

# ART法を用いた 2次元輻射輸送計算 光バイオイメージング への応用

筑波大学院  
数理物質科学研究科 物理学専攻  
宇宙理論研究室M2

田崎翼

2019/10/19

# 目次

- 研究背景
- 計算手法
- テスト計算1
- テスト計算2
- 展望

# 研究背景

# 輻射輸送計算

## -宇宙物理から医用光学へ

- 宇宙物理の基礎物理過程の1つに**輻射輸送方程式 (Radiative Transfer Equation : RTE)**がある
  - 重力相互作用
  - 宇宙流体力学
  - 輻射輸送
- 光のエネルギー輸送について記述された方程式
- 宇宙分野：
  - 観測と理論の検証
  - 光電離、輻射冷却などの物理現象
- 輻射輸送計算は医学分野でも研究されている

# 生体医用光学

- 生体内の光伝播を解き、診断治療に活かす
- 例:

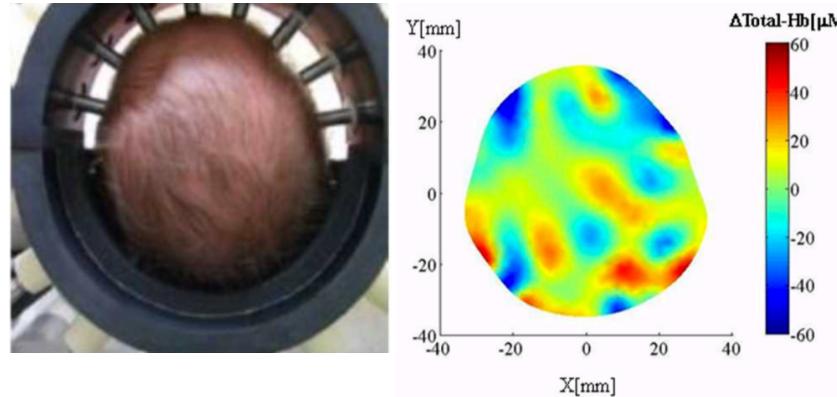
X線CT



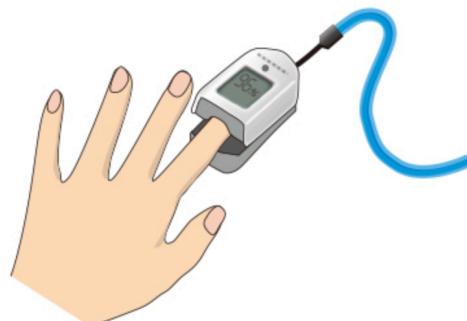
MRI(磁気、電波)



## 拡散光トモグラフィー(DOT)



パルスオキシメータ



光コヒーレンストロボグラ  
フィー(OCT)

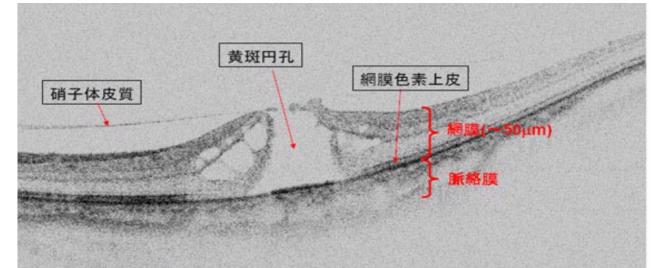
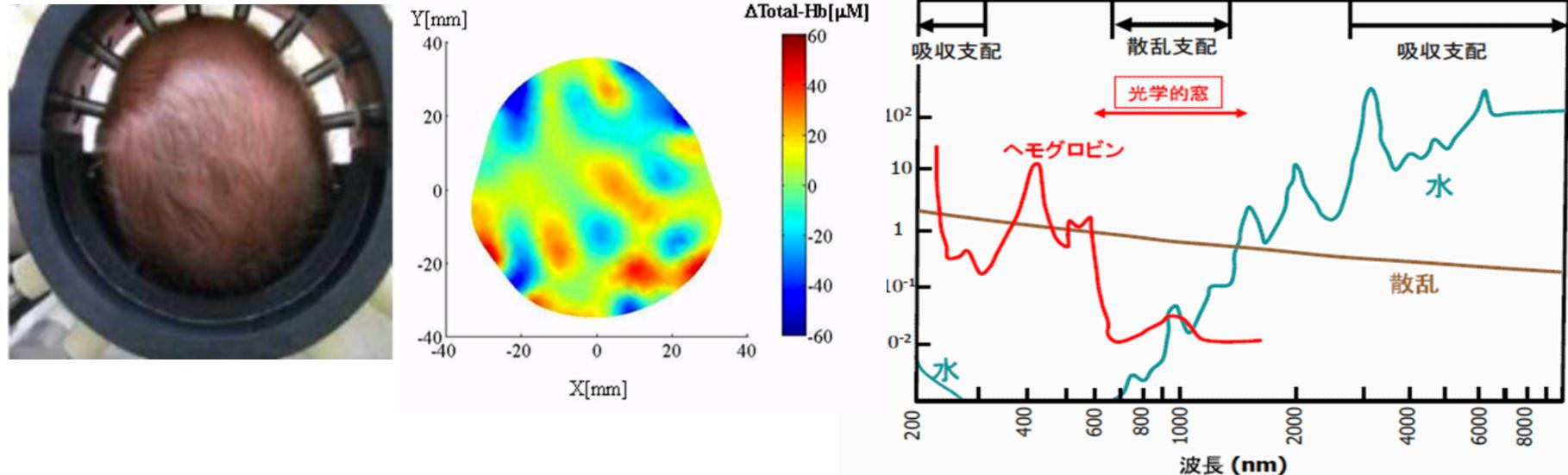


図7 網膜の黄斑部に発生した黄斑円孔のOCT画像(筑波大学 谷田貝研究室 提供)

# 拡散光トモグラフィー—Diffuse Optical Tomography(DOT)

- 近赤外光を用いた**生体断層イメージング**



- 生体内の吸収係数分布を求める
- ヘモグロビンの吸収特性から血液分布の画像を得る

# 血液での吸収

- ・ヘモグロビンは2種類
  - ・酸素化ヘモグロビン
  - ・脱酸素化ヘモグロビン
- ・Hbの近赤外吸収スペクトルによって吸収係数分布→血液分布画像に変換

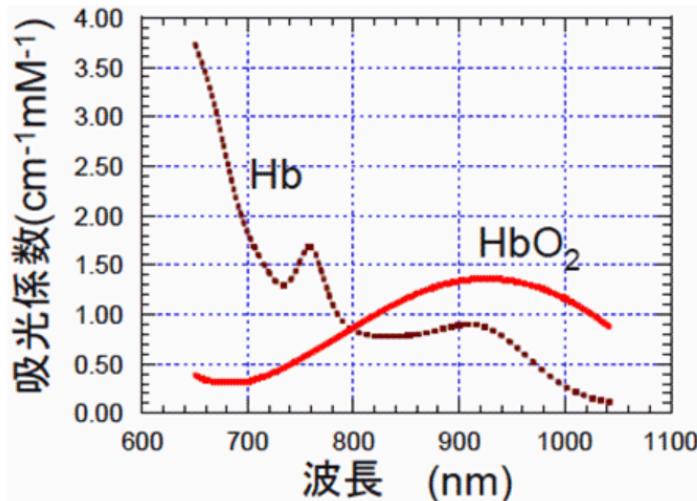
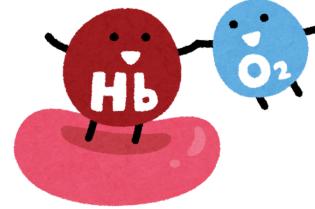
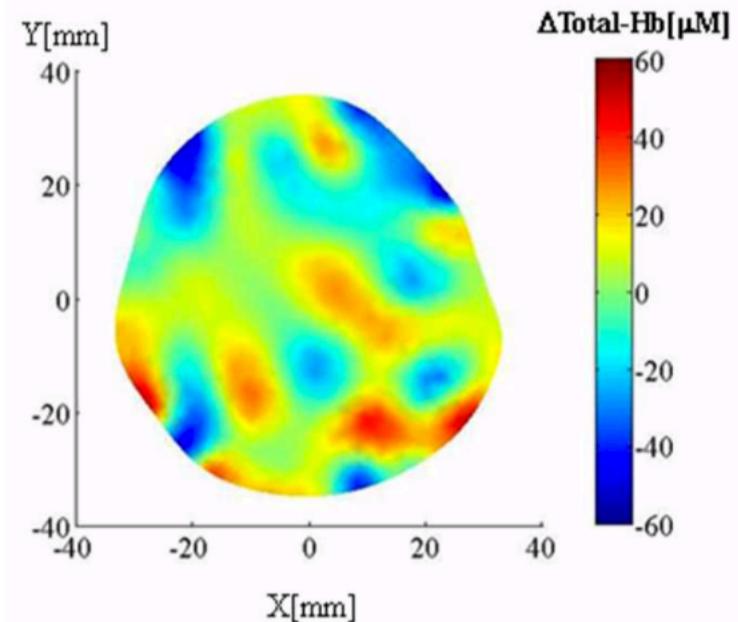
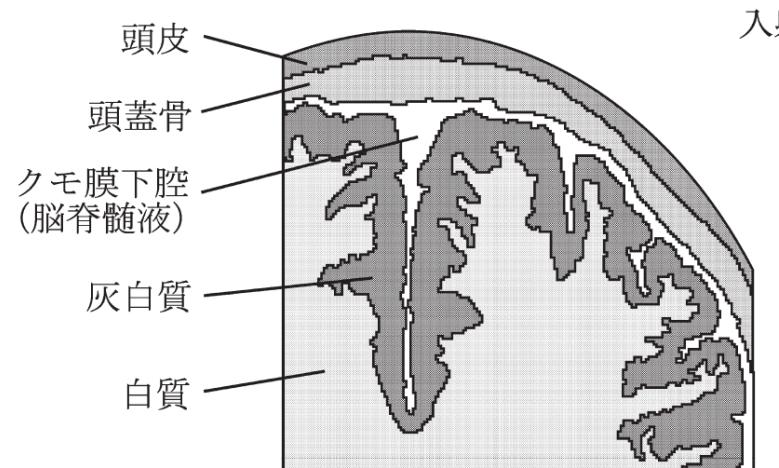


図4 酸素化ヘモグロビン(Hb)と脱酸素化ヘモグロビン(HbO<sub>2</sub>)の吸収スペクトル



# 生体内の光伝播



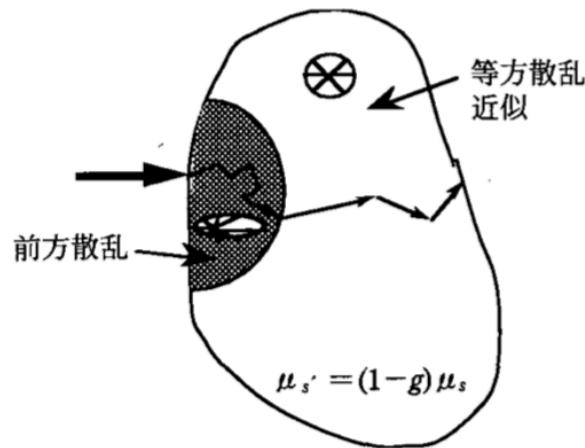
Okada 2005

表1 頭部モデルの光学特性値（波長：800 nm）。

	等方換算散乱係数 $\mu_s'$ (mm <sup>-1</sup> )	吸収係数 $\mu_a$ (mm <sup>-1</sup> )
頭皮	1.9	0.018
頭蓋骨	1.6	0.016
クモ膜下腔 (脳脊髄液)	0.25	0.004
灰白質	2.2	0.036
白質	9.1	0.014

生体組織は高散乱媒質  
数cmの伝播なら拡散近似が成り立つ

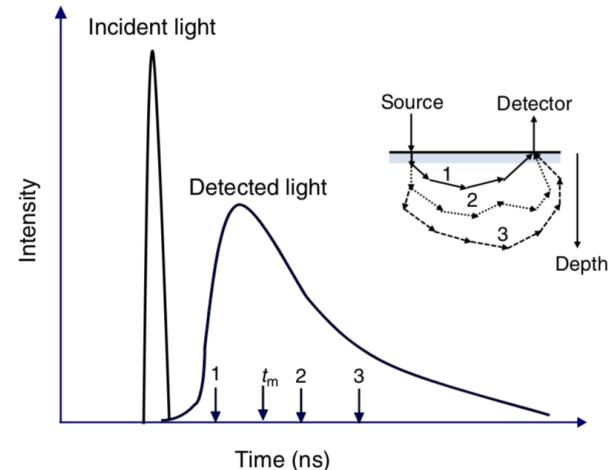
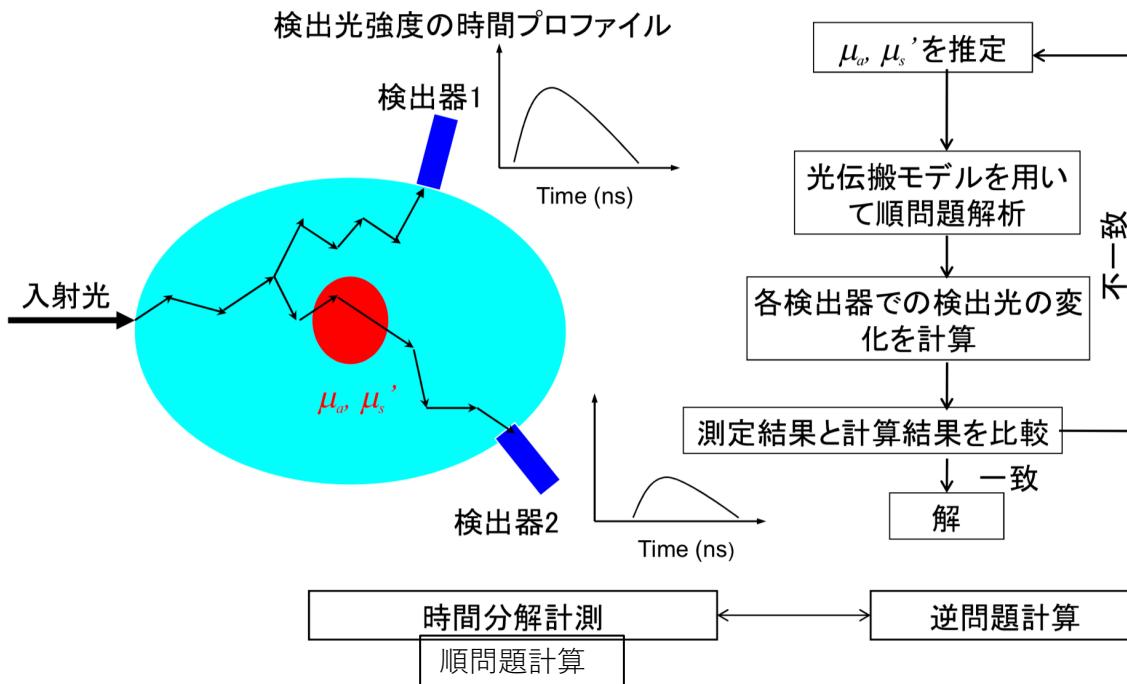
しかし、生体表層での反射光は散乱回数  
が少なく、拡散近似が成り立たない



(c) 生体組織によるマクロな光散乱、等方散乱近似。

- DOTは時間分解計測によって散乱吸収の情報を得るため、計算には**時間依存の輻射輸送方程式**を用いる

## DOTのアルゴリズム



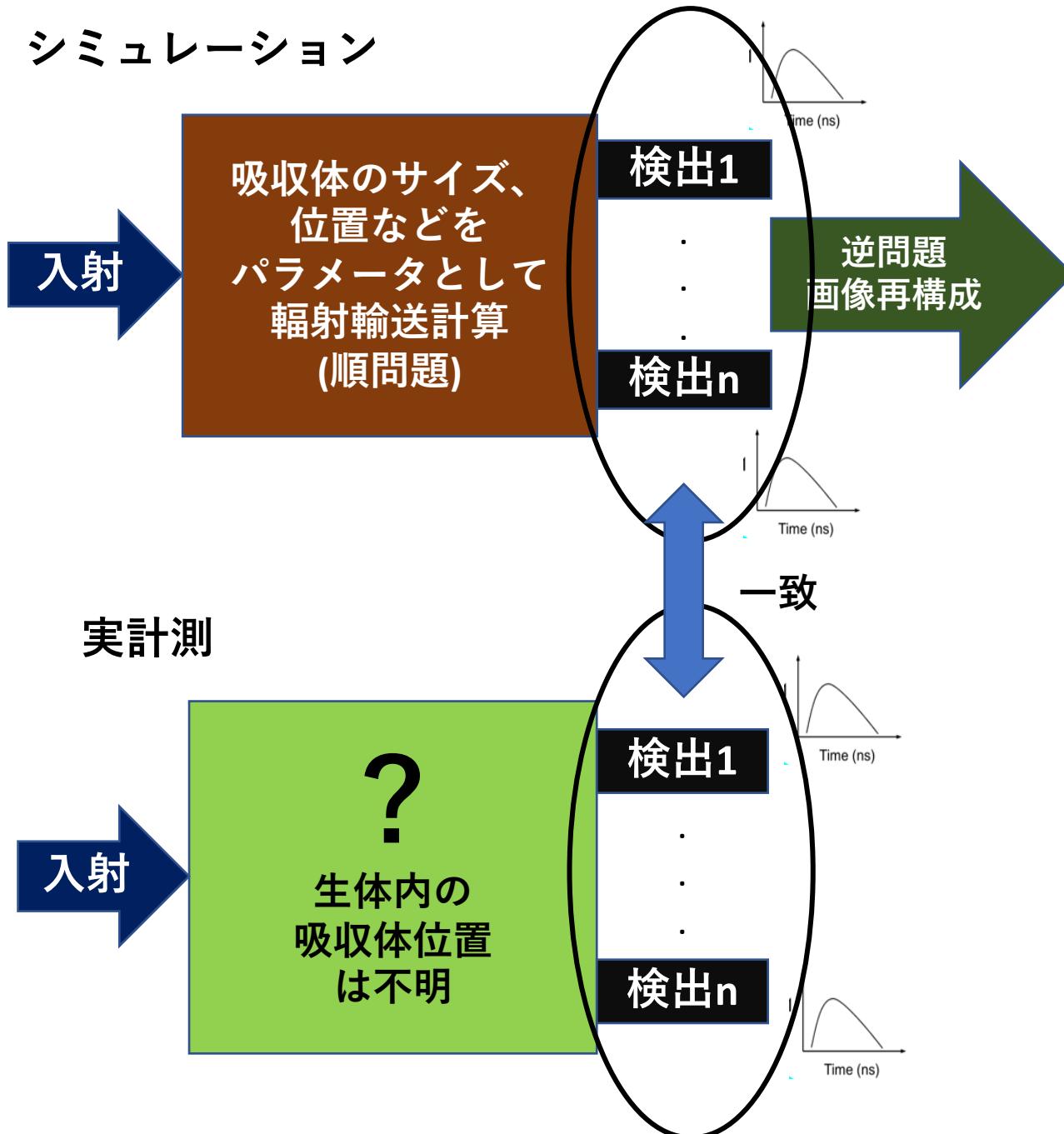
- ①順問題計算で複数の検出位置での時間分解計算
- ②逆問題計算で画像再構成

時間依存輻射輸送方程式

$$\frac{1}{c} \frac{\partial I}{\partial t} + \vec{n} \cdot \nabla I = -\alpha I + \eta$$

$$I = I_0 e^{-\tau} + \int_0^{\tau} d\tau S e^{-(\tau-\tau')}$$

## シミュレーション



# 先行研究(順問題)

Fuji et al. 2014

RTEとDEのハイブリッド計算  
精度保ちながら計算の高速化

a

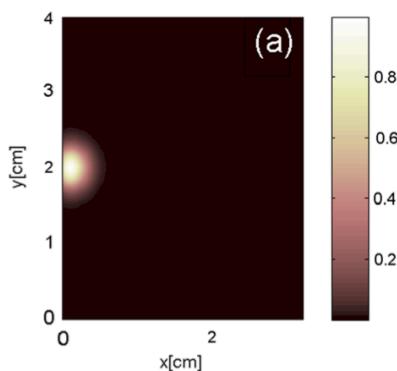
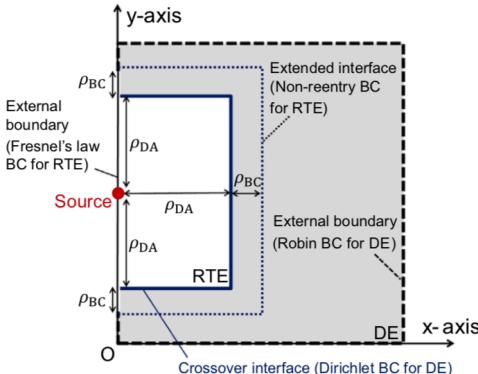


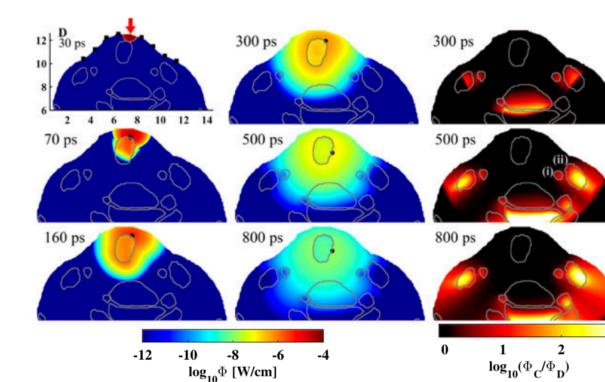
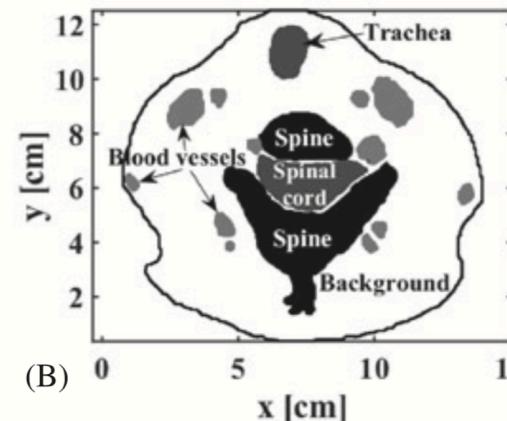
Table 2

Computation times using the three models: RTE, hybrid model, and DE (time integration 1200 ps).

	RTE	Hybrid.	DE
Computation time (min)	2658	648	20

Fujii et al. 2016

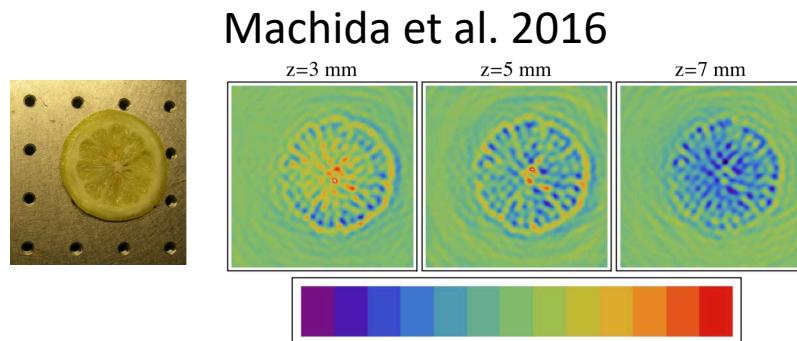
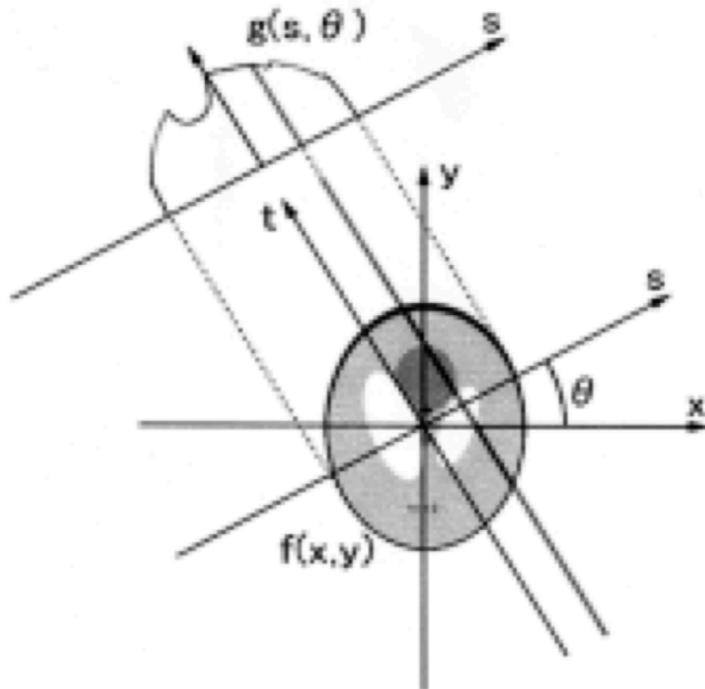
頸部モデルで RTE 計算



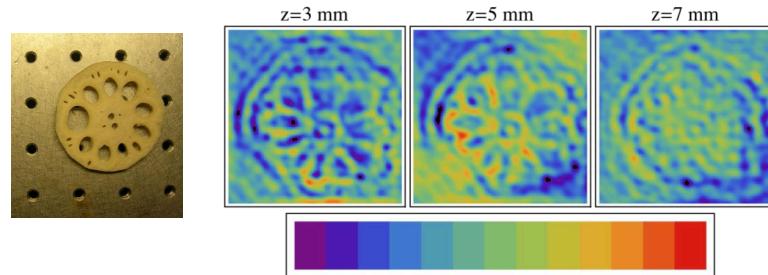
The average computation time using the RTE for the period up to 1000 ps is 3219 minutes. Although we can reduce the computational time further by using rough step sizes, this study focuses on investigation for light propagation in the human neck rather than that of computational efficiency. It is confirmed that by decreasing  $N_\theta$  from 100 to 48,

# 画像再構成法(逆問題)

- 元画像-投影
- 投影切断面定理によると、元画像の2次元フーリエ変換=投影の1次元フーリエ変換
- 元画像が未知なので投影のフーリエ変換を逆フーリエ変換することで元画像を得る



**Fig. 7.** RTE reconstructions of a lemon slice. The field of view is  $9\text{ cm} \times 9\text{ cm}$ . The number above each panel shows the distance from the source plane.



**Fig. 8.** RTE reconstructions of a lotus root slice. The field of view is  $9\text{ cm} \times 9\text{ cm}$ . The number above each panel shows the distance from the source plane.

# Ray-Tracing法

モンテカルロ法

光子に乱数的に方向と光学的厚みを与えて系から脱出するまで計算する

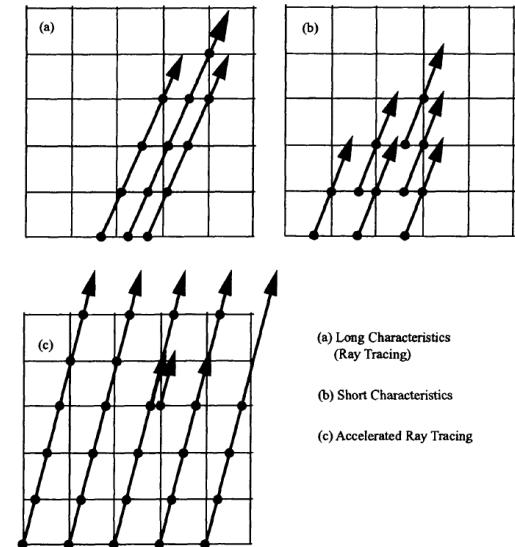
正確にray-traceできる

精度を上げるためにには粒子数を増やす必要があり計算量が大きくなる

- メッシュ法

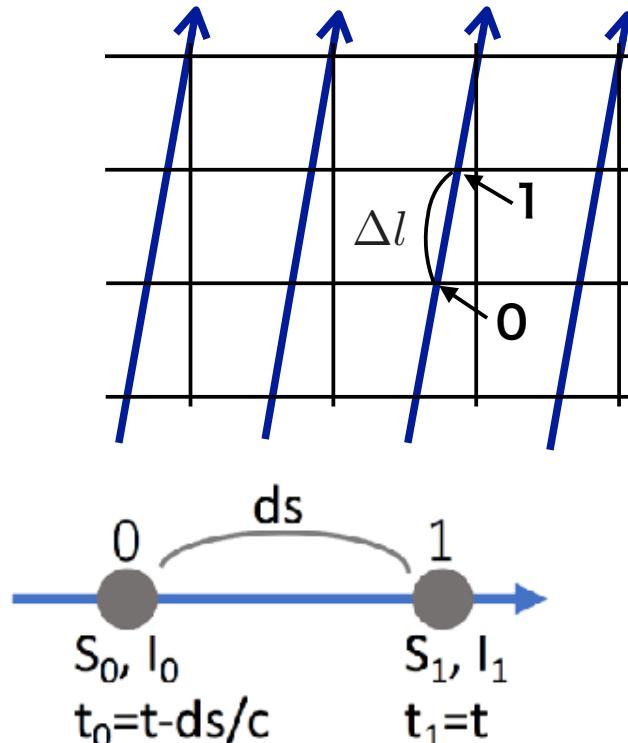
- Short Characteristic法  $\mathcal{O}(N^5)$  – 計算量軽いが、数値拡散が起こる
- Long Characteristic法  $\mathcal{O}(N^6)$  – 格子点を通る全方向の光を計算
- ART法 -
- **(Authentic Radiative Transfer)**  $\mathcal{O}(N^5)$
- 格子点数  $N$

- 本研究ではART法を用いて計算する
- 精度を保ちつつ計算量がShort法と同程度のため



# 時間依存輻射輸送計算

- 時間依存 ART コード (Yajima in prep.)



$$\frac{1}{c} \frac{\partial I}{\partial t} + \vec{n} \cdot \nabla I = -\alpha I + \eta$$

$$I = I_0 e^{-\tau} + \int_0^{\tau} d\tau S e^{-(\tau-\tau')}$$

$$I_1 = I_0 e^{-\tau} + S_0 \frac{1 - e^{-\tau} - \tau e^{-\tau}}{\tau} + S_1 \frac{\tau - 1 + e^{-\tau}}{\tau}$$

$$I_1(t) = I_0(t') e^{-\tau} + S_0(t') \frac{1 - e^{-\tau} - \tau e^{-\tau}}{\tau} + S_1(t) \frac{\tau - 1 + e^{-\tau}}{\tau}$$

↓

$$I_1(t) = I_0(t') e^{-\tau} + S_0(t') \frac{1 - e^{-\tau} - \tau e^{-\tau}}{\tau} + S_1(t'') \frac{\tau - 1 + e^{-\tau}}{\tau}$$

$t' = t - \frac{ds}{c}, \quad t'' = t - \Delta t$

近似  
 これにより反復計算をなくす

- intensity, source functionは位置と方向に加え、(数time step分の) 時間の情報が必要になる

安倍さんのコロキウムより

- 2次元計算を行う意義
- 辐射輸送計算は多重ループによる計算時間の長さが課題
- 生体内の表面部位なら2次元に近似できるのではないか
- 2次元的な光伝播とみなせるなら2次元の計算で解いた方が計算量が減らせる
- 1,計算量を減らす工夫の1つとして使えるかもしれない
- 2,3次元計算で画像再構成する指標とする

# 目的

- 計算と測定データの比較によって人体の  
**吸収体の位置**を決定したい
- テスト計算(ファントムと比較)(現状)
- ↓
- パラメータごとの検出光のデータセット作成
- ↓
- 機械学習で画像再構成し、吸収体位置を得る

# テスト計算①

- 数cmサイズで散乱吸収を考慮した光伝播の挙動を確認
- 2次元正方格子で一様に散乱係数、
- ある位置のみに吸収係数を与える
- 境界上でIntensityを検出
- どのような吸収特性が見られるか

# 計算条件

計算領域

正方格子  $5 \times 5 \text{ cm}$

格子数  $64 \times 64$  で分割

- 光学特性値

- 散乱係数  $\mu_s = 2.0 \text{ [/cm]}$  吸収係数  $\mu_a = 0.0 \text{ [/cm]}$

- $\tau_a = \int_0^L \mu_a ds = 0.0$

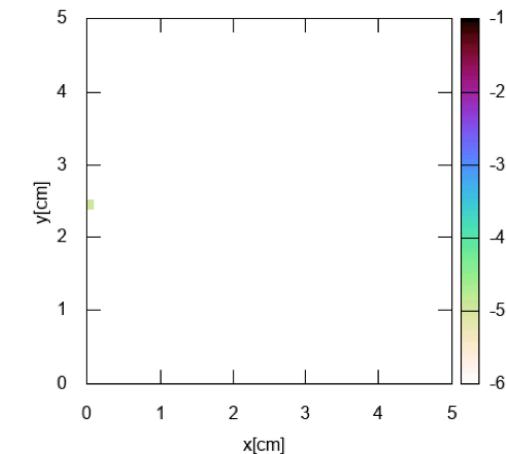
- $\tau_s = \int_0^L \mu_s ds = 10.0$

- ある位置に吸収体  $\mu_a = 10.0 \text{ [/cm]}$  与える

- $(\tau_a = 50.0)$

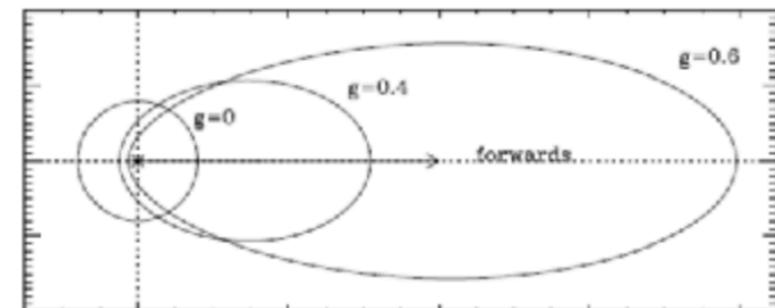
- 吸収体サイズ  $3 \times 3$  格子 (約  $0.23 \times 0.23 \text{ cm}$ )

- 異方散乱パラメータ  $g=0.9$  (前方散乱)

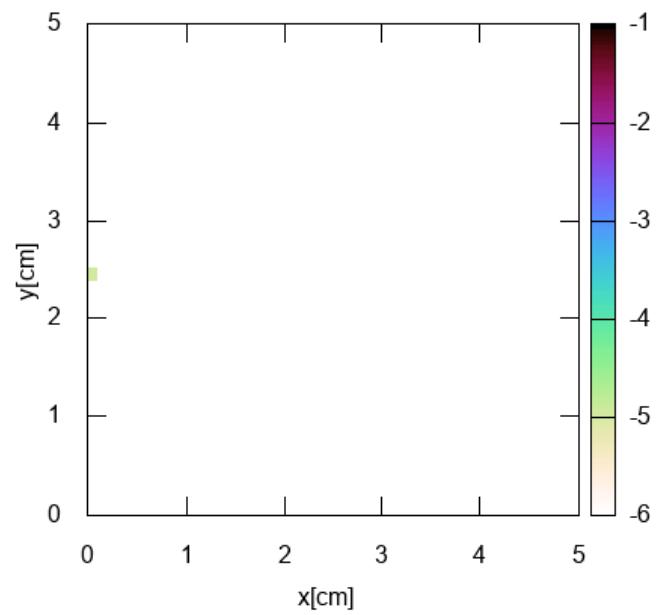
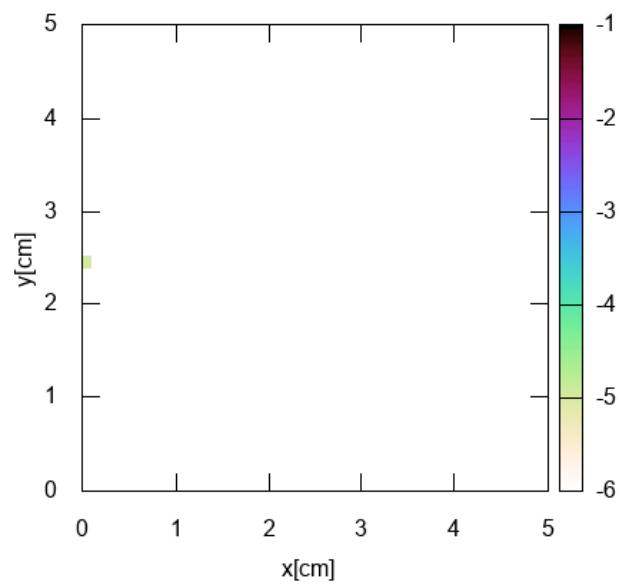


## Henyey-Greenstein phase function

$$\phi(\vec{n}, \vec{n}') = \frac{1}{4\pi} \frac{1-g^2}{\left(1+g^2-2g(\vec{n} \cdot \vec{n}')\right)^{3/2}}$$



左:散乱のみ , 右:中心付近で吸収

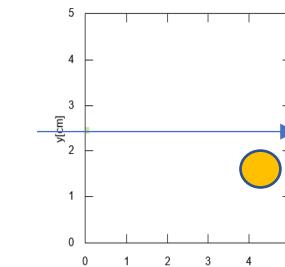
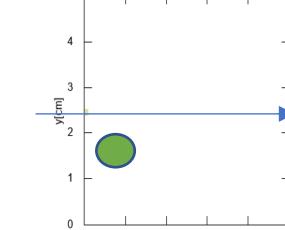
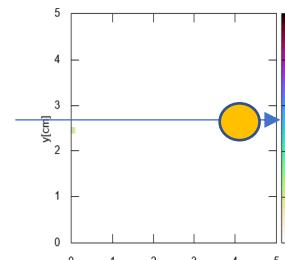
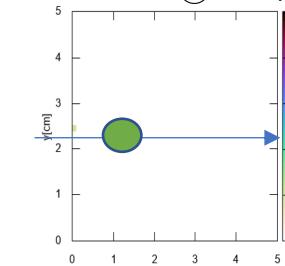
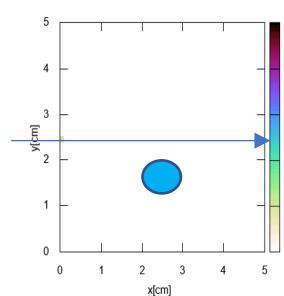
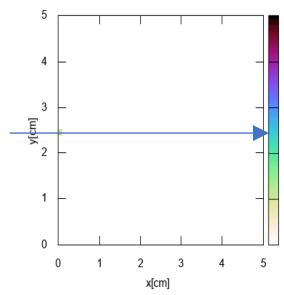
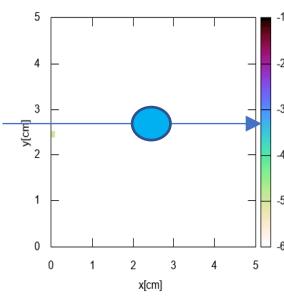
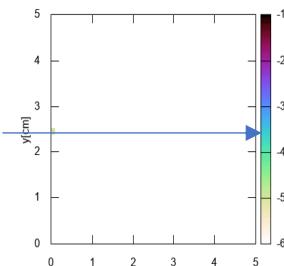


# 右の境界上で検出した場合:

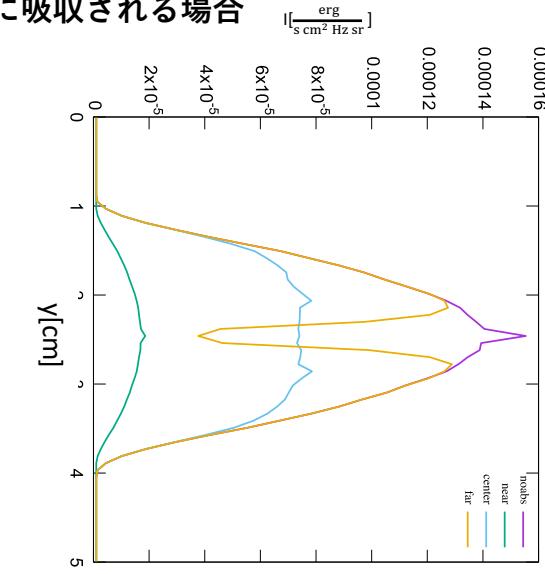


吸収体:  
右グラフの  
色に対応

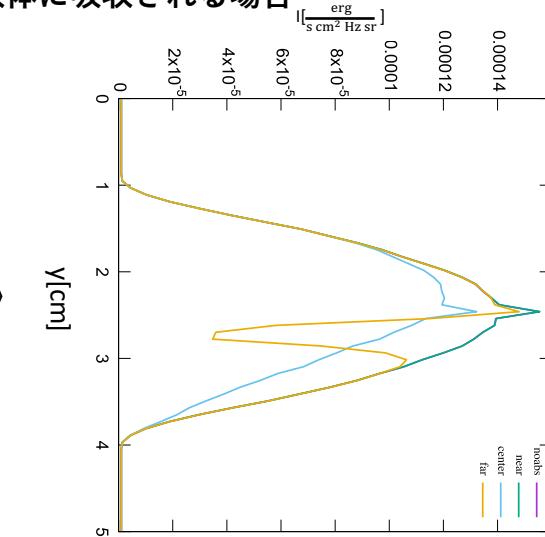
サイズ、  
吸収係数は  
同じ



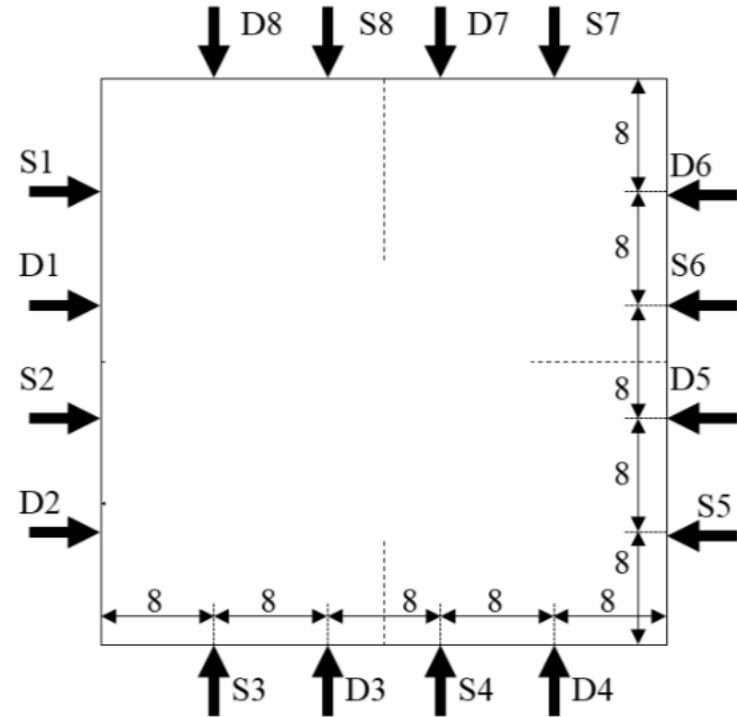
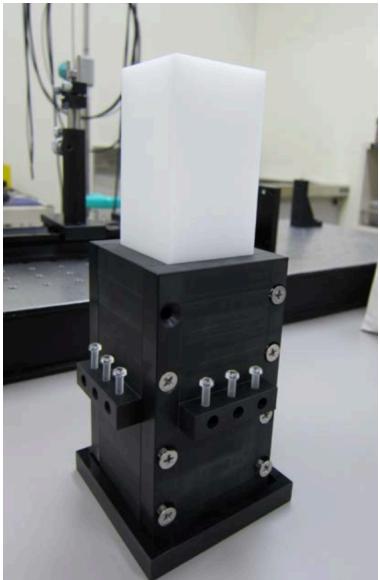
①パルスが吸収体に吸収される場合



②散乱光が吸収体に吸収される場合



# テスト計算②



- ファントムという生体を模した物質での計測データと計算を比較する

## 2. ポリウレタンベースファントム (INO社製)

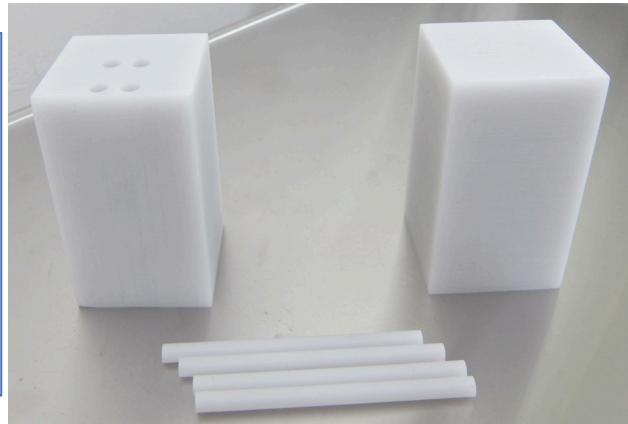
酸化チタンとカーボンブラックで散乱、吸収係数を調整

40 X 40 X 70 mm

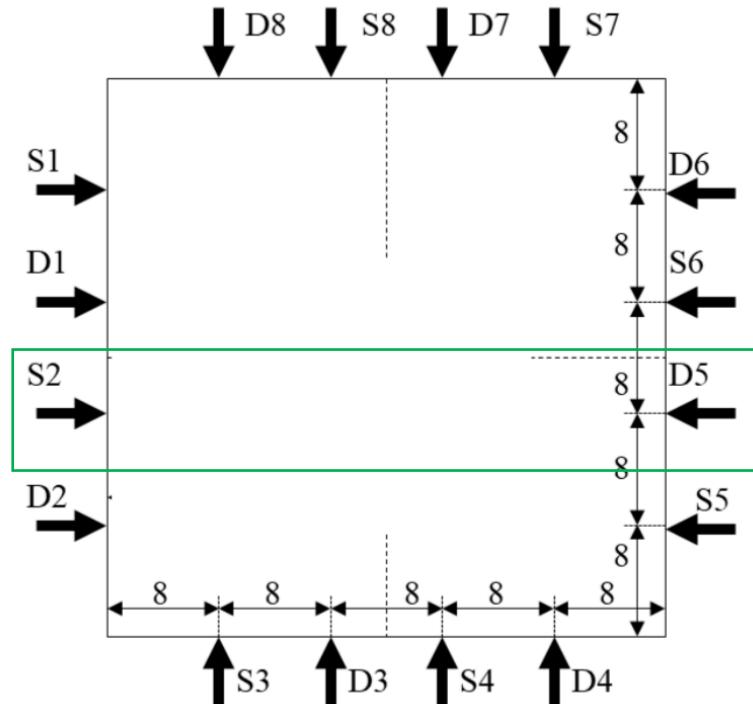
$\mu_a = 0.021/\text{mm}$ ,  $\mu'_s = 0.853/\text{mm}$  (800 nm),  $g = 0.62$ ,  $n = 1.52$

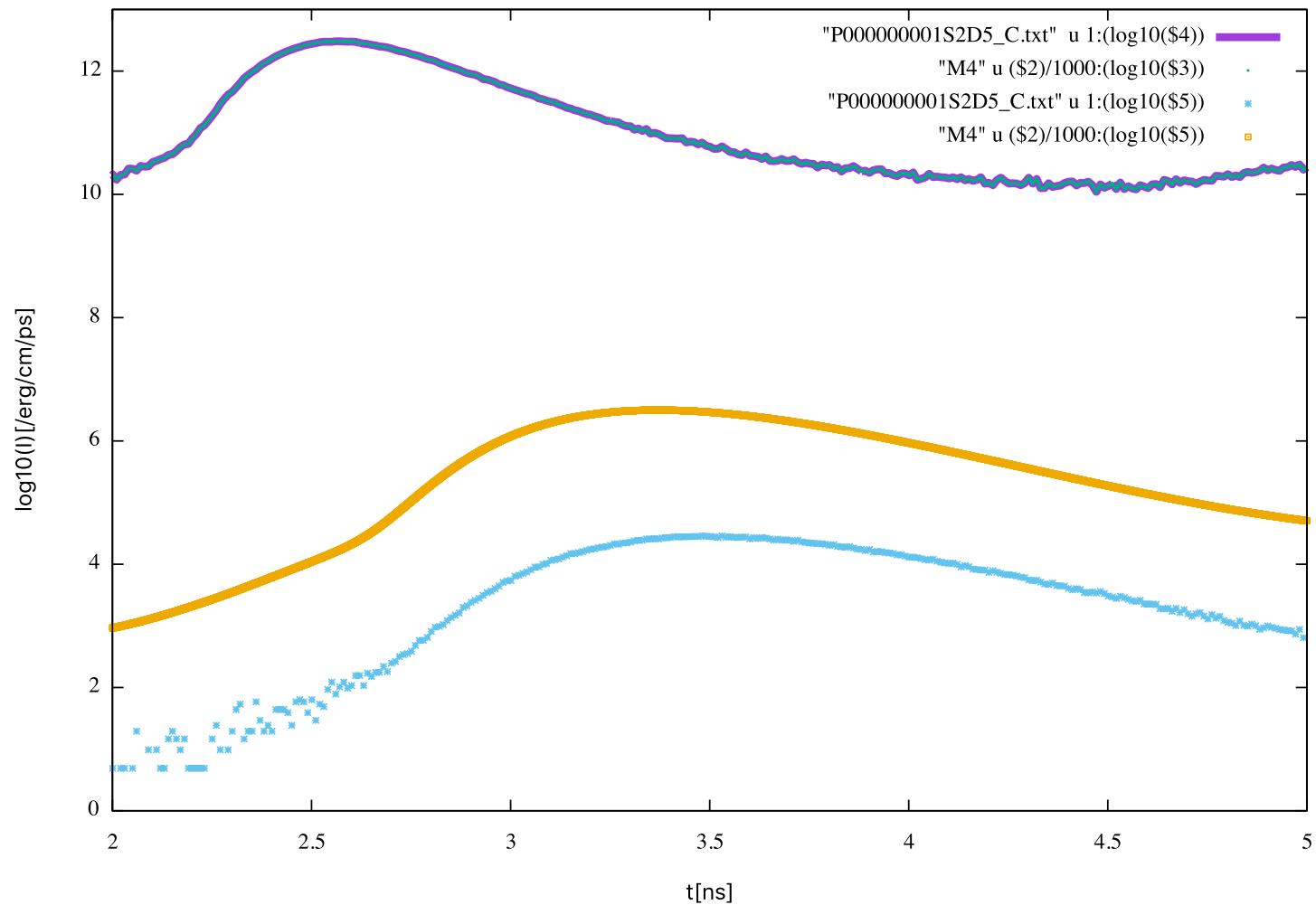
① 穴なしINO ファントム

② 4個の穴ありINOファントム (4個の穴の中は 5 mmですべて同じ)



- 穴なしINO ファントムの S2-D5 のデータとの比較を行った





→シミュレーションの検出がファントムの  
検出値のオーダー100倍大きく検出された

→ファントムを2次元計算と比較するため  
には、光ファイバーの開口角を考慮した立  
体角の換算が必要

# 光ファイバ面積の換算

右の光ファイバの開口角(NA)を考慮

$$NA = n \sin \theta_{in\ max}$$

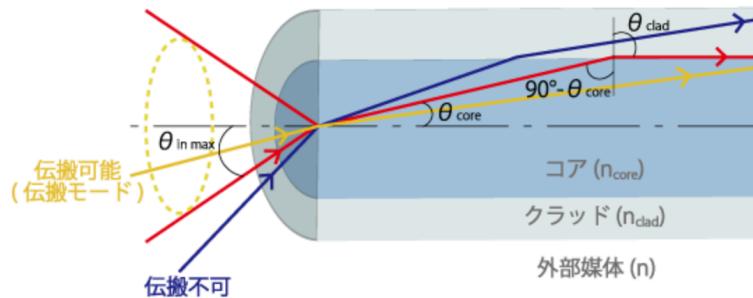


図1. 伝搬可能な光と入射角

## TRS-80

光ファイバ

照射:  $\Phi = 200 \mu\text{m}$ , NA = 0.25

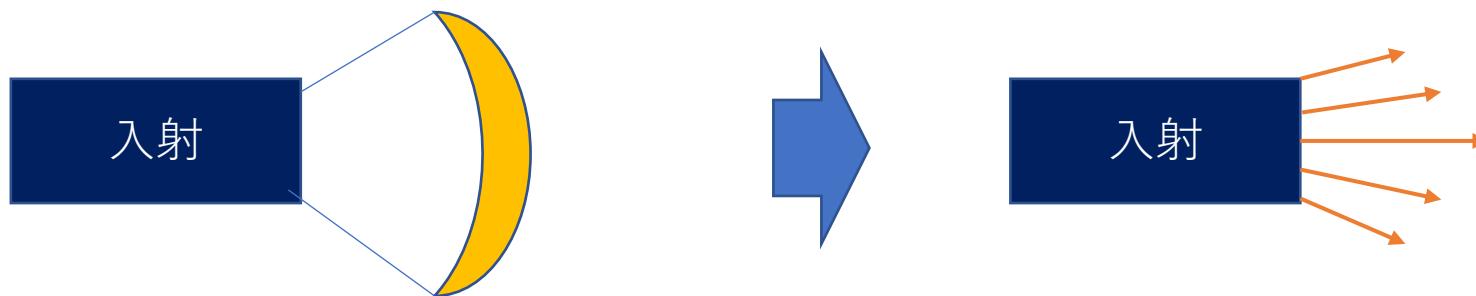
受光:  $\Phi = 3 \text{ mm}$ , NA = 0.26  
 $n=1.62$ (INO ファントム)

今回の $\theta_{in,max} \approx 10^\circ$

$\theta_{out,max} \approx 10^\circ$

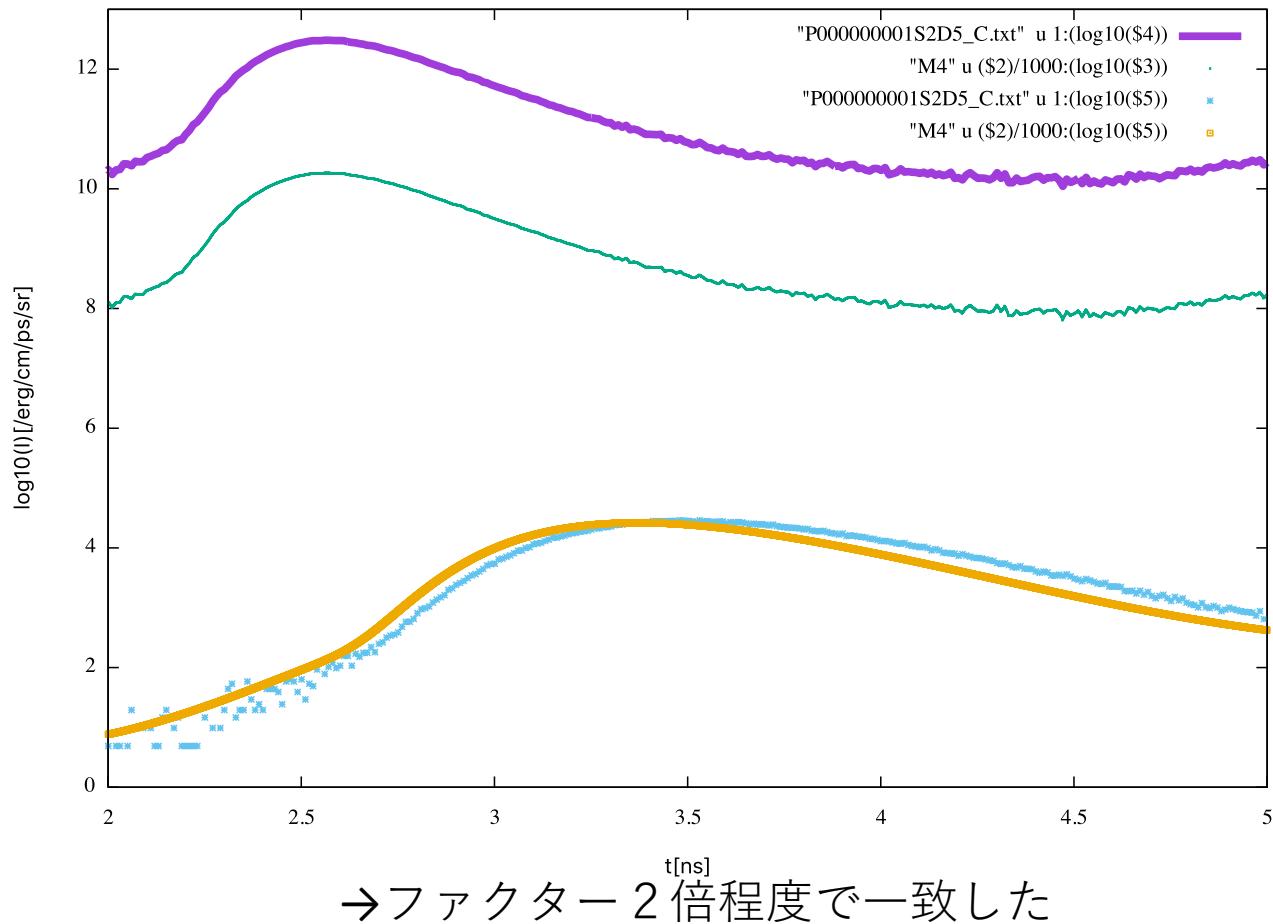
- Factor =  $\frac{\text{入射光の描く弧の長さ(2次元)}}{\text{入射面積(3次元)}} * \frac{\text{受光部の直径+開口角(2次元)}}{\text{受光面積(3次元)}}$
- $= \frac{2\pi \sin[2\theta_{in,max}]}{4\pi} * \frac{2\pi(1-\cos[\theta_{out,max}])}{2\pi \sin[2\theta_{out,max}]}$

- さらに、
- 扇状の入射光を**5本**のパルスで表現((離散化))
- $I'(t) = \text{Factor} \times I(t)$
- $= \frac{2\pi \sin[2\theta_{in,max}]}{4\pi} * \frac{2\pi(1 - \cos[\theta_{out,max}])}{2\pi \sin[2\theta_{out,max}]} * \frac{1}{5} * I(t)$
- $\approx 2.0 \times 10^{-2} \times I(t)$



5本それぞれの光線が $I'(t)$   
で和をとると $I(t)$

**水色:ファンтомの検出強度  
黄色:2次元計算(換算後)**



ピーク値の横軸のずれは2次元散乱経路が3次元に比べて短いため

# まとめ

- ①単純な光学特性値を与えたモデルで計算
  - パルス、拡散光それぞれにおける吸収スペクトルの傾向が分かった
- 
- ②3次元ファントム計測と2次元計算の比較
  - 入射-受光部面積の換算によってほぼ一致することが分かった

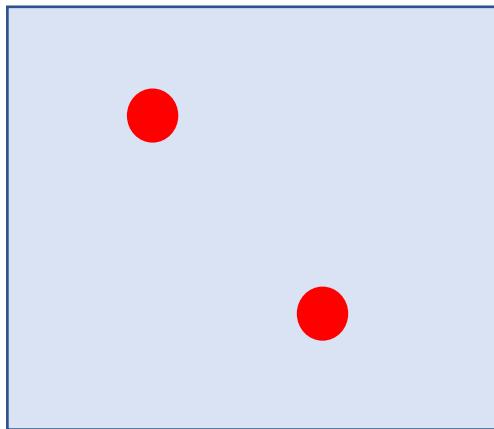
# 展望

- ①吸収体の位置をパラメータとして計算した検出光のデータセットを用意
- →**機械学習**によって吸収体の位置を見つけるか
- ②3次元計測を2次元計算で再現できるか(計算量削減のため)
- ③吸収体2つの検出を各吸収体1つの位置の検出の重ね合わせで表現できるか

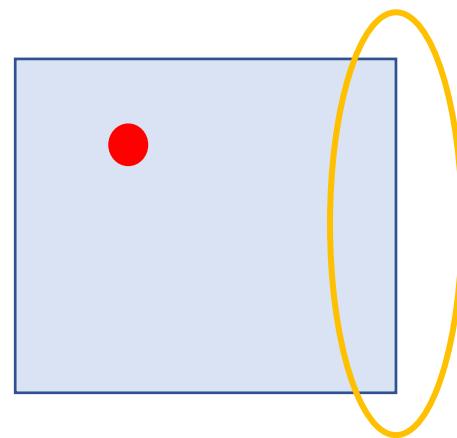
- ③平常時との相対的な吸収係数を検出するために、異なる位置の吸収体の検出光を線形的に足し合わせることは可能か

吸収体2つ

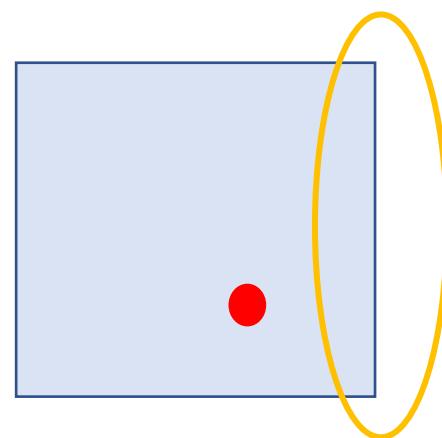
各吸収体1つの検出値の足し合わせで再現できるか？



=

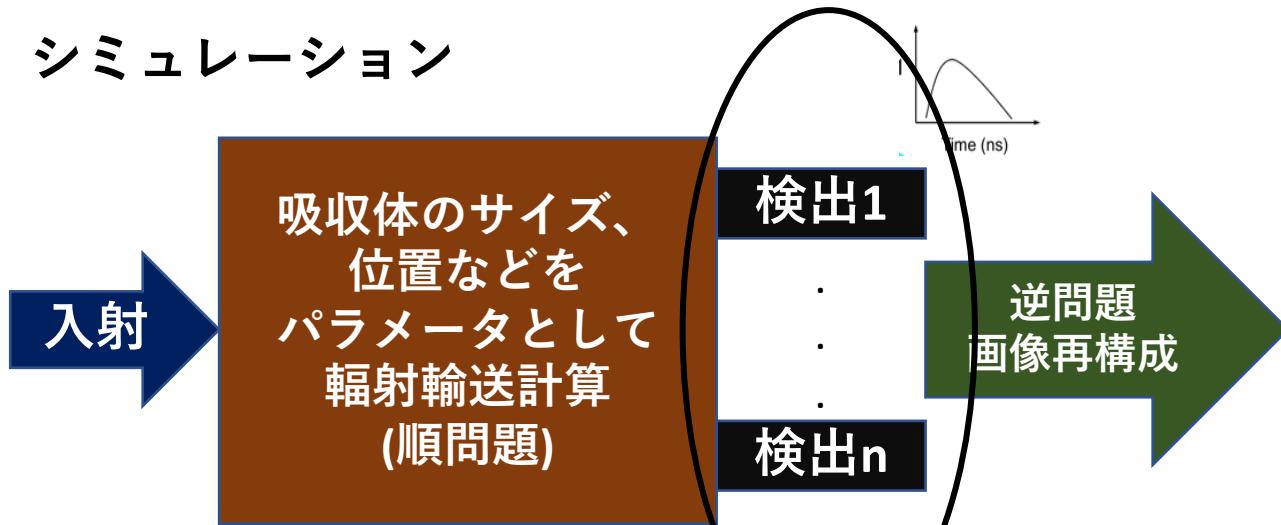


+

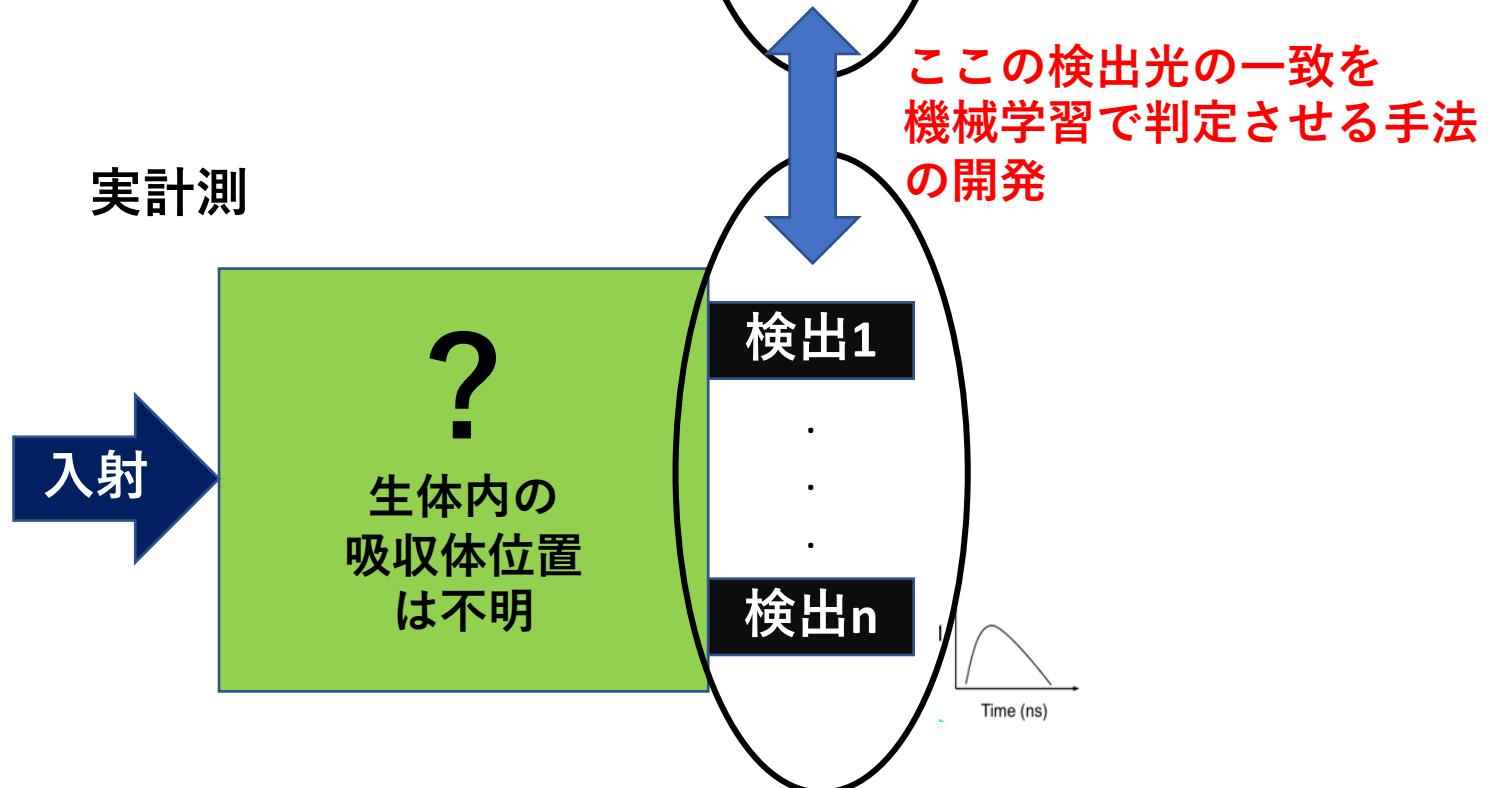


?

## シミュレーション



## 実計測



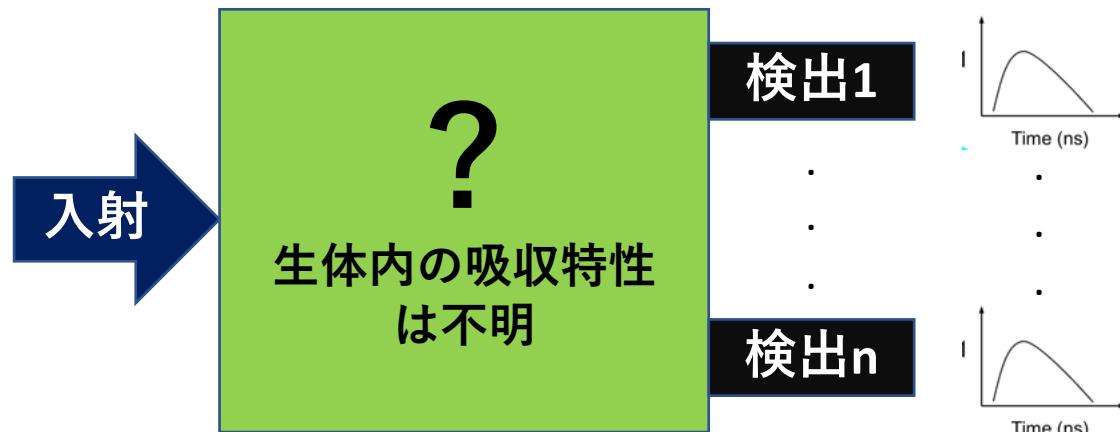
# 引用

- machida et al. 2016 Radiative transport and optical tomography with large datasets
- Fuji et al. 2014 Hybrid model of light propagation in random media based on the time-dependent radiative transfer and diffusion equations
- Fujii et al. 2016 Modeling of light propagation in the human neck for diagnoses of thyroid cancers by diffuse optical tomography

# 用語

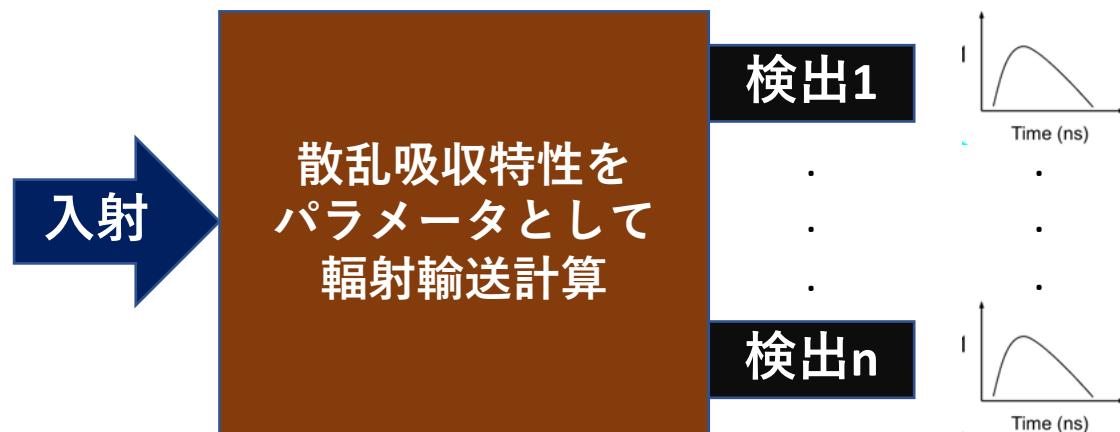
- トモグラフィ (Tomography)
- トポグラフィ (Topography)

# 実計測



検出位置によって  
伝播経路が異なる  
ので検出される輻  
射強度Iも異なる

# シミュレーション



# シミュレーション

