

$$f_0 \equiv f_2 \Rightarrow B_{eq}^2 = \frac{J_L f_2}{f_2} \alpha_1 + \alpha_2 \quad I_J^2 = \frac{\pi f_2 R \sigma_2 B_{eq}^2}{J_L f_2} = \pi R \sigma_2 \alpha_1 + \alpha_2 \quad ER_2 = \left| \frac{I_J^2 - I_J}{I_J} \right| = \left| \frac{\sigma_2 - \sigma_1}{\sigma_1 \alpha_1 + \sigma_2 \alpha_2} \alpha_1 \right|$$

$$(a) \frac{ER_1}{ER_2} = \left| \frac{\alpha_2}{\alpha_1} \right|$$

$$(b) I_J^1 < I_J < I_J^2$$

Sorgente reale. Il campo magnetico generato da un **trapano elettrico a colonna**, acquisito per mezzo di un **captatore a bobina** collegato all'ingresso microfonico di un PC portatile dotato di un **programma di acquisizione ed elaborazione audio**. I campioni (1), acquisiti con **frequenza di campionamento di 6 kHz**, sono stati sottoposti ad **analisi spettrale con tecnica DFT**. Lo spettro (2) è stato corretto per tenere conto della **risposta in frequenza del sensore**. L'ampiezza RMS della componente spettrale **principale (50 Hz)** del campo è stata **normalizzata al valore 100 μ T**. Si è immaginato di esporre a questo campo il **cilindro omogeneo** di cui sopra, che si è supposto avere un **raggio R di 60 cm** ed essere costituito da materiale con la **conducibilità del tessuto muscolare umano**. I risultati sono riportati in tabella (3).



	f_1	f_2
Frequenza [Hz]	50	150
Ampiezza [μ T]	100	14.9
Conducibilità [S/m]	0.233	0.283
Valore limite di esposizione [A/m^2]	0.01	0.01
Parametro α [unità S.I.]	0.500	0.224
Contributo all'Indice ICNIRP esatto	0.220	0.119
Indice ICNIRP esatto	0.339	
Indice ICNIRP approssimato con $f_0 \equiv f_1$	0.318	
Indice ICNIRP approssimato con $f_0 \equiv f_2$	0.386	

Osservazioni. Se si utilizza come frequenza di riferimento quella del più alto valore del parametro α (frequenza f_1), la procedura semplificata fornisce una stima dell'indice ICNIRP affetta da un errore per difetto del 6% circa. Se invece si sceglie la frequenza del più alto valore di conducibilità (frequenza f_2), l'errore sale al 13% circa, ma è un errore per eccesso.