

Evaluation and Optimization of the High Resolution Research Tomograph(HRRT)

Chapter 6. Principles of PET VI - Corrections

東京大学システム量子工学専攻修士1年

中沢研究室 南川泰裕

2005年5月20日

Corrections – p.1/16

6. Principles of PET VI - Corrections

PETの原理(6) - データの補正

以下のような影響から γ 線の検出数と実際の分布には差がある。

- 吸収による減衰、時間経過による線量の減少
- ランダムイベント、散乱イベント
- 検出器毎、LOR毎の感度の差、不感時間

このため、画像の再構成を行う前にこれらの影響を補正する必要がある。

Corrections – p.2/16

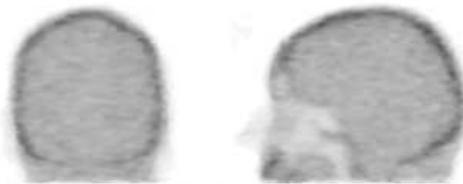
6.1 Attenuation Correction

吸収による減衰の補正

体組織中を通る距離が長いと検出される γ 線の数は減少する。ある検出器に到達する線量 N は減衰係数を $\mu(x)$ として、

$$N = N_0 e^{-\int_0^x \mu(x) dx}$$

減衰係数 μ の分布を表したもの μ 図という。



Corrections – p.3/16

6.1.2 μ -Map Calculation from an Emission Scan

放射スキャンからの μ 図の算出

実際の測定データから輪郭を抽出し、組織ごとの既知の μ 値を当てはめていく。

測定による μ 図の算出

μ 図を求めるための測定を行うこともある。

位置 x にある線源からの、検出器 A-B のそれぞれの検出数 ($P_A P_B$) とその積 (P_{AB}) は次のようになる。

$$P_A = e^{-\int_0^x \mu(x) dx} \quad P_B = e^{-\int_x^D \mu(x) dx}$$
$$P_{AB} = e^{-\int_0^x \mu(x) dx} e^{-\int_x^D \mu(x) dx} = e^{-\int_0^D \mu(x) dx}$$

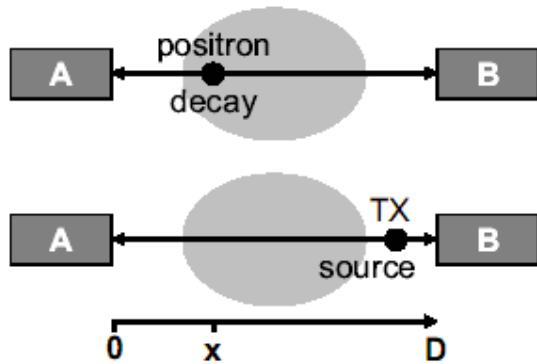
減衰の影響は同一 LOR 上であれば線源の位置 (x) に関係しない。

Corrections – p.4/16

6.1.2 μ -Map Calculation from an Emission Scan

減衰の影響は同一 LOR 上であれば線源の位置に関係しない。

→ 測定対象の外部に線源を置いての測定が可能。



Corrections – p.5/16

6.1.2 μ -Map Calculation from an Emission Scan

同時検出伝達計測 線状の $^{68}\text{Ge}(\beta^+)$ 線源を、測定対象の周囲を移動させ、シノグラムを求める。線源が検出器の近くを移動するため、検出器の不感時間に制限される。

単一光子伝達計測 ^{137}Cs の点線源を用い、線源と検出器を結ぶ LOR のシノグラムを求める。

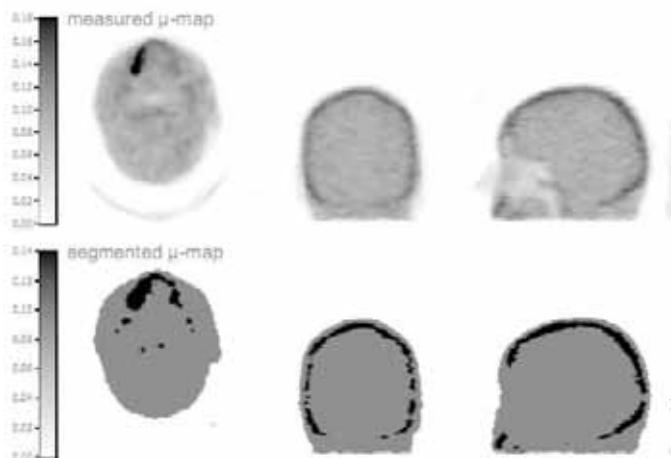
得られたシノグラムと、測定対象を置かないブランクシンノグラムとの比から、対象の μ 図が求められる。

Corrections – p.6/16

6.1.3 Segmented μ -map

区分 μ 図

同じ組織は同じ μ 値を持つと仮定することで、ノイズの影響を減らすことができる。



Corrections – p.7/16

6.2 Randoms Correction

偶発同時計数の補正

遅延同時計数法 検出器の時間をずらして同時計数を行うと、得られる同時計数は全て偶発なものとなる。**HRRT**ではこの方法が用いられている。(測定前に遅延回路を用いて別のシノグラムデータセットとして計測)

その他の方 法 测定対象外部(真の計数値=0)の同時計数から推定する方法、シングルイベントの総数から計算する方法がある。

Corrections – p.8/16

6.3 Scatter Correction

散乱同時計数の補正

ガウシアンフィット 体外の同時計数を、散乱同時計数と見てガウス分布にフィッティングして、体内での散乱同時計数を補正する方法。

単一分散シミュレーション それぞれの測定点とLORについて、薬剤分布、 μ 図、微分散乱断面積等から真の同時計数と散乱同時計数との予想される比率を求め、補正していく方法。

Corrections – p.9/16

6.4 Dead Time Correction

不感時間の補正

n : 真の計数、 m : 測定された計数、 k : 不感時間
麻痺しない(不感時間が連続しない)モデル

$$n = \frac{m}{1 - mk}$$

麻痺する(不感時間が連続する)モデル

$$\begin{aligned} m &= ne^{-nk} \\ T + S &= A\eta_{coinc}e^{-kA} = A\eta_{coinc}DT \end{aligned}$$

$T + S$: 同時検出数、 A : 薬剤放射能量、 η_{coinc} : 同時検出の感度、 $DT = e^{-kA}$: 不感時間補正係数。

Corrections – p.10/16

6.5 Decay Correction

崩壊の補正

計測の最中にも薬剤は減少していく。 A :薬剤放射能量、 t :時間、 Δt :時間枠、 λ 崩壊定数、 Dc :崩壊補正定数。

$$A(t) = A(0)e^{-\lambda t}$$
$$A(t)\Delta t = \int_t^{t+\Delta t} A(t) dt = \frac{A_0}{\lambda} e^{-\lambda t} \left[1 - e^{-\lambda \Delta t} \right]$$
$$Dc = \frac{A(0)}{A(t)} = \frac{\Delta t \lambda e^{\lambda t}}{1 - e^{\lambda \Delta t}}$$

Corrections – p.11/16

6.6 Normalization Correction

検出器の標準化の補正

検出機器自身に誤差を含む要因がある。

- 製造時の結晶のばらつきによる光量の差
- ブロック検出器の位置による感度の差
- FOV の位置による LOR 每の感度の差
- PMT の増幅率の差

Corrections – p.12/16

6.6 Normalization Correction

主な補正法

直接補正法 平面線源、回転線源等を用いて個々の検出器のデータのばらつきを補正する方法。検出器の数が増えると十分なサンプル数を得るのに非常に長い時間がかかるのが欠点。

要素補正法 ばらつきを起こす個々の要因についての補正値を求めて最終的な補正計数を決定する。

Corrections – p.13/16

6.6 Normalization Correction

要素補正法

リング u の結晶 i とリング v の結晶 j と結ぶ LOR の、標準化補正計数 NC_{uivj} は次のようになる

$$NC_{uivj} = \varepsilon_{ui}\varepsilon_{vj}c_{uimodD}c_{vjmodD}d_{uvrk}f_{uv}g_{uvr}$$

ε_{ui} ε_{vj} :結晶の性能の補正、

$c_{uimodD}c_{vjmodD}$:ブロック検出器の性能の補正、

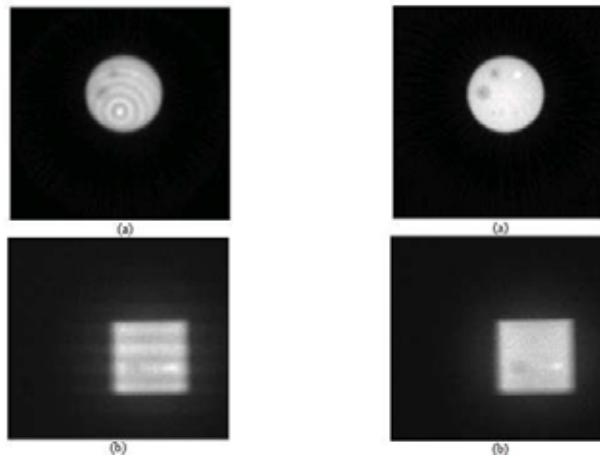
d_{uvrk} :検出器の干渉パターンの補正、

f_{uv} :平面の感度、

g_{uvr} :動径位置の補正。

Corrections – p.14/16

6.6 Normalization Correction



左が補正前、右が補正後

Maurizio Conti, Jim Hamill, and Wing K. Luk, "Component-based normalization for panel detector PET scanners" Nuclear Science Symposium Conference Record, 2002 IEEE

Corrections – p.15/16

6.7 Overall Correction Formula

全て合わせた補正

最終的な補正係数は次のようになる。

$$A_{LOR} = (C(prompt)_{LOR} - C(random)_{LOR} - C(scatter)_{LOR}) \\ \times N C_{LOR} A_{LOR} D T D_c$$

$C(random)_{LOR}$:ランダムイベント、

$C(scatter)_{LOR}$:散乱イベント、

$N C_{LOR}$:標準化補正、

A_{LOR} 減衰補正、

$D T$:不感時間補正、

D_c :線源の崩壊の補正。

Corrections – p.16/16