

X線CT測定と画像再構成技術

トモグラフィ

矢代 航



東北大学国際放射光イノベーション・スマート研究センター
(兼)東北大学多元物質科学研究所
(兼)東北大学工学研究科ファンメカニクス専攻(協力講座)
(兼)東京大学工学系研究科物理工学専攻(特定客員教授)

アウトライン

- BL09Wの概要
- BL09Wの白色放射光の特徴を活かした計測法
 - 透過X線イメージング・CT –
 - ◆2D、3D
 - ◆吸収コントラスト、位相コントラスト
 - ◆マルチモダリティ
 - ◆4D
- CT再構成

コアリションBL

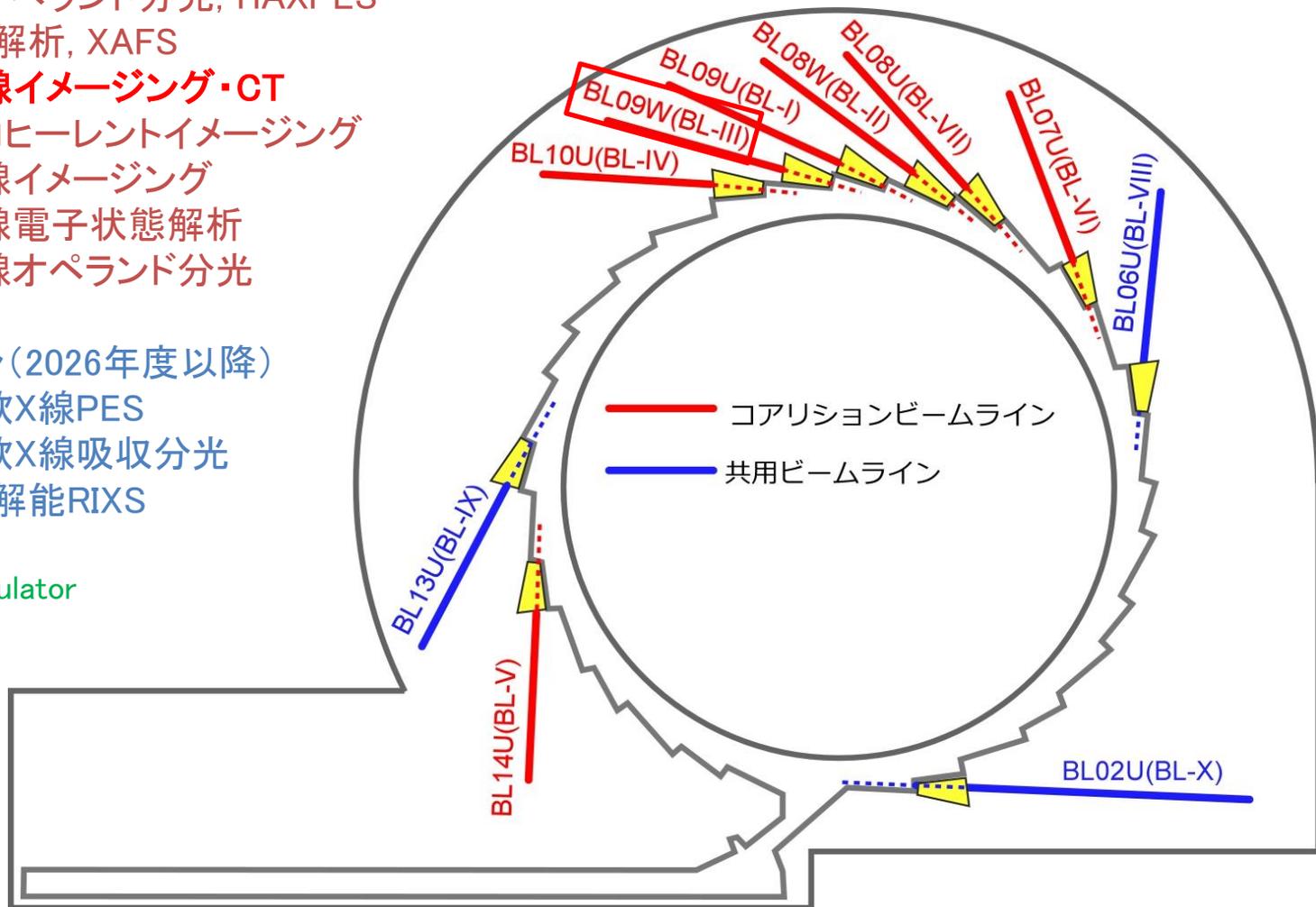
○ コアリションビームライン

- BL09U : X線オペランド分光, HAXPES
- BL08W: 構造解析, XAFS
- BL09W: 硬X線イメージング・CT**
- BL10U: X線コヒーレントイメージング
- BL14U: 軟X線イメージング
- BL07U: 軟X線電子状態解析
- BL08U: 軟X線オペランド分光

○ 共用ビームライン (2026年度以降)

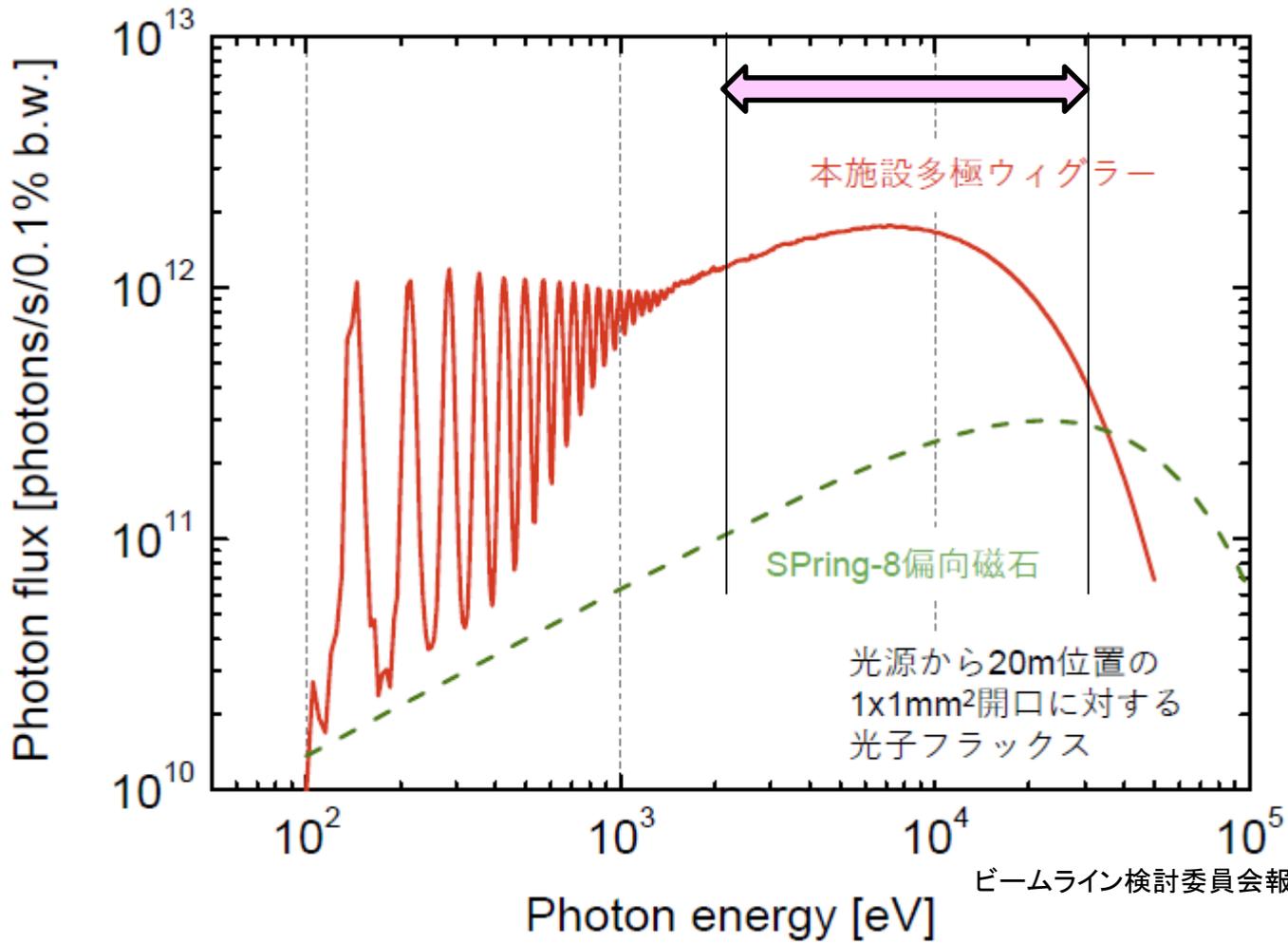
- BL06U: ナノ軟X線PES
- BL13U: ナノ軟X線吸収分光
- BL02U: 高分解能RIXS

* (W): Wiggler, (U): Undulator



BL09W (BL-III) のウィグラー光源性能について

次世代放射光施設では、偏向磁石BLを設けず、多極ウィグラー(MPW)を採用する。
 2 keV 以上で利用でき(Be窓ありでは5 keV以上)、30 keV まではSPring-8の偏光磁石BL
 に対する有意性がある。



ビームライン検討委員会報告書 別添資料8より

SPring-8偏向電磁石ビームラインよりも時間分解能が概ね1桁向上

光源・光学系

光源	分光器	偏光	エネルギー範囲	分解能 (E/ΔE)	ビームサイズ
MPW (メイン)	平面ミラー	水平直線	5 – 30 keV	~1 (白色)	49.4 mm(水平) × 4.1 mm(鉛直) 50 μm(集光時) *初期は集光なし

取得情報・計測法

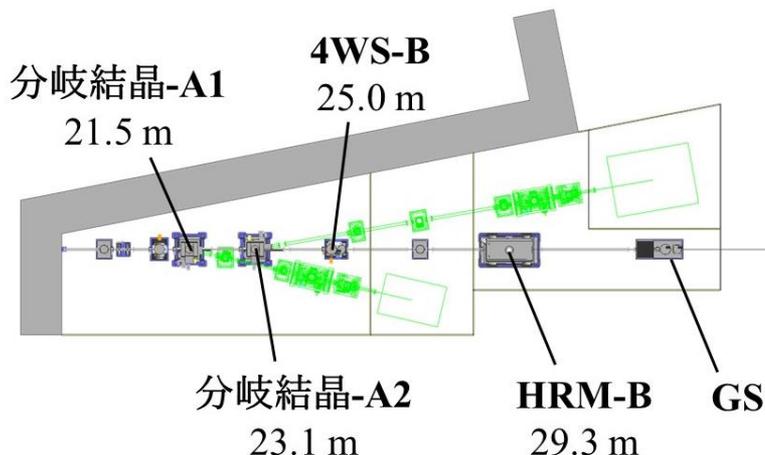
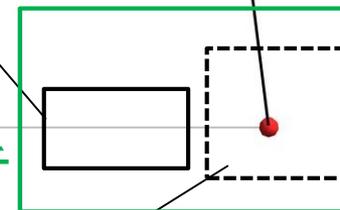
所得する情報	計測法		
高速イメージング	白色2D(吸収)	白色2D(位相、マルチ)	単色2D(位相、マルチ)
静的トモグラフィ	白色3D(吸収)	白色3D(位相、マルチ)	単色3D(位相、マルチ)
4Dトモグラフィ	白色4Dトモグラフィ(吸収、位相、マルチ)		
元素・化学状態イメージング	分散型XAFS(走査型)		
元素・化学状態イメージング	走査型蛍光イメージング(走査型)		
構造解析	残留応力測定		
構造解析	蛍光X線ホログラフィ		ポリクロメータを用いた計測法
表面構造解析	分散型SXR		

 PhoSICが初期整備を予定している計測技術

 東北大SRISとの共同研究で対応可能な計測技術

光学定盤

- ◆ モノクロメータ
- ◆ ポリクロメータ
- ◆ 簡易イメージング・CT装置
(視野サイズ: 5 mm角程度)

集光光学系
導入後試料位置
55.0 m実験ハッチ
(メイン)

Ptコート全反射(平板)ミラーは一回反射

全反射ミラー=ローパスフィルター

- 高エネルギーX線による不要な被曝を低減
- 単色X線を用いる場合には高調波除去

ビームサイズ:
49.4 mm (H) × 4.1 mm (V)

オープンスペース

(3 m × 3 m × 高さ3.5 m (搬入扉高さ3.6 m))

装置持ち込み実験の例:

- 試料回転高速ミリ秒CT (高時間分解能、高空間分解能、大視野)
- マルチビーム光学系によるミリ秒CT (高時間分解能、試料回転なし)
- ヘリカルCT、サイクロイダルCT (高空間分解能、大視野)
- 試料オートチェンジャーによるハイスループットCT

アウトライン

- BL09Wの概要
- BL09Wの白色放射光の特徴を活かした計測法
 - 透過X線イメージング・CT –
 - ◆ 2D、3D
 - ◆ 吸収コントラスト、位相コントラスト
 - ◆ マルチモダリティ
 - ◆ 4D
- CT再構成

X線イメージング

Imaging

Mapping signal in space

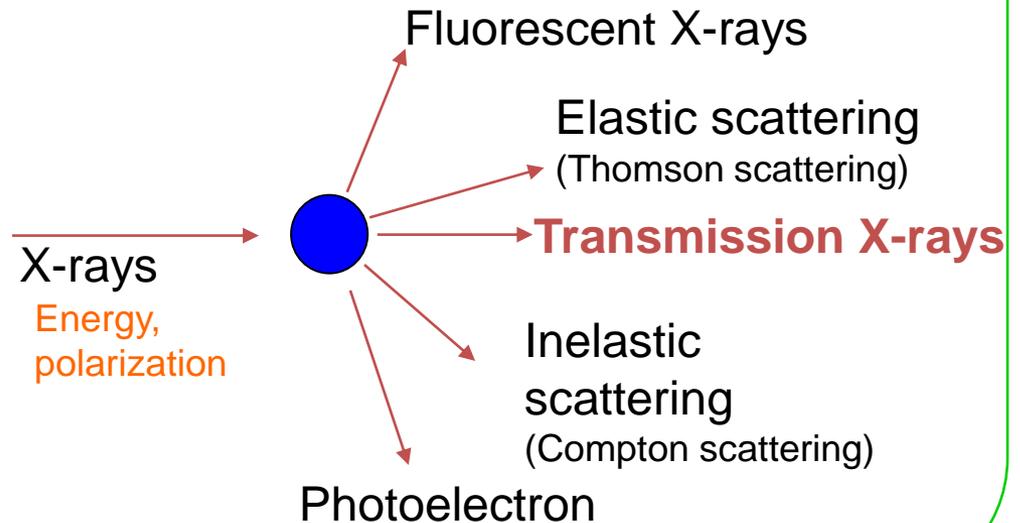


Mapping structure and /or property

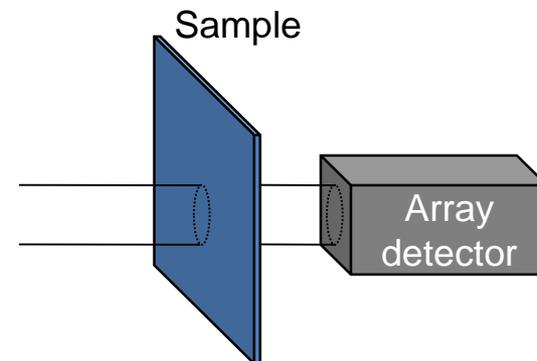
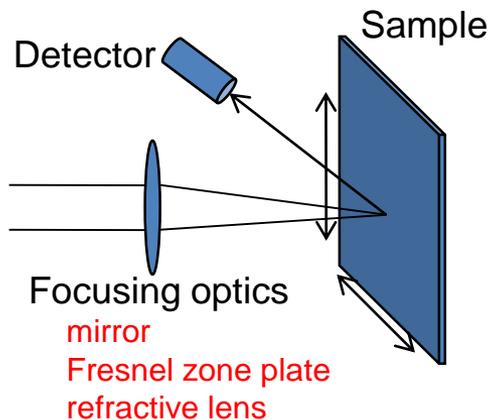


Understanding function

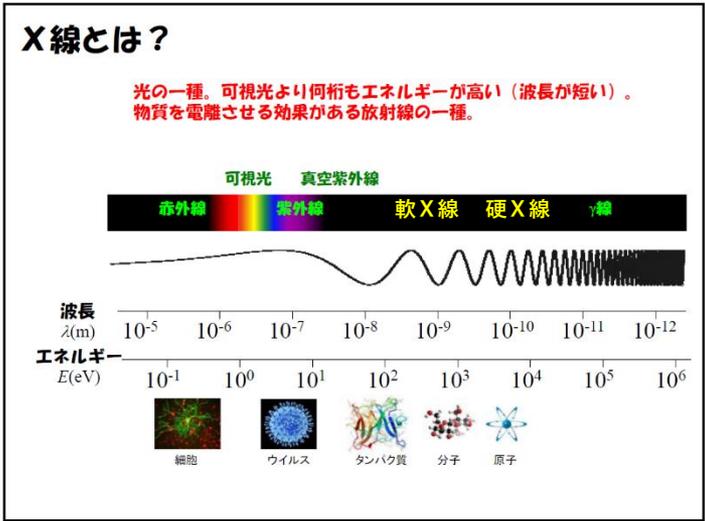
Interaction of X-rays with matter



Ways for mapping



軟X線と硬X線の違い



$$\lambda(\text{\AA}) = \frac{12.398}{E(\text{keV})} = \frac{0.012398}{E(\text{eV})}$$

λ : 波長 E : エネルギー

例えば

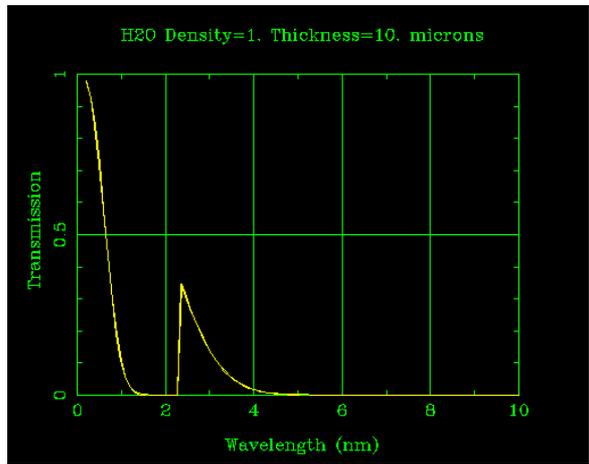
$1 \text{\AA} = 0.1 \text{ nm} \rightarrow 12.398 \text{ keV} = 1.2398 \times 10^4 \text{ eV}$

$10 \text{ nm} \rightarrow 1.2398 \times 10^2 \text{ eV}$

軟X線 (ソフトX線)

透過率: 非常に低い(表面に敏感)

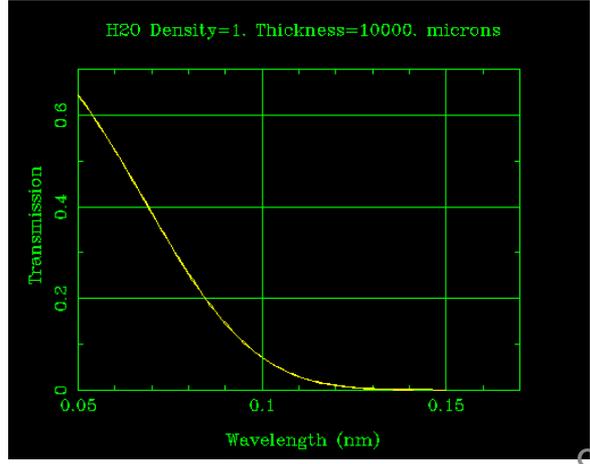
10 μm 厚の
水の透過率



硬X線 (ハードX線)

透過率: 高い(内部の観察が可能)

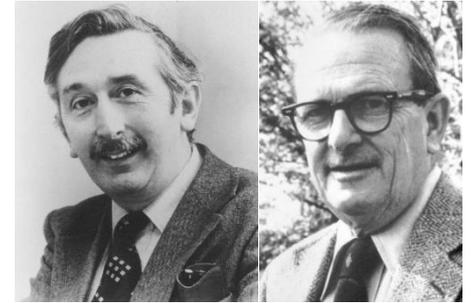
10 mm厚の
水の透過率



3D imaging (tomography)

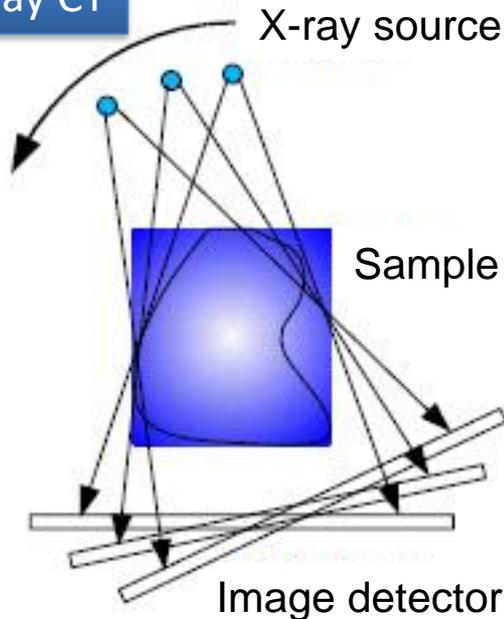
X-ray computed tomography (CT) is a computerized method of calculating the cross-sectional area inside a sample by irradiating the sample with X-rays from various directions and capturing all the transmitted images.

X-ray CT has been widely used mainly in the medical field since it was developed by Hounsfield et al. in **1972**. It is also used for non-destructive testing of products.

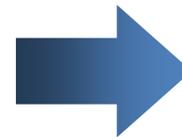


Godfrey Hounsfield & Allan Cormack
Nobel Prize in Physiology or Medicine 1979

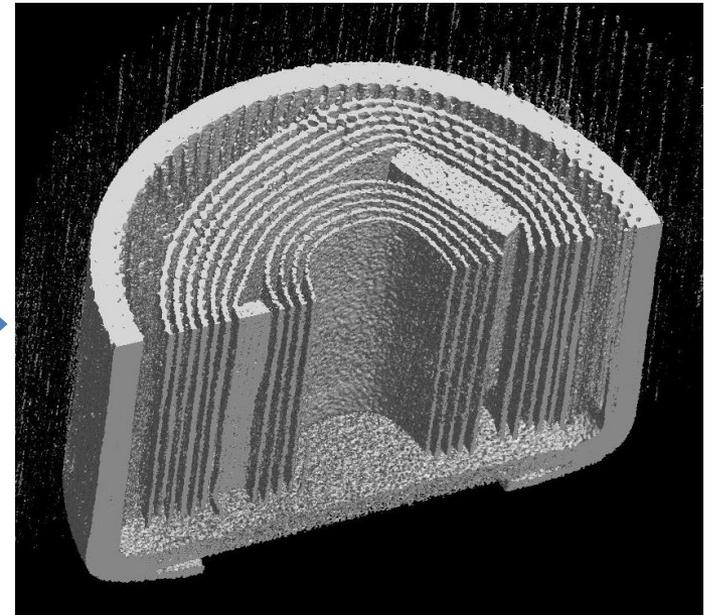
X-ray CT



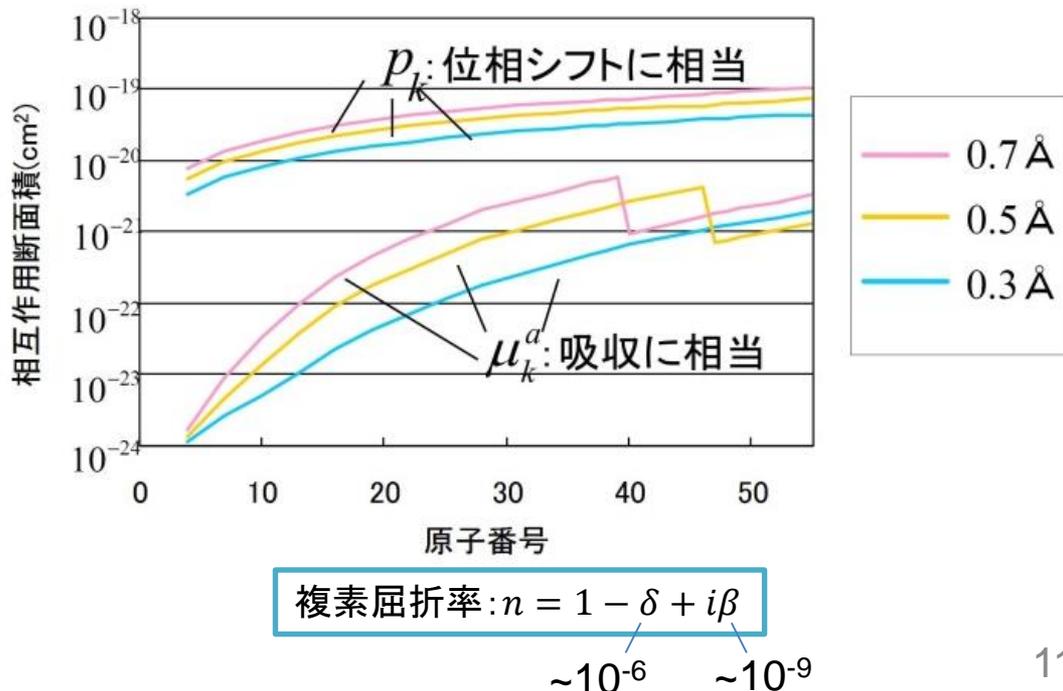
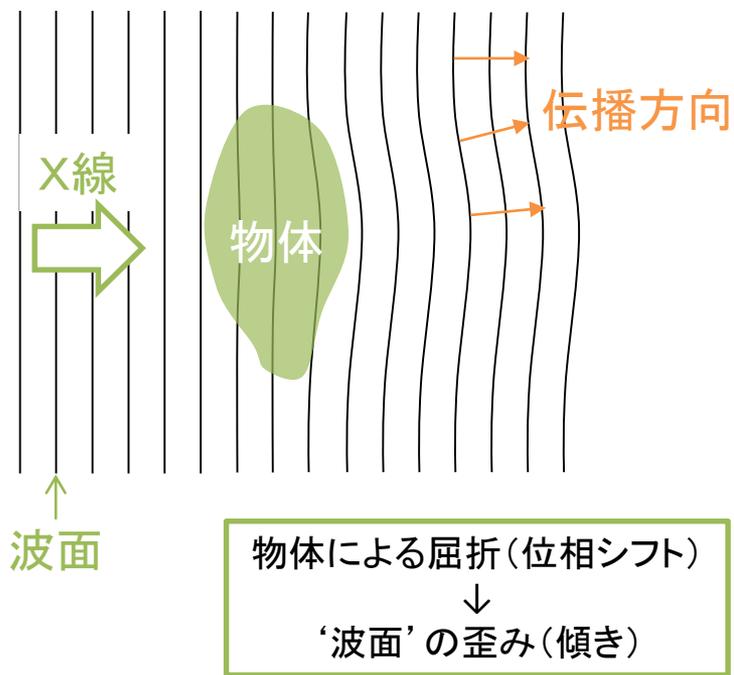
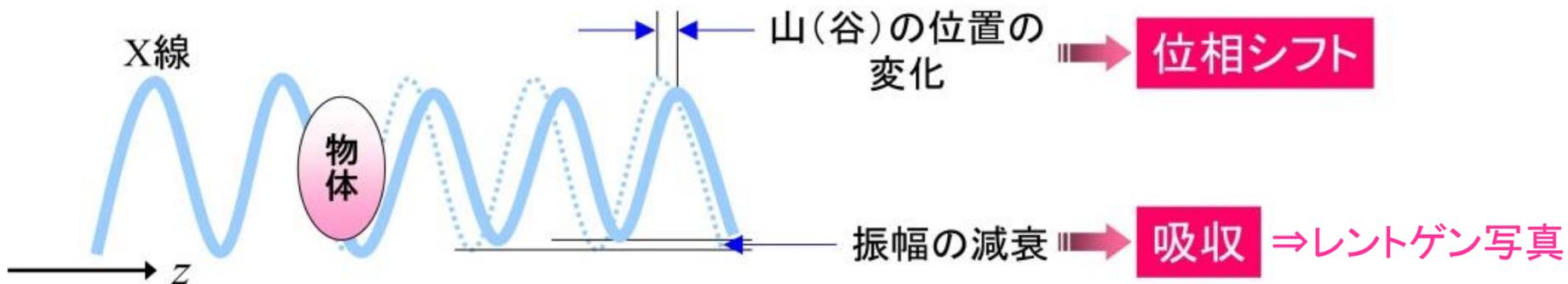
Capacitor



3D structure

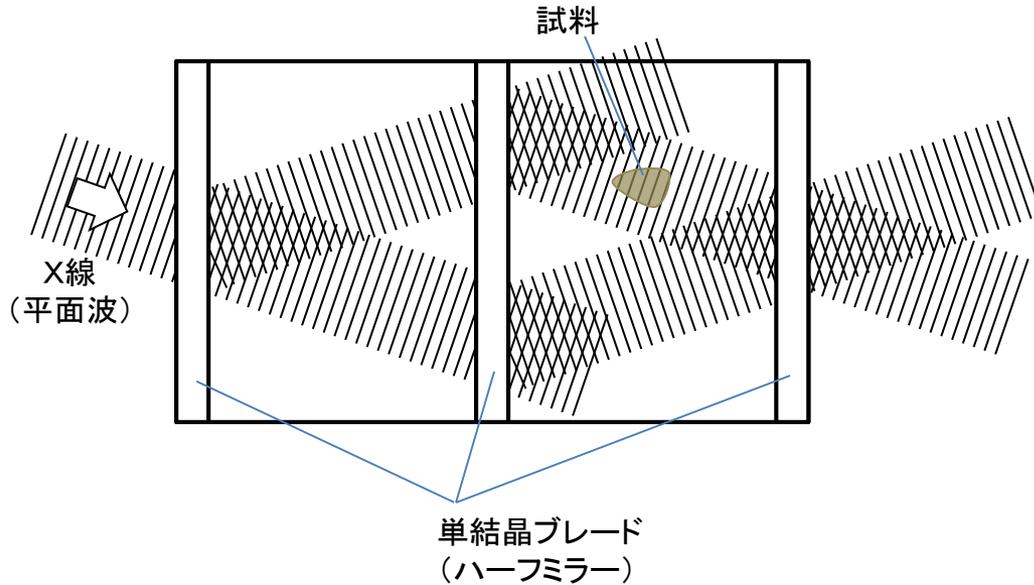


X線の位相の利用した高感度イメージング — X線位相コントラストイメージング —

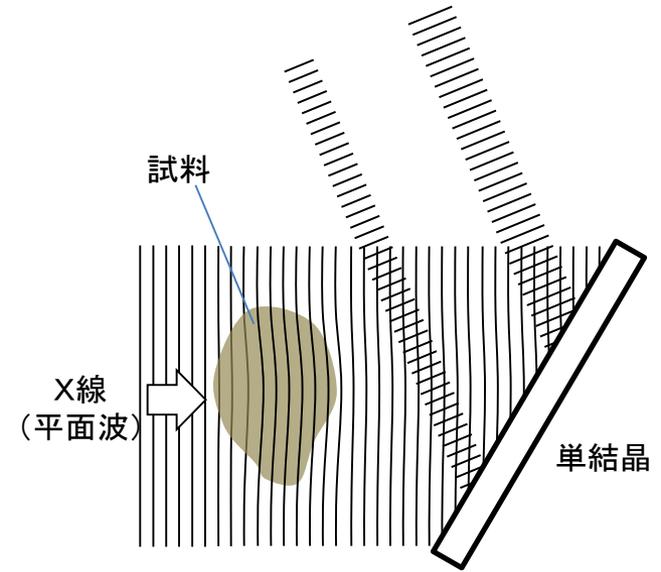


X線位相コントラストイメージング法

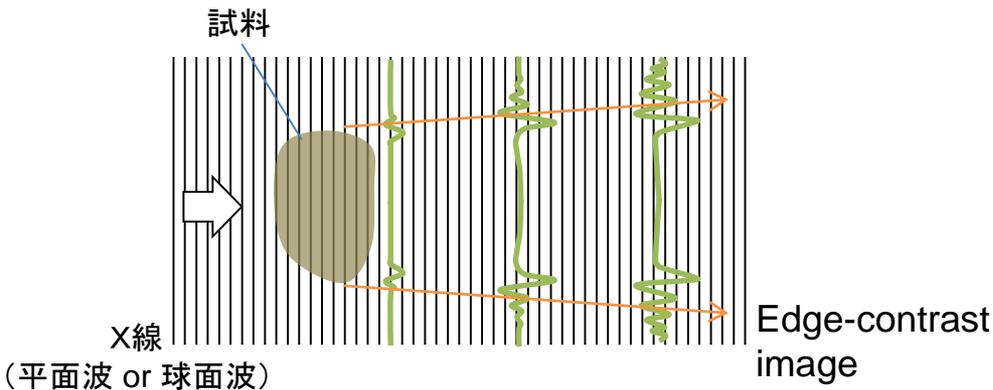
結晶干渉計 (Crystal Interferometry)



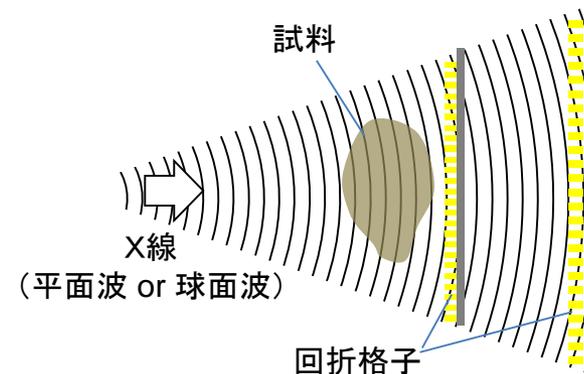
Diffraction Enhanced Imaging (DEI)



伝播ベース法 (Propagation-Based Imaging (PBI))

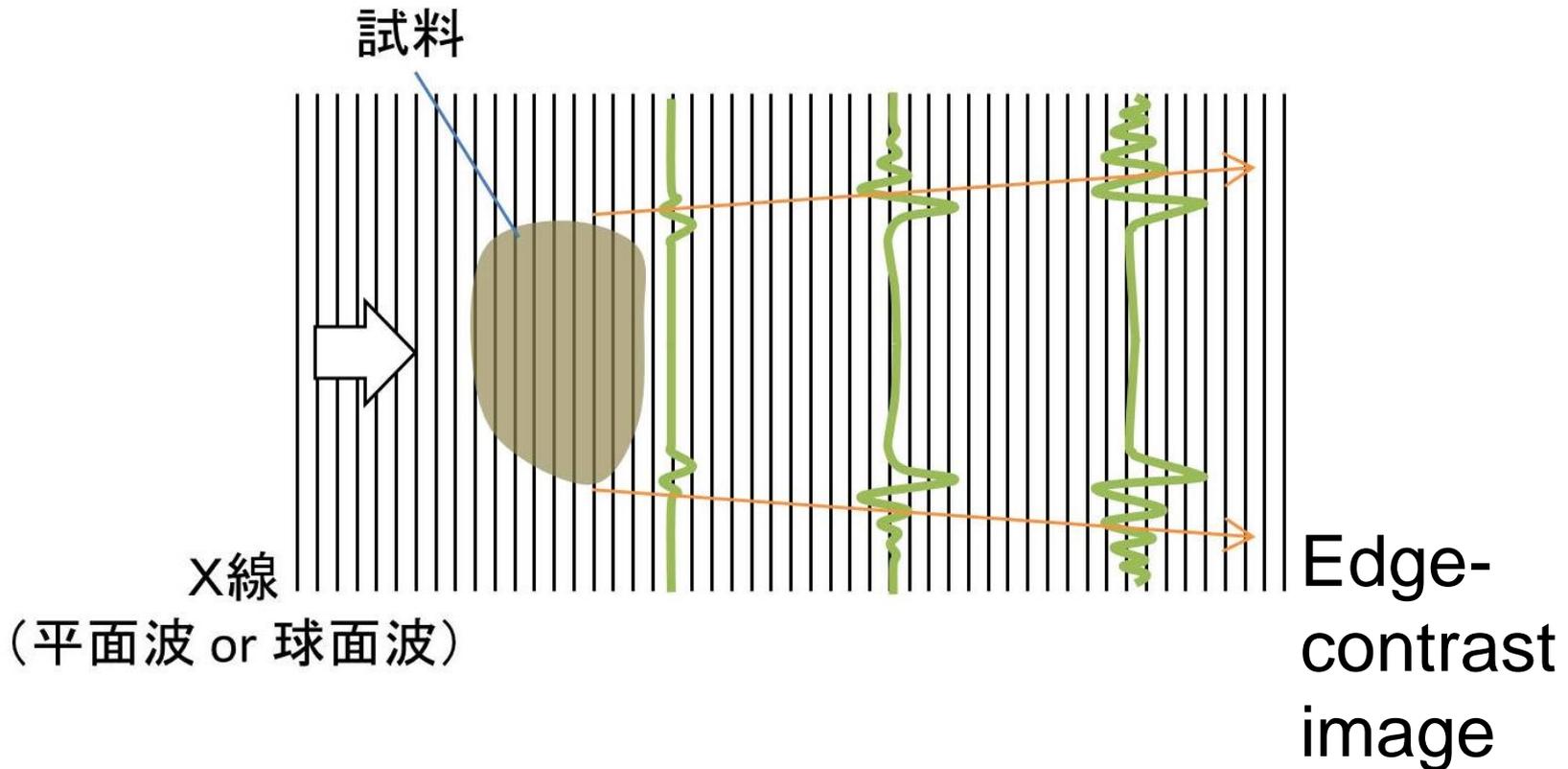


回折格子干渉法 (Grating interferometry)



伝播ベース法

(Propagation-Based Imaging (PBI))



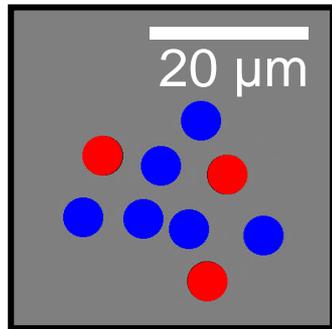
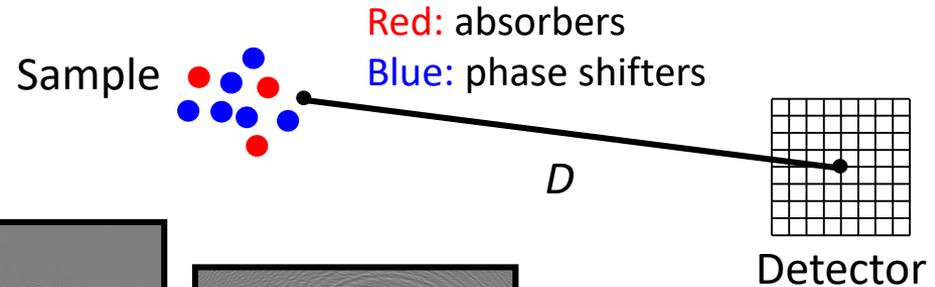
複数の距離で撮影→定量的イメージング

単一の距離で撮影→pseudo-homogeneous近似で定量的イメージング

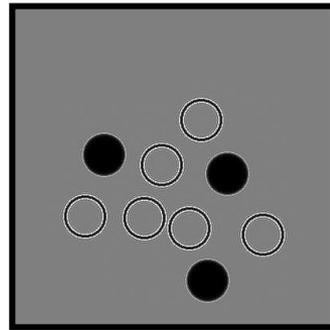
X-ray free-space propagation (inline phase contrast)

From near field to far field

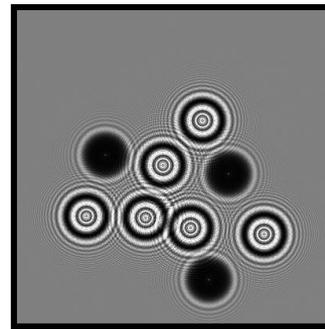
Simulated images along optical axis



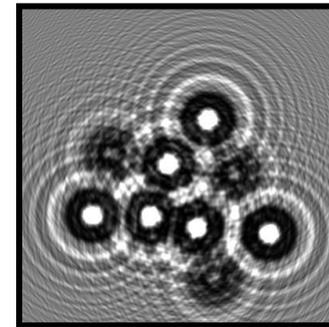
$D = 0.1$ mm



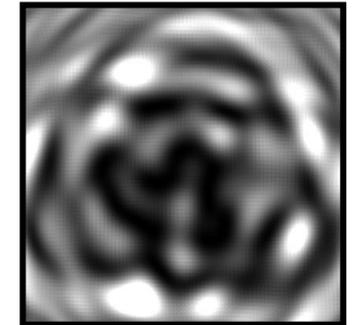
1 mm



10 mm



100 mm



1000 mm

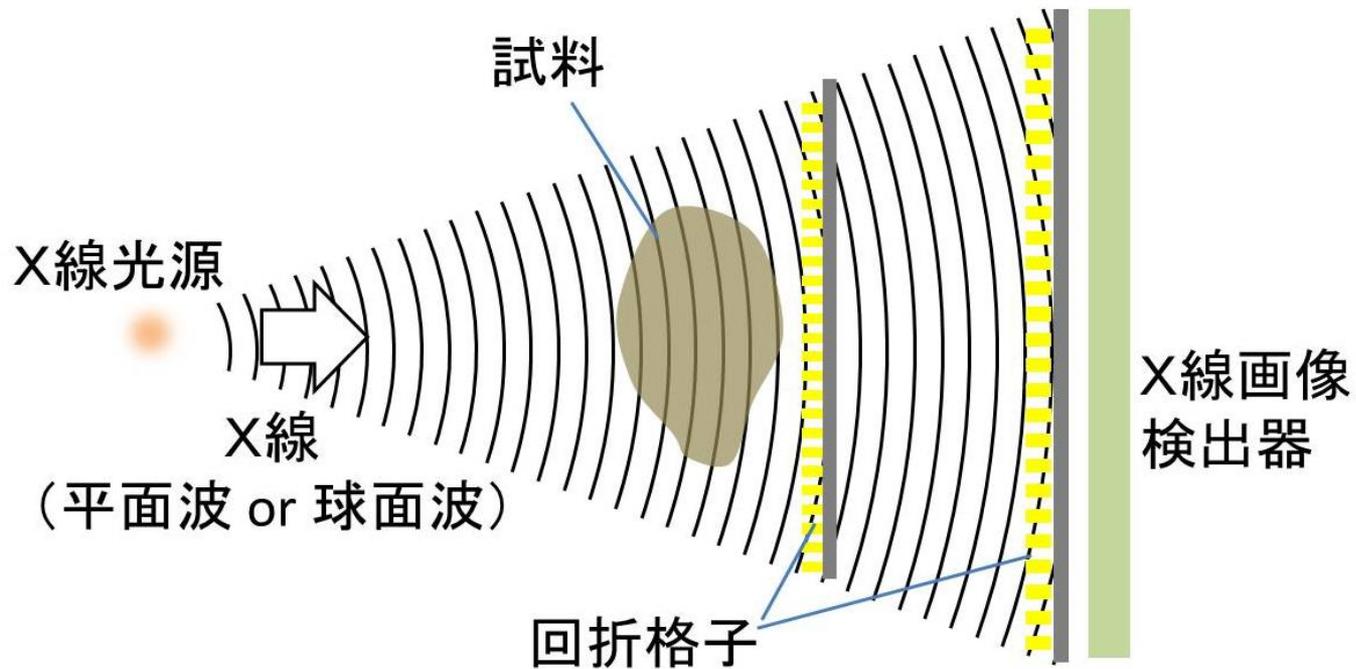
Contact:
only
absorption
is visible

Near field:

- edges enhanced,
- more and more with D
- phase objects visible,
- resolution degrades

Towards far field:
Image loses resemblance
with real-space object

X線回折格子干涉法 (X線Talbot干涉法)



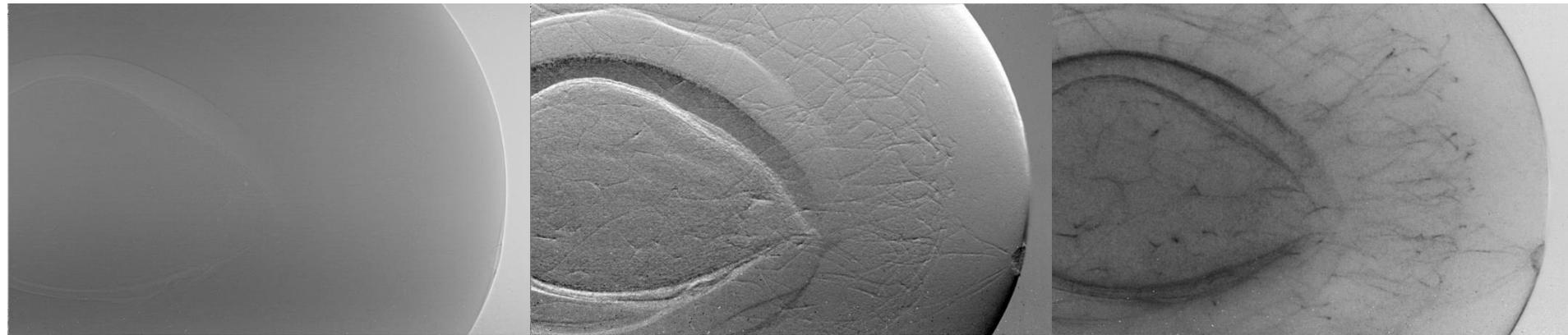
回折格子干渉計による マルチモーダルイメージング

X線回折格子干渉計により
取得可能な画像例(放射光源を利用)

Transmittance (absorption)
image

Differential-phase
image

Visibility-contrast image
(※Dark-field image,
SAXS-contrast image)



Sample: cherry

Exposure time : 1 ms × 5 steps
(diaphragm: minimum)

小角×線散乱イメージング (試料: サクランボ)



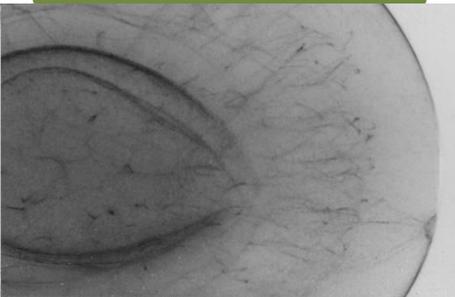
History of “visibility-contrast imaging”

Yashiro-
Lynch model

Citation
number: 364
(GS)

- ◆ F. Pfeiffer et al. (2008), Nature Materials
 - Observation of reduction in visibility of moiré fringes
 - Visibility-contrast (dark field) image can be obtained
- ◆ W. Yashiro et al. (2010), Optics Express

Visibility-contrast
image



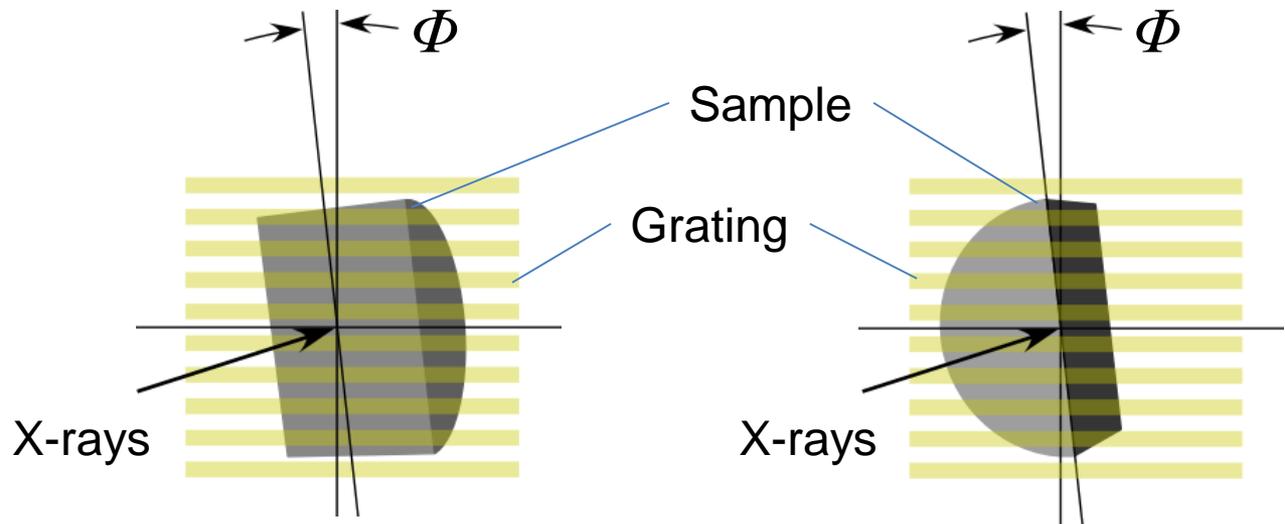
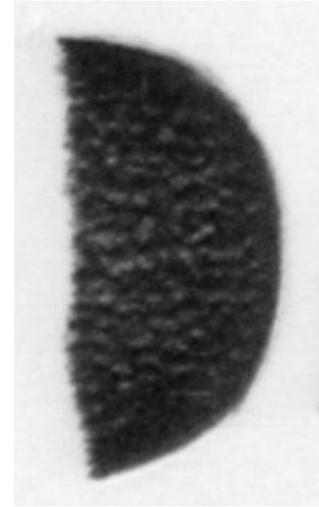
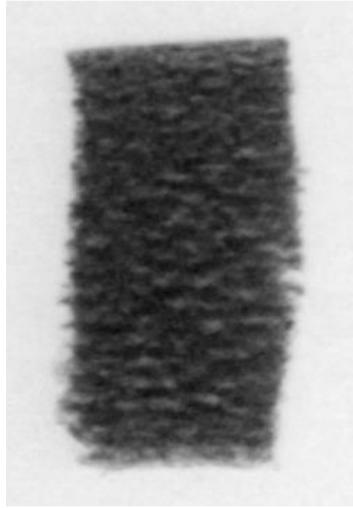
- Theoretical and Experimental evidences proving that **unresolvable random microstructures (typical size: sub μm ~ several μm)** reduce the visibility
- The reduced visibility can be described by **autocorrelation function of X-ray wavefront**
→ corresponding to **Fourier transform of angular distribution of SAXS intensity**



Quantitative structure analysis at each pixel can be realized!

Visibility コントラスト(V/V_0)像の異方性 — CRゴムスポンジ

$$\Phi = 180^\circ$$



自己相関関数の2Dマップ

$$\frac{V}{V_0} \approx \frac{\overline{\exp[i\Delta\phi_f(x, y; pd; \Phi)]}}{\exp\left[-(\sigma(x, y))^2\{1 - \gamma(x, y; pd; \Phi)\}\right]}$$

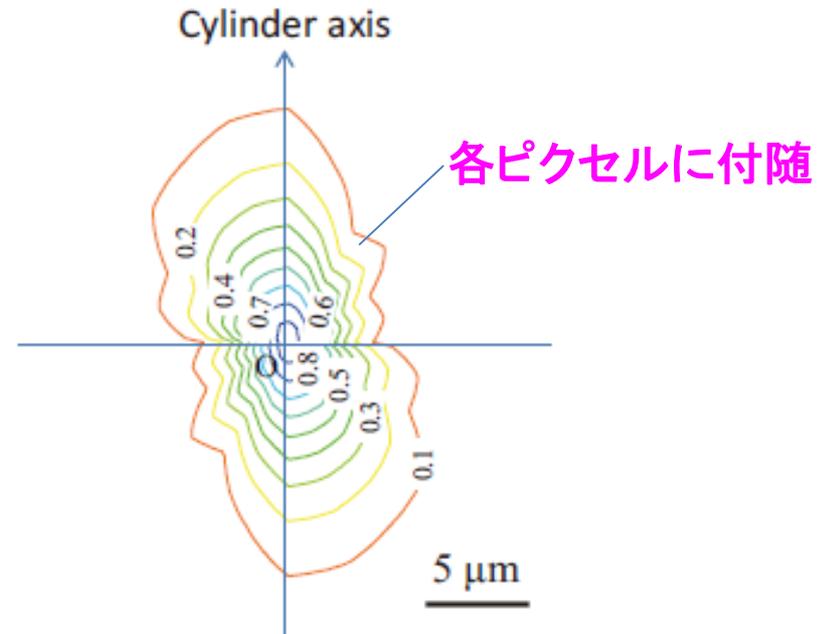
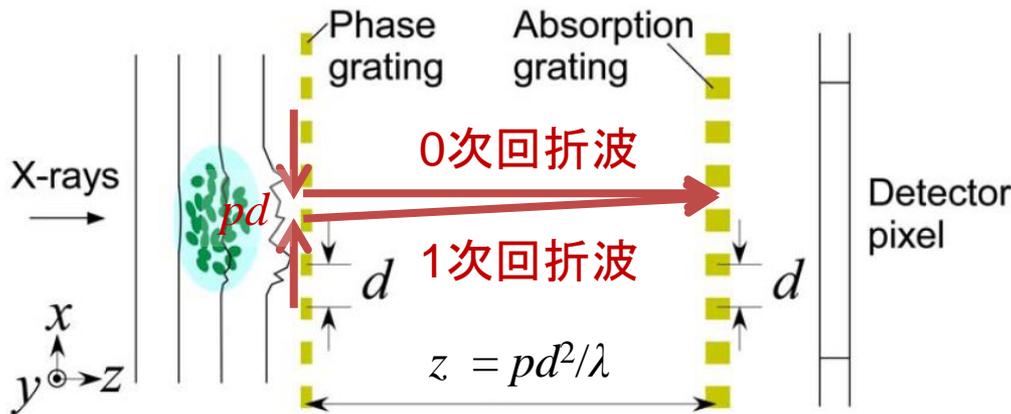
→ ビジビリティの減少は自己相関関数によって表せる。

$\Delta\phi_f$: pd だけ離れた二点間の位相差
 σ^2 : ϕ_f の分散
 γ : 規格化された自己相関関数

$$\gamma(x, y; \Delta x; \Phi) \equiv \frac{\overline{\phi_f(x, y; \Phi)\phi_f(x + \Delta x, y; \Phi)}}{\sigma^2}$$

↓
 pd だけ離れた二点間の波面の(規格化された)自己相関関数

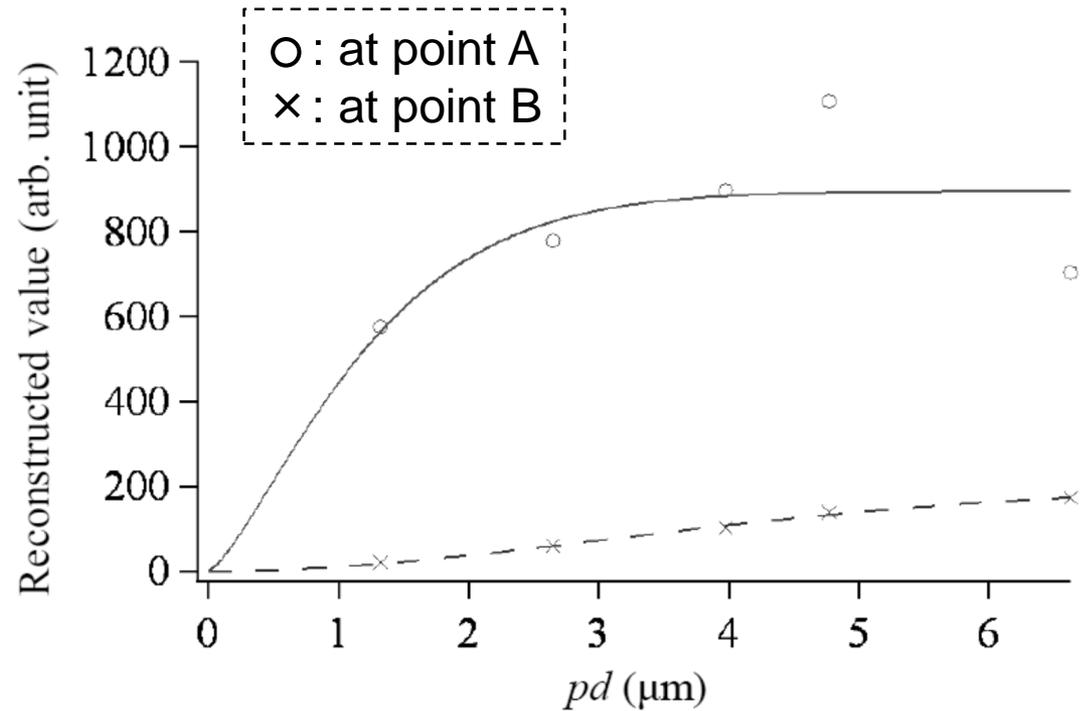
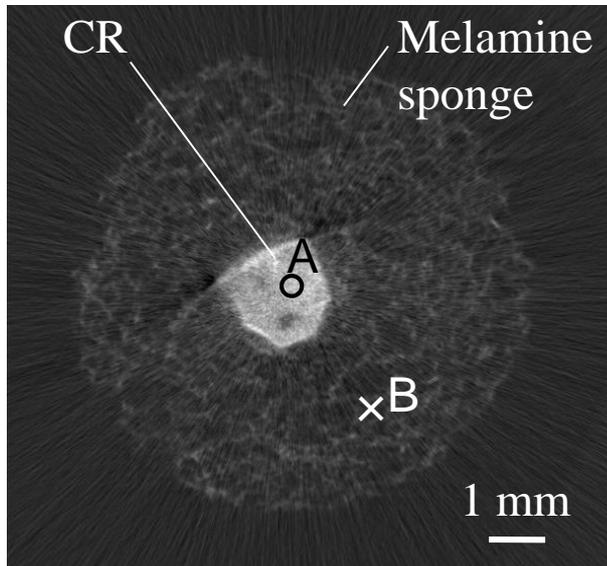
規格化された自己相関関数
 (方位角依存性、CRスポンジの例)



SAXS tomography

Because σ^2 is proportional to the thickness T of the sample, $-\ln(V/V_0)$ is also proportional to T .

→ Tomography is possible.



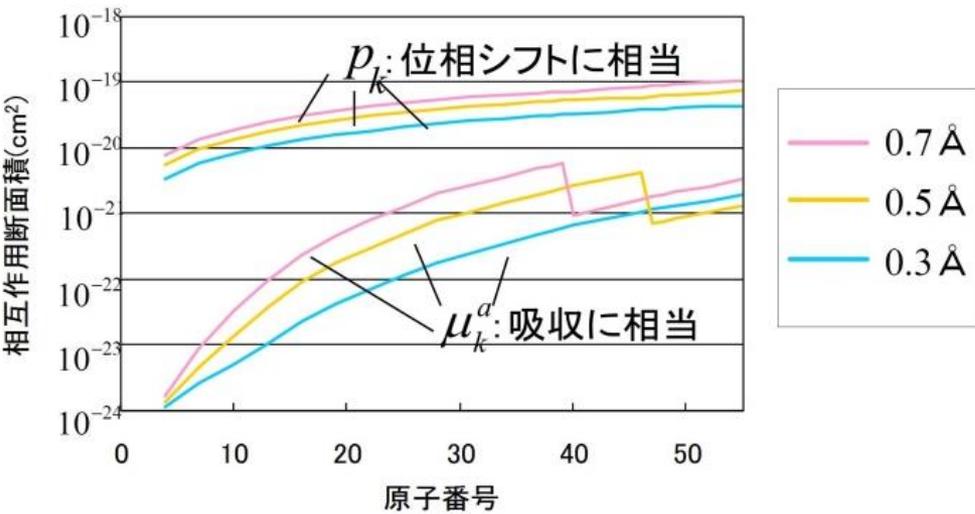
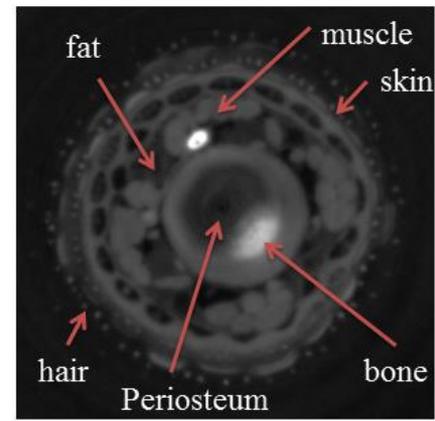
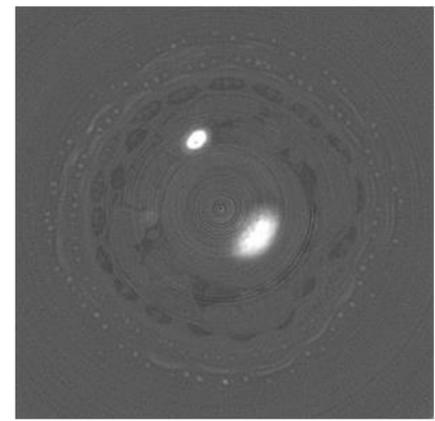
※ Both CR (Chloroprene rubber) & melamine sponge were isotropic.

Average size and shape of microstructure at each voxel can be visualized.

有効原子番号 (Z_{eff}) CT

吸収CT

位相CT



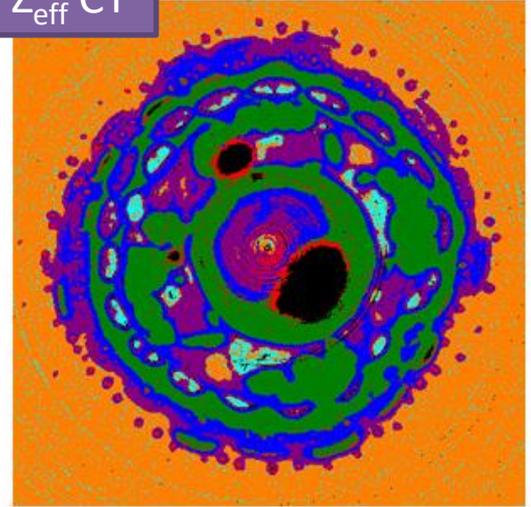
複素屈折率: $n = 1 - \delta + i\beta$

$\sim 10^{-6}$ $\sim 10^{-9}$

δ と β の比
↓
有効原子番号の3Dマッピングが可能

Z_{eff} CT

17.8 keV

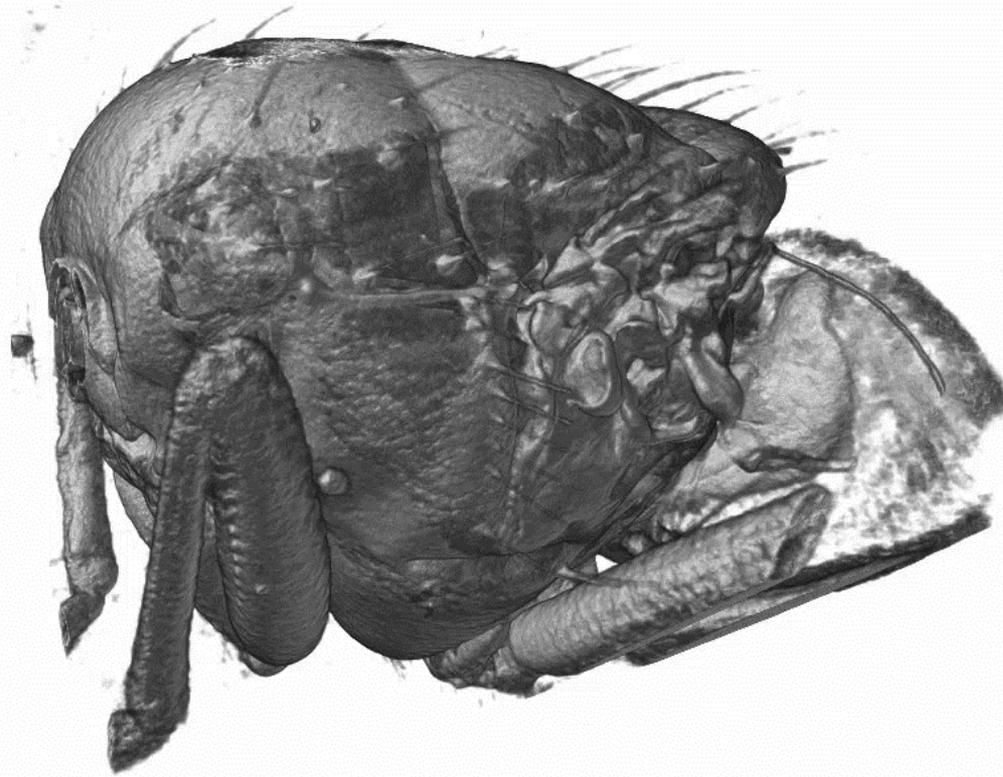


※回折格子干渉法:
位相の微分が取得できるため、ダイナミックレンジが広く、 Z_{eff} CTに有効。
ただし、吸収CTのS/Nが Z_{eff} の精度を決める。

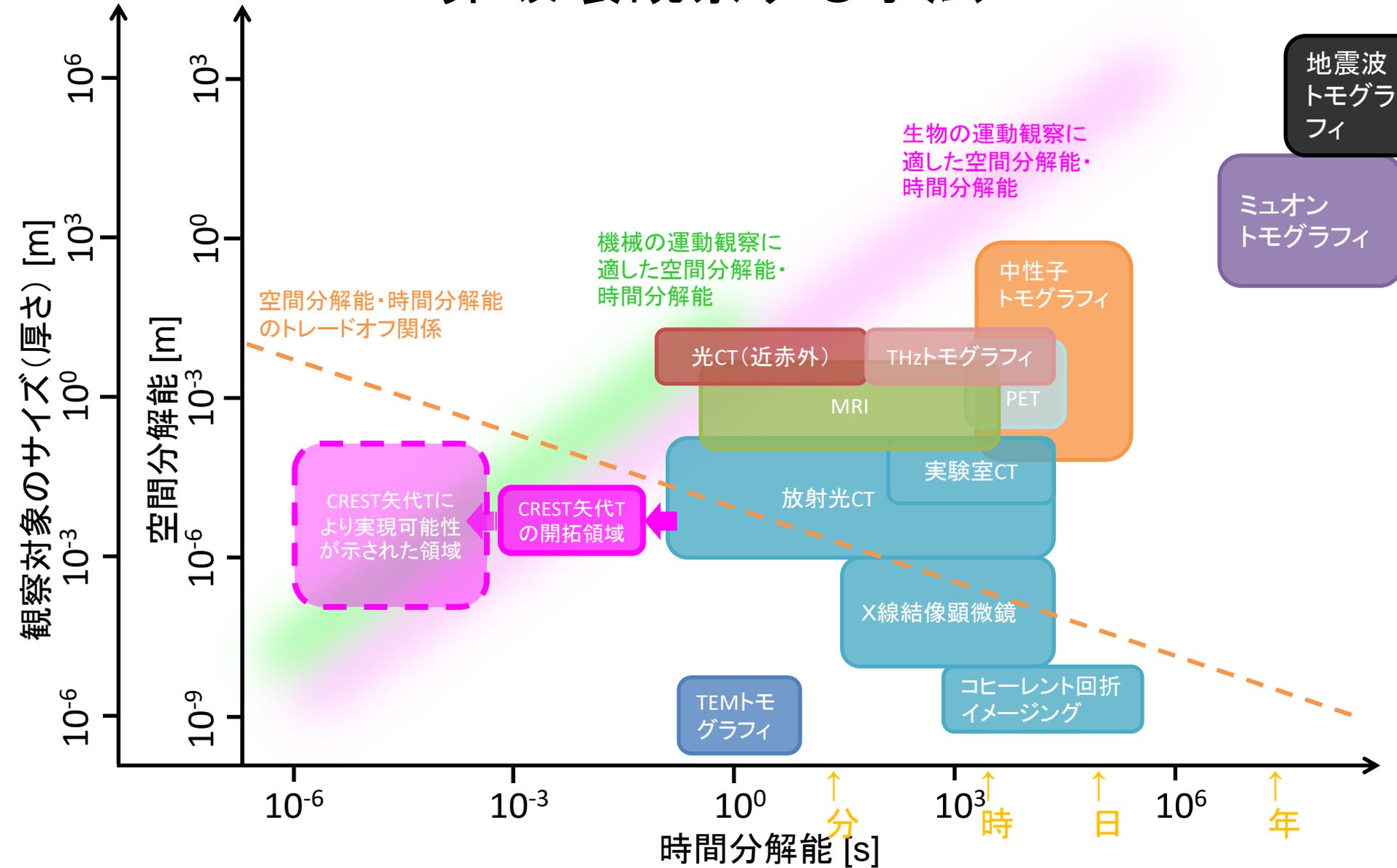
アウトライン

- BL09Wの概要
- BL09Wの白色放射光の特徴を活かした計測法
 - 透過X線イメージング・CT –
 - ◆ 2D、3D
 - ◆ 吸収コントラスト、位相コントラスト
 - ◆ マルチモダリティ
 - ◆ 4D
- CT再構成

S. M. Walker *et al.*, PLOS BIOLOGY
(2014).



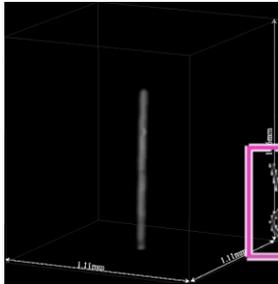
試料内部の非繰り返し現象を 3D非破壊観察する手法



4D放射光CTの進歩

両者とも日本(矢代T)が開拓

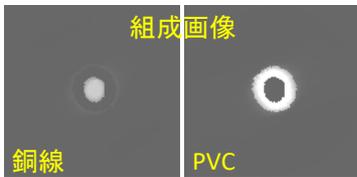
サブミリ秒4D-CT



時間分解能: 0.5 ms

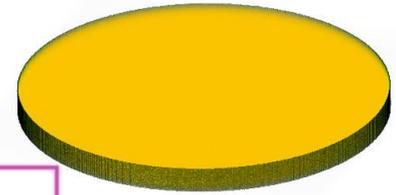
元素識別CT

組成画像



撮影時間: 1 ms

タイヤゴム引張破壊の瞬間



時間分解能: 10 ms

0.5 mm

マルチビーム法

試料高速回転法

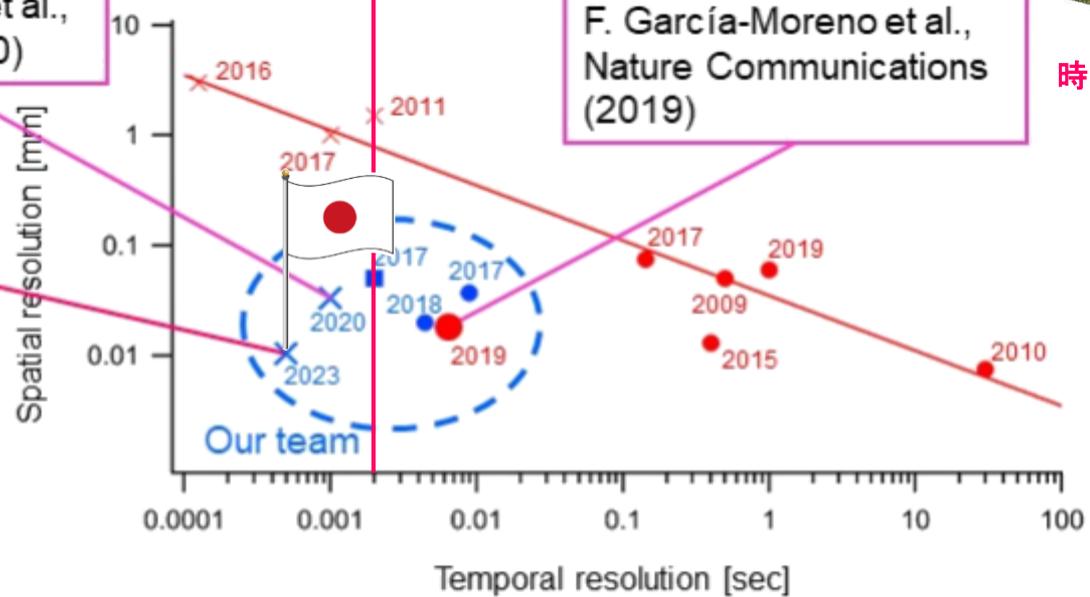
試料回転
なし

試料回転
あり

W. Voegeli et al.,
Optica (2020)

F. García-Moreno et al.,
Nature Communications
(2019)

矢代T
到達地点

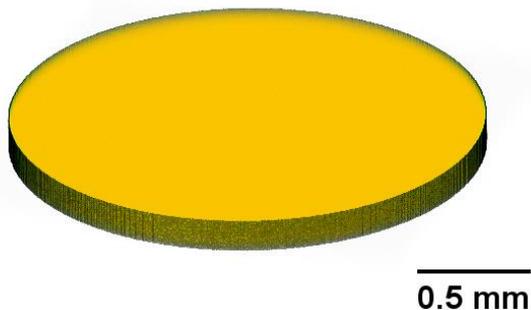


×: without sample rotation
 ●: with sample rotation (■: using compressed sensing)
 Blue: our group's results
 Red: other groups (line: a tradeoff between spatial & temporal resolutions)

高速4D放射光CTによる「印象派の4D物理学」 (ビッグデータ解析)

タイヤゴム引張破壊の瞬間
10 ms時間分解能

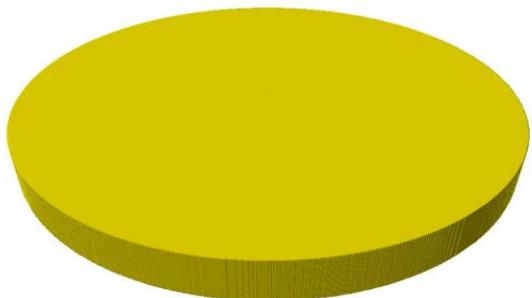
住友ゴム工業(株)との共同研究



R. Mashita et al., J. Synchrotron Rad. **28** (2021) 322-326.

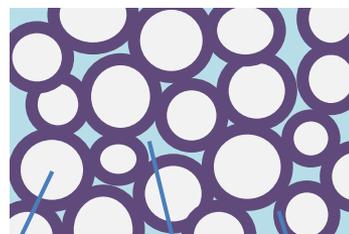
低速で伸縮した場合(住友ゴム工業(株)提供)
時間分解能: 30 s ※縮めて次に伸ばすまでの待機時間: 5 min

伸長 0.0%



多孔性複合材料の圧縮破壊の瞬間
10 ms時間分解能

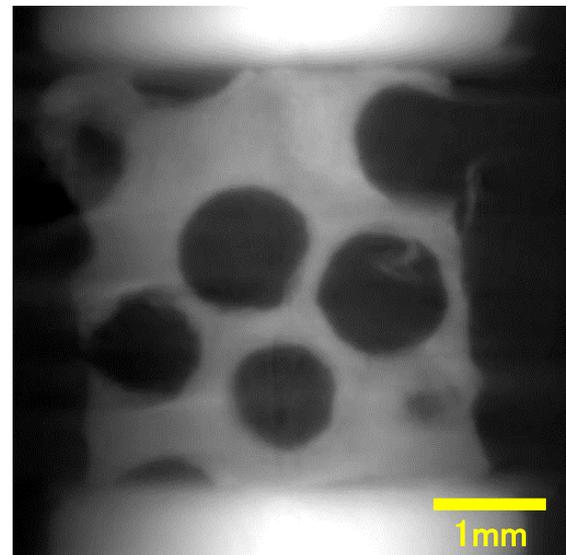
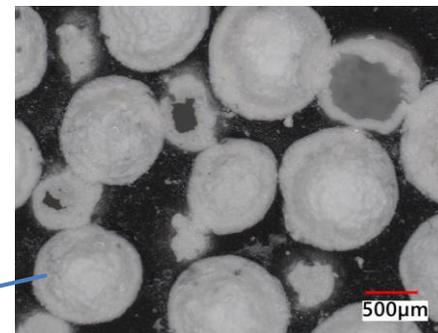
(株)日東分析センターとの共同研究



Void
(cell)

Resin

Filler



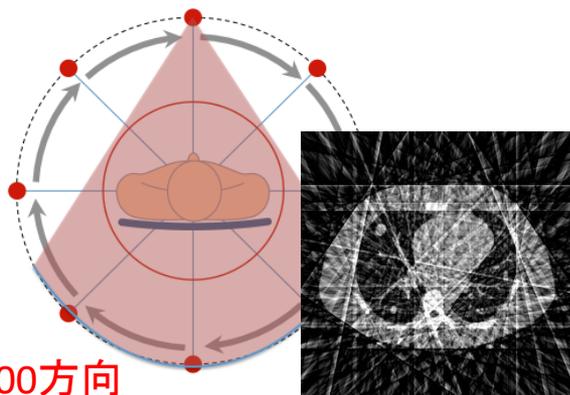
アウトライン

- BL09Wの概要
- BL09Wの白色放射光の特徴を活かした計測法
 - 透過X線イメージング・CT –
 - ◆ 2D、3D
 - ◆ 吸収コントラスト、位相コントラスト
 - ◆ マルチモダリティ
 - ◆ 4D
- CT再構成

不完全投影データトモグラフィ問題

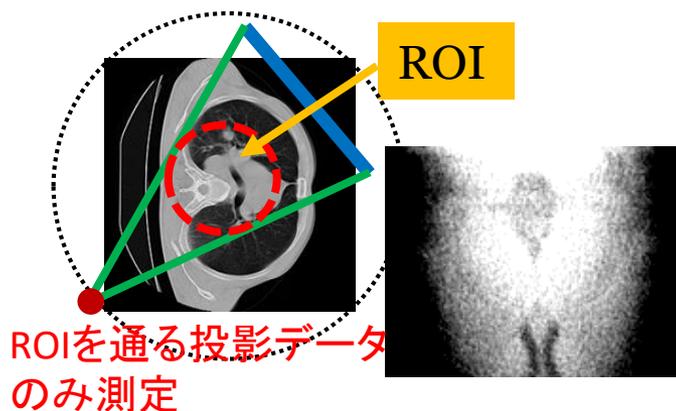
スパースビューCT

少数方向の投影データ



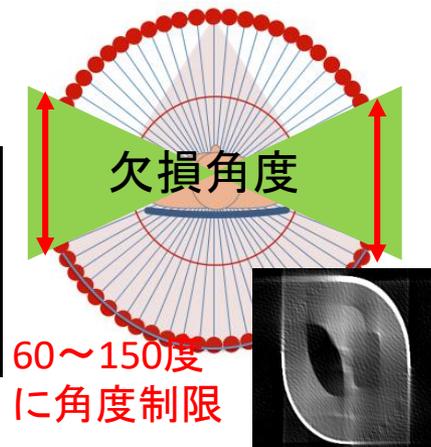
インテリアCT

関心領域 (ROI) のみにX線照射



角度欠損CT

投影角度範囲が制限



『圧縮センシング』(Donoho, Candes *et al.*, 2005 ; Donoho, 2006 (引用件数約33,000*))
不足した測定データから高精度で信号復元を行う逆問題の新解法を発見
*Google Scholarによる。

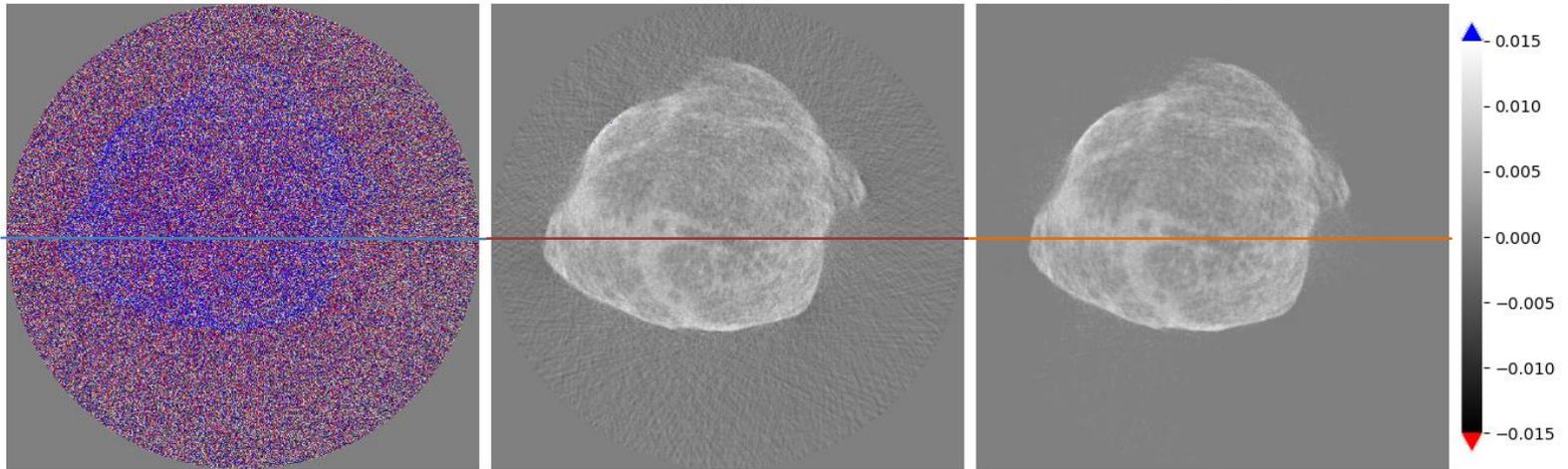
低線量X線CT

(デノイジング(深層学習)+圧縮センシング)

FBP

Denoising
+FBP

Denoising
+Compressed Sensing



(640pixel X 640pixel)

試料:ブタ肺

CT再構成結果:橋本康博士提供(東北大学ナレッジキャスト株式会社)



東北大学ナレッジキャスト株式会社に外注可(社会実装)

まとめ

標準測定 (白色2D、3D(吸収))	PhoSIC
それ以外	東北大学と共同研究 BL共同体立ち上げ?

- BL09Wの概要
- BL09Wの白色放射光の特徴を活かした計測法

– 透過X線イメージング・CT

◆2D、3D、4D → 白色、単色

◆吸収コントラスト、位相コントラスト → 伝播ベース法、回折格子干渉法

◆マルチモダリティ → 吸収、位相、極小角X線散乱(USAXS)、有効原子番号

- CT再構成

◆デノイジング、圧縮センシング

東北大学ナレッジキャスト(株)等

◆ビッグデータ解析

東北大学との共同研究の範囲内で情報提供可能
(大学、民間企業など)

圧縮センシング

圧縮センシング:

原データ(信号、画像)に内在する疎性(スパース性)を利用し、非常に少数の観測データから高次元信号を復元する手法



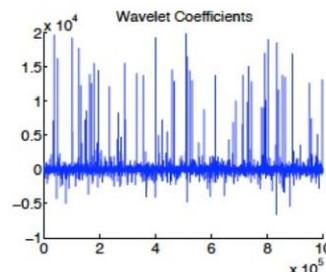
「観測データ数<原信号次元」のときに、原信号が疎である(ゼロ成分が多)と仮定して解を求める。

自然画像のスパース性*2

原画像



基底変換



情報削減画像



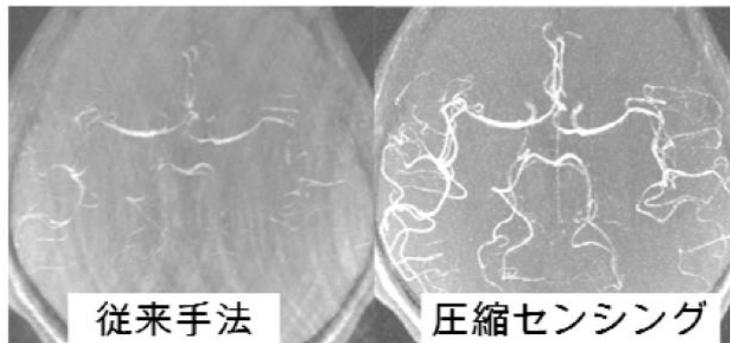
多階調ピクセルの画像を wavelet基底で表現

振幅の大きい成分(上から2.5%程度)のみを用いて逆変換

$$M \begin{Bmatrix} \mathbf{y} \end{Bmatrix} = \begin{matrix} \mathbf{A} \\ M \times N \text{ 行列} \end{matrix} \begin{Bmatrix} \mathbf{x} \end{Bmatrix} \quad \left. \begin{matrix} K \text{ 個非零} \\ N \end{matrix} \right\}$$

圧縮センシングの応用例*3

脳血管のMRI画像



仮定:

$$M < N$$

$$M > K$$

※ただし、非零成分がどこにあるかは未知。

実験データからスパースな解を効率よく求める方法の例

→ l_1 ノルム正則化法 (LASSO)

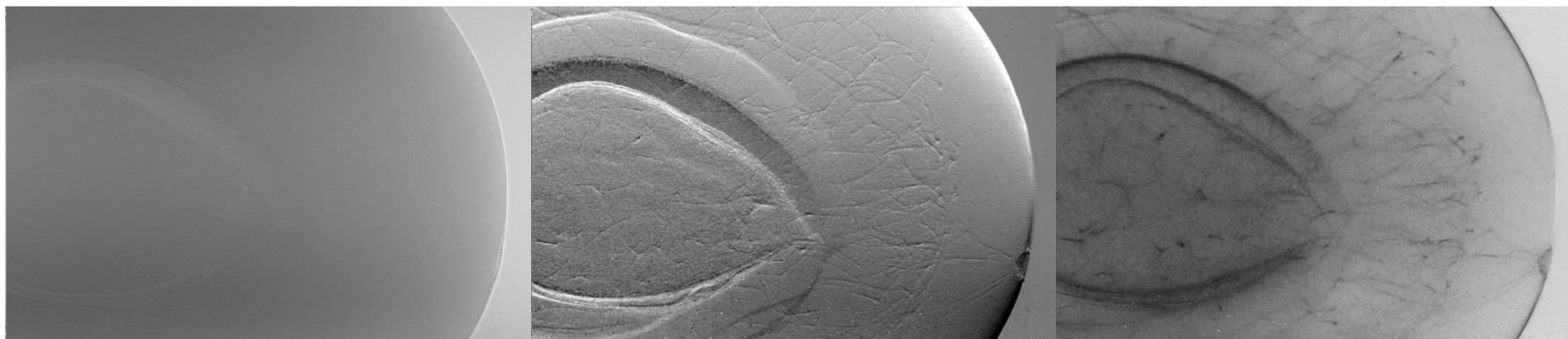
*2中島千尋博士(東北大AIMR)のご厚意による。

*3科研費 研究成果報告書 課題番号 23791414 研究代表者: 藤本 晃司

*1竹田晃人、日本物理学会誌 (2014).

透過X線イメージング(X線位相コントラストイメージング)

X線回折格子干渉法によるイメージング(試料: さくらんぼ)

Transmittance (absorption)
imageDifferential-phase
imageVisibility-contrast image
(DF image, SAXS-contrast image)

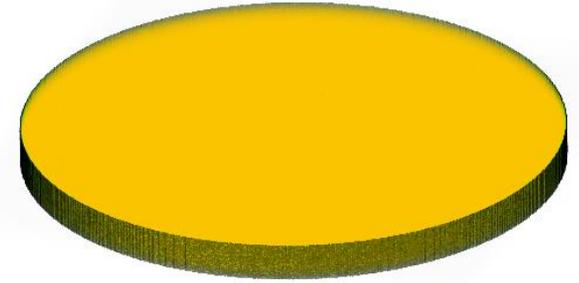
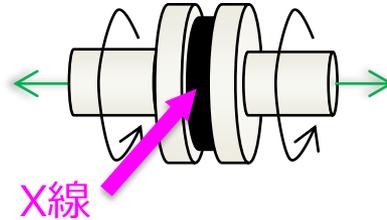
	時間分解能	空間分解能	最大視野 (=ビームサイズ※)
白色X線	数10 μs (SPring-8) →数 μs ～数10 μs	5 μm (SPring-8) →5 μm ～数 μm	49.4 mm (H) × 4.1 mm (V)
単色X線	1 ms (SPring-8) →0.1 ms～1 ms	5 μm (SPring-8) →5 μm ～数 μm	49.4 mm (H) × 4.1 mm (V)

※画像検出器の視野で決定

4DX線トモグラフィ(白色放射光)

タイヤゴムの引張破壊過程の4DX線CT

- ・時間分解能: 10 ms/CT
- ・空間分解能@試料位置: 4.5 μm
- ・視野: 4.5 x 4.5 mm
- ・試料-カメラ間距離: 4.7 m
- ・引張速度: 1.2 mm/s
- ・試料サイズ: $\Phi 4 \times 0.5$ mm
- ・試料: SBR/シリカ配合ゴム (一般的なタイヤトレッド用ゴム)



0.5 mm

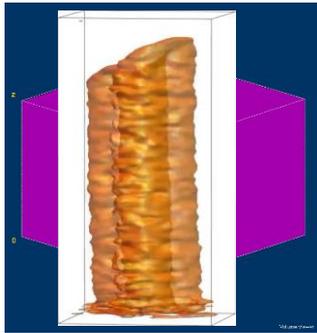
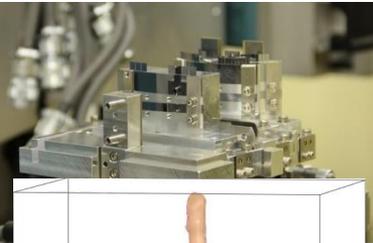
試料回転なし 1 ms X線CTの原理実証



第23回光設計優秀賞受賞(2020)

光設計賞
OPTICAL DESIGN AWARDS

R. Mashita, W. Yashiro et al., J. Synchrotron Rad. (2021).
住友ゴム工業(株)と共同プレス発表(2021年3月8日)



4DX線CT仮再構成
(シリコンチューブ)

4DX線CT仮再構成
(タングステンワイヤー)

	時間分解能	空間分解能	最大視野
試料回転あり	1 ~ 10 ms (SPring-8) → 0.1 ms ~ 10 ms	20 ~ 5 μm (SPring-8) → 20 ~ 数 μm	49.4 mm (H) \times 4.1 mm (V) ^{※1}
試料回転なし	1 ms (SPring-8) → 0.1 ms	数 10 μm (SPring-8) → 10 μm	49.4 mm (H) \times 4.1 mm (V) ^{※2}

※1 画像検出器の視野で決定

※2 マルチビーム光学素子のデザインで決定

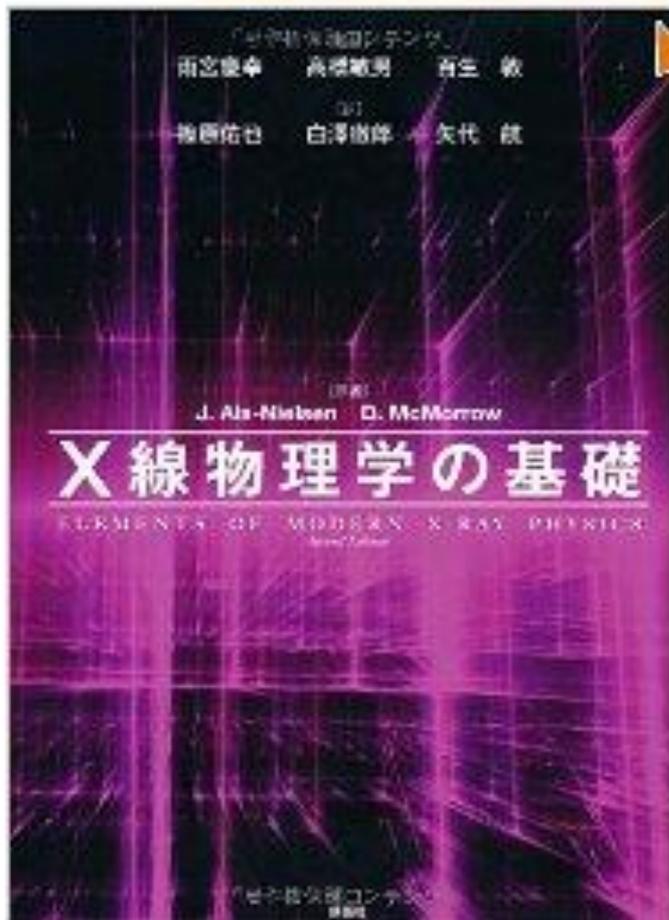
X線イメージング・CT — アンケート

できなそうなことを書いていただいても大丈夫です。

項目	回答	計測側からの提案
試料の組成、着目する元素	試料の組成など	X線エネルギー 計測法 光学系要素 照射ダメージの低減法 CT再構成法 実験の可否 他の計測法の紹介 など
必要とする空間分解能の範囲	希望値～許容最低値	
必要とする時間分解能(撮影時間)の範囲	希望値～許容最低値	
試料の大きさおよび厚さ	許容最小値～希望値	
定量性の必要性	有り or 無し 有りの場合は必要な物理量と精度	
3D可視化の必要性	2Dでよい、3Dが必要、4Dが必要など 繰り返し現象 or 非繰り返し現象	
元素選択性の必要性	有り or 無し	
試料まわりの環境	温度、圧力、試料まわりの容器の壁厚さ・支柱など障害物の配置など	

参考文献

クリックなか見! 検索

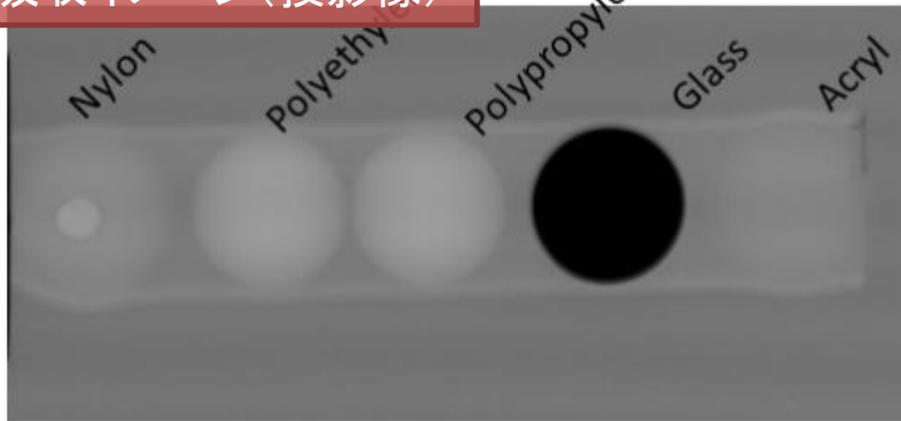


目次

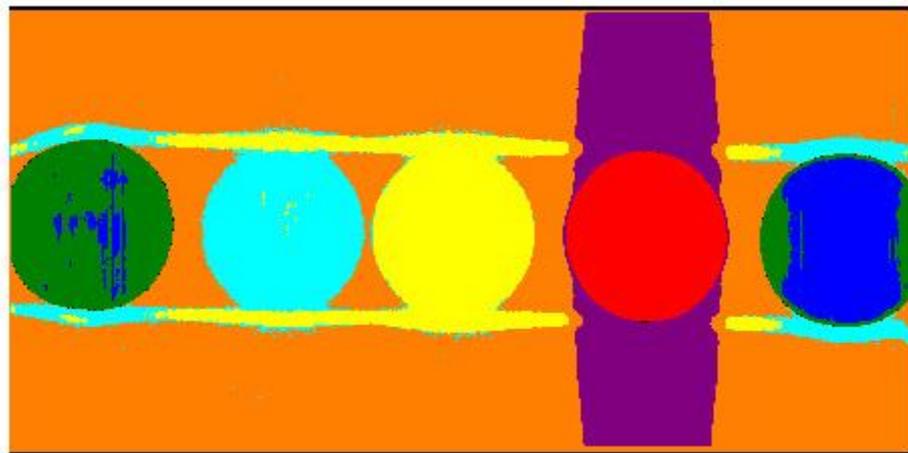
1. X線と物質の相互作用
2. X線源
3. 界面における屈折と反射
4. 運動学的回折理論 I : 非晶質物質
5. 運動学的回折理論 II : 結晶性物質
6. 完全結晶による回折
7. 光電吸収
8. 共鳴散乱
9. イメージング

有効原子番号 (Z_{eff}) CT

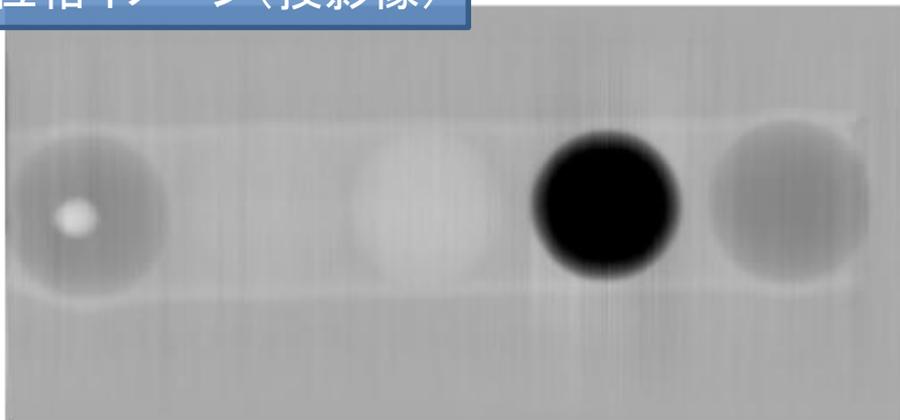
吸収イメージ(投影像)



Z_{eff} CT



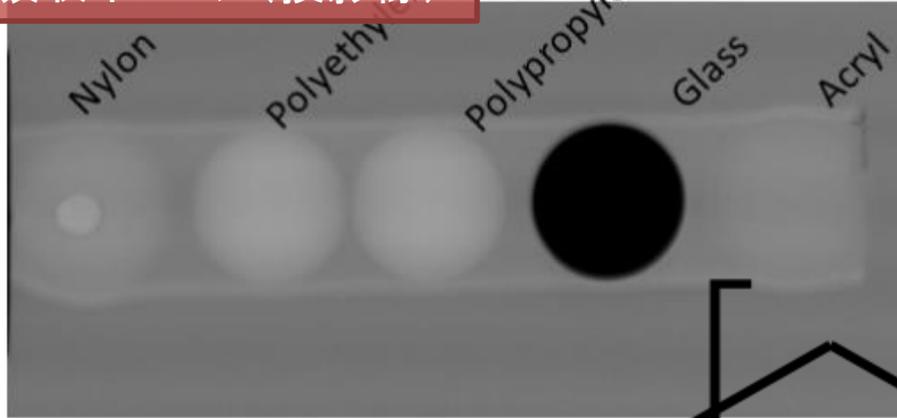
位相イメージ(投影像)



2 mm

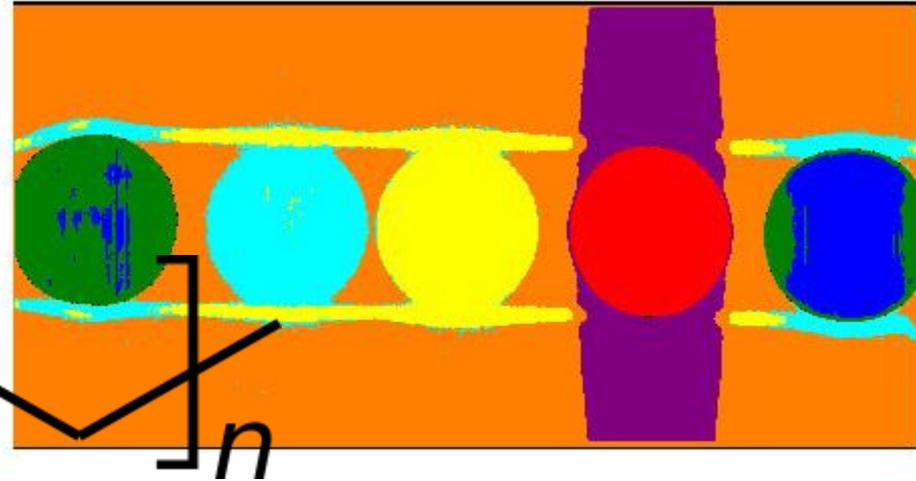
有効原子番号 (Z_{eff}) CT

吸収イメージ(投影像)

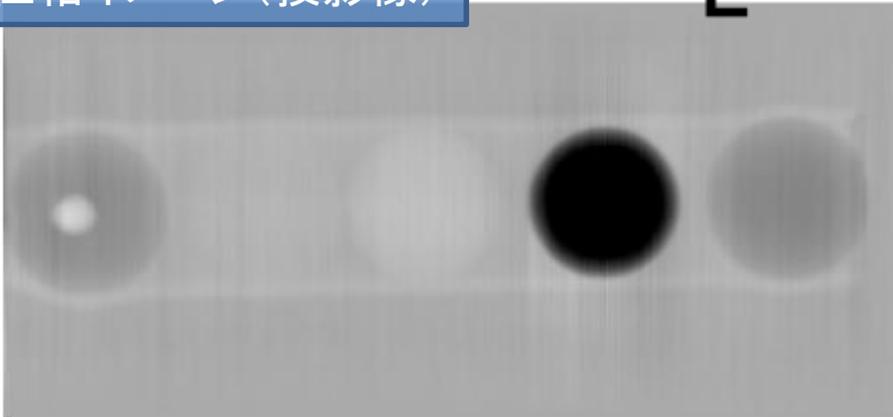


17.8 keV

Z_{eff} CT



位相イメージ(投影像)



2 mm

	δ	f'
Polypropylene (PP)	6.729×10^{-7}	2.218×10^{-10}
Polyethylene		

次世代放射光による4次元時空間の可視化 —まとめ—

- ミリ秒4DX線CT

- 試料回転あり((例)空間分解能: $5\ \mu\text{m}$ 、時間分解能: $10\ \text{ms}$)
- 試料回転なし(空間分解能: $40\ \mu\text{m}$ 、時間分解能: $1\ \text{ms}$) $\rightarrow 0.1\sim 1\ \text{ms?}$

- マルチモーダルイメージング・CT $\rightarrow 10\ \mu\text{m?}$ JST CREST (2017.10~2023.3)

- 吸収コントラスト、位相コントラスト、散乱(USAXS)コントラスト
- 元素識別CT(時間分解能: サブ秒) $\rightarrow 1\ \text{ms?}$
- エラストグラフィ(弾性率分布) AMED先端計測 (2017.8~2020.3)

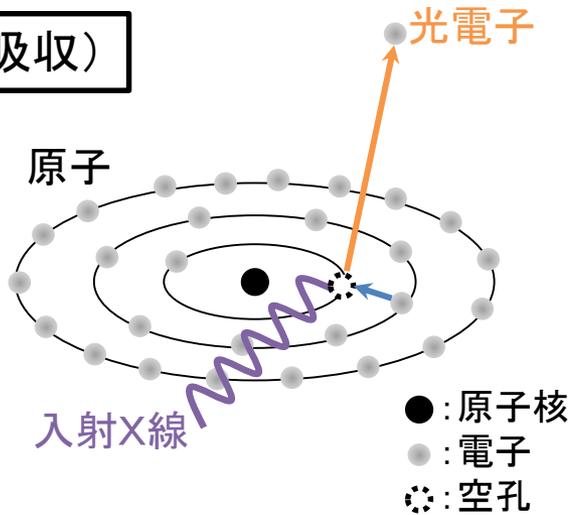
- CT再構成法

- スパースビューCT、インテリアCT、エクステリアCT、角度欠損CT
- 圧縮センシング(スパースモデリング)、深層学習

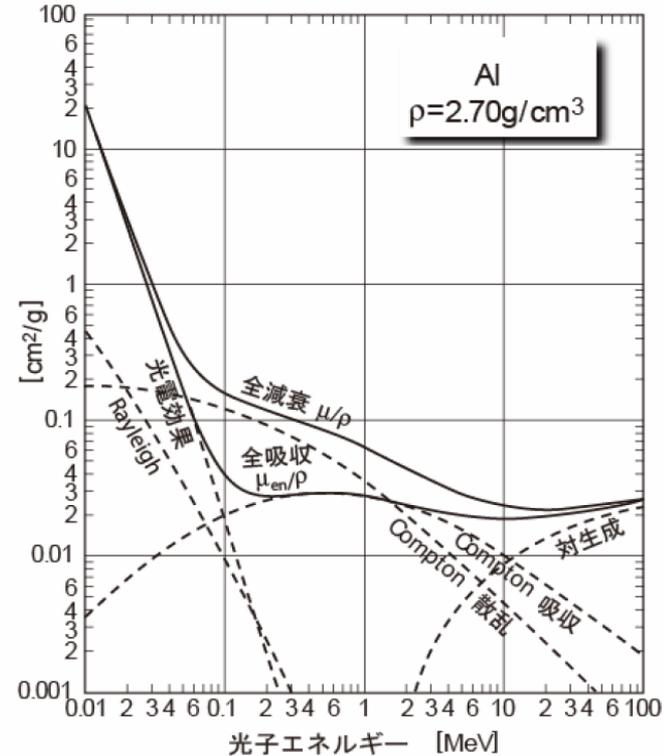
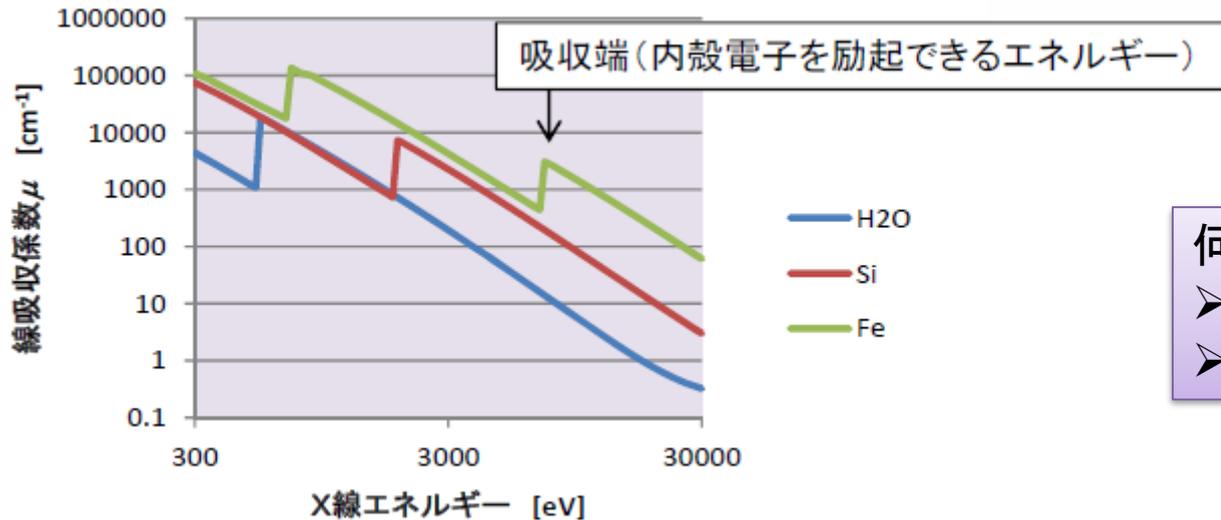
JST CREST (2017.10~2023.3)

吸収端

X線の吸収(光電吸収)



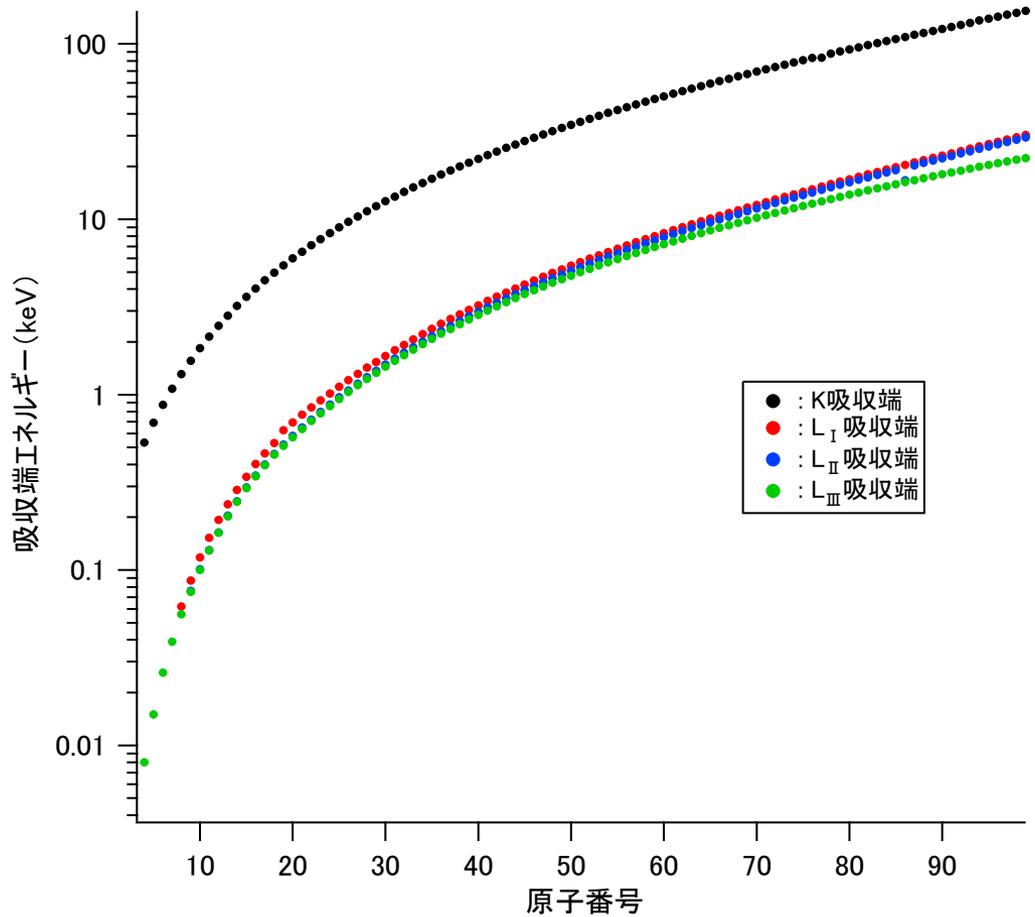
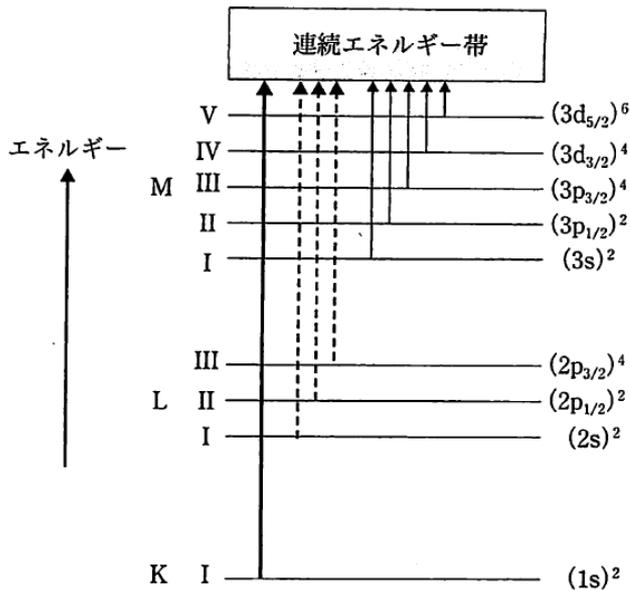
吸収端



何が分かるのか？

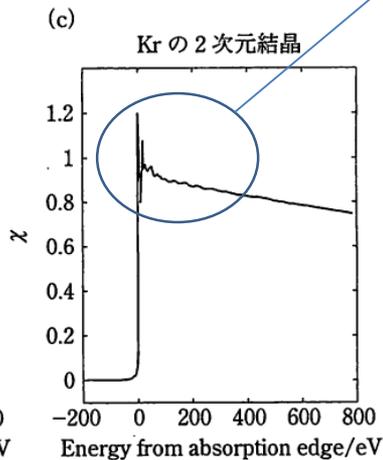
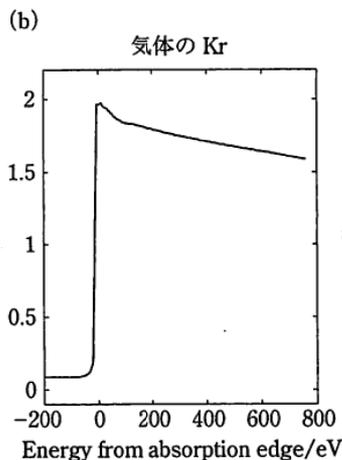
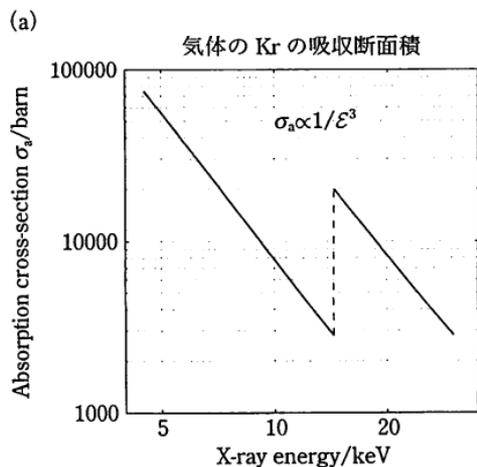
- 元素識別
- 結合状態識別

吸収端エネルギーの原子番号依存性



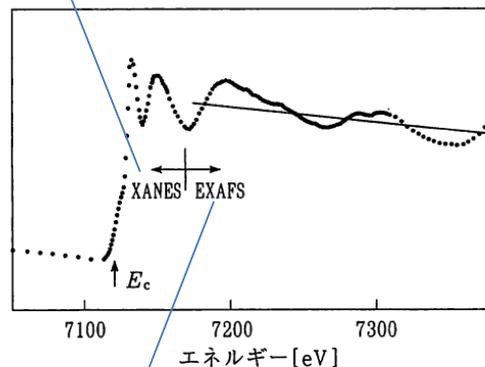
X線吸収微細構造

X-ray Absorption Fine Structure (XAFS)



XAFS

X線吸収端近傍構造
X-ray Absorption Near Edge Structure (XANES)

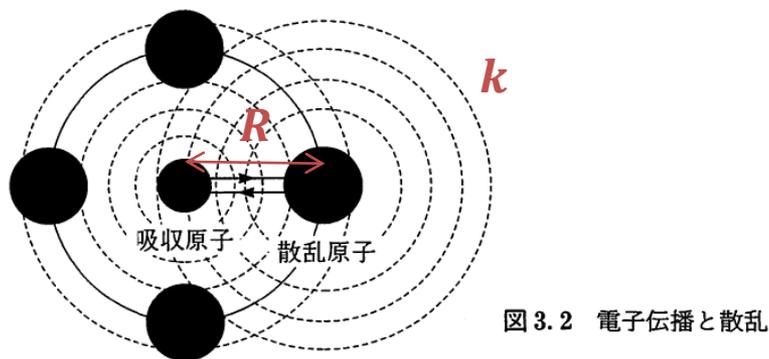
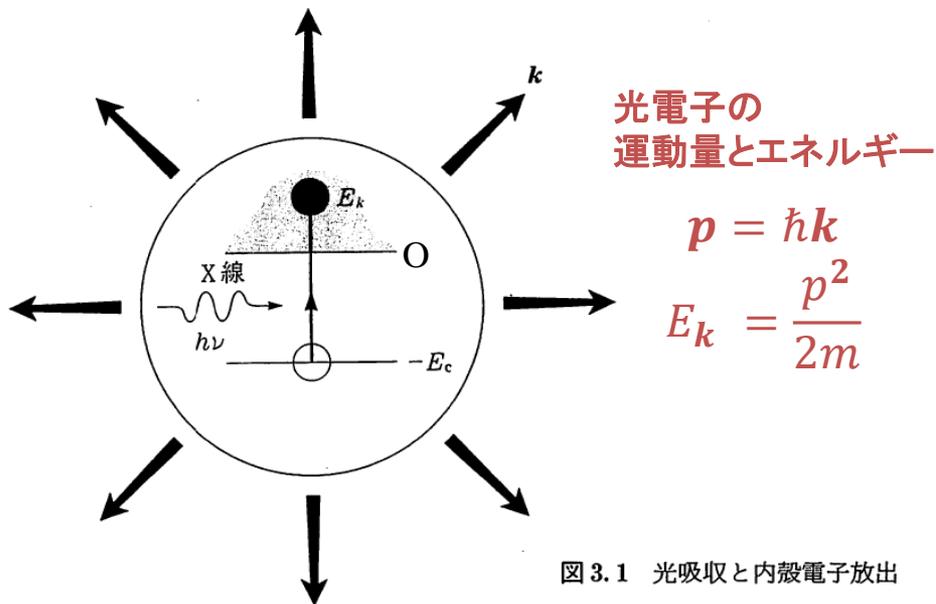


広域X線吸収微細構造
Extended X-ray Absorption Fine Structure (EXAFS)

図 3.3 光吸収のエネルギー依存性²⁾:
 $K_3Fe(CN)_6$ における鉄の K-XAFS.

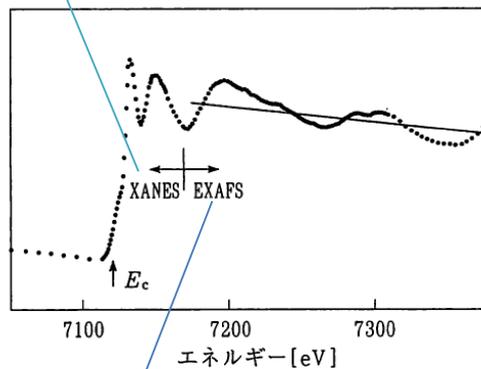
X線吸収微細構造

X-ray Absorption Fine Structure (XAFS)



XANES
 $kR \leq 2\pi$

何が分かるか？
→電子状態



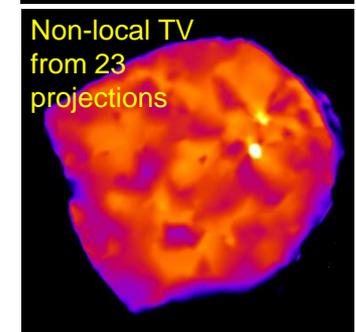
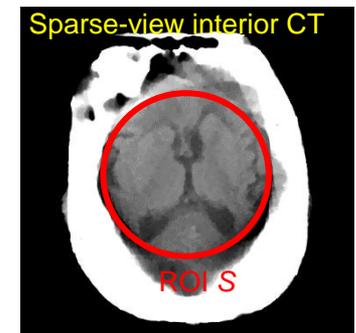
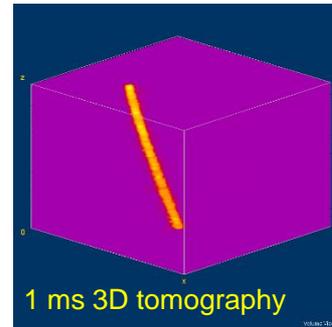
EXAFS
 $kR > 2\pi$

何が分かるか？
→ある原子の周りの局所構造

- 結合距離
- 配位数(まわりの原子の数)

Summary

- X-ray tomography with sample rotation
 - With Millisecond-order temporal resolution (FS: 4.43 ms, 21 μm ; 10 ms, 4.5 μm)
 - With compressed sensing (FT: 2.00 ms, 21 μm)
- X-ray tomography without sample rotation (JST CREST (2017.10~))
 - With Multi-beam Imaging Optics
 - Projection angles: $\pm 70^\circ$
 - Exposure time: 1 ms
 - Effective pixel size: 20 μm
 - With compressed sensing
 - Sparse-view interior CT
 - 46 projs. + 2 full-field projs.
 - Non-local TV
 - 5 ~ 40 projections

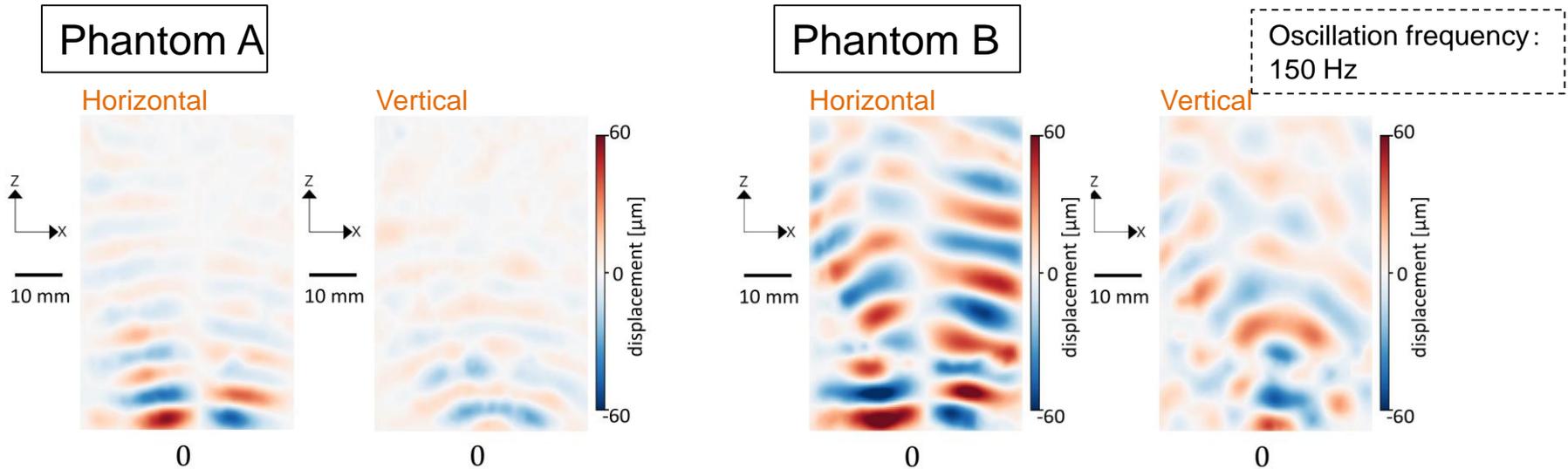


↓

Towards Applications (4D CT)

Dynamic X-ray Elastography (AMED先端計測)

— Displacement & shear modulus maps —



Incompressible Algebraic Inversion of the Differential Equation

(AIDE)

(for $\nabla \cdot \mathbf{u} = 0$):

μ : shear modulus

ρ : density

λ : wavelength of shear waves

u : displacement

ω : angular frequency

$$\mu \nabla^2 \mathbf{u} = -\rho \omega^2 \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial t^2}$$

Dynamic X-ray Elastography (AMED先端計測)

— High-resolution complex shear modulus mapping —

$$G = -\rho\omega^2 \frac{U_i}{\nabla^2 U_i}$$

$$G = G' + iG''$$

G : 複素ずり弾性率 [Pa]

ρ : 密度

U_i : 変位のフーリエ変換

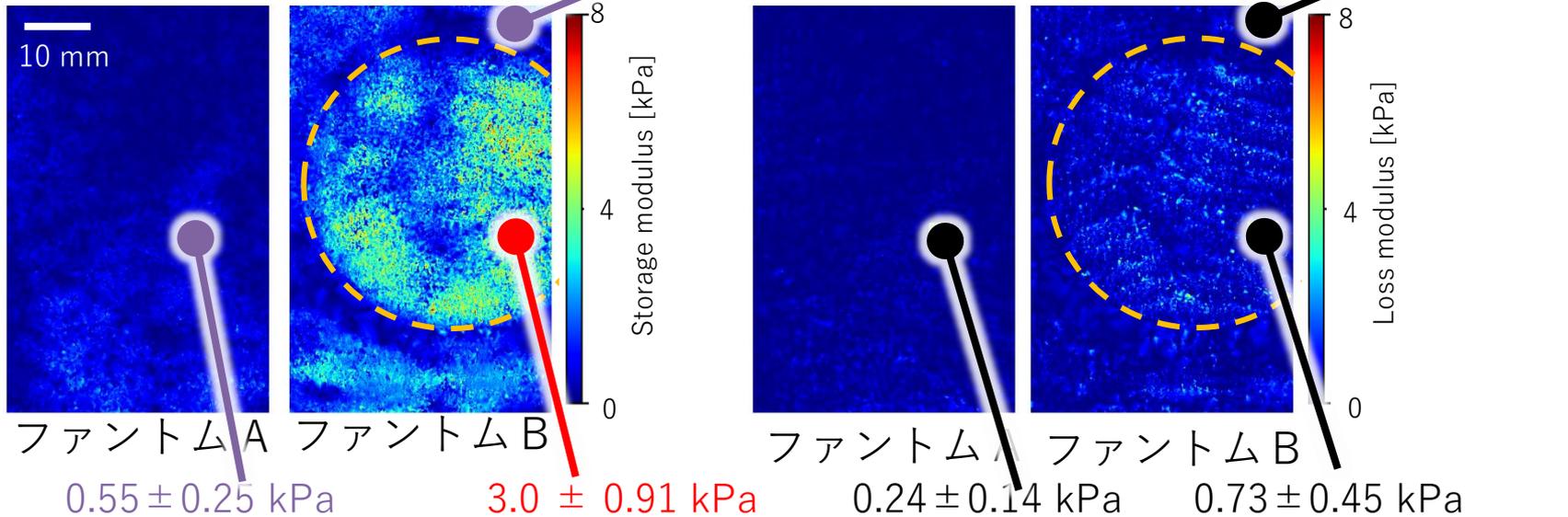
ω : 角周波数

G' : 貯蔵弾性率 [Pa]

G'' : 損失弾性率 [Pa]

※体積は変化しないと仮定。

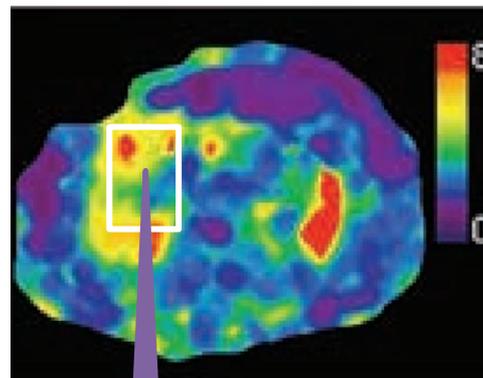
貯蔵弾性率マップ 0.83 ± 0.21 kPa 損失弾性率マップ 0.29 ± 0.14 kPa



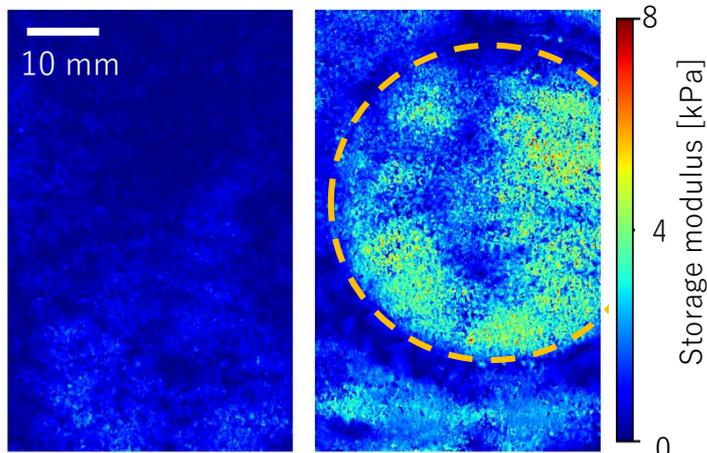
3D分布の可視化も実証済み。

Comparison with MRE

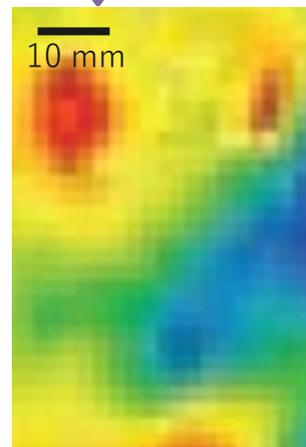
肝臓のMRE画像



貯蔵弾性率マップ



ファントム A ファントム B

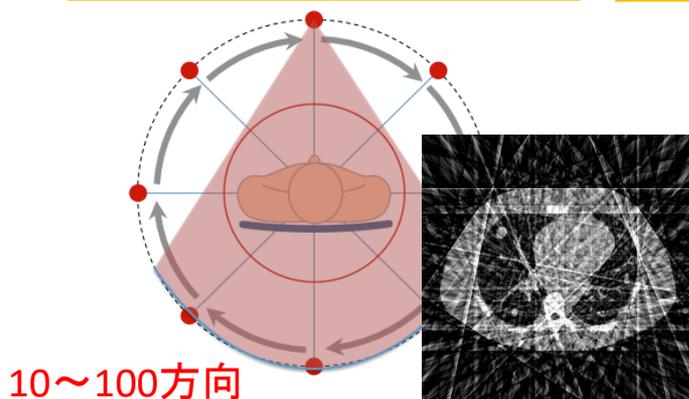


An Tang *et al.* American Journal of Roentgenology 205:1 (2015) 22-32.

不完全投影データトモグラフィ問題

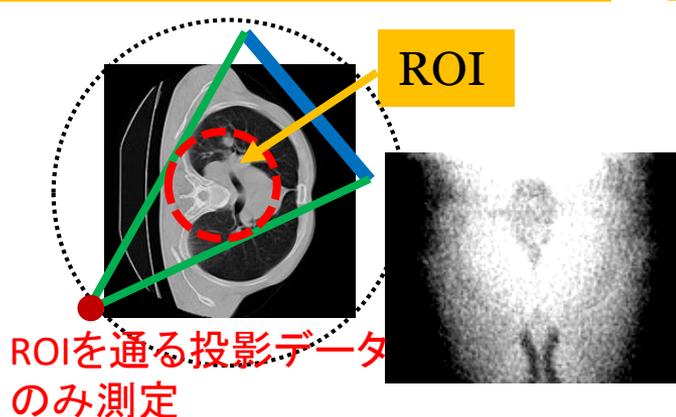
スパースビューCT

少数方向の投影データ



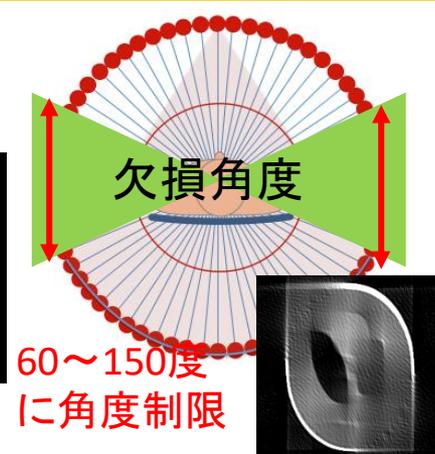
インテリアCT

関心領域 (ROI) のみにX線照射



角度欠損CT

投影角度範囲が制限



『圧縮センシング』(Donoho, Candes *et al.*, 2005 ; Donoho, 2006 (引用件数15,000以上))
不足した測定データから高精度で信号復元を行う逆問題の新解法を発見

JST CREST「超圧縮センシングによるミリ秒X線トモグラフィ法の開発」プロジェクト
(2017~2023; 研究代表者: 矢代航)で開発中

圧縮センシング

圧縮センシング:

信号(またはデータ)に内在する疎性(スパース性)を利用し、非常に少数の観測データから高次元信号を復元する手法



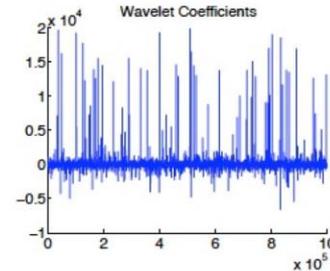
「観測データ数<原信号次元」のときに、原信号が疎である(ゼロ成分が多)と仮定して解を求める。

自然画像のスパース性*2

原画像



基底変換



情報削減画像



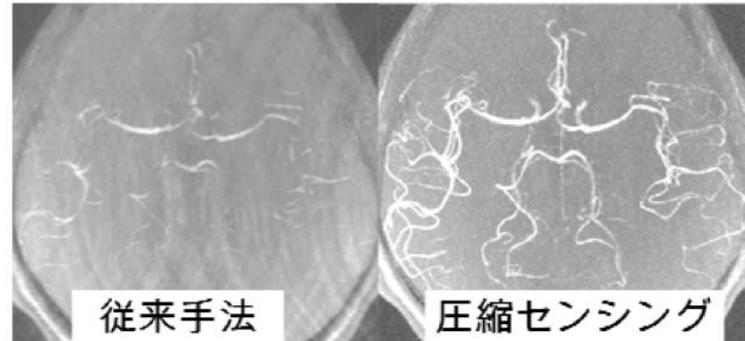
多階調ピクセルの画像を wavelet基底で表現

振幅の大きい成分(上から2.5%程度)のみを用いて逆変換

$$M \begin{Bmatrix} \mathbf{y} \end{Bmatrix} = \begin{matrix} \mathbf{A} \\ M \times N \text{ 行列} \end{matrix} \begin{Bmatrix} \mathbf{x} \end{Bmatrix} \quad \left. \begin{matrix} K \text{ 個非零} \\ N \end{matrix} \right\}$$

圧縮センシングの応用例*3

脳血管のMRI画像



仮定:

$$M < N$$

$$M > K$$

※ただし、非零成分がどこにあるかは未知。

実験データからスパースな解を効率よく求める方法の例

→ l_1 ノルム正則化法(LASSO)

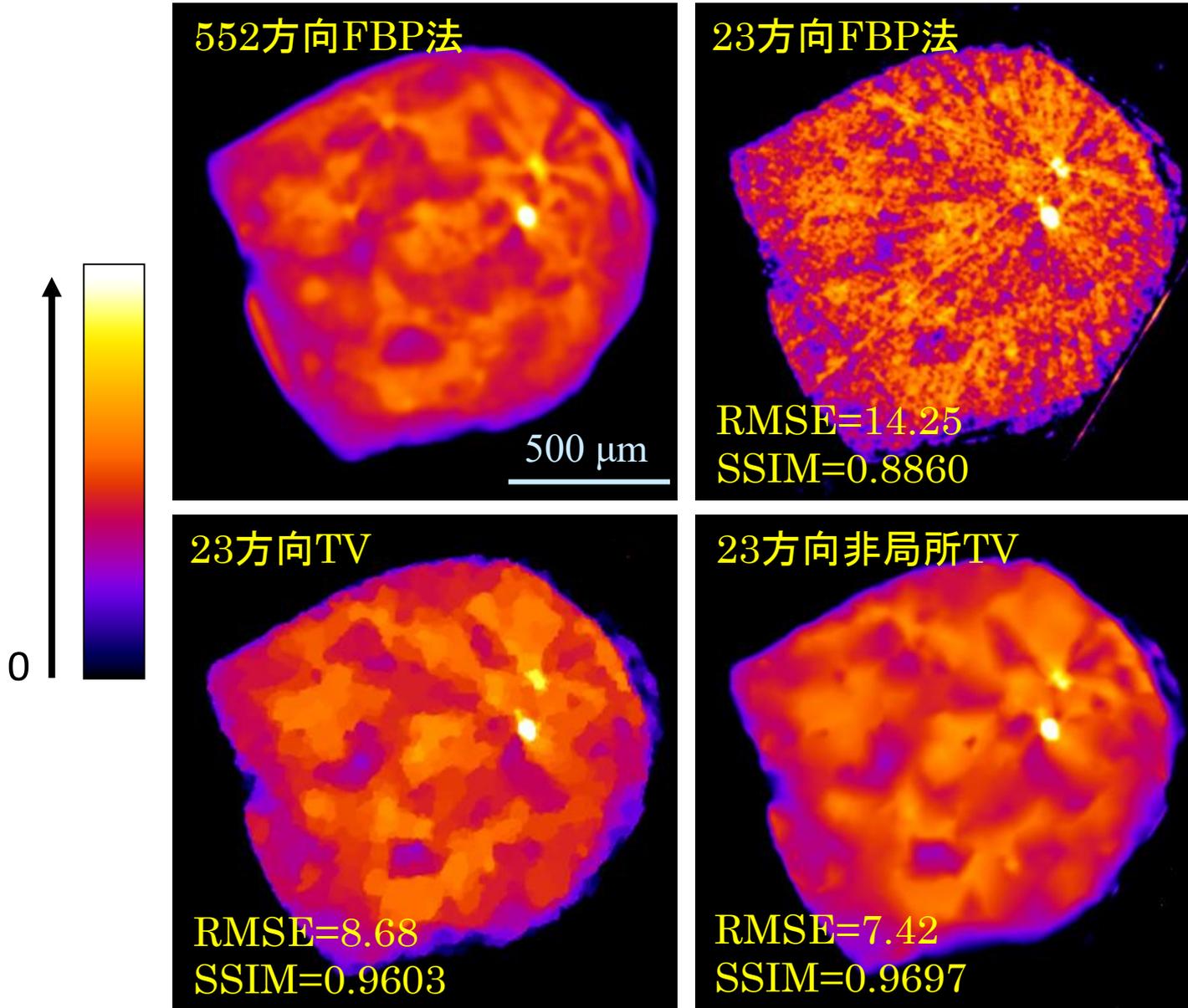
*2中島千尋博士(東北大AIMR)のご厚意による。

*3科研費 研究成果報告書 課題番号 23791414 研究代表者: 藤本 晃司

*1竹田晃人、日本物理学会誌 (2014).

非局所TVスパースビューCTの再構成例(X線位相CT)

PS/PMMAポリマーブレンド小片試料

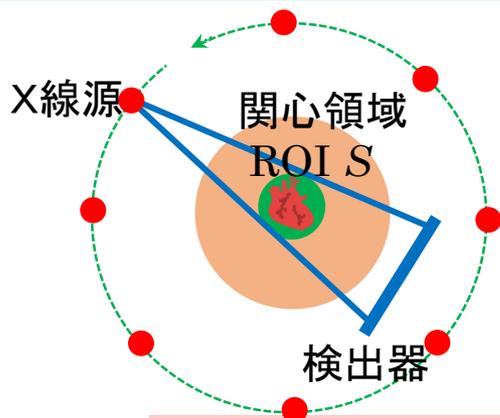


スパースビューインタリアCT厳密解法

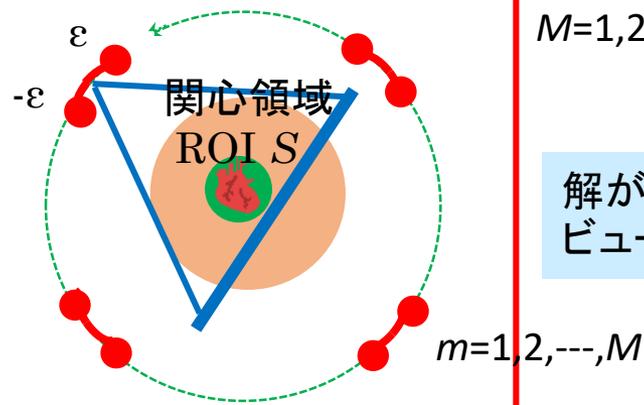
☆ マルチビームCT装置ではスパースビューCTとインタリアCTの状況が同時に発生
(医療用の心臓CTイメージングでも発生)

☆ 画像再構成の解が一意に定まる新しい測定方法を考案

スパースインタリアCT投影データ



解を一意にする補足データ

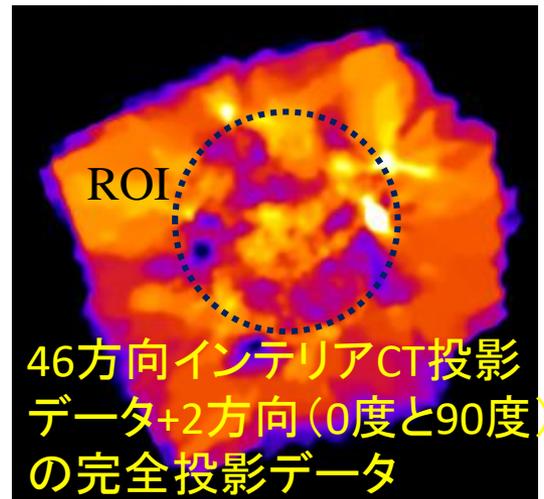
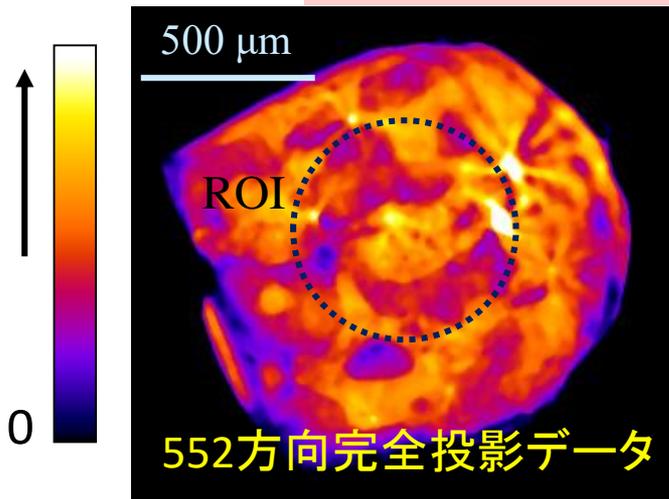


セグメント数Mは
 $M=1, 2, 3, 4$ ぐらいでOK

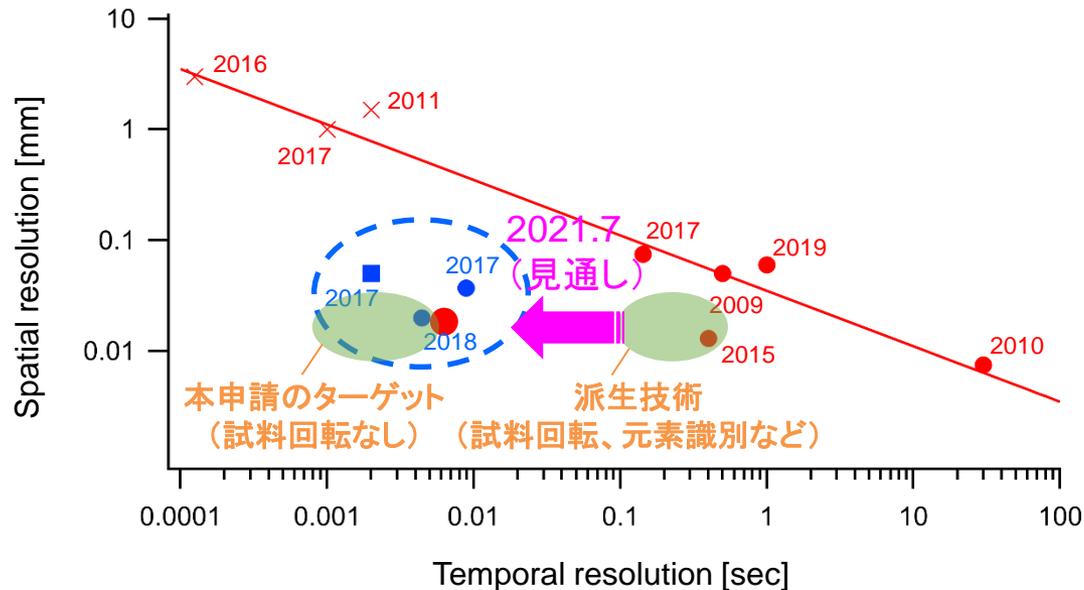
解が一意なスパース
ビューインタリアCT

☆ 位相CTの実データで実証に成功

試料: ポリマーブレンド小片



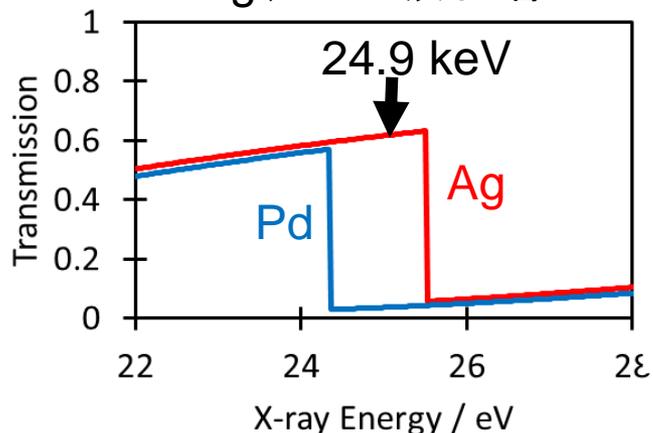
派生技術（試料回転あり元素識別CT）



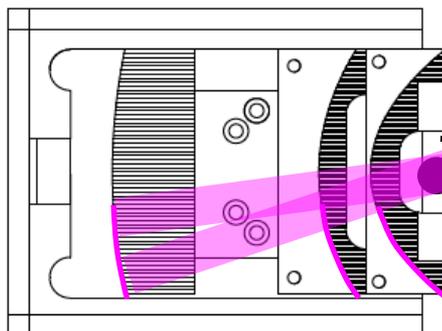
- ×: 試料回転なし (実験室X線源)
- : 試料回転あり (放射光利用) (■: 圧縮センシングを利用)
- 青: 実験代表者グループの過去の成果
- 赤: 他グループの成果
- 直線: 時間分解能と空間分解能のトレードオフ

サブ秒元素識別CT(試料回転あり)(2019B)

Ag、Pdの吸収端



4つのX線エネルギーで同時CTデータ取得

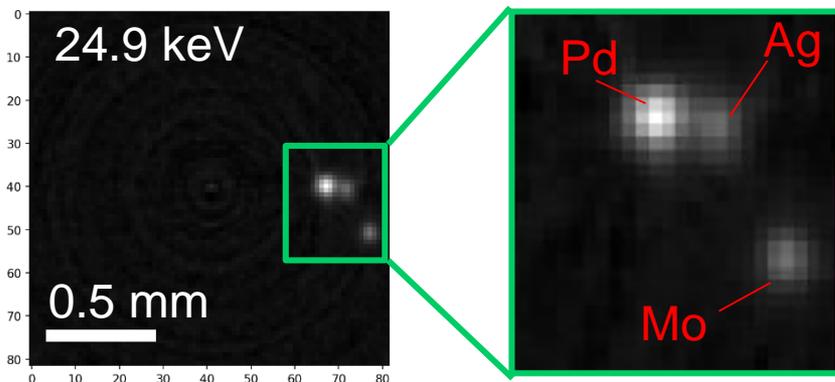


シンチレータ
光ファイバー(直径50 μm)
CMOSカメラ(Photron
FASTCAM Mini AX50)

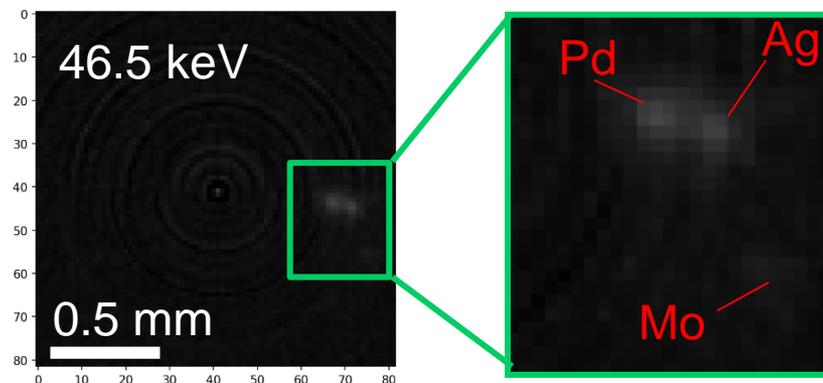
試料回転
250 frames/180°,
125 ms/180°

CT再構成Filtered back projection, Grayscale 0~0.07

試料: Ag wire(直径50 μm), Pd wire(直径50 μm), Mo wire(直径30 μm)



Transmission Pd < Ag



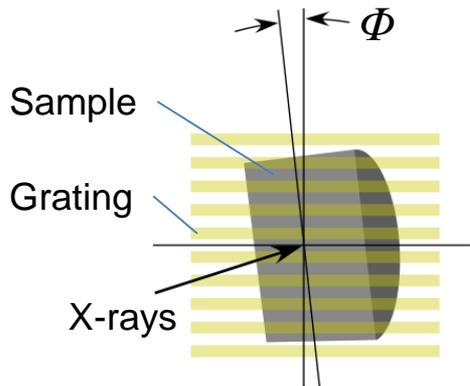
Transmission Pd ≈ Ag

隣同士の元素を識別可能



サブ秒元素識別CT

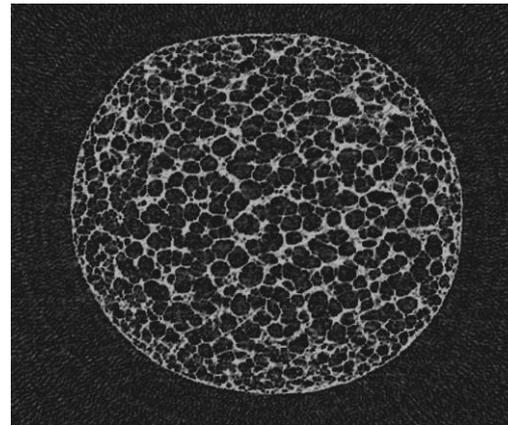
吸収CTの結果との比較



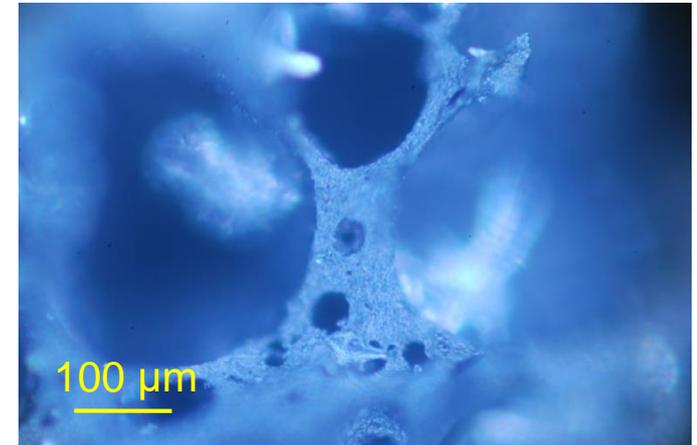
Experimental result

Φ	ξ
$\sim 0^\circ$	最小値
$\sim 90^\circ$	最大値

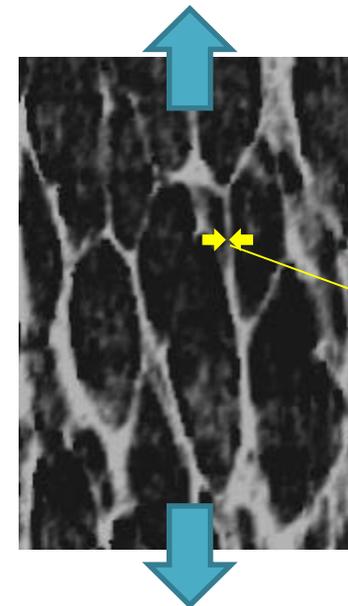
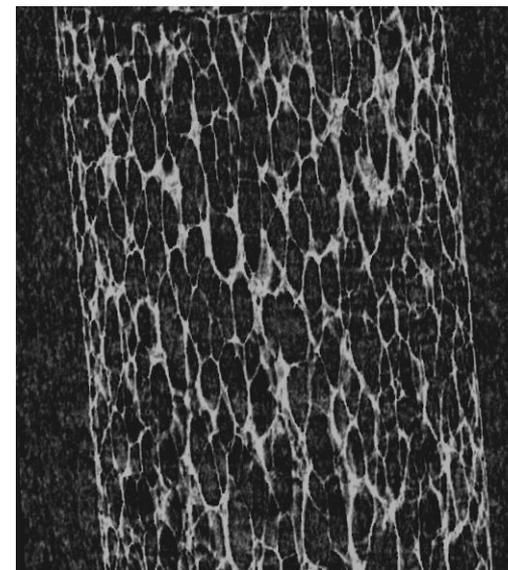
A断面



光学顕微鏡写真

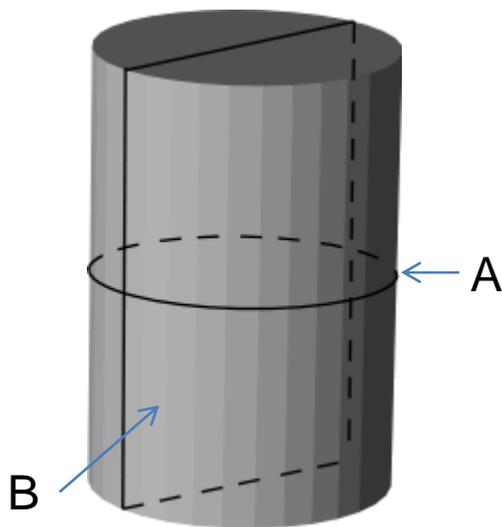


B断面



円柱の軸に沿って
伸びた形状

軸に平行な方向
に伸びた構造の
中のマイクロスト
ラクチャーは細く
(サイズが小さく)
なっていると考
えられる。



X線イメージング・CT — アンケート

項目	回答	計測側からの提案
試料の組成、着目する元素	試料の組成など	X線エネルギー 計測法 光学系要素 照射ダメージの低減法 CT再構成法 実験の可否 他の計測法の紹介 など
必要とする空間分解能の範囲	希望値～許容最低値	
必要とする時間分解能(撮影時間)の範囲	希望値～許容最低値	
試料の大きさおよび厚さ	許容最小値～希望値	
定量性の必要性	有り or 無し 有りの場合は必要な物理量と精度	
3D可視化の必要性	2Dでよい、3Dが必要、4Dが必要など 繰り返し現象 or 非繰り返し現象	
元素選択性の必要性	有り or 無し	
試料まわりの環境	温度、圧力、試料まわりの容器の壁厚さ・ 支柱など障害物の配置など	