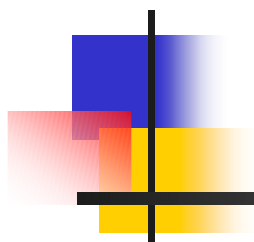


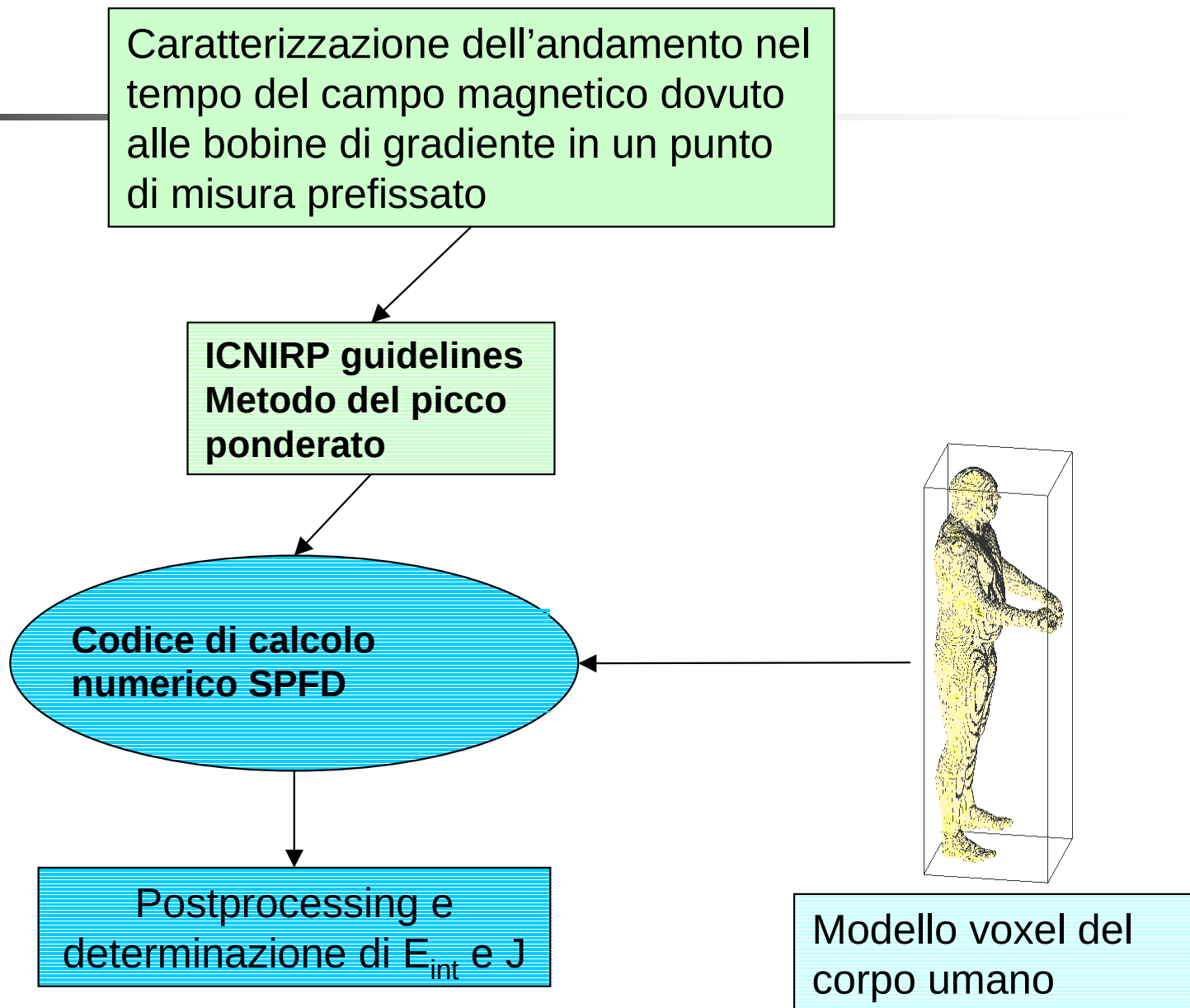
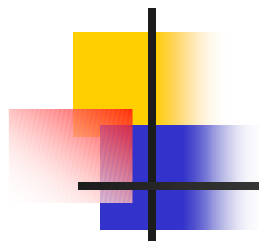


Dosimetria numerica del campo magnetico con forma d'onda complessa in regime quasi-statico

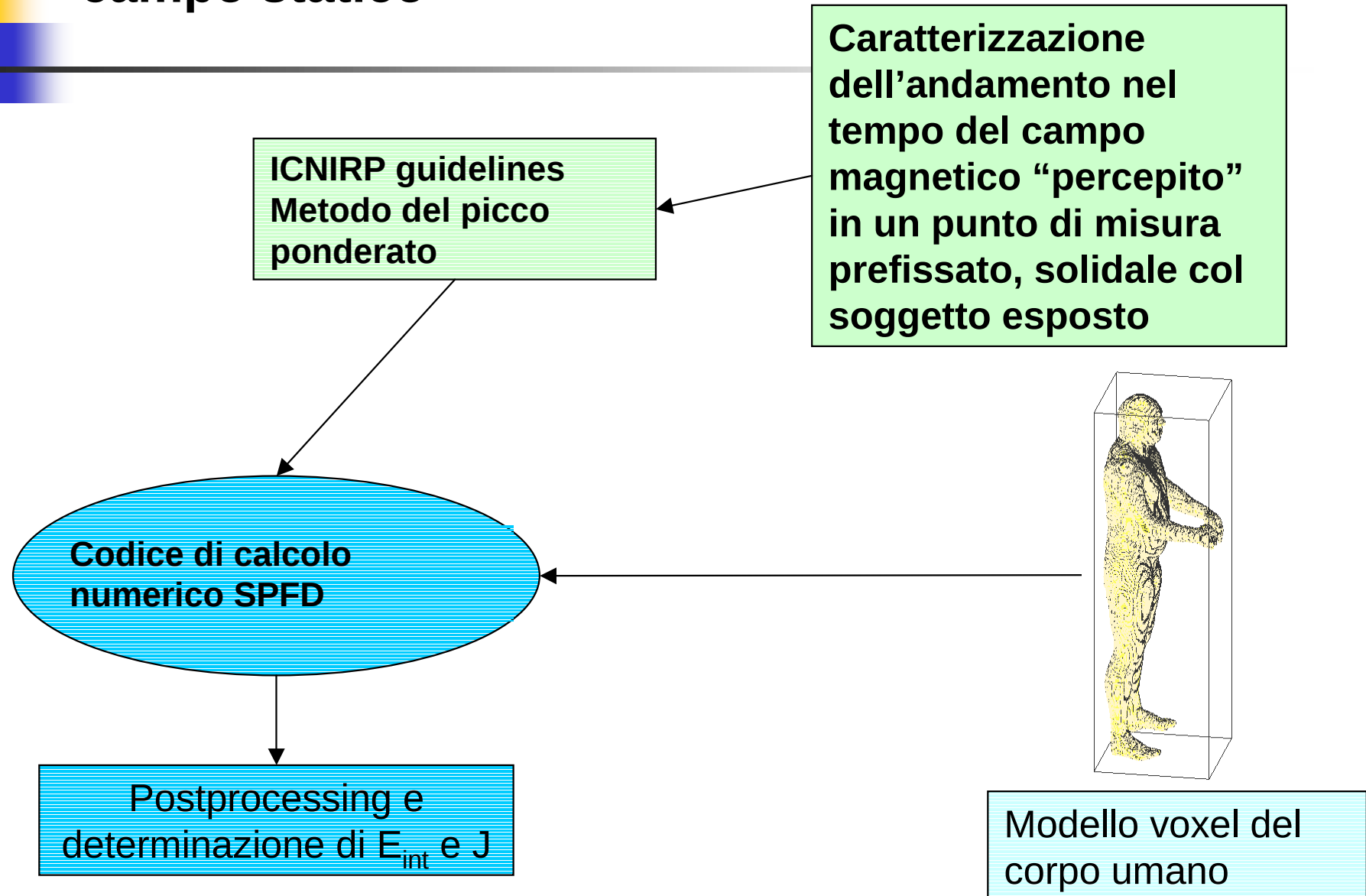


Contratto di ricerca B/N.02/DIL/07 tra ISPESL e IFAC-CNR per *l'Utilizzo di tecniche di dosimetria numerica per la valutazione dell'esposizione a campi elettromagnetici degli operatori sanitari operanti su apparati di risonanza magnetica (inclusa la pratica interventistica), nel quadro delle disposizioni della direttiva 2004/40/CE – sottoprogetto bassa frequenza.*

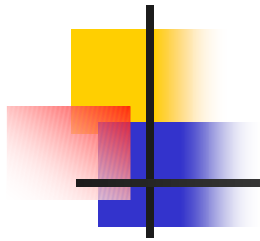
L'uso dei metodi numerici per la valutazione della densità di corrente indotta dai campi di gradiente



L'uso dei metodi numerici per la valutazione della densità di corrente indotta dal movimento nel campo statico



Approssimazione quasi-statica



Dosimetria in condizioni quasi statiche (QS)

Le dimensioni degli oggetti coinvolti e le loro distanze mutue sono piccole rispetto alla lunghezza d'onda

QS1

Gli effetti di propagazione sono trascurabili: il campo elettrico e il campo magnetico possono essere calcolati utilizzando i metodi dell'elettrostatica e della magnetostatica.

La dimensione del corpo esposto è confrontabile o minore della profondità di penetrazione del campo magnetico.

QS2

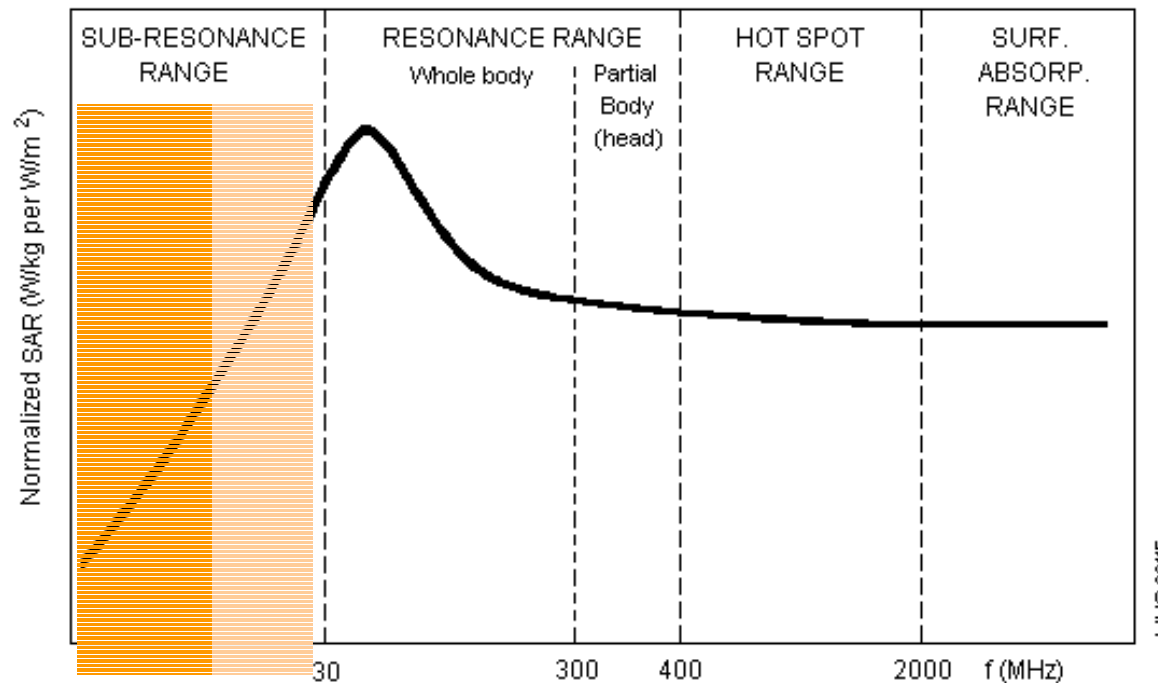
Il corpo esposto non perturba significativamente il campo magnetico impresso.

Nel corpo esposto, la corrente di conduzione prevale su quella di spostamento.

QS3

Le cariche si muovono restando in fase con i campi. Il corpo esposto è pressoché equipotenziale. Il calcolo del campo elettrico esterno è indipendente dalla soluzione del problema interno.

Dosimetria in condizioni quasi statiche (bassa frequenza)



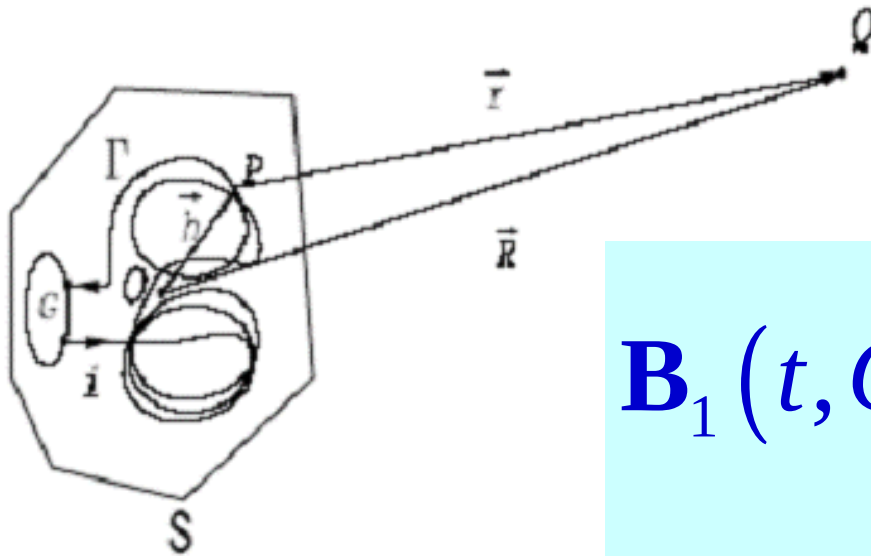
Variation of normalized SAR with frequency and related absorption characteristics in living organisms.

La condizione quasi-statica è verificata a rigore fino al massimo ad alcune centinaia di chilohertz...

... ma si trova spesso applicata fino al limite inferiore della regione di risonanza.

Modellazione di una sorgente di campo magnetico in regime quasi-statico

QS1



$$\mathbf{B}_1(t, Q) = \frac{\mu_0}{4\pi} i(t) \oint_{\Gamma} \frac{\mathbf{dP} \times \mathbf{r}}{r^3}$$

$$\mathbf{A}_1(t, Q) = \frac{\mu_0}{4\pi} i(t) \oint_{\Gamma} \frac{\mathbf{dP}}{r}$$

$$\mathbf{B}_1 = \text{rot} \mathbf{A}_1$$

Equazioni fondamentali per l'esposizione al campo magnetico in regime quasi-statico

$$\mathbf{B} = \mathbf{B}_1 + \mathbf{B}_2 (\approx \mathbf{B}_1)$$

$$\mathbf{A} = \mathbf{A}_1 + \mathbf{A}_2 (\approx \mathbf{A}_1)$$

$$\text{rot} \mathbf{E} = -\frac{d(\mathbf{B}_1 + \mathbf{B}_2)}{dt} \quad \mathbf{J} = \sigma \mathbf{E}$$

$$\text{rot} \mathbf{H}_2 \approx \mathbf{J} \Rightarrow \text{div} \mathbf{J} = 0$$

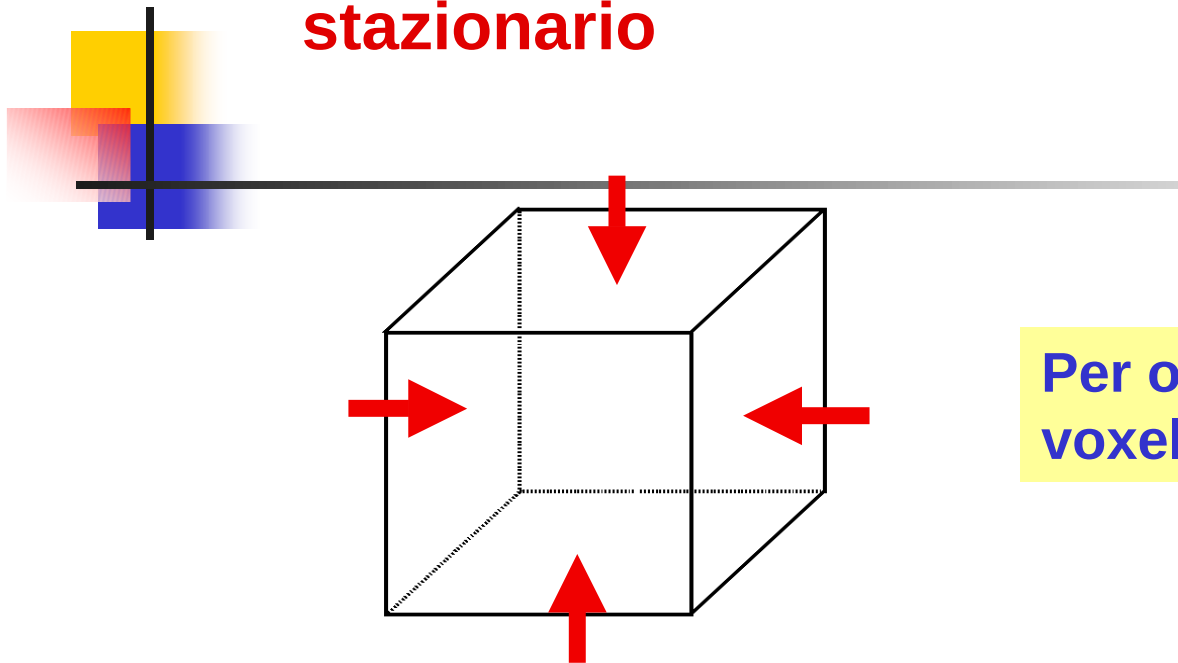
$$\frac{B_2}{B_1} = \frac{1}{2} \sigma \pi \mu_0 f L^2$$

$$\text{rot} \mathbf{E} \approx -\frac{d}{dt} \text{rot} \mathbf{A}_1 \Rightarrow \mathbf{E} \approx -\frac{d\mathbf{A}_1}{dt} - \text{grad} \Phi$$

QS2

QS3

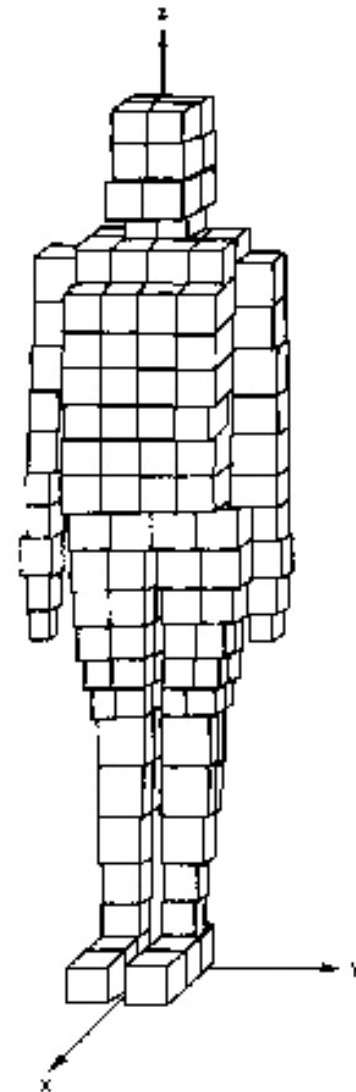
Conservazione della carica nei problemi di dosimetria elettromagnetica in regime quasi-stazionario



Per ogni voxel

$$\iint_{6 \text{ facce}} \mathbf{J} \cdot \hat{\mathbf{n}} dS = 0 \quad \sum_{i=1}^6 J_i = 0 \quad \text{div} \mathbf{J} = 0$$

$$\mathbf{J} = \sigma \mathbf{E} \quad \mathbf{E} = -\frac{d\mathbf{A}}{dt} - \text{grad} \Phi$$



Formulazione di base del metodo *Scalar Potential Finite Difference* (SPDF)

$$\operatorname{div} \mathbf{J} = 0, \quad \mathbf{J} = \sigma \mathbf{E}$$

$$\mathbf{E} = -\operatorname{grad} \phi - \frac{d\mathbf{A}}{dt}$$

$$\operatorname{div} \left\{ \sigma \left(\operatorname{grad} \phi + \frac{d\mathbf{A}}{dt} \right) \right\} = 0$$

NOTA BENE: si tratta di un problema quasi-statico, che coinvolge quindi solo la variazione spaziale delle grandezze fisiche e alla cui soluzione si aggiunge a posteriori la dipendenza temporale imposta dal termine forzante!

Formulazione di base del metodo SPFD in regime **NON sinusoidale con polarizzazione lineare**

$$\operatorname{div} \left\{ \sigma \left(\operatorname{grad} \phi + \frac{d\mathbf{A}}{dt} \right) \right\} = 0$$

se $\mathbf{B} = \mathbf{B}_0(\mathbf{r}) f(t)$ allora

$$\mathbf{A} = \mathbf{A}_0(\mathbf{r}) f(t) \quad \text{con} \quad \mathbf{B}_0(\mathbf{r}) = \operatorname{rot} \mathbf{A}_0(\mathbf{r})$$

$$\text{e } \frac{d\mathbf{A}}{dt} = \mathbf{A}_0(\mathbf{r}) g(t) \quad \text{con} \quad g(t) = \frac{df(t)}{dt}$$

Conformità linee guida ICNIRP 1998 e *draft* ICNIRP-2009 in regime **NON sinusoidale con polarizzazione lineare**

$$WPE(\mathbf{r}, t) = |\Gamma_E [\mathbf{E}_{\text{insitu}}]| = |\Gamma_E [\mathbf{e}_0(\mathbf{r}) g(t)]| = |\mathbf{e}_0(\mathbf{r}) \Gamma_E [g(t)]|$$
$$WPJ(\mathbf{r}, t) = |\Gamma_J [\mathbf{J}]| = |\Gamma_J [\mathbf{j}_0(\mathbf{r}) g(t)]| = |\mathbf{j}_0(\mathbf{r}) \Gamma_J [g(t)]|$$

- In questo caso (polarizzazione lineare) la dipendenza dal posto e dal tempo sono separate, quindi la media "spaziale" ed il funzionale "temporale" possono essere applicati in qualsiasi ordine.
- Questo NON è vero in generale.

Problema semplificato: metodo SPFD in regime
OMOGENEO NON sinusoidale con polarizzazione
QUALSIASI (*misure in un punto singolo*)

$$\mathbf{B}(t) = B_x(t) \hat{\mathbf{x}} + B_y(t) \hat{\mathbf{y}} + B_z(t) \hat{\mathbf{z}}$$

Considero una componente per volta

$$f_1(t) = \frac{B_x(t)}{B_1} \quad \text{dove } B_1 \text{ è un arbitrario valore di normalizzazione}$$

$$\mathbf{A} = \mathbf{A}_1(\mathbf{r}) f_1(t) \quad \text{con} \quad \text{rot} \mathbf{A}_1(\mathbf{r}) = B_1 \hat{\mathbf{x}}$$

$$\text{e} \quad \frac{d\mathbf{A}}{dt} = \mathbf{A}_1(\mathbf{r}) g_1(t) \quad \text{con} \quad g_1(t) = \frac{df_1(t)}{dt}$$

Problema semplificato: metodo SPFD in regime OMOGENEO NON sinusoidale con polarizzazione QUALSIASI

$$\mathbf{E}_{\text{insitu}}^{(1)} = - \left[\frac{1}{2\pi f_0} \text{grad} \phi_1(\mathbf{r}) + \mathbf{A}_1(\mathbf{r}) \right] g_1(t) = \mathbf{e}_1(\mathbf{r}) g_1(t)$$

$$\mathbf{J}^{(1)} = \sigma(\mathbf{r}, f_0) \mathbf{e}_1(\mathbf{r}) g_1(t) = \mathbf{j}_1(\mathbf{r}) g_1(t)$$

e analogamente

$$\mathbf{E}_{\text{insitu}}^{(2)} = \mathbf{e}_2(\mathbf{r}) g_2(t)$$

$$\mathbf{J}^{(2)} = \mathbf{j}_2(\mathbf{r}) g_2(t)$$

$$\mathbf{E}_{\text{insitu}}^{(3)} = \mathbf{e}_3(\mathbf{r}) g_3(t)$$

$$\mathbf{J}^{(3)} = \mathbf{j}_3(\mathbf{r}) g_3(t)$$

Ognuna delle tre soluzioni proviene da una specifica componente cartesiana del campo impresso, ha polarizzazione lineare ma variabile da punto a punto e NON coincidente con la direzione della componente cartesiana da cui è generata.

Conformità linee guida ICNIRP 1998 / *draft* ICNIRP 2009 in regime **OMOGENEO NON** **sinusoidale con polarizzazione QUALSIASI**

Nota bene: indice 1:
soluzione relativa alla
componente X
dell'induzione
magnetica, indice 2:
soluzione relativa alla
componente Y
dell'induzione
magnetica, indice 3:
soluzione relativa alla
componente Z
dell'induzione
magnetica

$$\mathbf{E}_{\text{insitu}} = \mathbf{e}_1(\mathbf{r}) g_1(t) + \mathbf{e}_2(\mathbf{r}) g_2(t) + \mathbf{e}_3(\mathbf{r}) g_3(t)$$

$$\mathbf{J} = \mathbf{j}_1(\mathbf{r}) g_1(t) + \mathbf{j}_2(\mathbf{r}) g_2(t) + \mathbf{j}_3(\mathbf{r}) g_3(t)$$

in componenti

$$E_x(\mathbf{r}, t) = e_{1x}(\mathbf{r}) g_1(t) + e_{2x}(\mathbf{r}) g_2(t) + e_{3x}(\mathbf{r}) g_3(t)$$

$$E_y(\mathbf{r}, t) = e_{1y}(\mathbf{r}) g_1(t) + e_{2y}(\mathbf{r}) g_2(t) + e_{3y}(\mathbf{r}) g_3(t)$$

$$E_z(\mathbf{r}, t) = e_{1z}(\mathbf{r}) g_1(t) + e_{2z}(\mathbf{r}) g_2(t) + e_{3z}(\mathbf{r}) g_3(t)$$

$$J_x(\mathbf{r}, t) = j_{1x}(\mathbf{r}) g_1(t) + j_{2x}(\mathbf{r}) g_2(t) + j_{3x}(\mathbf{r}) g_3(t)$$

$$J_y(\mathbf{r}, t) = j_{1y}(\mathbf{r}) g_1(t) + j_{2y}(\mathbf{r}) g_2(t) + j_{3y}(\mathbf{r}) g_3(t)$$

$$J_z(\mathbf{r}, t) = j_{1z}(\mathbf{r}) g_1(t) + j_{2z}(\mathbf{r}) g_2(t) + j_{3z}(\mathbf{r}) g_3(t)$$

Conformità linee guida ICNIRP bozza 2009 in regime **OMOGENEO NON sinusoidale con** **polarizzazione QUALSIASI**

Occorre “mediare” nello spazio in modo opportuno e “pesare” nel tempo come previsto dal metodo del picco ponderato

$$\mathbf{wpe}(\mathbf{r}, t) = \mathbf{e}_1(\mathbf{r}) \cdot \Gamma_E \{g_1(t)\} + \mathbf{e}_2(\mathbf{r}) \cdot \Gamma_E \{g_2(t)\} + \mathbf{e}_3(\mathbf{r}) \cdot \Gamma_E \{g_3(t)\}$$

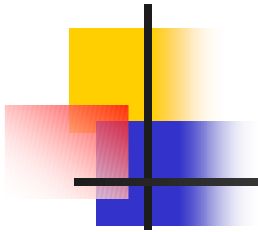
$$wpe_X(\mathbf{r}, t) = \Gamma_E \{g_1(t)\} \cdot e_{1x}(\mathbf{r}) + \Gamma_E \{g_2(t)\} \cdot e_{2x}(\mathbf{r}) + \Gamma_E \{g_3(t)\} \cdot e_{3x}(\mathbf{r})$$

$$wpe_Y(\mathbf{r}, t) = \Gamma_E \{g_1(t)\} \cdot e_{1y}(\mathbf{r}) + \Gamma_E \{g_2(t)\} \cdot e_{2y}(\mathbf{r}) + \Gamma_E \{g_3(t)\} \cdot e_{3y}(\mathbf{r})$$

$$wpe_Z(\mathbf{r}, t) = \Gamma_E \{g_1(t)\} \cdot e_{1z}(\mathbf{r}) + \Gamma_E \{g_2(t)\} \cdot e_{2z}(\mathbf{r}) + \Gamma_E \{g_3(t)\} \cdot e_{3z}(\mathbf{r})$$

$$|\mathbf{wpe}(\mathbf{r}, t)| = \sqrt{[wpe_X(\mathbf{r}, t)]^2 + [wpe_Y(\mathbf{r}, t)]^2 + [wpe_Z(\mathbf{r}, t)]^2}$$

Come scegliere la **frequenza di riferimento**

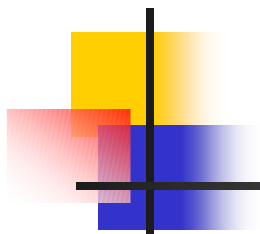


- Si determina l'istante t^* in cui è massima la somma vettoriale dei tre indici $\Gamma_E\{g_i(t)\}$:

$$\sqrt{\Gamma_E \{g_1(t)\}^2 + \Gamma_E \{g_2(t)\}^2 + \Gamma_E \{g_3(t)\}^2}$$

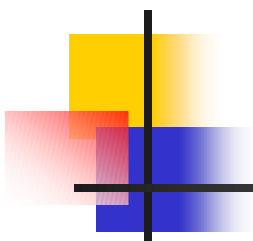
- Si calcola la **dft** dei tre indici su una finestra centrata in t^* e tale da ottenere una risoluzione spettrale adeguata (nella fattispecie si è utilizzato un frame da 0.4s che da luogo ad una risoluzione spettrale di 2.5 Hz).

Come scegliere la **frequenza di riferimento**



- Per ciascuna frequenza si calcola la somma vettoriale (RSS) delle ampiezze delle righe spettrali omologhe dei tre indici e si determina per quale frequenza tale somma assume il suo massimo.
- Questo è il valore di frequenza f_0 adottato come riferimento per l'analisi dosimetrica **perché conduce a minimizzare l'errore.**

Correnti indotte dal movimento in campo statico non omogeneo



Caratterizzazione
della distribuzione
spaziale
dell'induzione
magnetica



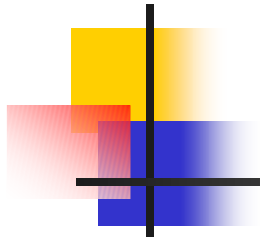
Caratterizzazione
cinematica
completa del
movimento



**DETERMINAZIONE DELLA DENSITA' DI
CORRENTE INDOTTA**

Per il momento non è stato possibile mettere in pratica un approccio di questo tipo. Da un lato **è risultato impossibile ottenere dai costruttori di apparati RM i dati necessari ad elaborare un modello accurato delle bobine che generano il campo statico.** Sono state effettuate misure vettoriali di campo statico in insiemi predeterminati di punti fissi, ma queste sarebbero eventualmente potute servire per la verifica dei modelli delle sorgenti, mentre non sono risultate sufficienti – da sole – a fornire la distribuzione spaziale del campo con la risoluzione e l'accuratezza necessarie all'analisi dosimetrica. D'altra parte, fatto ancora più importante, **non è stato finora possibile mettere a punto una metodica per acquisire il movimento dei soggetti che operano nel campo statico, in modo appropriato all'utilizzo per le finalità dosimetriche.**

Correnti indotte dal movimento in campo statico non omogeneo



- Approccio alternativo: **misure "in movimento" del campo magnetico "percepito"**: si considera cioè che il soggetto, nel suo movimento, si trovi ad occupare istante dopo istante posizioni diverse nello spazio, in ciascuna delle quali il campo statico assume valori diversi: il soggetto esposto, pertanto, "percepisce" un campo magnetico variabile nel tempo. Questo campo "percepito" è stato direttamente rilevato per mezzo di una sonda solidale col soggetto stesso, sistemata avendo cura di allineare in modo noto, stabile e riproducibile i suoi tre assi con quelli di un sistema cartesiano riferito al soggetto stesso.

Misure di campo magnetostatico in movimento = misure di campo magnetico percepito variabile nel tempo

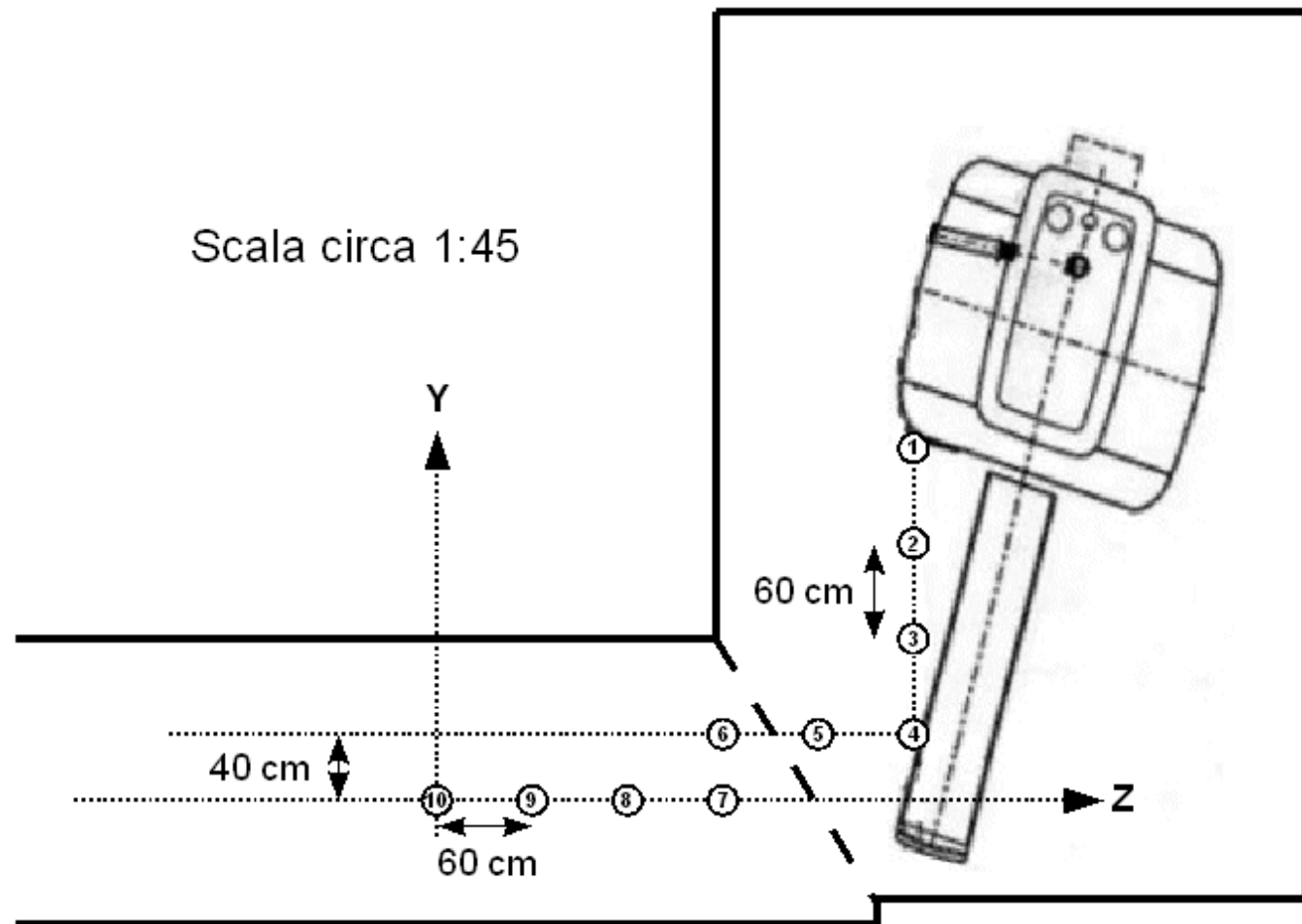


Si è trasformato il problema di un **soggetto in moto in un campo statico non omogeneo**, in quello di un **soggetto immobile in un campo magnetico omogeneo variabile nel tempo**. Questo secondo problema è perfettamente analogo a quello affrontato per i campi di gradiente ed è pertanto stato risolto con una identica procedura.

Per attenuare gli effetti della **semplificazione insita nell'aver assunto il campo omogeneo sul volume del soggetto esposto**, si è ritenuto di adottare un approccio "*worst case*" nella scelta del punto di riferimento; nella fattispecie, considerato che si è interessati agli effetti delle correnti indotte nel sistema nervoso centrale, **il punto di misura è stato collocato sulla testa del soggetto**.

Campagna di misure del 17 ottobre 2009 presso l'ospedale Fatebenefratelli

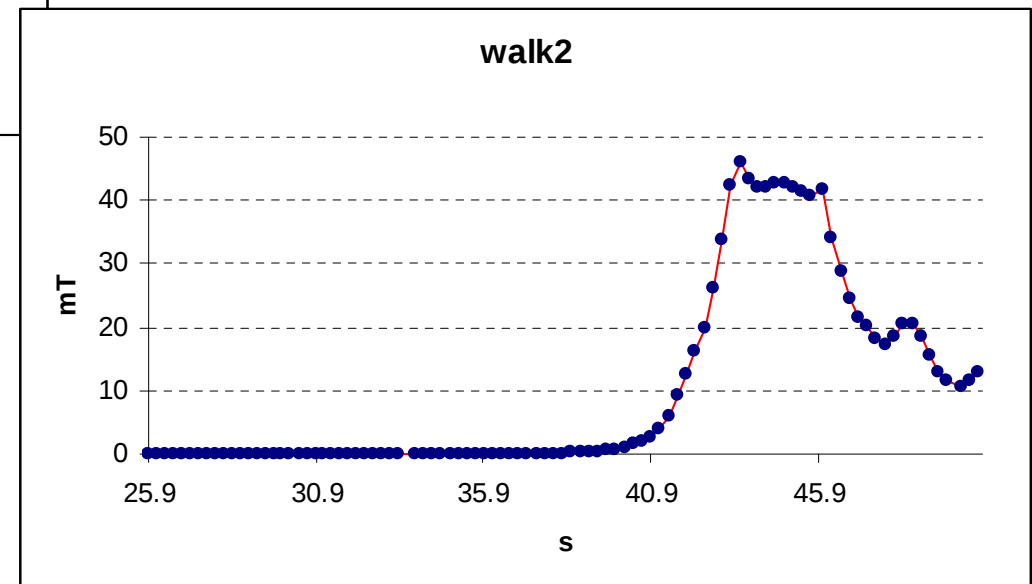
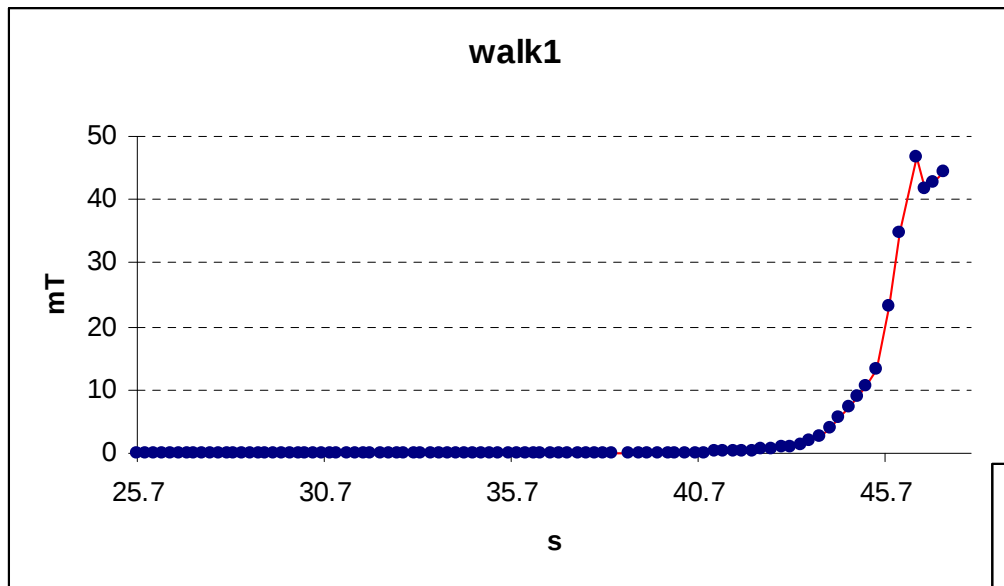
Apparato RM da
1.5 T (Philips
modello Achieva
Nova)



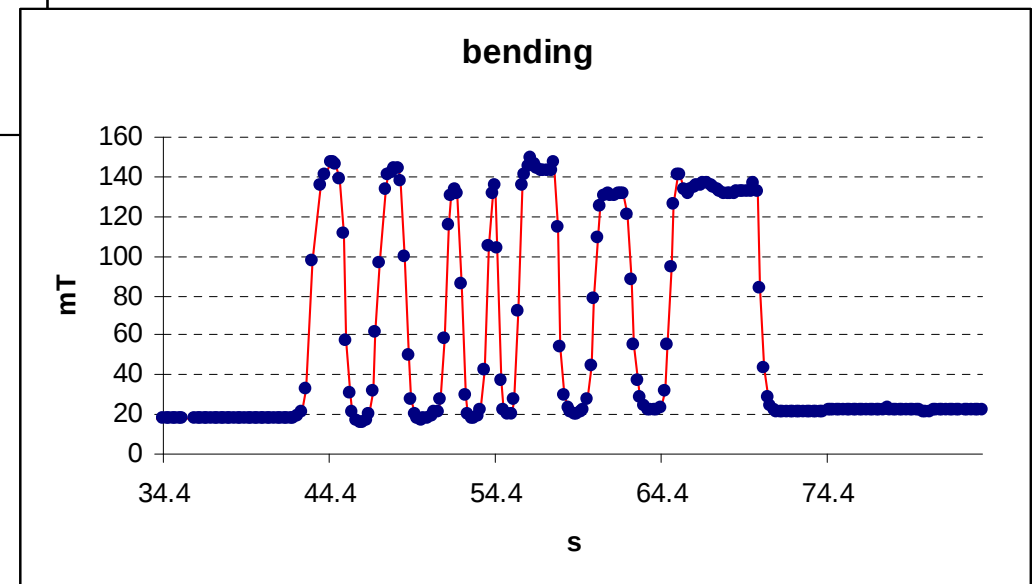
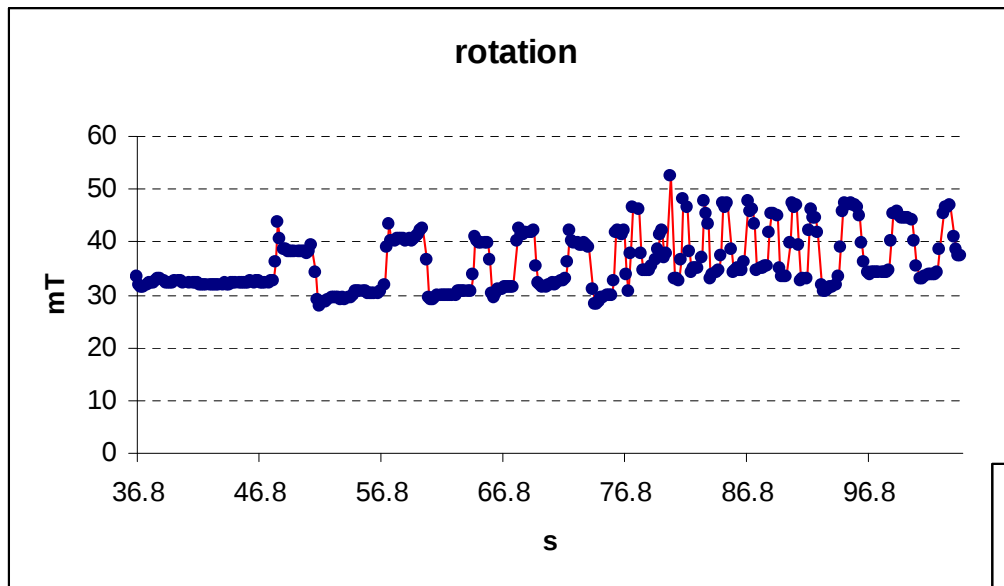
Campagna di misure del 17 ottobre 2009 presso l'ospedale Fatebenefratelli

			Serie L (X = -1 m)		Serie H (X = -1.74 m)
Punto			Sonda ISPEL	Sonda FBF	Sonda ISPEL
N	Y	Z	Bmod [mT]	Bmod [mT]	Bmod [mT]
1	2.20 m	3.00 m	218.3		77.69
2	1.60 m	3.00 m	38.65		16.35
3	1.00 m	3.00 m	9.592		5.075
(4)	0.40 m	3.00 m			
4L	0.40 m	2.935 m	2.641		
4H	0.40 m	2.88 m			1.794
5	0.40 m	2.40 m	1.431		1.090
6	0.40 m	1.80 m	0.5890	0.62	0.4891
7	0.00 m	1.80 m	0.4327	0.44	0.3871
8 [T]	0.00 m	1.20 m	0.1727	0.20	0.1820
8 [mT]					0.1635
9	0.00 m	0.60 m		0.10	0.05455
10	0.00 m	0.00 m		0.07	

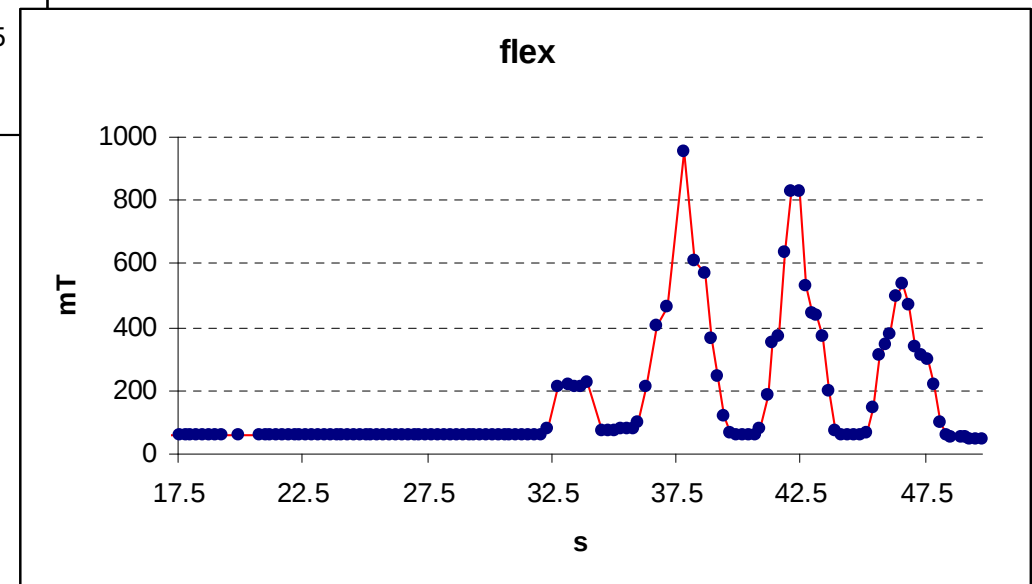
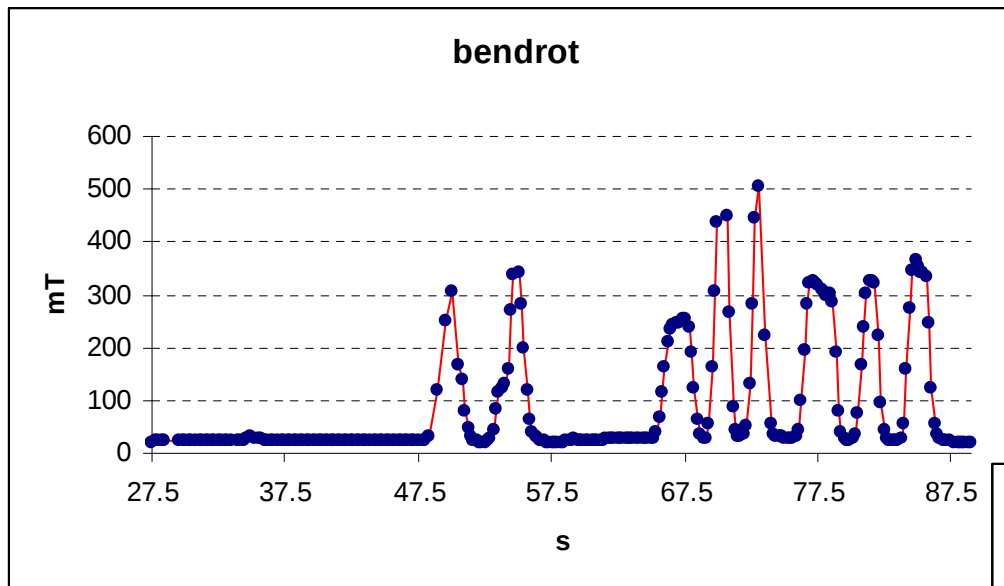
Campagna di misure del 17 ottobre 2009 presso l'ospedale Fatebenefratelli



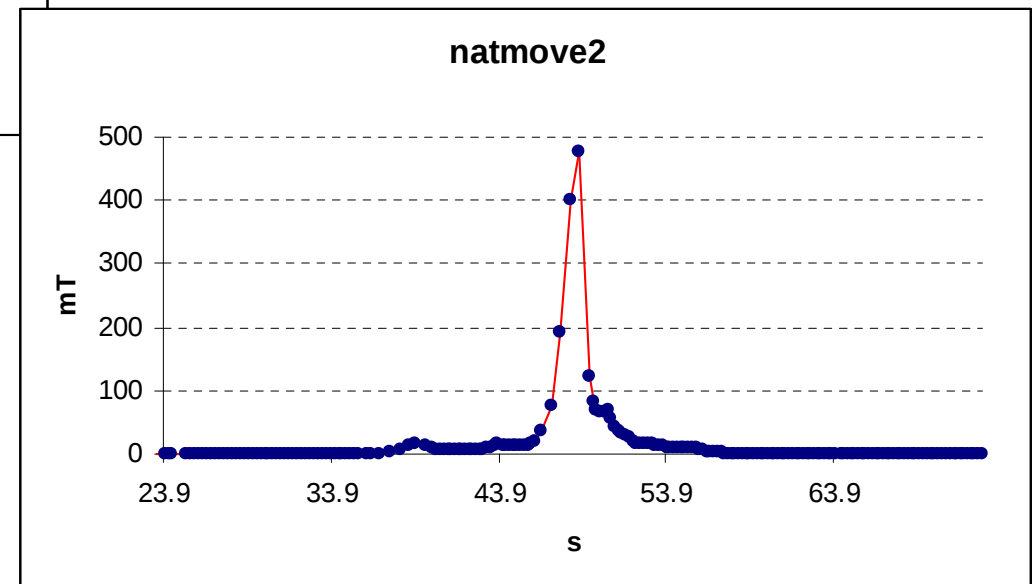
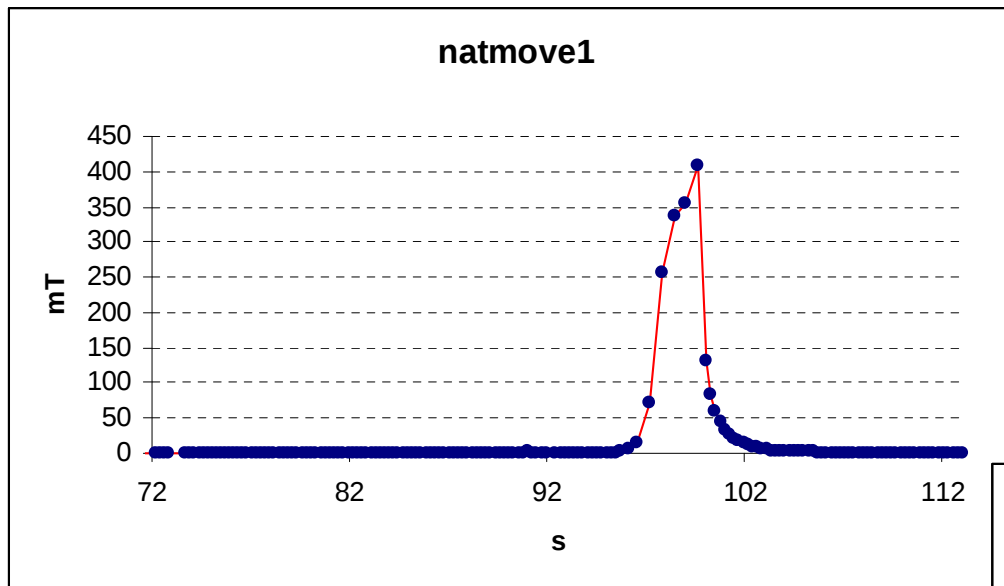
Campagna di misure del 17 ottobre 2009 presso l'ospedale Fatebenefratelli



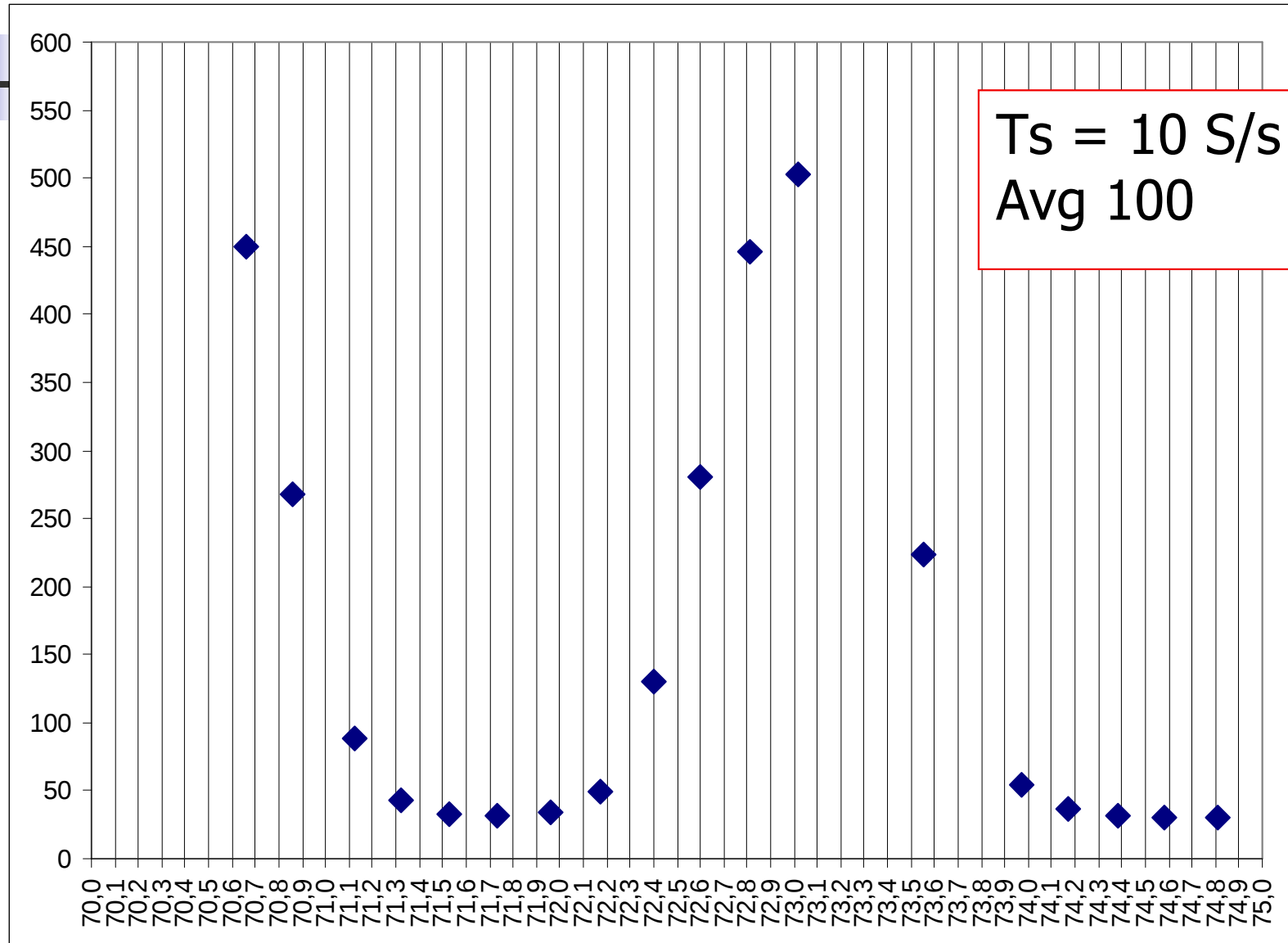
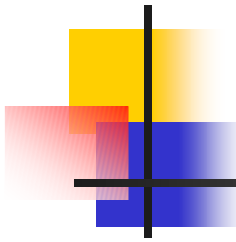
Campagna di misure del 17 ottobre 2009 presso l'ospedale Fatebenefratelli



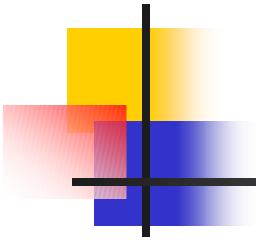
Campagna di misure del 17 ottobre 2009 presso l'ospedale Fatebenefratelli



Campagna di misure del 17 ottobre 2009 presso l'ospedale Fatebenefratelli



Campagna di misure del 15 gennaio 2010 presso l'ospedale Bambino Gesù

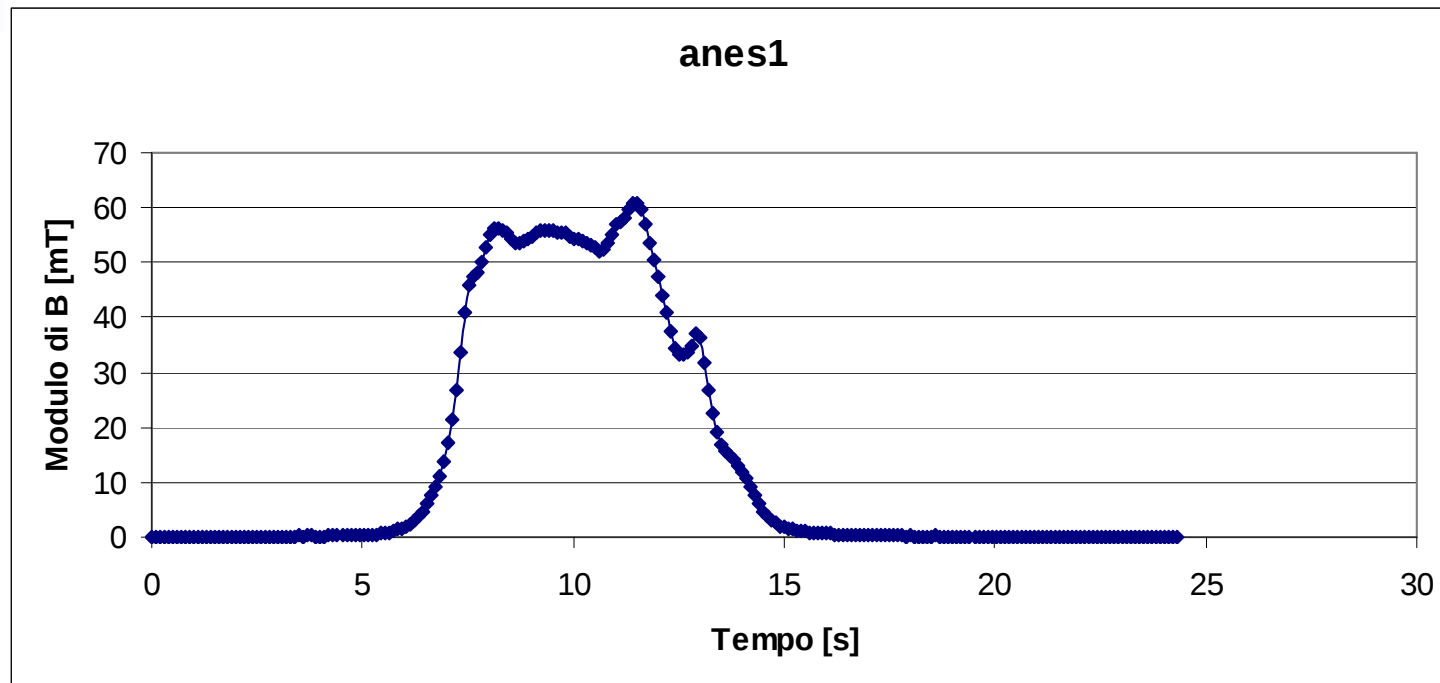
A decorative graphic on the left side of the slide, featuring a black crosshair overlaid on a yellow square, a red square, and a blue square.

Apparato RM da
1.5 T (Philips
modello Achieva)

$T_s = 10 \text{ S/s}$
Avg 10

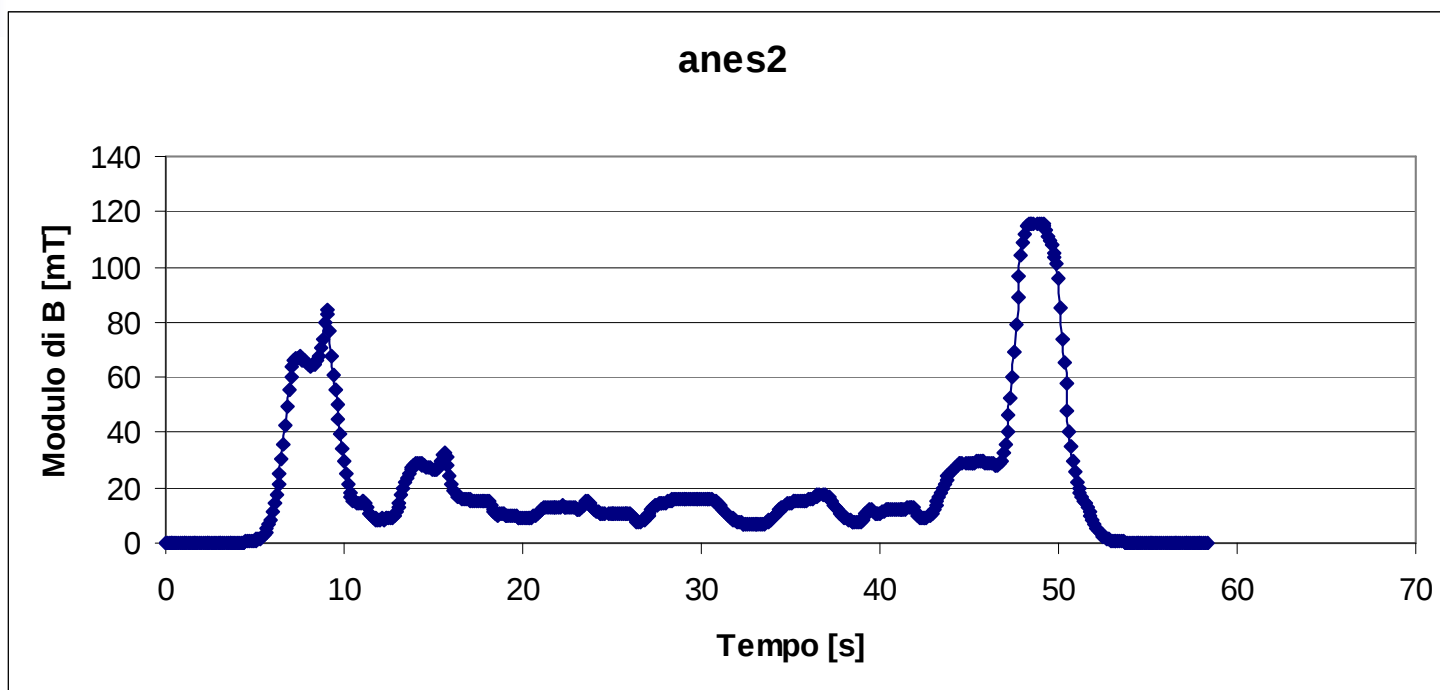
Sono state eseguite 8 serie di misure in movimento, 5 delle quali (**walk1,...,walk5**) relative a comportamenti tipici del **tecnico addetto alla preparazione del paziente** per un esame cardiologico e tre (**anes1,...,anes3**) relative a comportamenti tipici dell'**anestesista**.

Campagna di misure del 15 gennaio 2010 presso l'ospedale Bambino Gesù



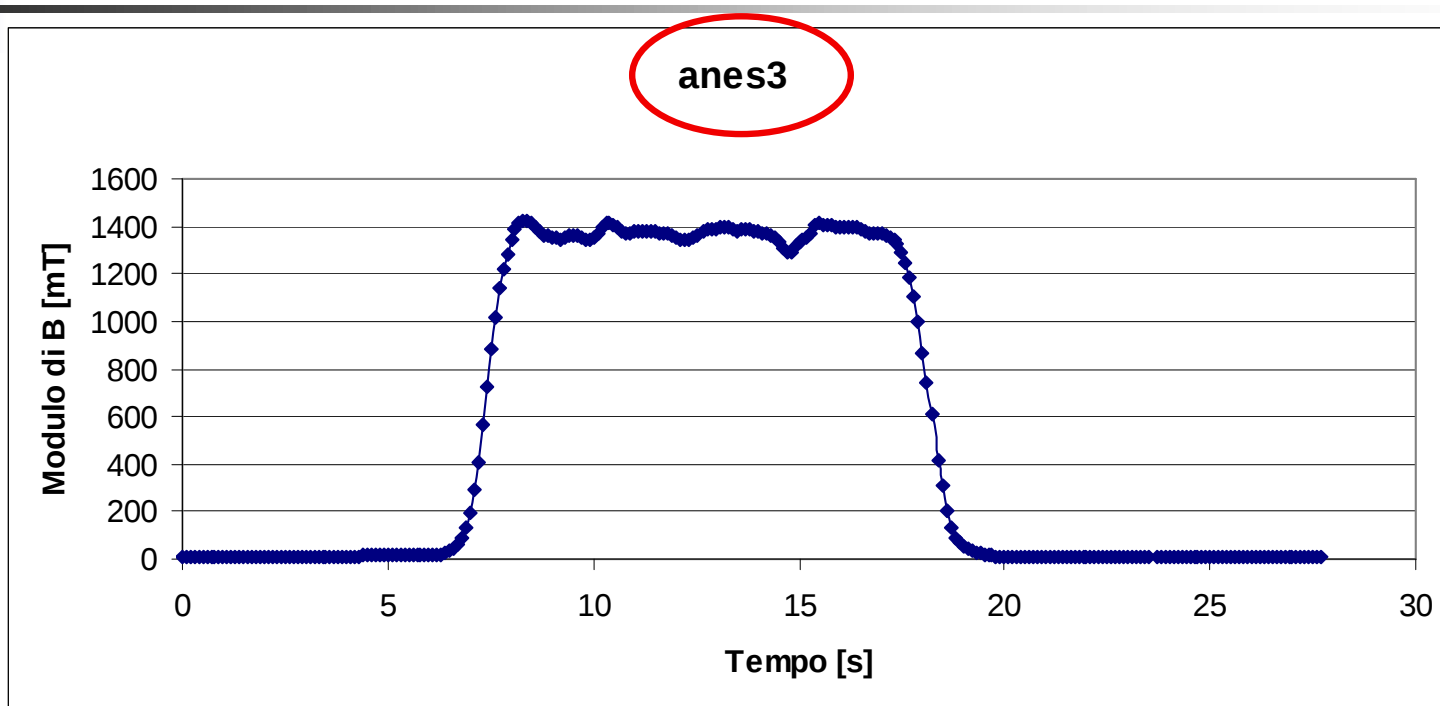
L'anestesista esce dalla sala controllo, gira a destra, entra nella sala magnete, si accosta al lettino col paziente, fa quello che deve, quindi esce dalla sala magnete.

Campagna di misure del 15 gennaio 2010 presso l'ospedale Bambino Gesù



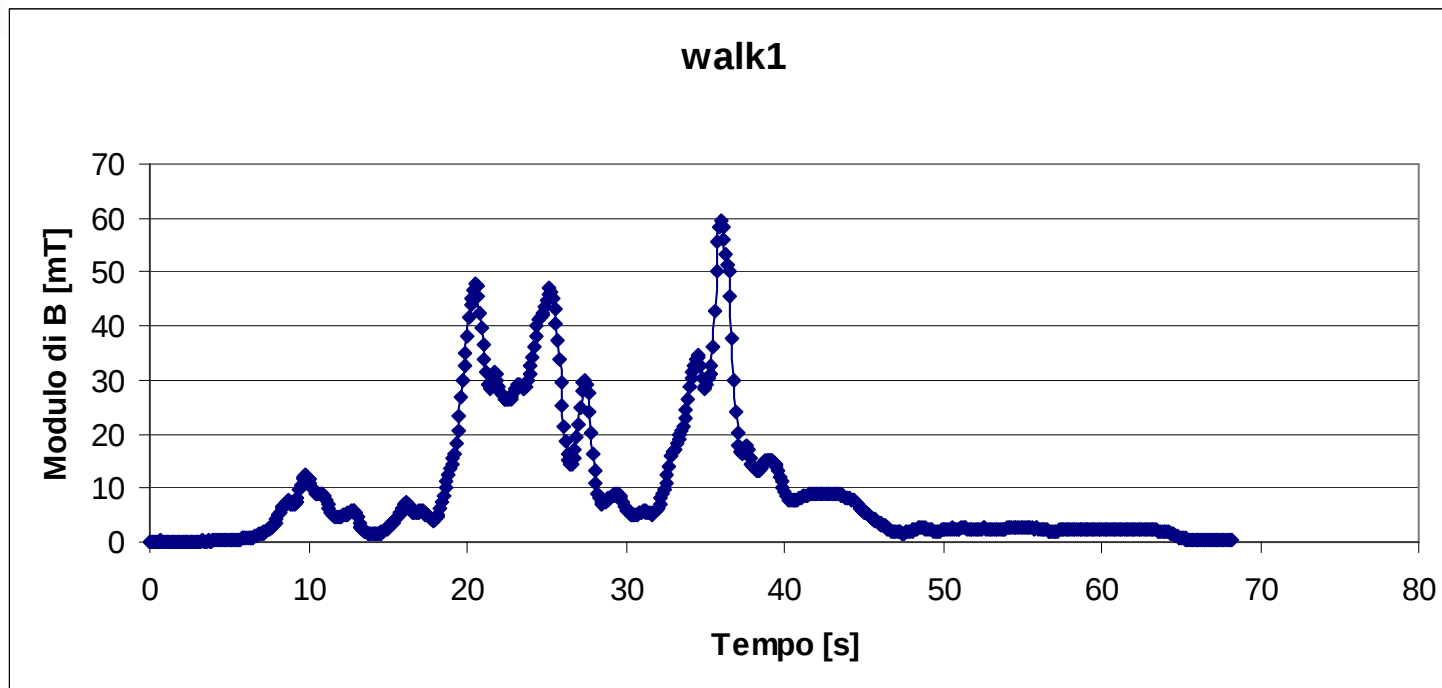
L'anestesista esce dalla sala controllo, gira a destra, entra nella sala magnete, si accosta al lettino col paziente, fa quello che deve, quindi si posiziona nella sua posizione standard di lavoro (accanto al respiratore), ci resta un po' facendo vari movimenti mentre manovra il respiratore (rotazione di busto e testa), compreso sporgersi sopra il lettino per cercare di leggere il display dello strumento posto sull'altro lato (ossigeno? parametri fisiologici? ECG?), fa un passo indietro per posizionarsi meglio al suo posto e ripete tutte le operazioni precedenti, si china per controllare il paziente, quindi esce dalla sala magnete.

Campagna di misure del 15 gennaio 2010 presso l'ospedale Bambino Gesù



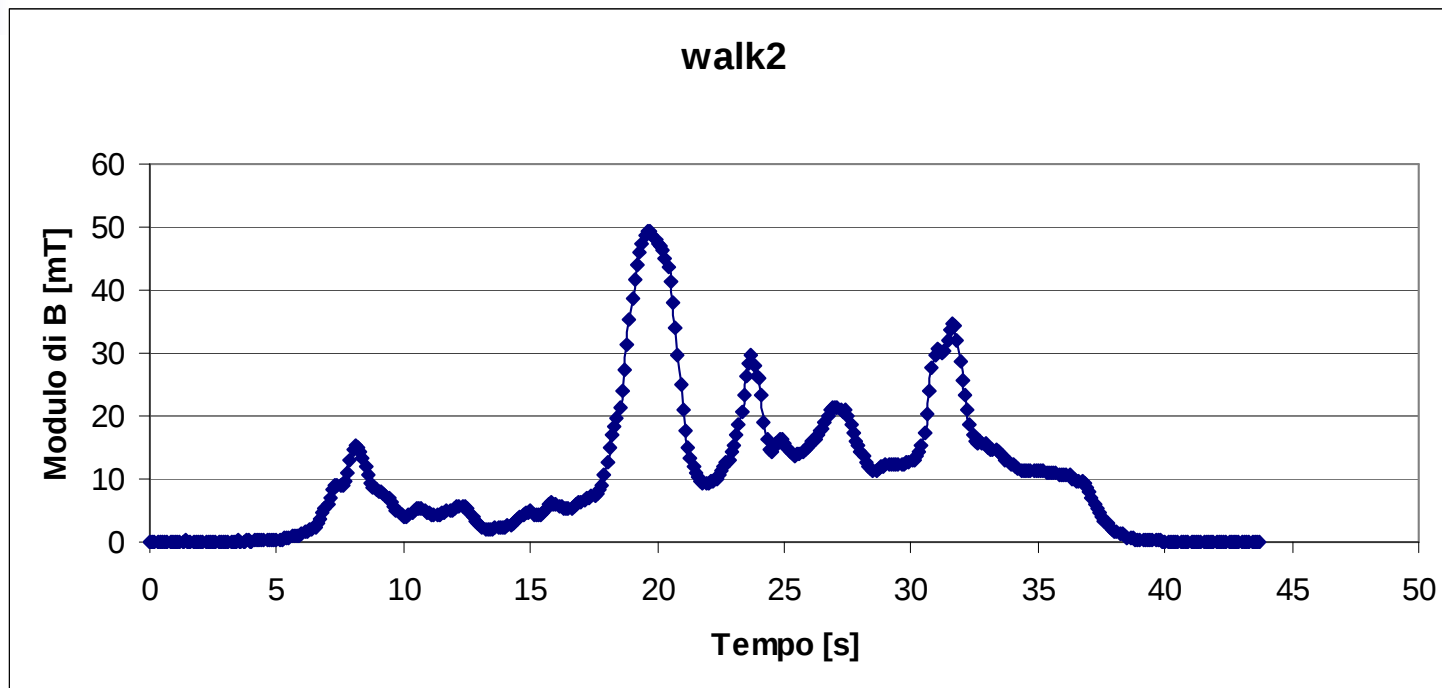
L'anestesista entra nella sala magnete, si sposta dietro al *gantry* passando sulla sinistra del *gantry* stesso, compie vari movimenti presso l'imboccatura posteriore del *bore* (indietreggia, si china varie volte, inserisce per 3 s la testa all'interno del bore), quindi esce dalla sala magnete.

Campagna di misure del 15 gennaio 2010 presso l'ospedale Bambino Gesù



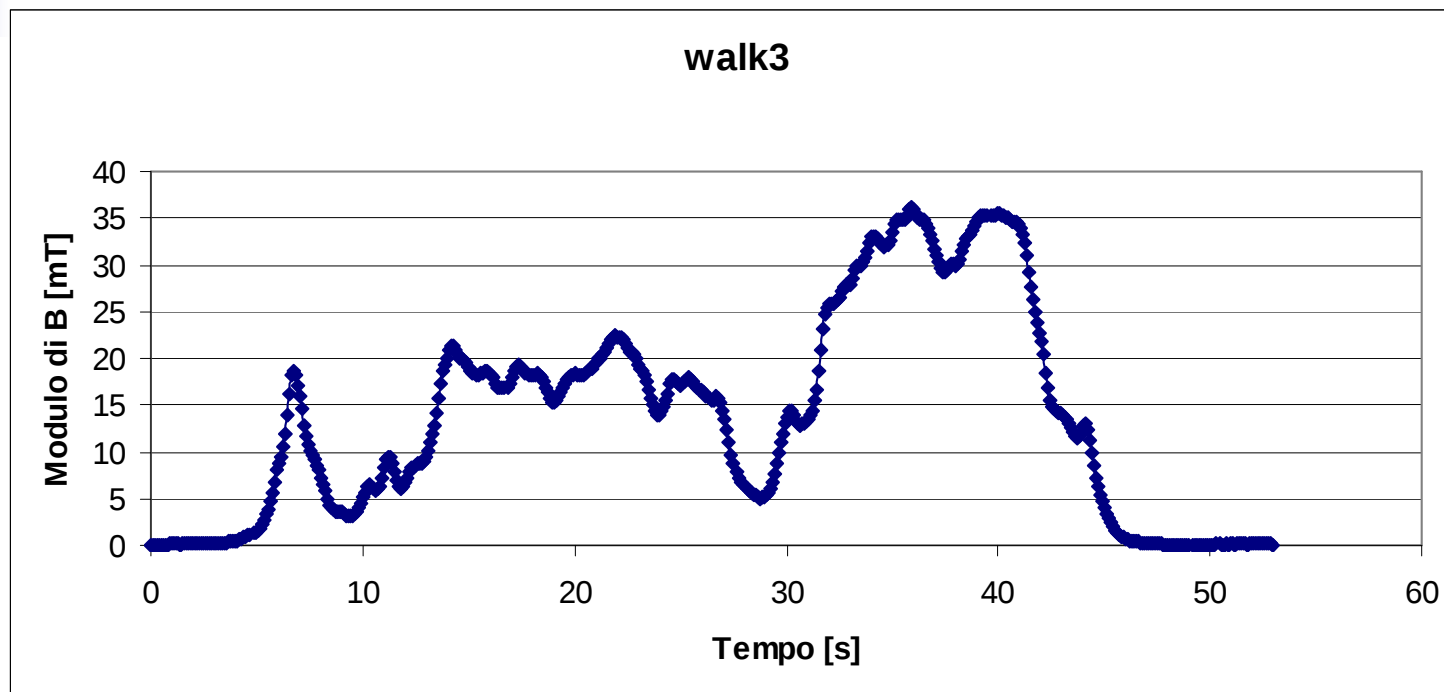
Misura di prova; il tecnico esce dalla sala controllo, gira a destra, entra nella sala magnete, raggiunge lo scaffale/armadio posto sul fondo della sala (lato sinistro), preleva la bobina RF per esami cardiologici, torna al lettino (dove non è ancora presente il paziente) e vi posiziona sopra la bobina stessa. Successivamente, il volontario si è attardato a dare spiegazioni e fare vari movimenti, anziché uscire subito dalla sala magnete, come invece avrebbe fatto il tecnico secondo la normale procedura (vedi walk2).

Campagna di misure del 15 gennaio 2010 presso l'ospedale Bambino Gesù



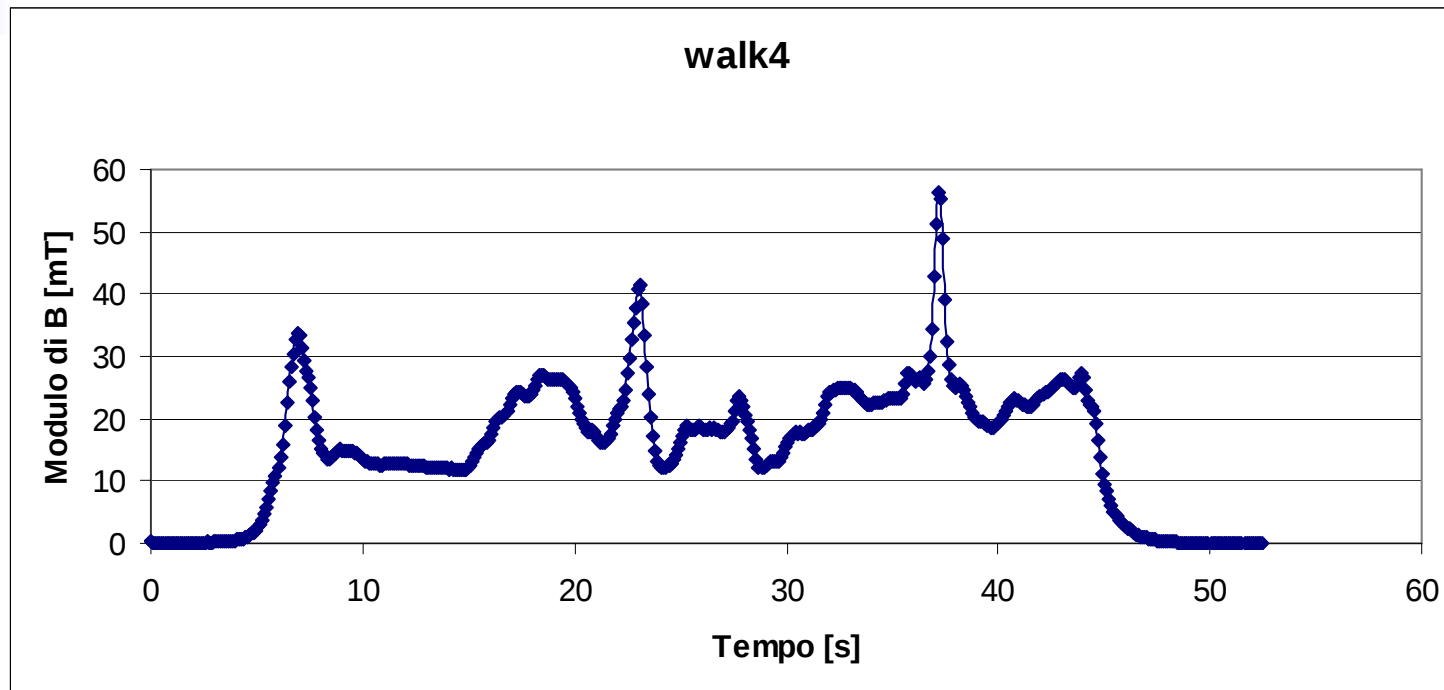
Il tecnico esce dalla sala controllo, gira a destra, entra nella sala magnete, raggiunge lo scaffale/armadio posto sul fondo della sala (lato sinistro), preleva la bobina RF per esami cardiologici, torna al lettino (dove non è ancora presente il paziente) e vi posiziona sopra la bobina stessa, la collega, solleva il piano del lettino quindi esce dalla sala magnete chiudendo la porta e rientra nella sala di controllo.

Campagna di misure del 15 gennaio 2010 presso l'ospedale Bambino Gesù



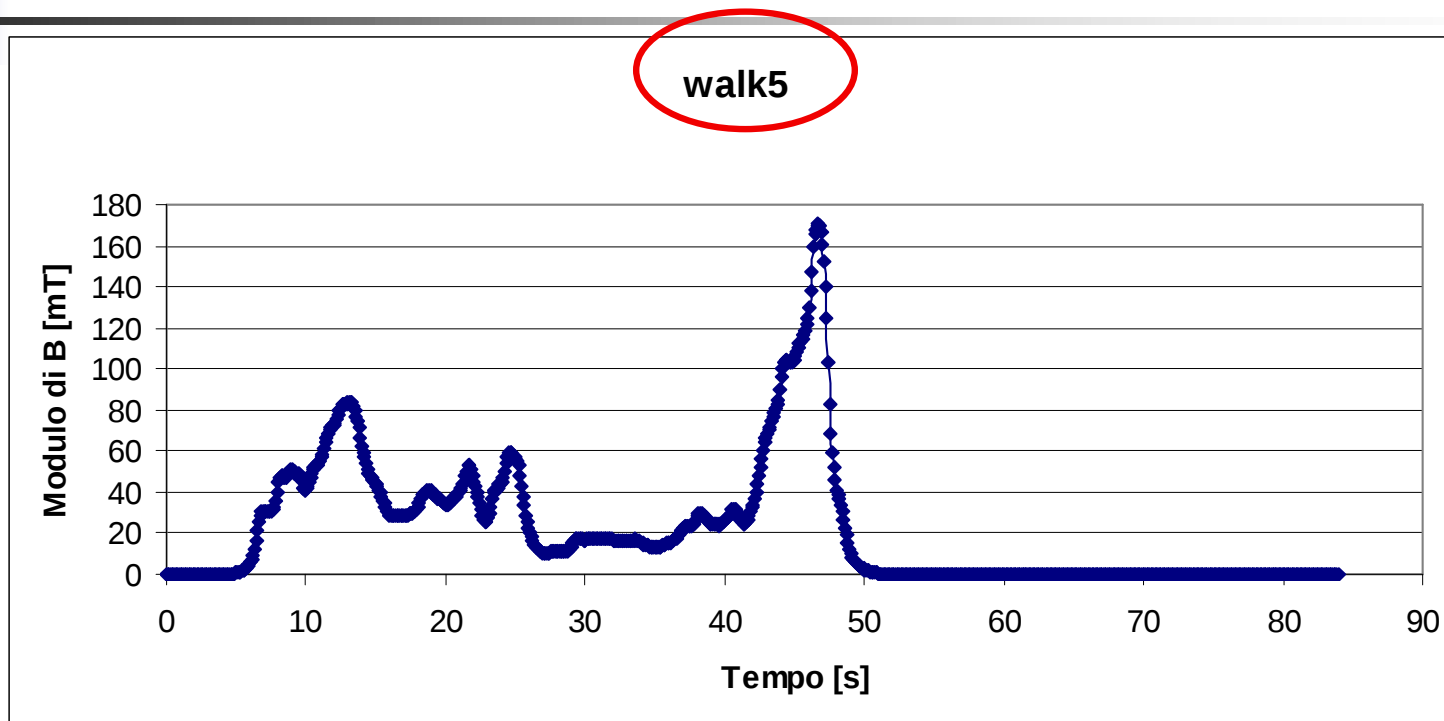
Il tecnico esce dalla sala controllo, gira a destra, entra nella sala magnete, raggiunge lo scaffale/armadio posto sul fondo della sala (lato sinistro), preleva gli elettrodi di monitoraggio, torna al lettino (dove adesso sarebbe presente il paziente), esegue vari preparativi come collegare gli elettrodi al paziente ecc., quindi esce dalla sala magnete chiudendo la porta e rientra nella sala di controllo.

Campagna di misure del 15 gennaio 2010 presso l'ospedale Bambino Gesù



Il tecnico esce dalla sala controllo, gira a destra, entra nella sala magnete, raggiunge il lettino (dove sarebbe presente il paziente), lo fa sollevare, chiude sul paziente la bobina RF per esami cardiologici, esegue vari preparativi sul paziente, lo centra nel sistema di riferimento dell'apparato facendo anche entrare il lettino nel bore, quindi esce dalla sala magnete chiudendo la porta e rientra nella sala di controllo.

Campagna di misure del 15 gennaio 2010 presso l'ospedale Bambino Gesù



Il tecnico esce dalla sala controllo, gira a destra, entra nella sala magnete, raggiunge il lettino (dove sarebbe presente il paziente), esegue vari preparativi sul paziente e chiude su di lui la bobina RF per esami cardiologici, fa sollevare il lettino e lo fa entrare nel bore, controlla il paziente, quindi esce dalla sala magnete chiudendo la porta e rientra nella sala di controllo.

Bambino Gesù 15 gennaio 2010

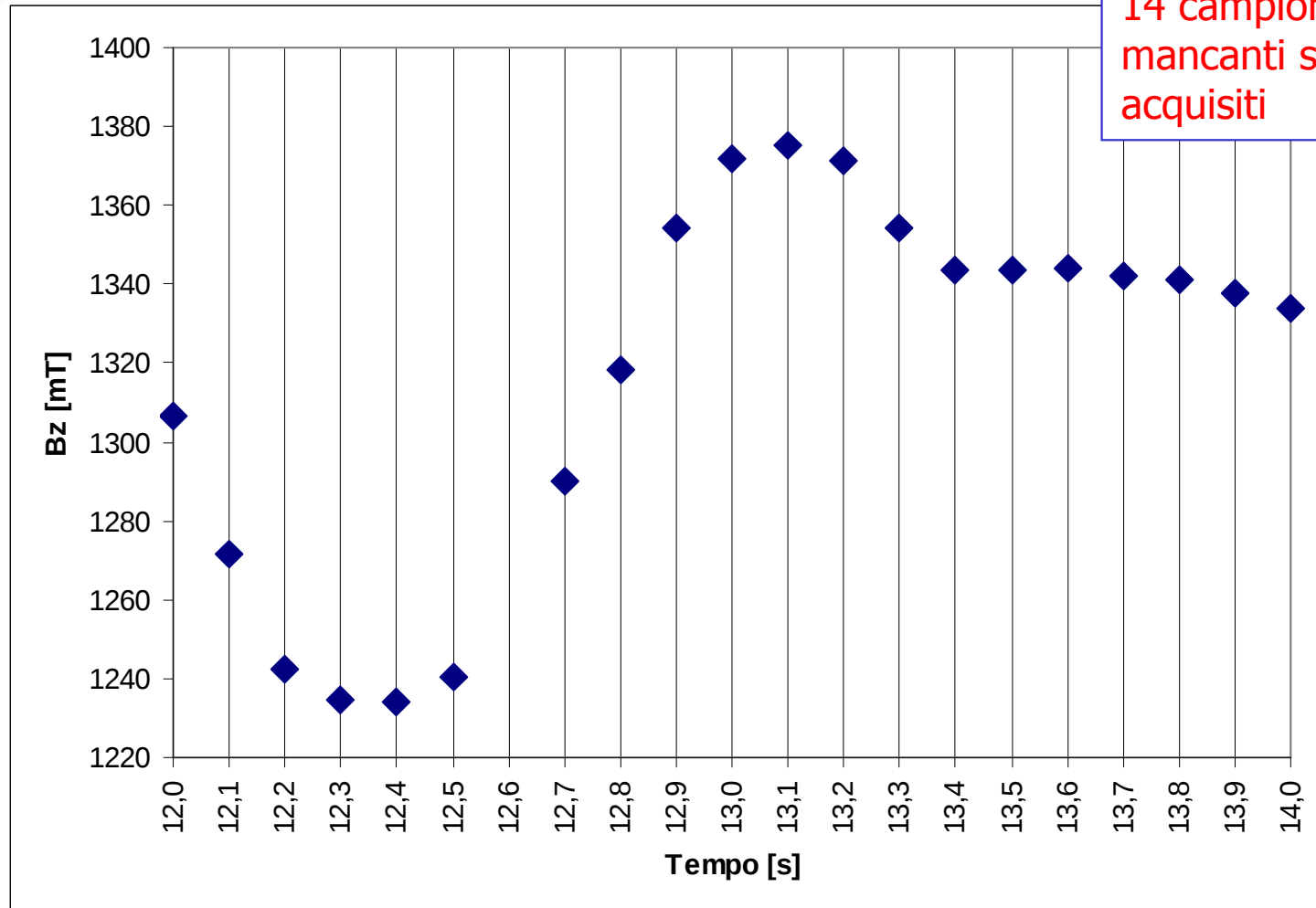
Il problema delle lacune (sequenza anes3)

anes3

3 campioni vettoriali
mancanti su 275
acquisiti

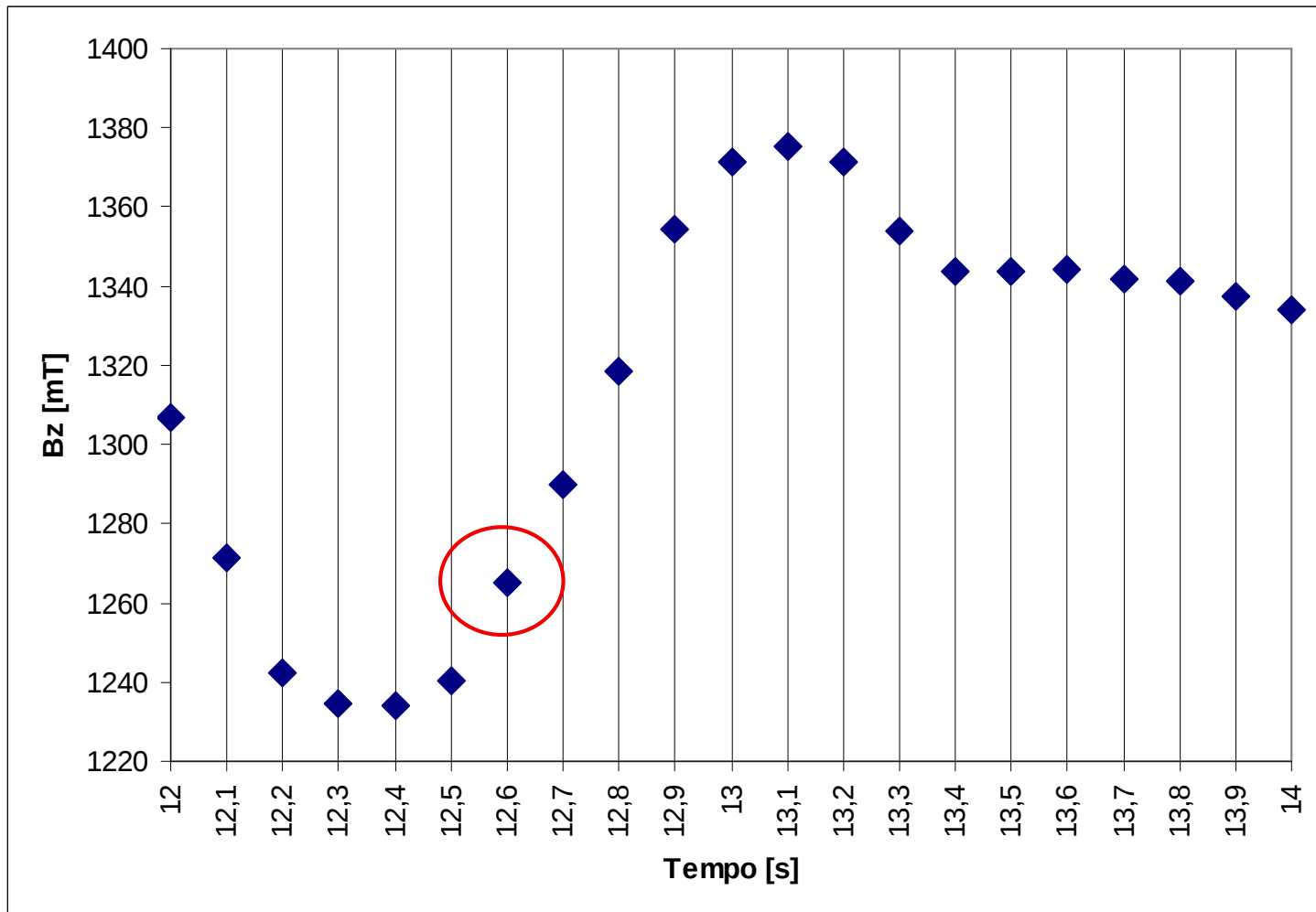
su tutta la campagna

14 campioni vettoriali
mancanti su oltre 4100
acquisiti

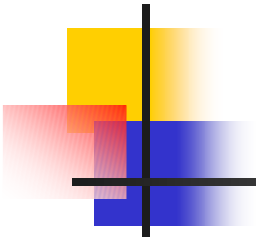


Bambino Gesù 15 gennaio 2010

Correzione delle lacune (sequenza anes3)



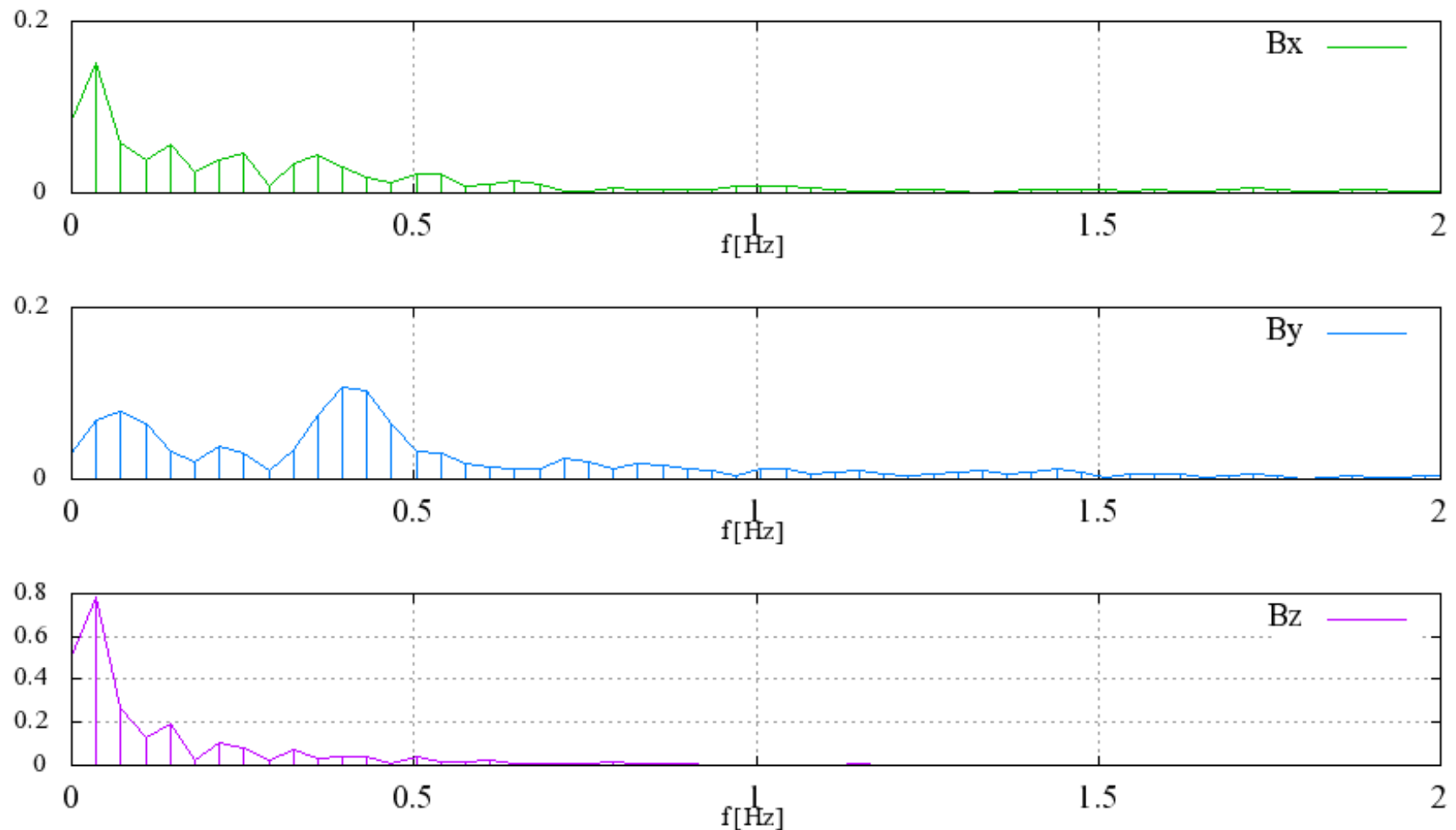
Quali problemi campionando solo a 10 S/s?

A decorative graphic on the left side of the slide, featuring a black crosshair. The top-left quadrant of the crosshair contains a yellow square, the bottom-left contains a red square, and the bottom-right contains a blue square. A horizontal line extends from the crosshair across the slide.

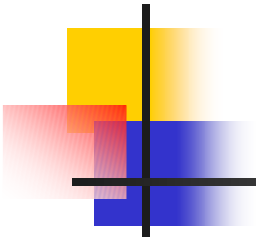
La principale conseguenza del campionamento a 10 S/s è ovviamente la limitazione a 5 Hz dello spettro del campo misurato imposta dal teorema di Nyquist-Shannon.

Questa limitazione però non penalizza eccessivamente le valutazioni dosimetriche, poiché l'analisi delle misure effettuate mostra che il contenuto spettrale dell'induzione magnetica "percepita" è limitato entro 1 o 2 Hz.

Quali problemi campionando solo a 10 S/s? Spettri nativi di anes3



Quali problemi campionando solo a 10 S/s?

A decorative graphic on the left side of the slide, featuring a black crosshair. The top-left quadrant of the crosshair contains a yellow square, the bottom-left contains a red square, and the bottom-right contains a blue square. A horizontal line extends from the crosshair across the slide.

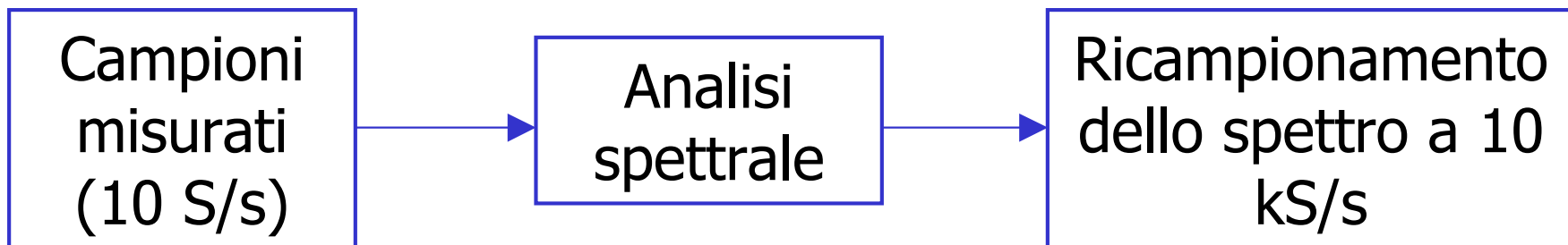
Il campionamento a 10 S/s pone però anche una difficoltà di ordine pratico, perché le procedure di filtraggio numerico nel dominio del tempo utilizzate per determinare gli indici ICNIRP delle grandezze coinvolte nell'analisi dosimetrica richiedono di lavorare su sequenze campionate ad una velocità "ideale" di (almeno) 10 kS/s.

Per vari motivi, è risultato preferibile ovviare a questa difficoltà intervenendo sui dati misurati, invece che sviluppando nuove applicazioni di filtraggio "ad hoc".

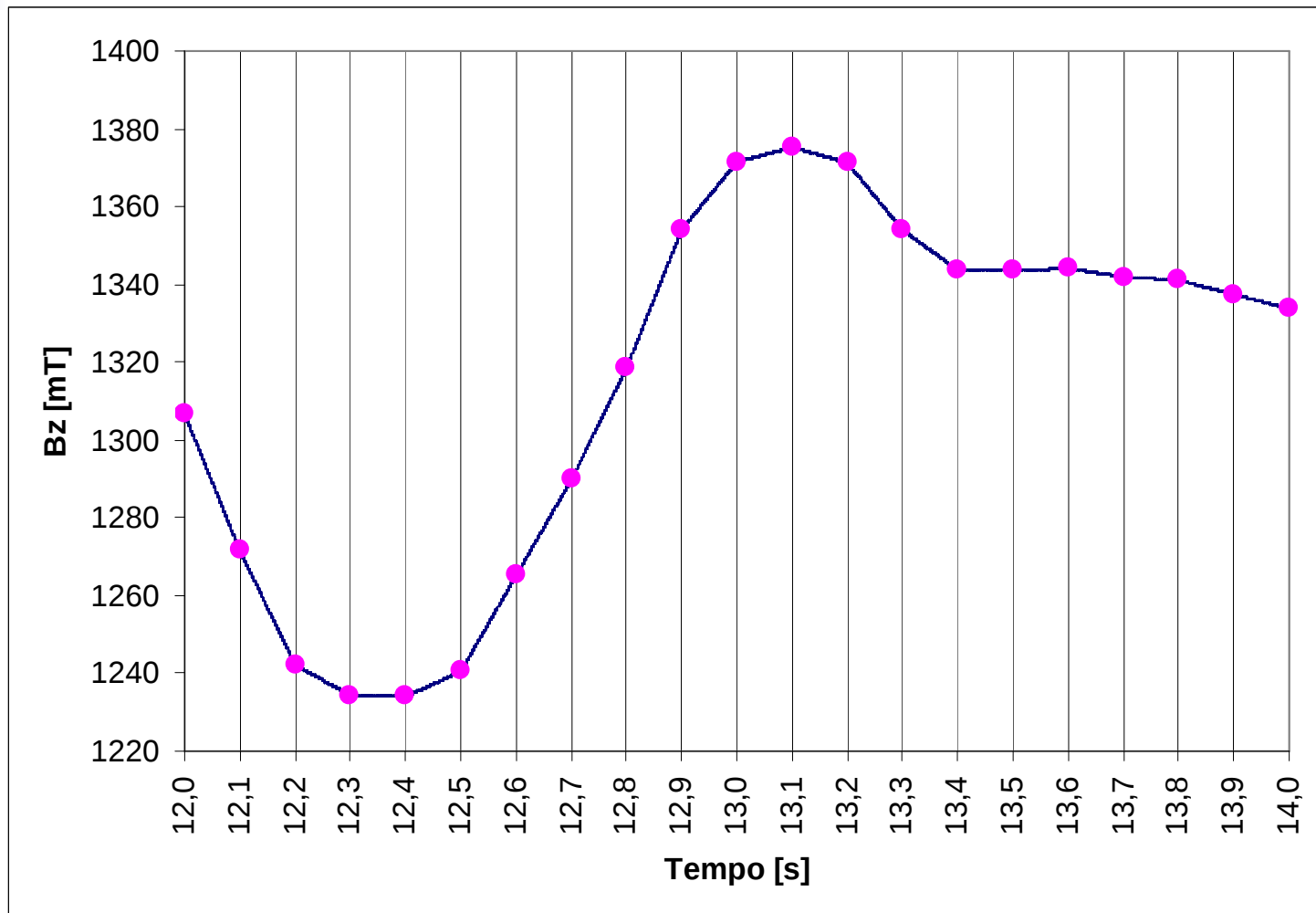
Ricampionamento (infittimento x1000)

L'intervento sui dati deve consentire di infittirne di un fattore 1000 il campionamento, senza alterarne il contenuto spettrale.

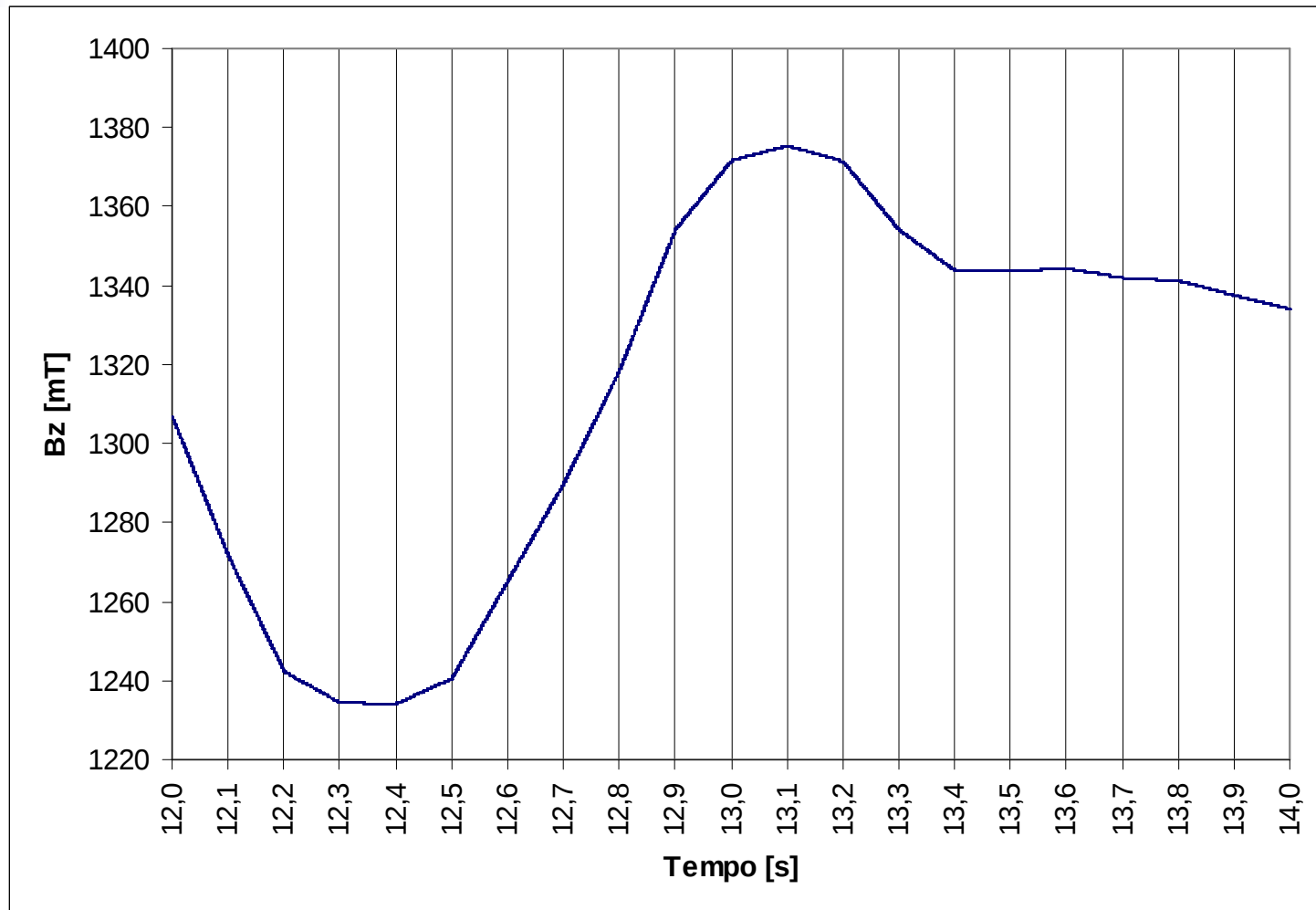
Per questo motivo, l'interpolazione lineare dei campioni acquisiti NON è un approccio valido.



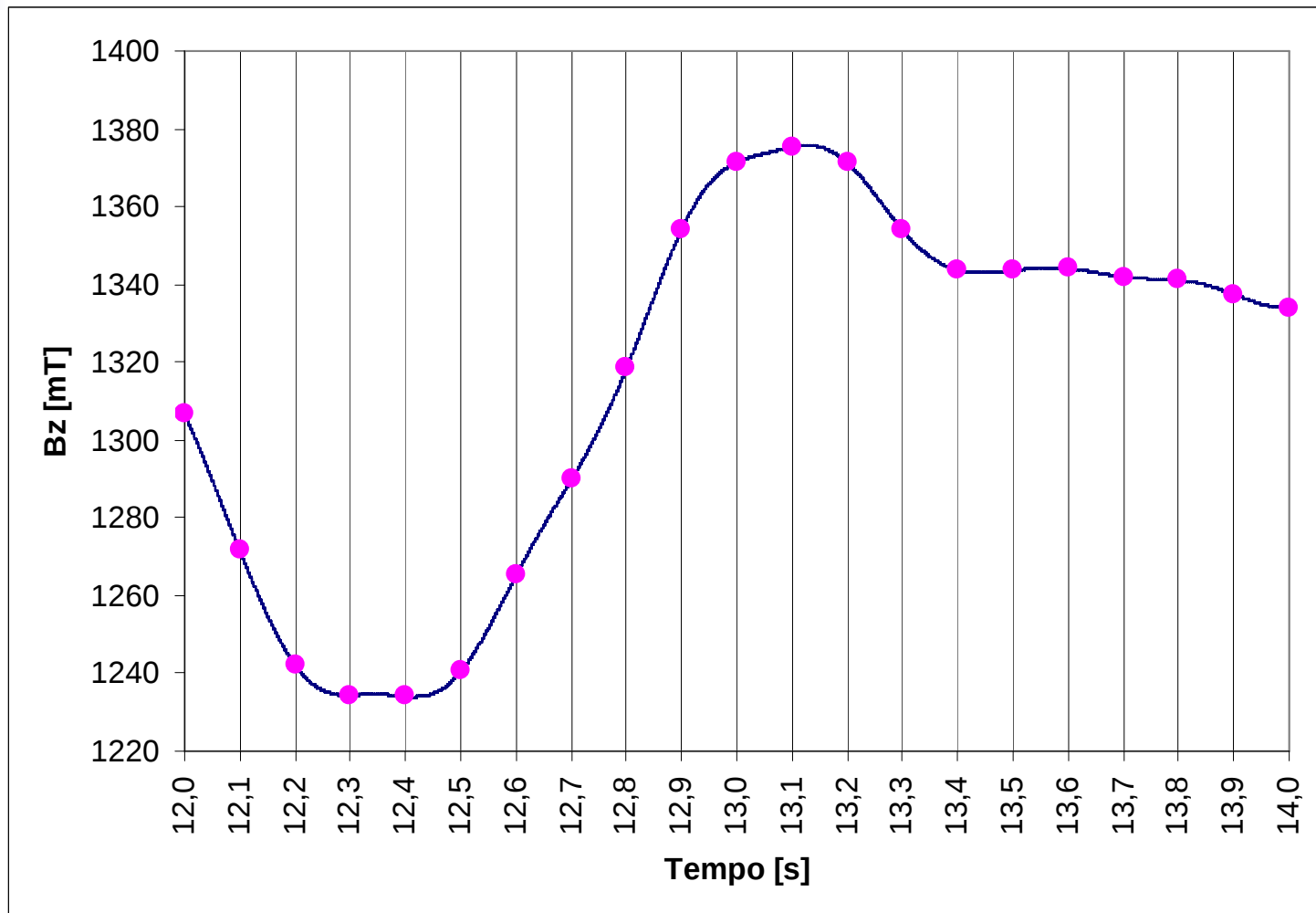
Ricampionamento (infittimento x1000) con interpolazione lineare (anes3)



Ricampionamento (infittimento x1000) con interpolazione lineare (anes3)



Ricampionamento (infittimento x1000) con interpolazione "armonica" (anes3)



Ricampionamento (infittimento x1000) con interpolazione "armonica" (anes3)

