

29 de Abril 2022

Registro multimodal de imágenes mediante Información Mutua

Bruno M. Breggia
FI-UNER

Paper Original

IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, VOL. 16, NO. 2, APRIL 1997.

"Multimodality Image Registration by Maximization of Mutual Information"

Frederik Maes, André Collignon, Dirk Vandermeulen,
Guy Marchal, Paul Suetens

Miembros del *Laboratory for Medical Imaging Research*, Leuven, Bélgica.

1. Introducción

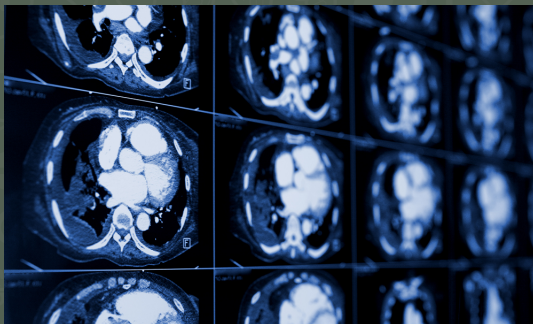
El Problema

Registro de imágenes: proceso de transformación de diferentes conjuntos de datos (imágenes) a un mismo sistema coordinado.



Aplicación

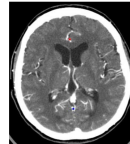
Visión computacional, imagenología médica, reconocimiento automático de blancos militares, astrofotografía.



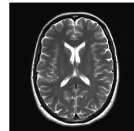
Aplicación: Imagenología Médica



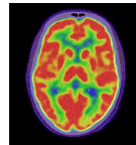
Tomografía Computada (CT)



Resonancia Magnética (MR)



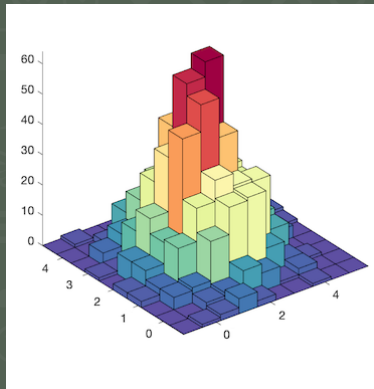
Tomografía por Emisión de Positrones (PET)



Técnicas convencionales

Los métodos habituales para el registro de imágenes son:

- Basado en *frames* (estereotáctico)
- Basado en puntos característicos de la imagen
- Basado en superficies
- Basado en vóxeles

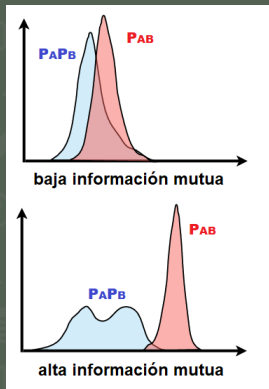
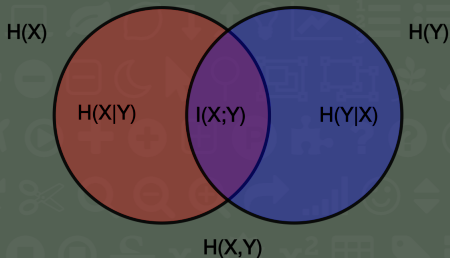


Histograma 2D

2. Un Nuevo Criterio de Registro

Información Mutua

Información Mutua (o Entropía Relativa) es un parámetro que cuantifica el grado de dependencia de dos variables aleatorias A y B a partir de la similitud entre la probabilidad conjunta p_{AB} con el producto de las marginales $p_A p_B$.



Propiedades de Información Mutua

- No negativa

$$I(A, B) \geq 0$$

- Independencia

$$I(A, B) = 0 \iff p_{AB}(a, b) = p_A(a)p_B(b)$$

- Simetría

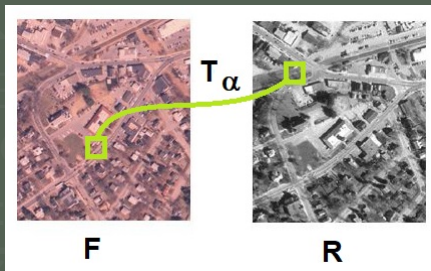
$$I(A, B) = I(B, A)$$

- Información propia

$$I(A, A) = H(A)$$

Procedimiento 1

- Se toman dos imágenes, una será la **imagen de referencia (R)** y la otra la **imagen flotante (F)**, que iremos desplazando y rotando.
- La transformación que nos permite ir de F hasta R es una transformación de cuerpo rígido (traslaciones y rotaciones).



Procedimiento 2

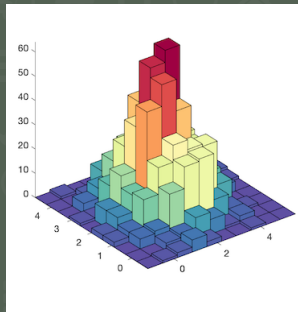
A partir de la transformación T_α , se obtienen las intensidades de cada voxel de F y la correspondiente de R . La frecuencia de ocurrencia de este par de valores permite armar un histograma 2D.

12

$$p_{FR,\alpha}(f, r) = \frac{h_\alpha(f, r)}{\sum_{f,r} h_\alpha(f, r)}$$

$$p_{F,\alpha}(f) = \sum_r p_{FR,\alpha}(f, r)$$

$$p_{R,\alpha}(r) = \sum_f p_{FR,\alpha}(f, r)$$



Procedimiento 3

Suposición

La dependencia estadística entre las intensidades de los voxeles correspondientes de ambas imágenes es máxima si están alineadas.

$$I(\alpha) = \sum_{f,r} p_{FR,\alpha}(f,r) \log \frac{p_{FR,\alpha}(f,r)}{p_{F,\alpha}(f)p_{R,\alpha}(r)}$$

La optimización de la MI en base a las traslaciones y rotaciones se realiza numéricamente con el **método de Powell**.

Puesta a prueba 1

DATASETS USED IN THE EXPERIMENTS DISCUSSED IN SECTIONS V AND VI

Set	Image	Size	Voxels (mm)	Range
A	MR	$256^2 \times 180$	$0.98^2 \times 1.00$	0×4094
	CT	$256^2 \times 100$	$0.94^2 \times 1.55$	0×4093
B	MR	$200^2 \times 45$	$1.25^2 \times 4.00$	38×2940
	CT	$192^2 \times 39$	$1.25^2 \times 4.00$	0×2713
C	MR	$256^2 \times 24$	$1.25^2 \times 4.00$	2×2087
	CT	$512^2 \times 29$	$0.65^2 \times 4.00$	0×2960
	PET	$128^2 \times 15$	$2.59^2 \times 8.00$	0×683
D	MR	$256^2 \times 30$	$1.33^2 \times 4.00$	2×3359

Puesta a prueba 2

Set	F/R		Rotation (degrees)			Translation (mm)		
			x	y	z	x	y	z
A	Reference	[25]	9.62	-3.13	2.01	7.00	1.14	18.15
	CT/MR	NN	10.23	-3.23	2.10	6.98	1.00	18.24
		TRI	10.24	-3.21	2.08	6.97	1.05	18.22
		PV	10.36	-3.17	2.09	6.94	1.15	18.20
	MR/CT	NN	10.24	-3.17	2.09	6.95	1.04	18.18
		TRI	10.24	-3.15	2.07	6.92	1.00	18.23
		PV	10.39	-3.14	2.09	6.90	1.15	18.18
B	Reference	[25]	9.62	-3.13	2.01	7.00	1.14	18.15
	CT/MR	NN	10.02	-3.42	2.25	6.63	0.34	18.28
		TRI	10.27	-3.11	2.05	6.53	0.54	18.34
		PV	10.57	-3.17	2.11	6.60	0.62	18.36
	MR/CT	NN	10.17	-3.06	2.25	6.47	0.30	17.90
		TRI	10.03	-3.05	2.22	6.44	0.37	18.19
		PV	10.29	-3.16	2.08	6.48	0.33	17.95

Puesta a prueba 3

Set	F/R		Rotation (degrees)			Translation (mm)		
			x	y	z	x	y	z
C	Reference	[10]	-0.63	0.05	4.74	26.15	-41.08	-12.35
	CT/MR	NN	0.87	0.05	4.84	26.70	-40.67	-9.92
		TRI	1.21	-1.94	3.67	29.51	-39.78	43.61
		PV	-0.00	0.00	4.95	26.57	-40.72	-10.00
	MR/CT	NN	-0.21	0.00	4.95	26.56	-41.27	-12.01
		TRI	-0.51	0.25	5.03	26.35	-40.80	-11.84
		PV	-1.58	0.13	4.97	26.48	-41.39	-12.18
C	Reference	[10]	1.52	-1.17	4.22	27.62	-2.60	-4.46
	PET/MR	NN	0.70	0.26	5.20	27.57	-0.74	-5.08
		TRI	0.38	0.01	5.25	27.50	-1.29	-1.37
		PV	1.63	0.18	4.98	27.65	-0.46	-4.94
	MR/PET	NN	0.42	0.14	5.04	27.93	-1.28	-5.03
		TRI	0.16	-0.11	4.90	27.99	-1.60	-4.27
		PV	1.46	-0.34	4.71	27.94	-0.85	-4.49

3. Discusión y Conclusiones

Discusión y conclusiones

- Este método puede detectar relaciones no lineales entre las intensidades de imágenes multimodales.
- Permite detección de similitudes en base a criterios más generales (no sólo transformación de cuerpo sólido).
- La selección de rasgos a comparar más eficientes es un área a explorar.
- El proceso no es necesariamente igual de eficiente intercambiando F con R , se desconoce el motivo.
- La variación continua y suave de la MI puede ser aprovechada con optimización basada en gradientes.
- El proceso es directo: no requiere preprocesamiento ni interacción con el usuario. Ideal para el ámbito clínico.