

11. PET, SPECT

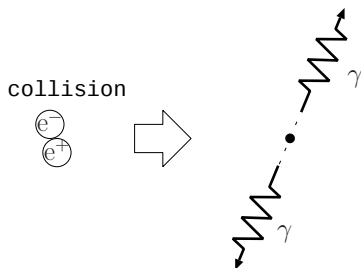
PET と SPECT は、生体機能を観察するための、 γ 線源の分布を測定する装置である。

(例) 血管に γ 線を放出する薬剤を投与 $\rightarrow$ 血流の観察

- PET : Positron Emission Tomography
薬剤は陽電子ソース.
 γ 線は、電子対消滅反応により発生.
- SPECT : Single Photon Emission Computed Tomography
薬剤は γ -ray ソース.

11.1 PET(Positron Emission Tomography)

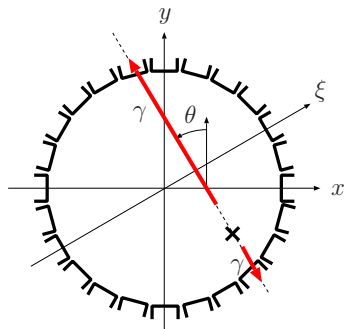
電子対消滅



$$e^- + e^+ \rightarrow 2\gamma(511\text{keV}), \quad m_e c^2 = 511\text{keV}$$

電子と陽電子が衝突すると，2つの 511 keV の γ 線が，同一直線上の逆方向に放出される。
直線の方法はランダム

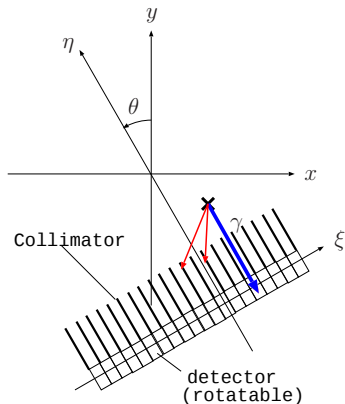
投影データ



- 対生成が発生すると，対生成を起こした点を通る直線上の二つのセンサが γ 線を検出
- この直線の方法は CT の投影角度 (θ) に相当
- この直線の原点からの距離が CT のセンサ位置 (ξ) に相当
- 他のイベントを積算により，強度分布 $p(\xi, \theta)$ が得られる

投影データ $p(\xi, \theta)$ から内部分布 $f(x, y)$ の再構成手順は CT と同じ

11.2 SPCET(Single Photon Emission Computed Tomography)



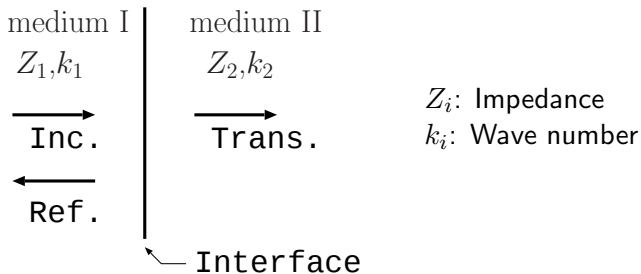
- アレイ検出器が θ と垂直に置かれている時、位置 ξ の検出器が検出できる γ 線は、角度 θ 方向から到来したもののみが検出される。他はコリメータにより遮蔽され、検出器に届かないため
- このイベントを積算したものが投影データ $p(\xi, \theta)$ に相当

投影データ $p(\xi, \theta)$ から内部分布 $f(x, y)$ の再構成手順は CT と同じ

12. 超音波エコー

12.1 エコーの原理

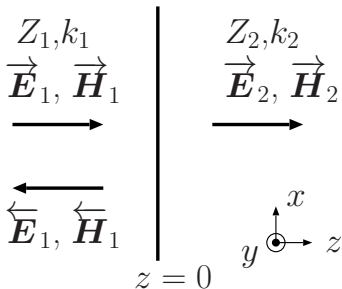
境界での反射



インピーダンスの異なる媒質の界面では反射が発生

(次ページ以降で証明)

電磁波の反射モデル



(変数の上の矢印は進行方向を表す)

ポインティングベクトル:

$$\vec{s}_i = \vec{E}_i \times \vec{H}_i = \vec{s}_i e_z \quad (1)$$

$$\overleftarrow{s}_i = \overleftarrow{E}_i \times \overleftarrow{H}_i = \overleftarrow{s}_i (-e_z) \quad (2)$$

電磁界の定義:

((1),(2) 式を満たすための定義)

$$\begin{cases} \vec{E}_i = +\vec{E}_i e^{-jk_i z} e_x \\ \vec{H}_i = +\vec{H}_i e^{-jk_i z} e_y \\ \overleftarrow{E}_i = +\vec{E}_i e^{+jk_i z} e_x \\ \overleftarrow{H}_i = -\vec{H}_i e^{+jk_i z} e_y \end{cases} \quad (3)$$

インピーダンス:

$$Z_i = \frac{\vec{E}_i}{\vec{H}_i} = \frac{\overleftarrow{E}_i}{\overleftarrow{H}_i} \quad (4)$$

- 各媒質中での場

$$\begin{cases} \vec{E}_1 = \vec{E}_1 + \overleftarrow{E}_1, & \vec{E}_2 = \vec{E}_2, \\ \vec{H}_1 = \vec{H}_1 + \overleftarrow{H}_1, & \vec{H}_2 = \vec{H}_2 \end{cases} \quad (5)$$

- 境界条件:
(接線方向の連続性)

At $z = 0$

$$\begin{cases} \vec{E}_1 \cdot \vec{e}_x = \vec{E}_2 \cdot \vec{e}_x \\ \vec{H}_1 \cdot \vec{e}_y = \vec{H}_2 \cdot \vec{e}_y \end{cases} \quad (6)$$

$$\Leftrightarrow \begin{cases} \vec{E}_1 + \overleftarrow{E}_1 = \vec{E}_2 \\ \vec{H}_1 - \overleftarrow{H}_1 = \vec{H}_2 \end{cases} \quad (7)$$

(4),(7) 式より

- 反射波

$$\overleftarrow{E}_1 = \underbrace{\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}}_{\equiv R} \vec{E}_1 \quad (8)$$

- 透過波

$$\vec{E}_2 = \frac{2Z_2}{Z_2 + Z_1} \vec{E}_1 \quad (9)$$

$Z_2 \neq Z_1$ の場合:

$$R = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \neq 0.$$

$\Rightarrow$ 界面にて反射

12.2 インピーダンス

電磁波	$Z = \frac{E \text{ [V/m]}}{H \text{ [A/m]}}$
電気回路	$Z = \frac{V \text{ [V]}}{I \text{ [A]}} = \frac{\text{Electric potential}}{\text{Electric current } (\propto \text{velocity})}$
流体	$Z = \frac{p}{v} = \frac{\text{Acoustic pressure (potential)}}{\text{Acoustic velocity}}$

流体のインピーダンスは音速に依存

音速と周波数

- 音速

媒質	音速 [m/s]
空気	344
水	$\simeq 1,500$
脂肪	$\simeq 1,450$
臓器, 筋肉	$\simeq 1,550$

- 周波数 (at $v = 1,500$ の場合)

$$f = v/\lambda$$

$$\lambda \quad 0.5 \text{ mm} \sim 0.1 \text{ mm}$$

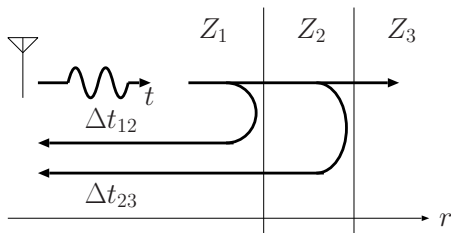
$$f \quad 3 \text{ MHz} \sim 15 \text{ MHz}$$

→ 超音波

12.3 測定系

レーダと同様に， 極座標系 (距離と方向) で測定

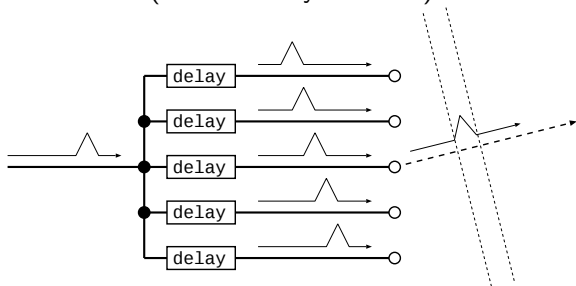
距離計測



- ① パルス変調した音波を送信
- ② 反射波 (時間遅れ) の計測
- ③ $Z(r)$ の算出

方向の走査

アレイアンテナ (Phased array antenna) により放射方向を制御:



遅延時間を変えれば、方向だけでなく、非平面波の生成も可能

