

Data harmonization in mammography: a tissue-equivalent representation

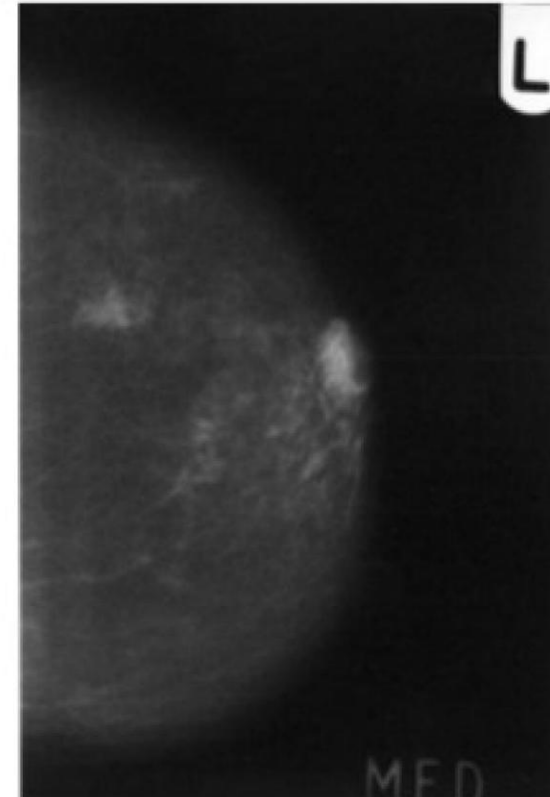
P. Oliva

University of Sassari and INFN Cagliari

Introduction

Conventional mammogram:

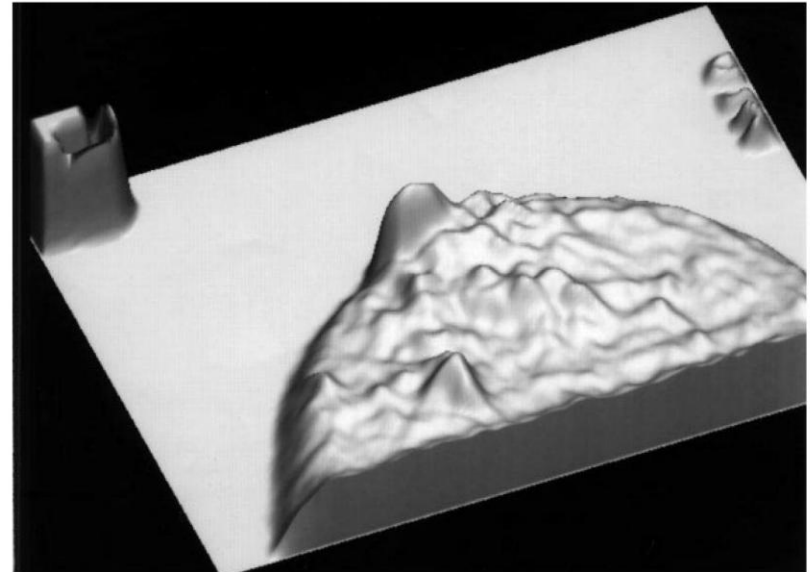
- Images highly dependent on the acquisition system
- No direct physical meaning of the gray levels of the image
- Pixel values depend on:
 - All the materials and thicknesses encountered along the path
 - Energy and fluence of the beam
 - Detection system



Thickness of equivalent glandularity

We are looking for a representation that:

- Is based on a physical quantity
- Allows to remove several degrading factors (i.e. scatter)
- Generate images that are independent from the acquisition system
 - Normalization for multisite databases



Breast model

$$h_{int} = H - h_{fat}$$

- h_{int} : thickness of *interesting* material (glandular, fibrous cancerous) ;
- H : total thickness of the (compressed) breast;
- h_{fat} : fat thickness.

Total attenuation is:

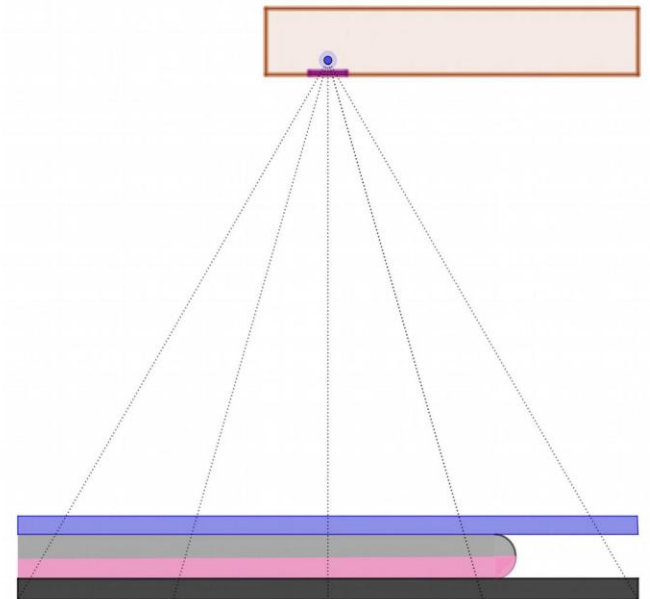
$$h\mu = h_{int}\mu_{int} + (H - h_{int})\mu_{fat}$$

- The idea is to express the breast glandularity in terms of h_{int}
- This representation is independent of the acquisition system

Deposited energy

$$E_p(x, y) = \Phi(KV p_{tube}) A_p t_s \sum_E N_0^{rel}(E) E \cdot S(E) \cdot e^{-\mu(E)h}$$

- E_p : deposited energy by primary photons;
- Φ : photon flux;
- A_p, t_s : pixel area and exposure time;
- $N_0^{rel}(E)$: photon spectrum;
- S : photon fraction passing through the antiscatter grid;
- μ, h : breast attenuation coefficient and thickness



Calculation of h_{int}

Mono-energetic photons:

$$h_{int} = \frac{H \mu_{fat}}{\mu_{fat} - \mu_{int}} + \frac{\ln(E_p - \ln(A_p t_s E S))}{\mu_{fat} - \mu_{int}}$$

Polychromatic spectrum:

$$\frac{E_p}{\Phi A_p t_s} = \sum N_i^{rel}(E_i) E_i \cdot S(E_i) \cdot e^{-\mu(E_i)h}$$

Equivalent Glandular Thickness (EGT)

Calcolo della EGT

Procedura

- Valutazione del peso del singolo bin sul totale
- Applicazione del modello EGT
 - Calcolo su energie

$$E_{dep,pixel} = E_0 \cdot \frac{\sum \omega(E_i) \cdot e^{-\mu_{fat}(E_i)H}}{e^{-(\mu_{egt}(E_i) - \mu_{fat}(E_i))h_{egt}}}$$

- $E_{dep,pixel}$ energia depositata nel pixel, funzione dell'intensità
- E_0 energia totale associata allo spettro
- ω peso del bin
- μ_{fat} e μ_{egt} coefficienti di attenuazione lineare
- H e h_{egt} spessore totale e da ricostruire dell'oggetto

Calcolo della EGT

Procedura

- Valutazione del peso del singolo bin sul totale
- Applicazione del modello EGT
- Risoluzione numerica

$$\gamma(E_i) = \omega(E_i) \cdot e^{-\mu_{fat}(E_i)H}$$

$$R = \sum \gamma(E_i) \cdot e^{-\Delta\mu(E_i)h_{egt}}$$

- R rapporto tra i valori misurati ed attesi
- γ parametro di peso
- $\Delta\mu = \mu_{egt} - \mu_{fat}$ differenza dei coefficienti di attenuazione
- h_{egt} spessore del tessuto ghiandolare equivalente

Caratterizzazione empirica dello scattering

Procedura

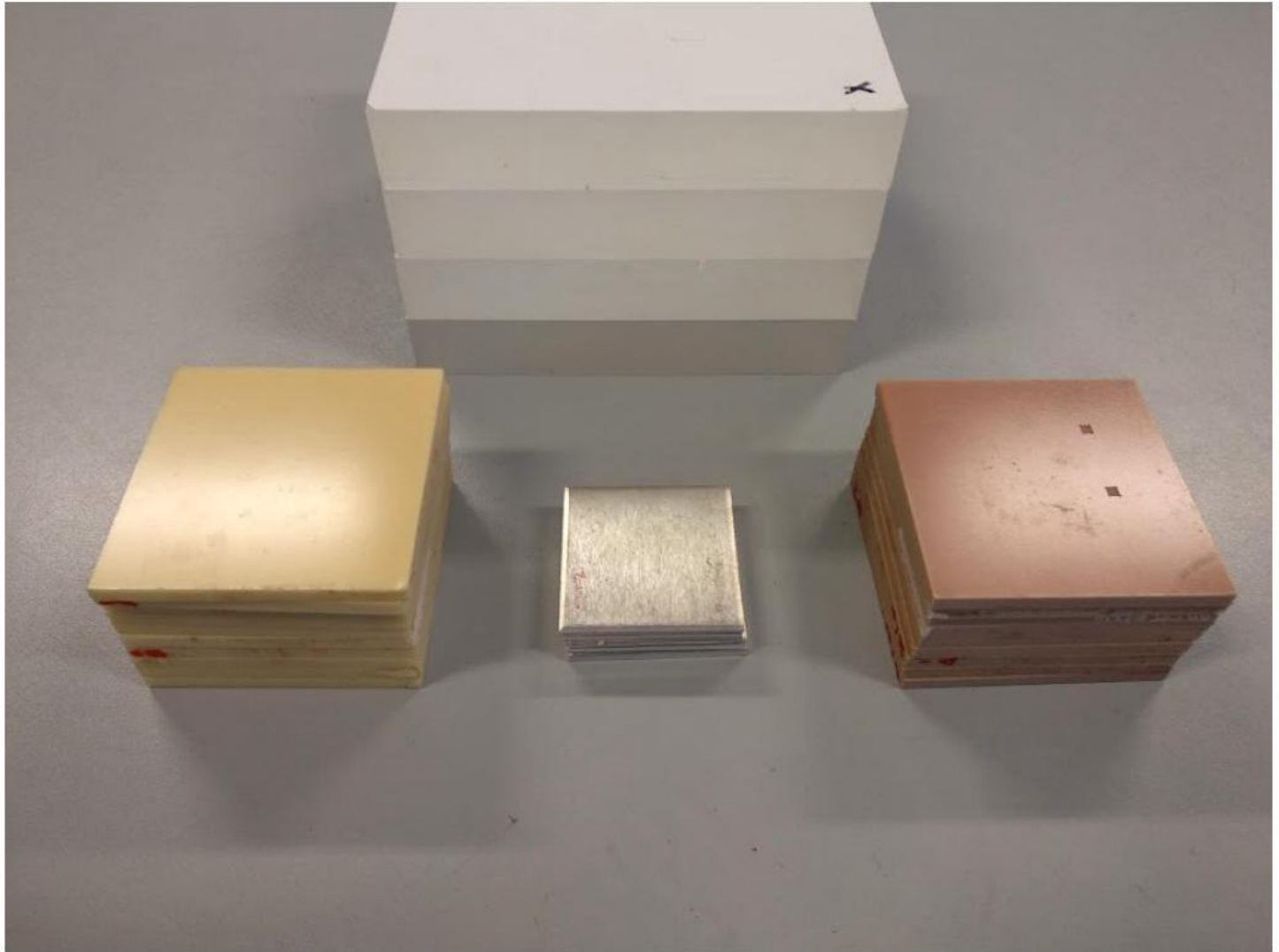
- Acquisizione di immagini di scalini di PMMA
- Adattamento della ricostruzione ad un oggetto composto di un singolo materiale
- Ricostruzione di uno spessore noto
- Valutazione del rapporto tra spessori reali e ricostruiti tramite parametro η

$$R = \sum \omega(E_i) \cdot e^{-\mu_{PMMA}(E_i)h_{PMMA}}$$

$$\eta = \frac{h_{reale}}{h_{PMMA}}$$

- η parametro di correzione dello scattering
- h_{reale} spessore reale degli scalini
- h_{PMMA} valore stimato tramite l'algoritmo

Spessori e fantocci



Materiali utilizzati

Calcolo della EGT su fantoccio PMMA-Al

PMMA thickness (cm)	Al thickness (cm)	h_{Pix} (cm)	$\Delta h/h$	h_{Pix} (cm) Corrected	$\Delta h/h$	h_{En} (cm)	$\Delta h/h$	h_{En} (cm) Corrected	$\Delta h/h$
28 kVp									
3.0	0.1	0.08	20%	0.09	10%	0.1	0%	0.08	20%
3.0	0.2	0.18	10%	0.2	0%	0.23	15%	0.21	5%
3.0	0.3	0.27	10%	0.3	0%	0.38	27%	0.35	17%
4.0	0.1	0.07	30%	0.09	10%	0.11	10%	0.09	10%
4.0	0.2	0.17	15%	0.2	0%	0.26	30%	0.23	15%
4.0	0.3	0.26	13%	0.29	3%	0.48	60%	0.45	50%
Mean relative error		17%		4%		24%		19%	
32 kVp									
3.0	0.1	0.04	57%	0.07	32%	0.04	59%	0.07	32%
3.0	0.2	0.14	30%	0.18	11%	0.15	26%	0.19	6%
3.0	0.3	0.22	26%	0.27	9%	0.25	15%	0.31	3%
4.0	0.1	0.03	67%	0.07	34%	0.04	65%	0.07	29%
4.0	0.2	0.13	37%	0.17	14%	0.15	25%	0.20	1%
4.0	0.3	0.21	32%	0.26	12%	0.27	9%	0.34	14%
Mean relative error		41%		19%		33%		14%	

Tabella riassuntiva della ricostruzione del fantoccio di PMMA e alluminio con e senza la correzione dello scattering

Calcolo della EGT su fantoccio tessuto equivalente

Adipose thickness (cm)	Breast thickness (cm)	h_{pix} (cm)	$\Delta h/h$	h_{pix} (cm) Corrected	$\Delta h/h$	h_{En} (cm)	$\Delta h/h$	h_{En} (cm) Corrected	$\Delta h/h$
1.5	0.5	0.00	100%	0.00	100%	0.24	52%	0.27	46%
1.0	1	0.55	45%	0.56	44%	0.89	11%	0.89	11%
1.0 + Air	1	0.52	48%	0.54	46%	0.87	13%	0.87	13%
3.0	1	0.46	54%	0.21	79%	0.98	2%	0.70	30%
2.0	2	1.69	15%	1.29	35%	2.26	13%	1.84	8%
2.0 + Air	2	1.69	15%	1.29	35%	2.26	13%	1.84	8%
4.5	1.5	1.76	17%	0.46	69%	2.50	67%	1.17	22%
3.0	3	4.24	41%	2.10	30%	5.07	69%	2.89	4%
3.0 + Air	3	4.39	46%	2.19	27%	5.22	74%	2.98	1%
4.0	4	X	X	2.82	30%	X	X	3.87	3%
4.0 + Air	4	X	X	2.82	30%	X	X	3.87	3%
Mean relative error		'42%'		48%		35%		13%	

Tabella riassuntiva della ricostruzione del fantoccio di materiali equivalenti con e senza la correzione dello scattering

EGT: problemi aperti

- Identificare le cause della discrepanza
- Modellizzazione accurata dello scattering
- Migliori coefficienti di attenuazione lineare dei materiali tessuto-equivalenti
- Immagini RAW/'for presentation'