



Title	基礎講座 核医学技術領域の画像処理
Author(s)	久保, 直樹
Citation	核医学技術, 25(4), 337-345
Issue Date	2005
Doc URL	<a href="http://hdl.handle.net/2115/14771">http://hdl.handle.net/2115/14771</a>
Type	article (author version)
File Information	核医学技術2005-25-4.pdf



[Instructions for use](#)

基礎講座 III

核医学技術領域の画像処理

久保 直樹 学位：博士（医学）

北海道大学医学部保健学科

Image Processing of Nuclear Medicine Technology

Naoki Kubo, Ph.D.

Department of Health Sciences, School of Medicine, Hokkaido  
University

Key words: Image processing, Fourier transform, filter

## 1. はじめに

核医学検査は撮像装置で収集し，コンピュータで処理を行う．そのため画像処理をおこなう際には，的確な判断が要求される．適切な処理は最適な画像に辿り着くということになる．そして最適な画像は最良の診断へと繋がる．これにより患者さんへ多大に貢献することが可能となる．今回，画像処理を理解するために基本的なことを数式を使用せずに解説する．

## 2. 画質とは

画質は，

- 空間分解能（暈け）
- 雑音（統計変動によるノイズ）
- コントラスト

と分けて考えるとわかりやすくなる．これらは実際には密接に関係している．しかしこれら3項目は，まったく違う性質を表しているということをお忘れではない<sup>1)</sup>．

## 3. ガンマカメラにおいて空間分解能が劣化する要因

空間分解能が劣化すると，点は暈（ぼ）けて広がった像になる．これにより，

- （空間分解能が劣化すると）小さい物は見えなくなる．

一般に普及しているガンマカメラはアンガー型と呼ばれるものである．このタイプは発光点の位置計算というものを行う．このこと

を行うのがカメラ内にある位置計算回路である。シンチレータの光量から位置を計算することになるが、微弱な光量から信号をつくるので、光電子増倍管からの信号強度は揺らぐ。例え再び同じ位置で同じ発光が起きても光電子増倍管が出力する信号強度は、その都度ばらついたものとなる。ばらついた値から位置を計算するので位置もばらついてしまう。これにより画像はぼやけたものになってしまう (Fig.1) 2)。

コリメータにはトンネル状の細かい孔が数千～数万個開いている。孔の直径は 1～3 mm，長さは 2～6 cm ほどである。そのため線源がコリメータから離れると、 $\gamma$ 線が孔を斜めにすり抜けるために画像は暈けてしまう。

現在のガンマカメラにおいて半値幅（空間分解能を表す指標）は 4～8 mm である。ただし実際はコリメータを使用して撮像するのでコリメータによる暈けも、これに重なり合い 7～15 mm 程度となってしまう。

#### 4. コントラスト

コントラストは目的臓器とバック（軟部組織など）との対比になる。これは例えば心筋血流 SPECT であると、正常と虚血との対比に影響する。コントラストが顕著であれば集積差を、より認識し易くなる。

#### 5. 雑音（統計変動によるノイズ）

雑音（統計変動によるノイズ）は，1画素毎のカウントが変動したり（ばらついたり）して現れる．そのため真の値から外れる値を示す．これはポアソン分布であり， $N$  カウントであれば  $N \pm \sqrt{N}$  で表される．GM スケーラで 100 カウントの試料を直ぐに測定し直しても，100 カウントにはならず違う値になる．つまり，100 カウントだと 10 カウントはばらつく可能性がある（これは 100 カウントの 10%にあたる）．また 10000 カウントであれば 100 カウントばらつく可能性がある（これは 10000 カウントの 1%にあたる）．

この値のばらつきが，

- 画像上では，細かく繰り返される濃淡のばらつきとなる（Fig.2）．ガンマカメラの場合，視野全体一様に 1 画素あたり 30 カウントで収集されるとした場合，ある画素が 30 カウントでも隣の画素は，概ね 25～35 カウントつまりその値の  $\pm 18\%$  程度は違うことがある．しかし 1 画素 100 カウント収集される場合では，隣の画素は概ね 90～110 カウントつまり 100 カウントの  $\pm 10\%$  程度の違いで済む．このようにカウントが多いほど統計変動は減り，ノイズは少なくなる．

一般の人は信号以外のものを全てノイズと表現する．ノイズという言葉から散乱線やアーチファクトを連想する人もいる．

一方，X 線 CT におけるノイズ（雑音）とは，

- 水ファントムのような均質な物質を撮影した場合でも各ピクセルの CT 値は一定値とならず，ある分布をもってばらつきを示す．この CT 値の分布状態を標準偏差で表したも

の

としている 3).

P E T / C T 装置や S P E C T / C T 装置が存在する現在，モダリティ毎に用語の使用が異なっているのはならない．必ず用語や意味を統一してからディスカッションすることが大切となる．ゆえに散乱線やアーチファクトをノイズと一括りにしてしまうべきではない．

## 6. 統計ノイズに対する画像処理—スムージング—

Fig.2 に示したように，統計ノイズでカウントは上にも下へにも変動する．そうであれば，この上下したカウント同士を平均すると，上下した変動は相殺される．平均する範囲は，目的とする箇所と，その前後の箇所の併せて3点で行う．これが単純化したスムージング処理となる (Fig.3 左)．平均する範囲を3点だけではなく，もっと広い範囲をとると，カウントの上下変動は，より相殺されるので変動は少なくなる (Fig.3 右)．画像は2次元なので，平均は2次元方向の範囲でおこなう (Fig.4)．このときの重み付けが空間フィルタに相当する．そして，このときの計算のしかた，つまり，

- ある画素とその周りの値を使用して，改めて一つ分の画素の値を計算することをコンボリューションあるいは畳み込み

と呼ぶ．

このような空間フィルタの特性を表すもので，よく使用されているのが周波数空間である．そしてこれにはフーリエ変換が関係して

くる。

## 7. フーリエ変換－フーリエとその歴史－

フーリエ変換で知られるジャン・バチスト・ジョゼフ・フーリエ（1768～1830）は，ナポレオン・ボナパルト（1769～1821）と同時代の人物である<sup>4)</sup>。そして1798年にフーリエは165名からなる学術調査団の一員として，ナポレオンのエジプト遠征に随行している。エジプト遠征中に発揮した行政・外交手腕をナポレオンに認められて，帰国後1802年にイーゼル県の知事に任命された。知事としては伝染病対策および教育改革などの功績を称えられて，1808年フーリエは男爵になった。因みにエジプトから持ち帰った史料の中にあったロゼッタ・ストーンの拓本を，当時12歳のシャンポリオンに初めて見せたのもフーリエであったといわれている。後にシャンポリオンは，このロゼッタ・ストーンの最上段に書かれていた「ヒエログリフ（聖刻文字）」の解読に成功する。このことで古代エジプト学は大きな進歩を遂げる事となる<sup>5)</sup>。

フーリエは知事としての忙しい仕事の合間に，固体の中での熱伝導について研究した。その例としてアンカーリング（船の錨を取り付ける鉄の輪）の熱の流れがある。アンカーリングの途中までを火の中に入れ，表面が赤熱したときに取り出し，表面各部の温度分布を測定する。温度分布は急激に変化しているが，輪の周に沿った温度分布は，すぐに正弦波の形になる（Fig.5）。そしてフーリエは最初の不規則な分布が，多くの簡単な正弦波成分に分解できると考えた。しかし19世紀初頭の多くの卓越した数学者たち，たとえばラ

グランジュ， ラプラス， ポアソンなどいたが彼らは，

- どんな初期温度でも三角関数の単純な算術和に分解できるというフーリエの主張を受け入れることができなかつた<sup>6)</sup>．このフーリエの主張は言い換えると，

- どのような不規則・不自然な形も，単純に繰り返される波の形だけで表せる．

ということになる．フランス科学アカデミーの会合でフーリエがこの主張を行ったとき，ラグランジュは立ち上がって，「それは不可能である」と発言したという<sup>6)</sup>．しかしフランス科学アカデミーは，フーリエの結果の重要性を無視できなかつたし，それからの科学の発展がフーリエの正しさを立証することとなった．

## 8. 空間周波数表示およびフィルタ

フーリエ変換は，画像を三角関数に分解する．そして，どの周波数がどの程度画像に含まれていたか計算することができる．画像なのでこの周波数は空間周波数といい，1cmの間に波（三角関数1周期分）が何個入っているかを示す（Fig.6）<sup>7)</sup>．

- 低い空間周波数はゆったりした変化であり，画像のおおまかな部分を構成している．
- 高い空間周波数は，細かい変動をしているので画像の細かい部分を構成している．

そして高い空間周波数が存在しない画像ならば，細かい部分が見えないということであり，暈けているということがいえる．このよう



に画像を調べるのにフーリエ変換は多用されている。

実際にフーリエ変換して表示した例を Fig.7 に示す。このときフーリエ変換だけの結果ではなく、パワースペクトルとして（サイン関数とコサイン関数からの結果を両方を合わせている）表した。画像は2次元であるので、パワースペクトルも2次元となる。

- 肝スライスファントムのパワースペクトルは、ほぼ低周波側のみに分布している<sup>8)</sup>。
- 面線源で表された雑音のパワースペクトルは、低周波側も高周波側もほぼ同程度に分布している<sup>8)</sup>。

このように、

- 信号と雑音（統計ノイズ）は周波数空間上で表すと、分布する範囲が異なる。

Fig.8 に実際画像の周波数空間表示。右側上は2次元のうち一部だけ切り出して1次元で示す。右側下は雑音（統計ノイズ）と信号を分けて示す。しかし実際は統計ノイズ以下の信号成分を知ることができない。

そこで Fig.9 のような処理を考える。

- 周波数空間上において、信号の多い領域を活かし、雑音の多い領域は削る、無くしてしまう。

このことで原画像より統計ノイズの少ない画像とすることができる。これは、ある一定の空間周波数を境として、通す領域と通さない領域と分けるということもできる。このことから低域通過フィルタつまりローパスフィルタとも呼ばれる<sup>9)</sup>。このように特定の周波数範

囲のものだけを通す処理のため（画像処理つまり計算することであるが）フィルタと呼ばれることになる（Fig.10）.

- ローパスフィルタ処理する際の空間周波数上での境を遮断周波数と呼ぶ.

前述したように画像は2次元であるため、フィルタ特性は実際は2次元である。対称なので、その一部を切り出して表示している。回転するようにすると、もとの形になる（Fig.11）.

#### 9. 遮断周波数の設定の際、考慮すべきこと

臨床で処理する際、他施設の遮断周波数の値のみを鵜呑みにして安易に流用すべきではない。収集条件の考慮も必須である。その理由は、周波数空間上での画像情報（信号）の分布は被写体の形や大きさ、ガンマカメラの空間分解能で変化してくるからである（Fig.12）。また雑音（統計ノイズ）はカウントが減少すると増加する。このことでより多くの信号成分が雑音に埋もれる（雑音の周波数が信号より大きくなる）ことになる。Fig.13に示すように、大抵は、

- 雑音（統計ノイズ）が増加すると、信号として見分けられる領域は、より低周波側に移行する。

このため、

- 雑音（統計ノイズ）が増加すると、遮断周波数はより低周波側に設定する

ことになる。ゆえに今後の標準化には収集条件、処理条件、表示条

件すべてを網羅することになると思われる。また松平正道先生は、

- 収集カウンターの多少で前処理フィルタの条件を変えるという考え方もあるが、経過観察や客観性という見地から不用意にこの方法を用いることには注意を要する。

と述べられている<sup>10)</sup>。

Fig.9 に示したように、雑音（統計ノイズ）の多い領域でも、若干は信号成分が入っている。そのためローパスフィルタを施すと、画像を暈かすことになる。Fig.14 に脳ファントム SPECT を示す。中段に遮断周波数を変化させたもので、左から順に、低周波側から高周波側に設定し、右端はフィルタ処理を行わなかったものを示す。下段はフィルタ処理無しとの差分像つまりフィルタ処理で削った成分を表す。差分像において遮断周波数  $0.66 \text{ cycles/cm}$  では統計ノイズのみに見える。しかし遮断周波数  $0.22 \text{ cycles/cm}$  の差分像ではファントムの辺縁が確認できる。このように、

- ローパスフィルタは画像の信号成分（辺縁・エッジ）も削ることになる。

それでは信号成分を削らないようにと、ローパスフィルタをまったく施さない場合を考える。その場合、雑音（統計ノイズ）は残ることになる。Fig.15 に、淡い集積に統計ノイズが加わった場合を示す。このように統計ノイズのため、淡い集積は認識し難くなる。これは、正に CT における低コントラスト分解能と線量（ノイズに影響）の関係と同等である。

Fig.16 にシミュレーションのための数値ファントムを示す。この

ときバックグラウンドを 10 カウントとした。それぞれの集積領域の直径は 13, 8, 6, 3 pixels とした。集積領域のカウントは上段 13 カウント, 下段 20 カウントとした。下左図はポアソン分布に基づき統計ノイズを計算することで加算した。その際は疑似乱数を用いた。下右図は, 下左図をバターワースフィルタ遮断周波数 0.27 cycles/cm で処理したものを示す。

まず直径 13 pixels 20 カウントの領域は, 雑音のため分断した領域と見えてしまった。しかしスムージングを施すことで, 一塊りとして正しく認識できた。また直径 8 pixels 10 カウントの領域は, スムージングしたため一塊りの領域として認識し易くなった。一方で, 直径 3 pixels 20 カウントの領域は, スムージングしたため暈けてしまい認識し難くなってしまった<sup>11)</sup>。

このように,

- 何を視たいのか?
- 淡い集積なのか?
- 微細な構造なのか?

以上のことが重要となってくる。

10. ローパスフィルタにバターワースフィルタが使用されている理由

以上示したように, ローパスフィルタの特性はスムージングを掛けることである。現在, ローパスフィルタにはバターワースフィルタが使用されている。(本当は, バターワースフィルタの式をハイパ

スフィルタに応用することも可能である<sup>12)</sup>。しかし、臨床ではバターワースフィルタはローパスフィルタとしてしか使用されていない。)

Fig.17の左図にバターワースフィルタの特性を、次数を変化させて示す。次数が高いほど、より急激に遮断していることがわかる。

このバターワースフィルタで画像を処理するには

- 周波数空間で直接おこなう方法
- 実空間で畳み込みの計算（前述した空間フィルタ）でおこなう方法

とがある。周波数空間でおこなう方法は、まず原画像をフーリエ変換し、高周波を削り逆フーリエ変換する。すなわちバターワースフィルタ特性の縦軸は、どの程度、周波数を残すのかを表していることになる。一方、先ほどの空間フィルタにおいてもバターワースフィルタの特性で処理することができる。実空間フィルタによる処理は計算時間が速いため、よく採用されることが多い。Fig.17の右図は、空間フィルタの形（2次元のうちの1次元分を示す）であるが、この特性はバターワースフィルタである。次数が高いほど、負の重み付けが激しいことがわかる。このため、Fig.18の肝に隣接した心筋を表す数値ファントムで示したように、次数が高いと肝のアーチファクトにより、肝に隣接した心筋部の値は低下した。このように周波数空間上で急激遮断する特性は、負のアーチファクトを発生させる特性があるため、

- 急激な遮断を行わずに、少し穏やかに減衰させる。そのため

にバターワースフィルタの式が使用される。

Fig.17 に示した式において次数 8 は臨床に良く使用される。これは急峻な遮断でもなく、また緩やかすぎて遮断の特性にならないこともなく、至極適切なものである。しかし、肝の高集積に隣接する心筋のような特殊な場合には、アーチファクトが発生しているという注意は必要である 13)。

以上、遮断周波数が画質に与える影響について考えてきたが、全く違うアプローチも研究されている。現在、心電図同期心筋 S P E C T から左心室容積や左心室機能を求めることが広く普及している。これから算出される値に、遮断周波数がどのような効果を与えるかというものである 14-16)。また、他のモダリティとの重ね合わせも臨床では盛んに行われているが、この重ね合わせ精度に対する遮断周波数の影響も研究されている 17, 18)。

## 1 1 . おわりに

現在、標準化に向けた活動が行われている。奨励される収集時の最大カウント、そしてそれらを踏まえた上での遮断周波数なども決定されると思われる。しかし、これらを適用する場合であればこそ、実際に収集・処理に携わる者が、基本が何を見ることになるのか、何が含まれている画像なのかを充分理解しながら行うことが大切である。

また、核医学は他の放射線診断領域を牽引してきたという側面を持つ。例えば、核医学画像はどの放射線診断領域よりも先駆けてデ

デジタル化が行われてきたという事実がある。このことから、われわれ核医学技術の関係者が、今後も他の領域を牽引していかなければならないと考えられる。

## 参考文献

- 1) 久保直樹：シンチグラフィと撮像技術，日本核医学技術学会 編，  
最新核医学検査技術，69-71，メディカルトリビューン，東京  
2001
- 2) 久保直樹：心臓核医学に使用する装置，玉木長良 編，心臓核  
医学の基礎と臨床 改訂版，10-13，メジカルセンス，東京 2003
- 3) 藤本信久：X線CT装置の特性，田中仁，齋藤勲，山本千秋，山  
田勝彦 編，医用放射線技術実験 臨床編，113-129，共立出版，  
東京 1990
- 4) E. T. ベル：皇帝の友，数学をつくった人びと〈上〉，173-195，  
東京図書，東京 1997
- 5) 竹内均：熱の解析理論が純粋数学にも刺激を与えた ジャン・  
フーリエ，数学の天才列伝—竹内均・知と感銘の世界，152-164，  
ニュートンプレス，東京 2002
- 6) R. N. ブレイスウェル：フーリエ変換．サイエンス 8, 78-87，  
1989
- 7) 久保直樹：アナログ画像とデジタル画像，日本核医学技術学  
会 編，最新核医学検査技術，72-74，メディカルトリビューン，  
東京 2001
- 8) 久保直樹：SPECT 画像の定量化への挑戦 2-1 最適な画像復元を  
行うために，増田一孝，市原孝，大西英雄，高橋昌章，中村幸  
夫，仁井田秀治，村上剛，横井孝司，久保直樹 編．日本放射



線技術学会雑誌 53(11), 1745-1748, 1997

- 9) 河田聡, 南茂夫: 計測画像のフィルタリング, *科学計測のための画像データ処理*, 143-177, C Q 出版株式会社, 東京 1994
- 10) 松平正道: SPECT 撮像技術, 宇佐見暢久, 佐々木康人, 鳥塚莞爾, 古田昭一 編, *第 16 回ニュータウンカンファレンス*, 5-8, 日本メジフジックス, 西宮 1993
- 11) 久保直樹: SPECT の基礎から応用まで. *室医会報* 10, 25-27, 2002
- 12) William K Pratt: Fourier transform filtering, *Digital Image Processing, second edition*, 241-250, John Wiley & Sons, Inc., New York 1991
- 13) 久保直樹, 森田穰, 荒井博史, 他: 心筋 SPECT 像における肝高集積によるアーチファクトと実空間フィルタの解析. *日本放射線技術学会雑誌* 53(7), 1028. 1997
- 14) Kubo N, Mabuchi M, Katoh C, *et al.*: Accuracy and reproducibility of left ventricular function from quantitative, gated, single photon emission computed tomography using dynamic myocardial phantoms: effect of pre-reconstruction filters. *Nucl Med Commun* 23(6), 529-536, 2002
- 15) Kubo N, Adachi I, Katoh C, *et al.*: The reconstructed filters cause significant bias and variation of LV cavity volume from myocardial perfusion SPECT utilizing a dynamic

- myocardial phantom. *J Nucl Med* 40(5), 300P. 1999
- 16) Kubo N, Adachi I, Katoh C, *et al.*: Accuracy and reproducibility of left ventricular function from quantitative gated SPECT using different smoothing filters. *J Nucl Med* 43(5), 201P. 2002
- 17) Mito S, Kubo N, Magota K, *et al.*: Accuracy of automatic image registration software used for MRI - SPECT brain images: effect of pre-reconstruction filter. *J Nucl Med* 46(5), 509P. 2005
- 18) 水戸寿々子, 孫田恵一, 荒井博史, 他: 相互情報量最大化法による SPECT 画像と MR 画像の重ね合わせと前処理フィルタとの関係について. *北海道放射線技術学会雑誌* 65, 1-5, 2005

## 図の説明

- Fig.1** ガンマカメラにおいて空間分解能が劣化する要因．位置演算回路で位置が不確かになるので少しぼやける．
- Fig.2** 統計雑音（統計ノイズ）．そのため均一な面線源を撮像しても，そのプロファイルカーブは変動する．
- Fig.3** スムージング（平滑化）の模式図．左側は，ある箇所の前と平均をとった場合．右側は，もっと範囲を広げて平均をとった場合を示す．
- Fig.4** 画像なので2次元方向でおこなう．ここで示す重み付けが空間フィルタに相当する．
- Fig.5** フーリエの実験．アンカーリングの一部だけを加熱する．下段左が，その直後の温度分布を示す．下段右は，少し時間が経過したあとの温度分布を示す．
- Fig.6** 空間周波数表示．この形はおおまかな波の成分が多い．
- Fig.7** 左側が実際の画像，中央がパワースペクトルである．縦軸と横軸は空間周波数を示し，中心が原点となる．強度は強いほど明るい輝度で示す．右図上に低周波領域を灰色斜線で示す．右図下に高周波領域を灰色斜線で示す．
- Fig.8** 画像の周波数空間表示．上段右は2次元のうち一部だけ切り出して示す．下段右はノイズと信号を分けて示す．しかし実際はノイズ以下の信号成分を知ることはできない．
- Fig.9** ローパスフィルタの理論．
- Fig.10** フィルタ処理は特定の周波数範囲のものだけを通す．実空間上（通常の画像）でも，周波数空間上でもフィルタ処理は可能である．実空間でおこなうのが空間フィルタである．

Fig.11 フィルタ特性は，実際は2次元である．対称なので，その一部を切り出して表示している．回転するようにすると，もとの形になる．

Fig.12 画像情報（信号）の分布．被写体の形や大きさ，ガンマカメラの空間分解能で変化してくる．

Fig.13 雑音（ノイズ）はカウントが減少すると，増加する．

Fig.14 脳ファントム SPECT において遮断周波数を変化させた場合を中段に示す，右端はフィルタ処理をしなかったものを示す．下段はフィルタ処理無しとの差分像つまりフィルタ処理で削った成分を表す．

Fig.15 上段に淡い集積のプロファイルカーブを示す．下段に雑音（ノイズ）が加算された場合を示す．

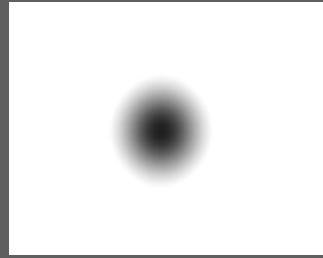
Fig.16 シミュレーションのための数値ファントムを上側に示す．バックグラウンドを10カウントとした．集積領域の直径は13, 8, 6, 3 pixelsとした．集積領域のカウントは上段13カウント，下段20カウントとした．下左図はポアソン分布に基づき，雑音を加えた．下右図は，下左図をバターワースフィルタ遮断周波数0.27 cycles/cmで処理した．

Fig.17 バターワースフィルタの特性と空間フィルタとしての形．次数を変化して示す．

Fig.18 肝に隣接した心筋を表す数値ファントム．心筋の値は一樣に分布させた．しかし次数が高いと肝のアーチファクトにより，隣接部の値が低下した．

Fig. 1

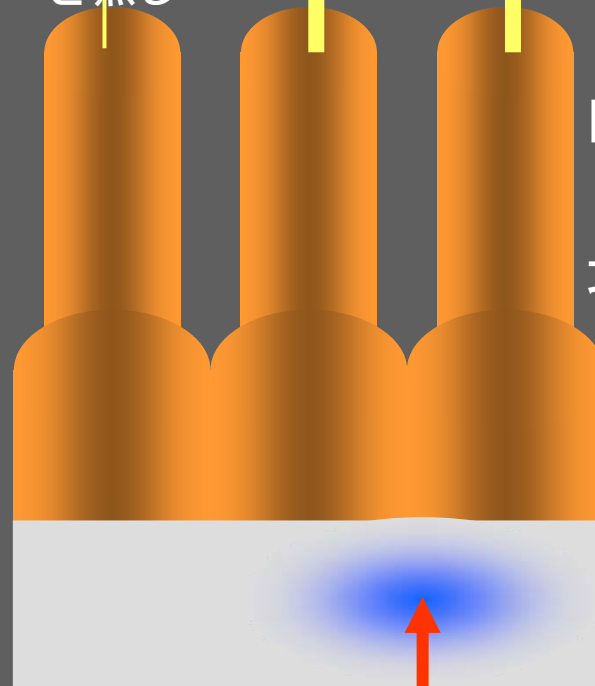
出力



## 位置演算回路

ふたつとも等しい信号なので、  
この間が光ったと計算する。

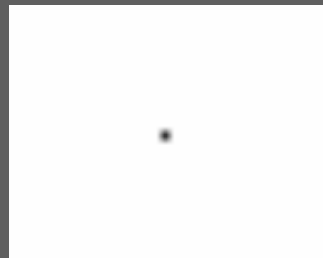
ほとん  
ど無し



PMT  
(光電子  
増倍管)

シンチ  
レータ

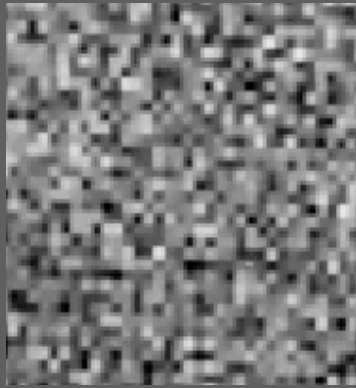
入力



γ線

Fig. 2

均一な面線源を撮像.



統計雑音のため  
変動する.

### プロファイルカーブ

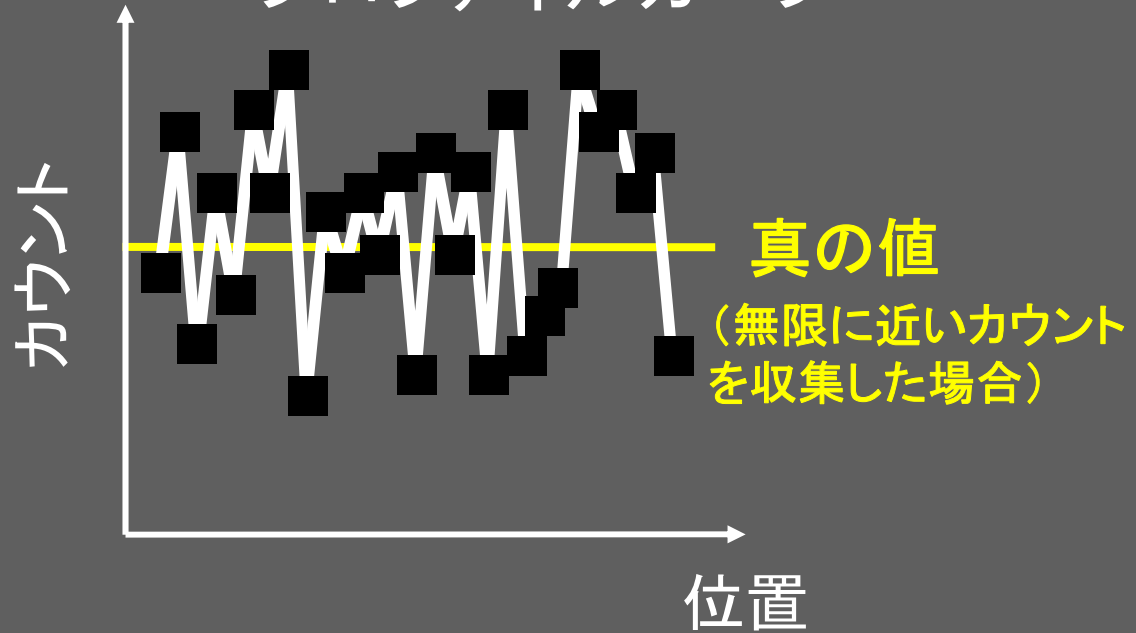


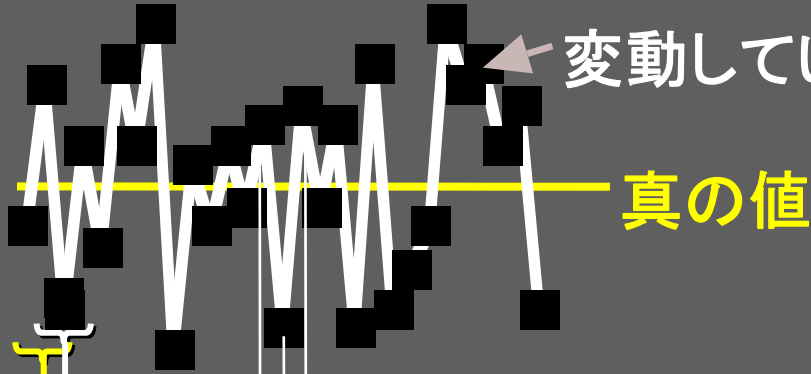
Fig. 3

プロフィールカーブ

プロフィールカーブ

処理前

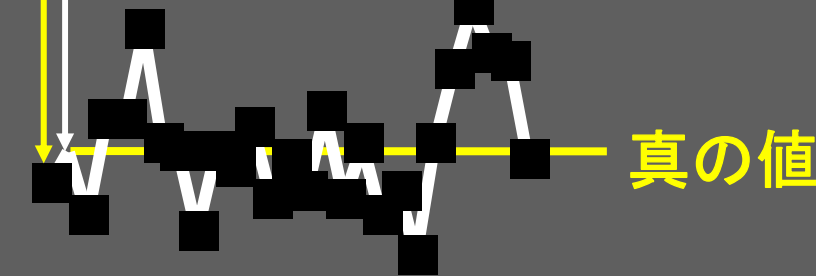
変動している.



真の値

前後の平均をとると、  
上下の変動を相殺する.

処理後



真の値

もっと長い区間の平均  
をとった場合

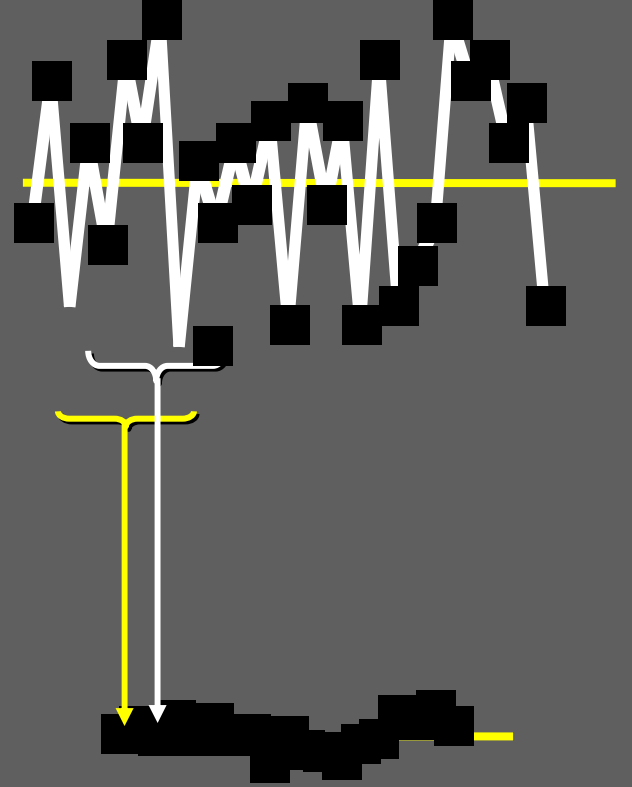


Fig. 4

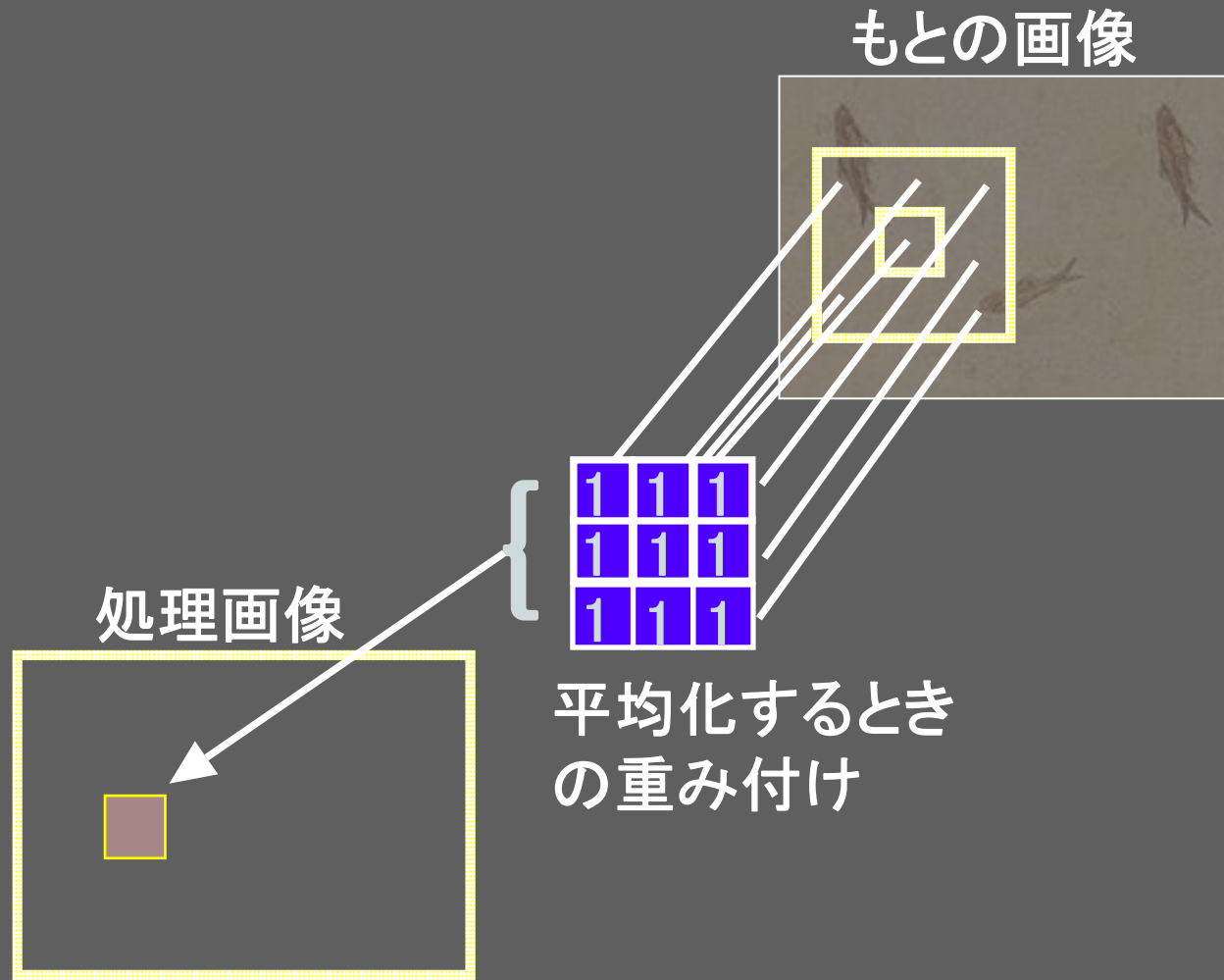




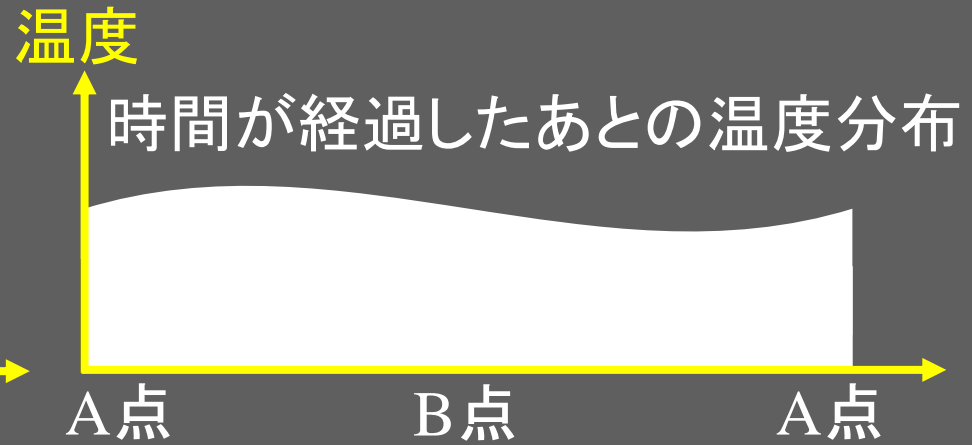
Fig. 5



加熱する. 冷却する.



リング上での位置



リング上での位置

Fig. 6

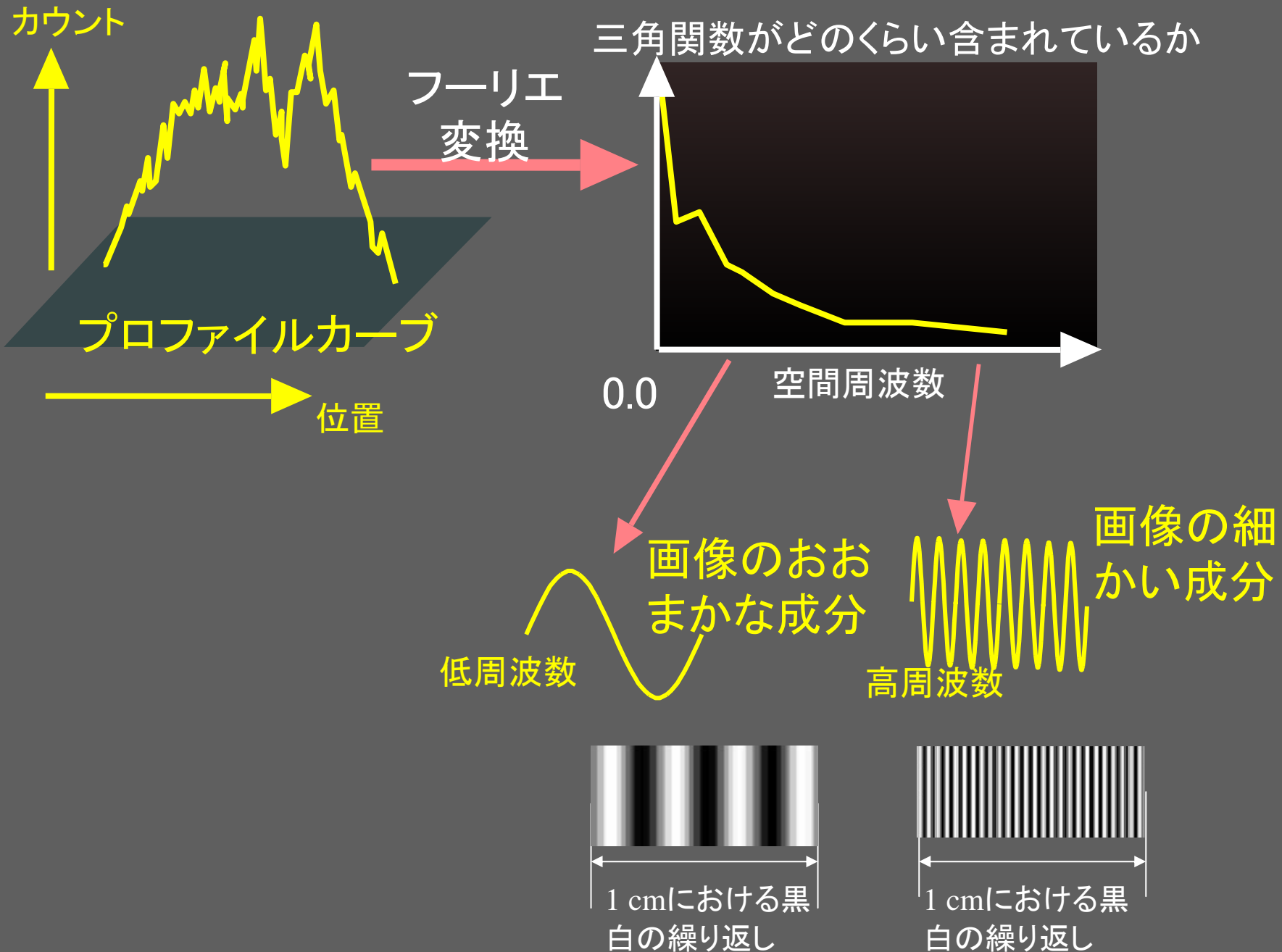
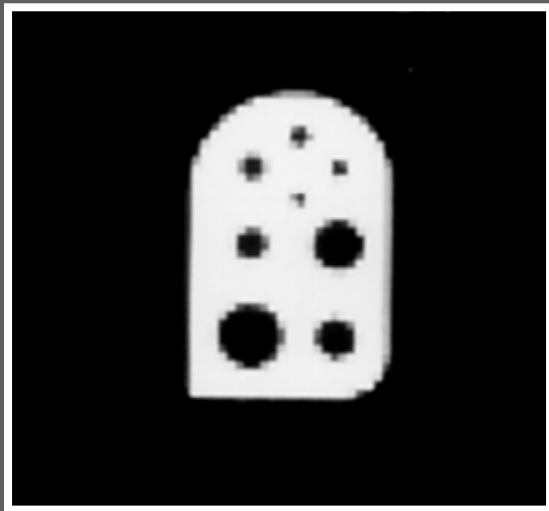
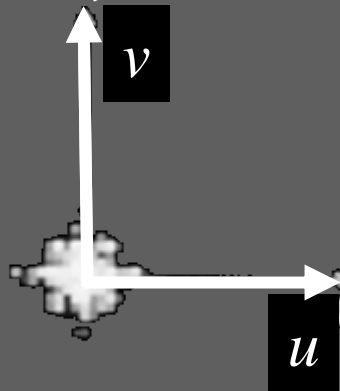


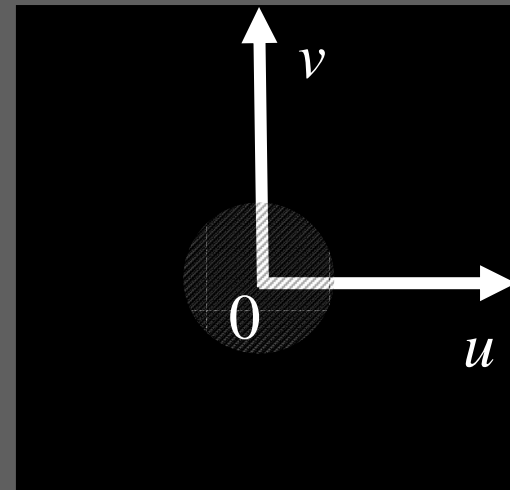
Fig. 7  
肝スライスファントム



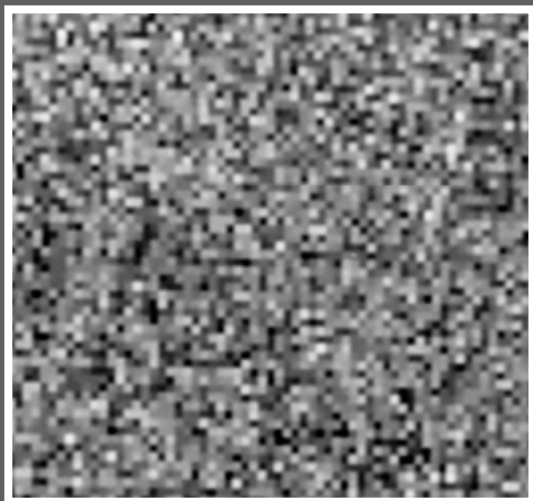
肝スライスファントムの  
パワースペクトル



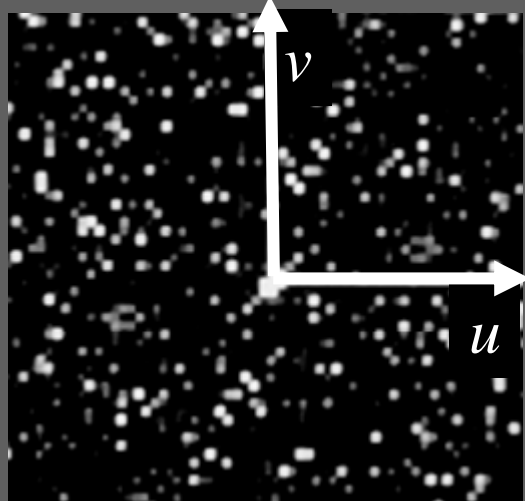
低周波領域



面線源



面線源のパワースペクトル



高周波領域

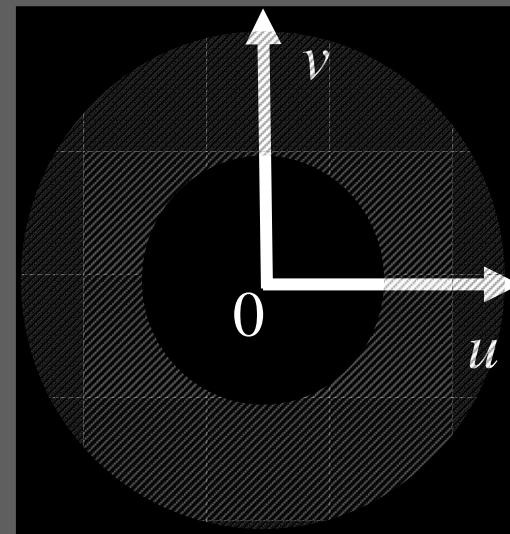


Fig. 8

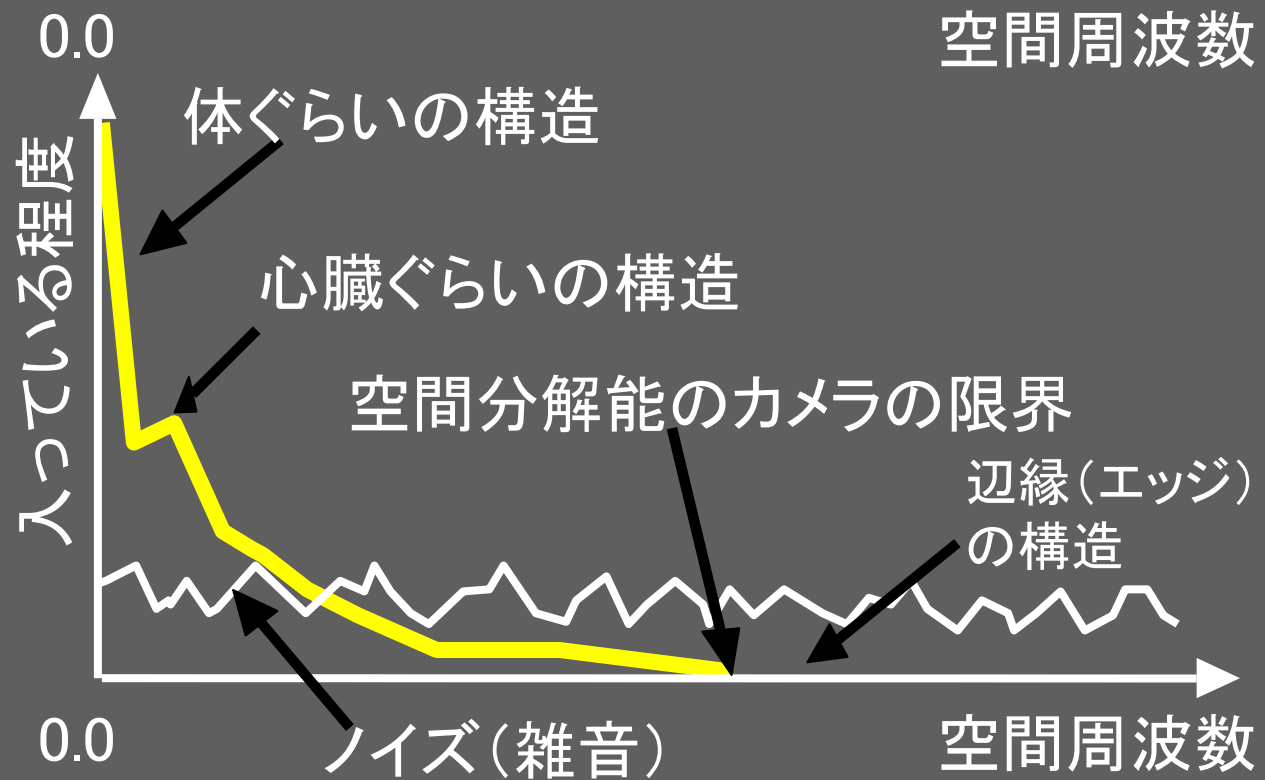
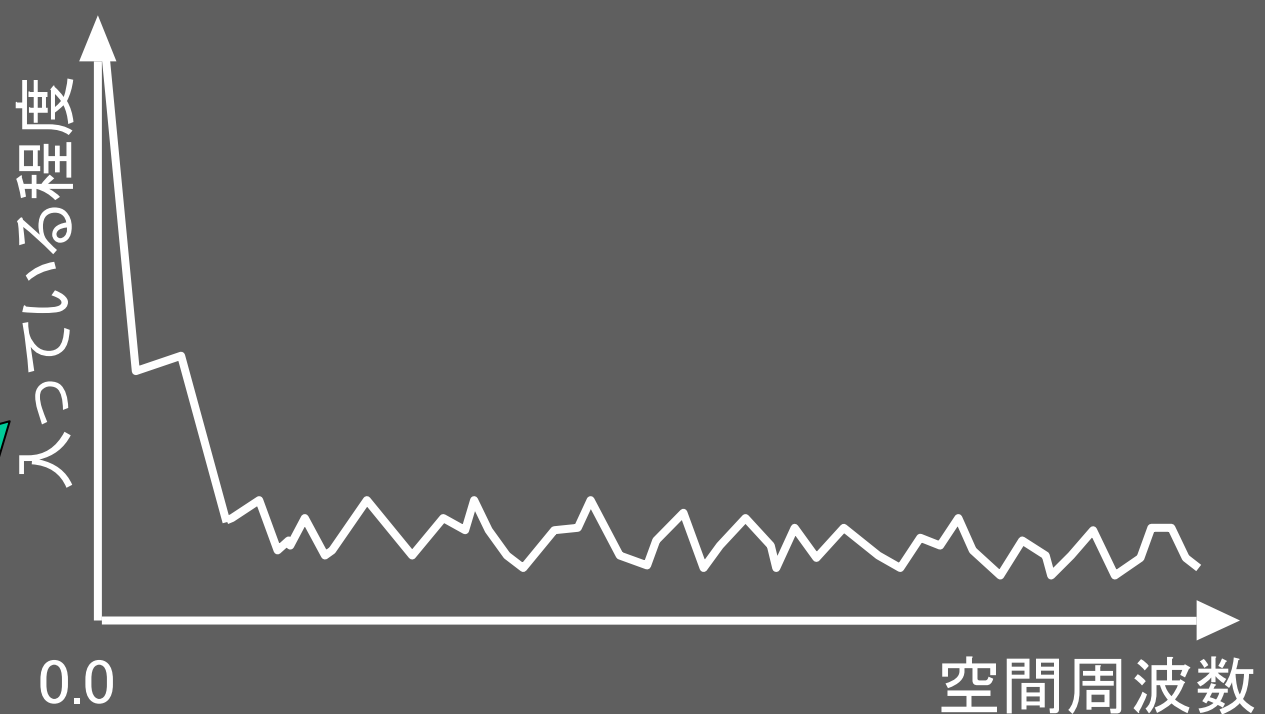
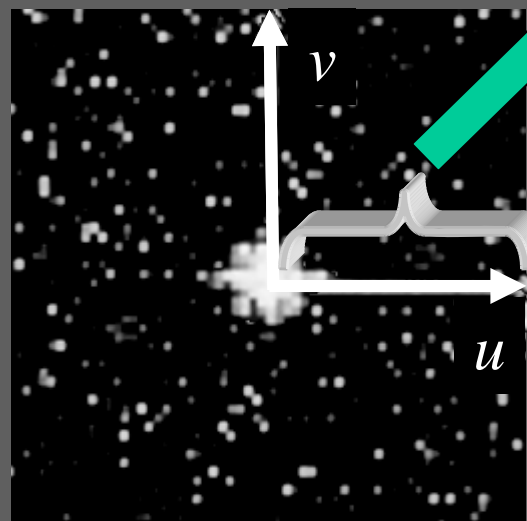


Fig. 9

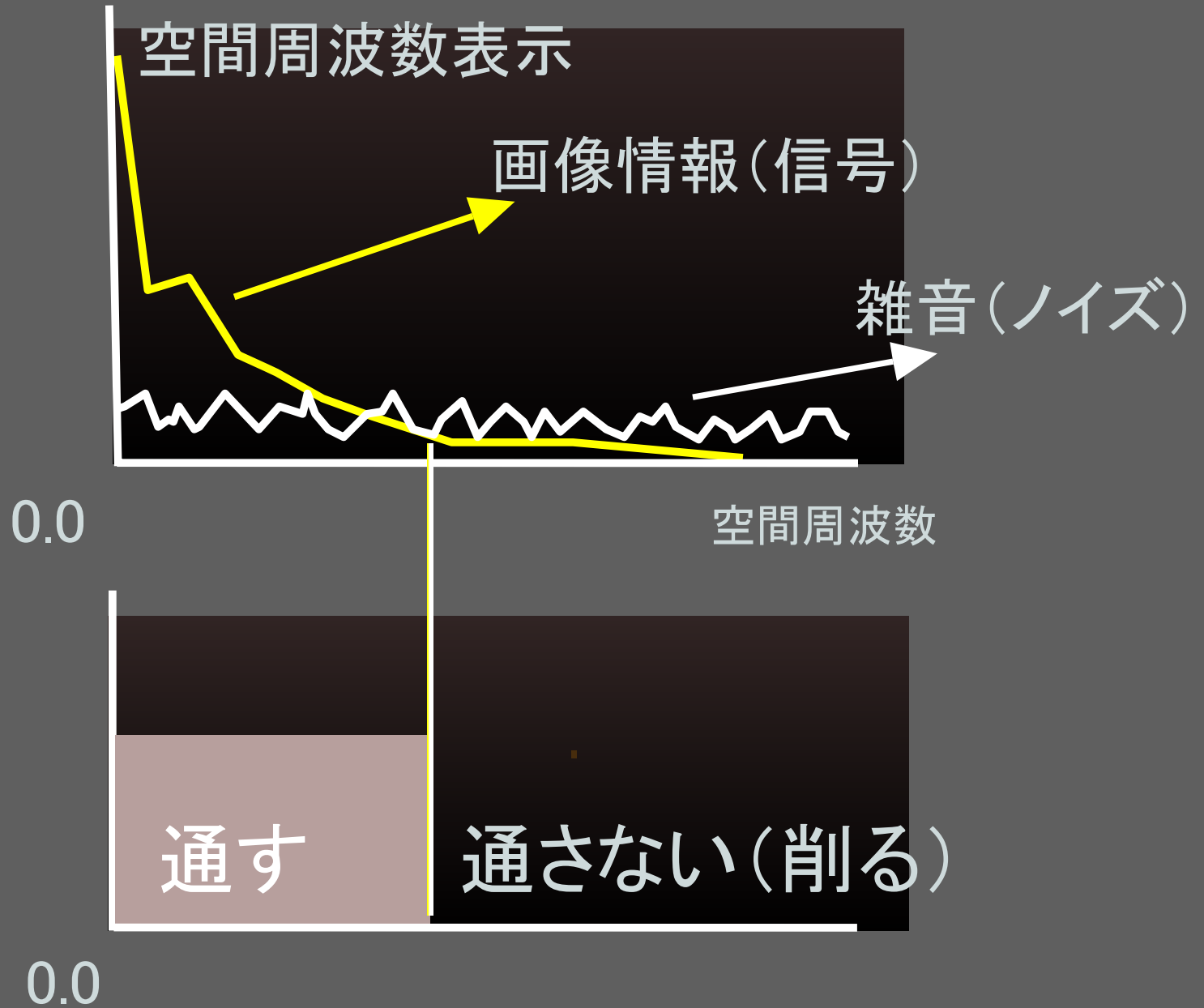


Fig. 10

## フィルタ

特定の周波数範囲の  
ものだけを通す.



Fig. 11

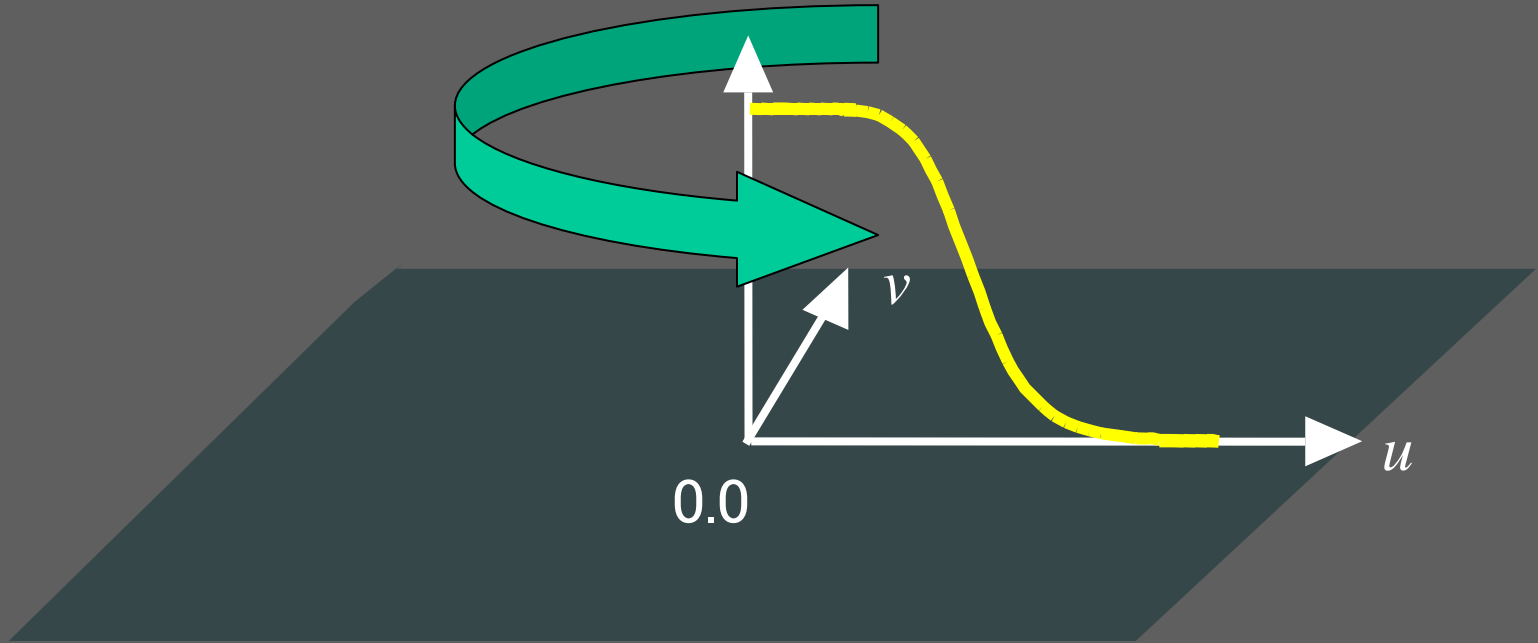


Fig. 12

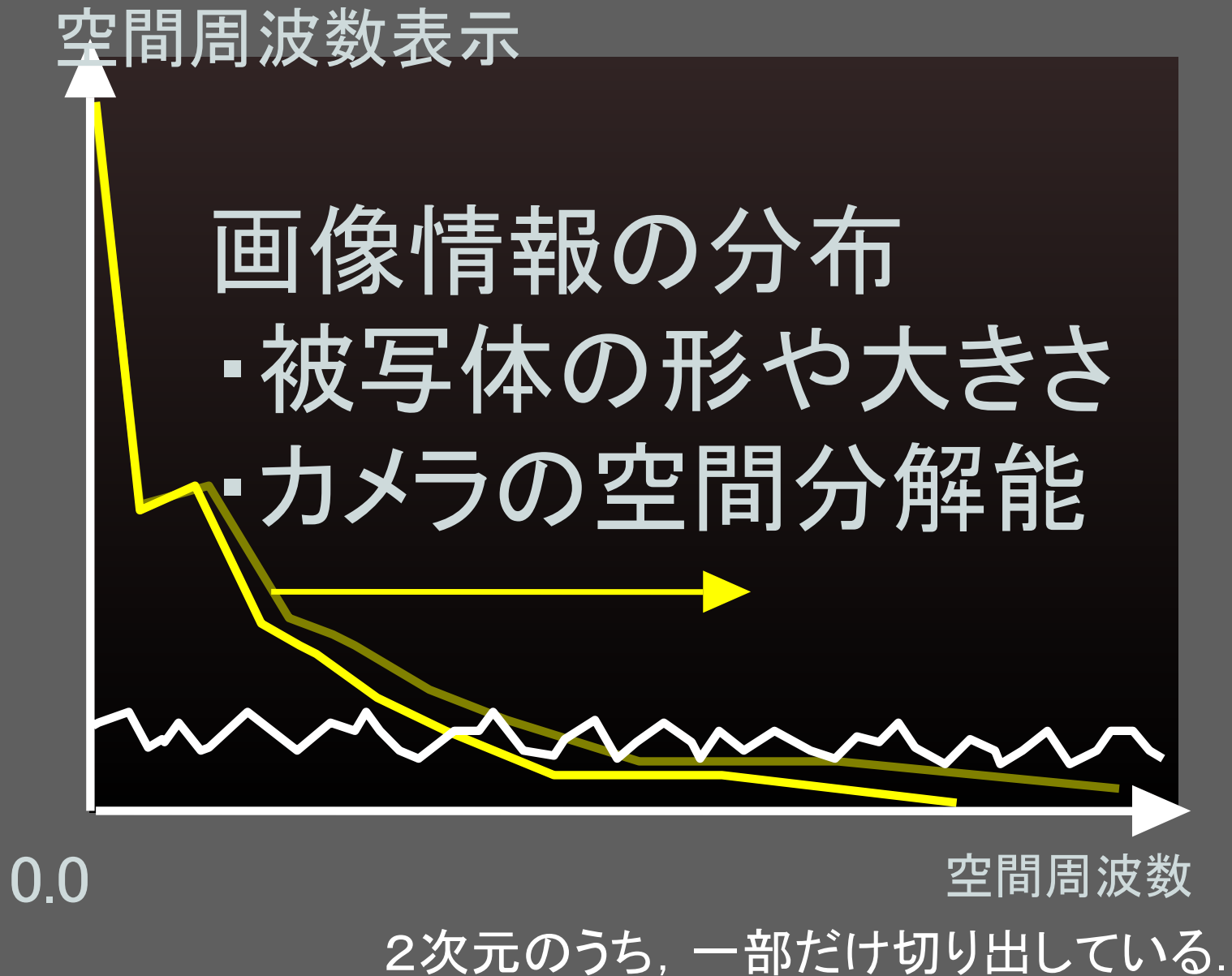
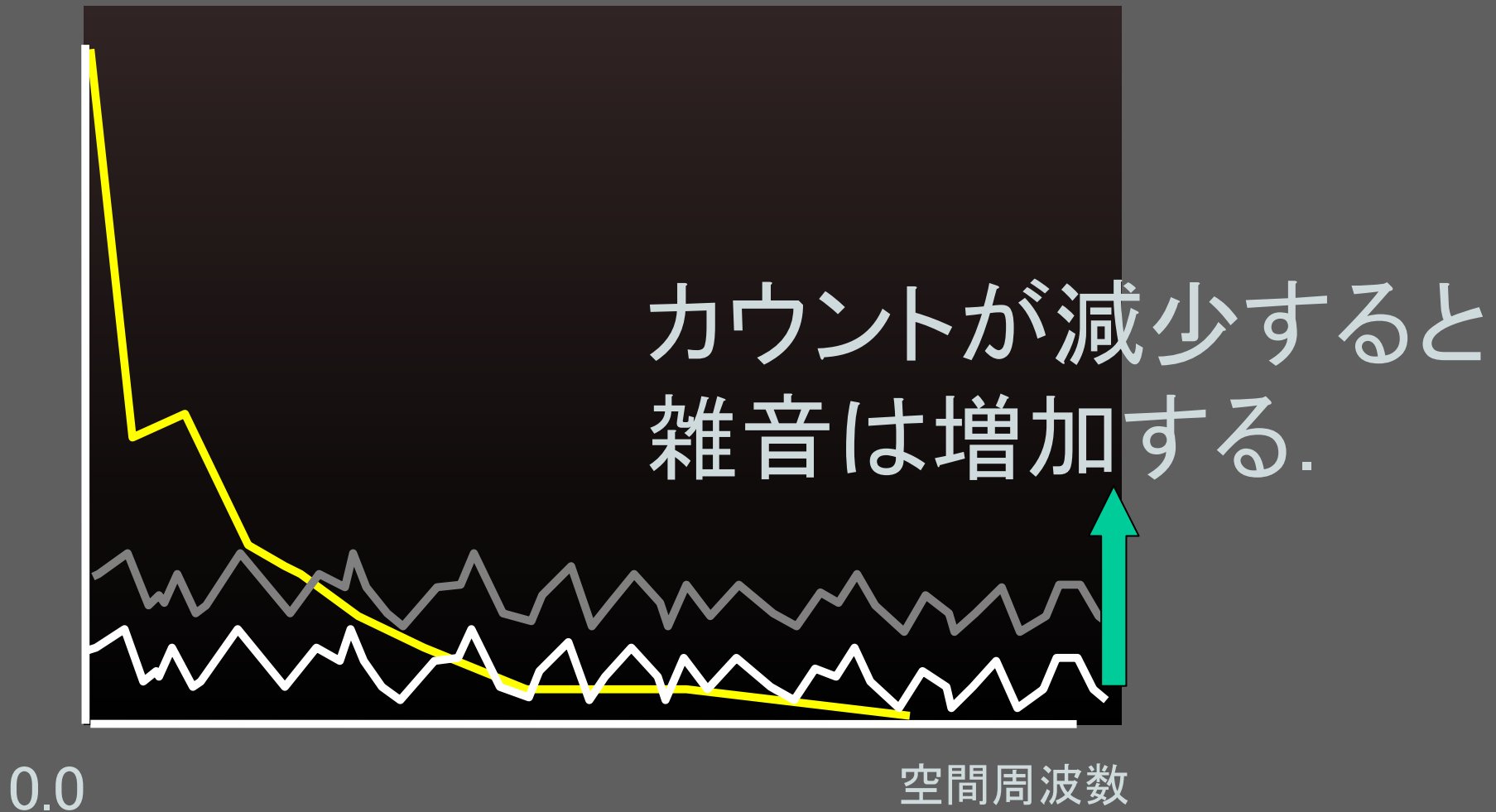




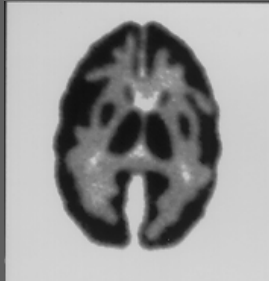
Fig. 13

# 空間周波数表示



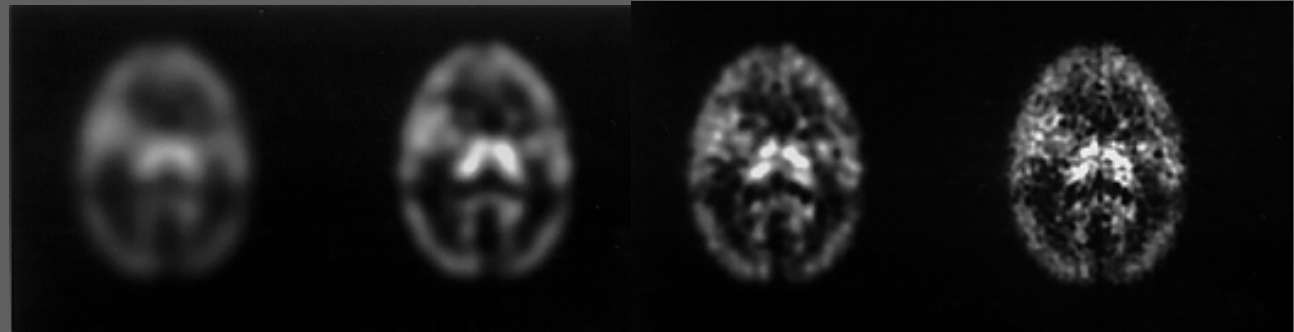
2次元のうち、一部だけ切り出している。

Fig. 14  
ファントム



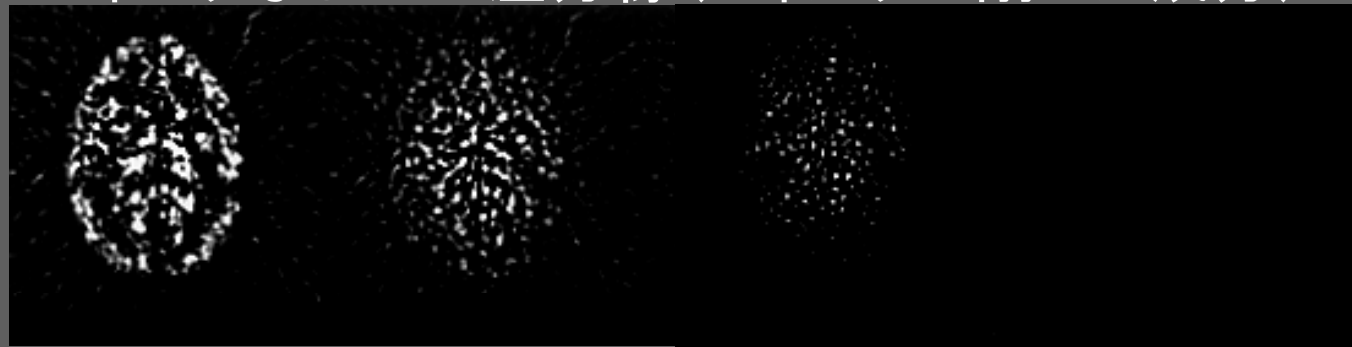
バターワースフィルタ

遮断周波数: cycles/cm



0.22      0.33      0.66      フィルタなし

フィルタなしとの差分像(フィルタで削った成分)



0.22      0.33      0.66      フィルタなし

Fig. 15

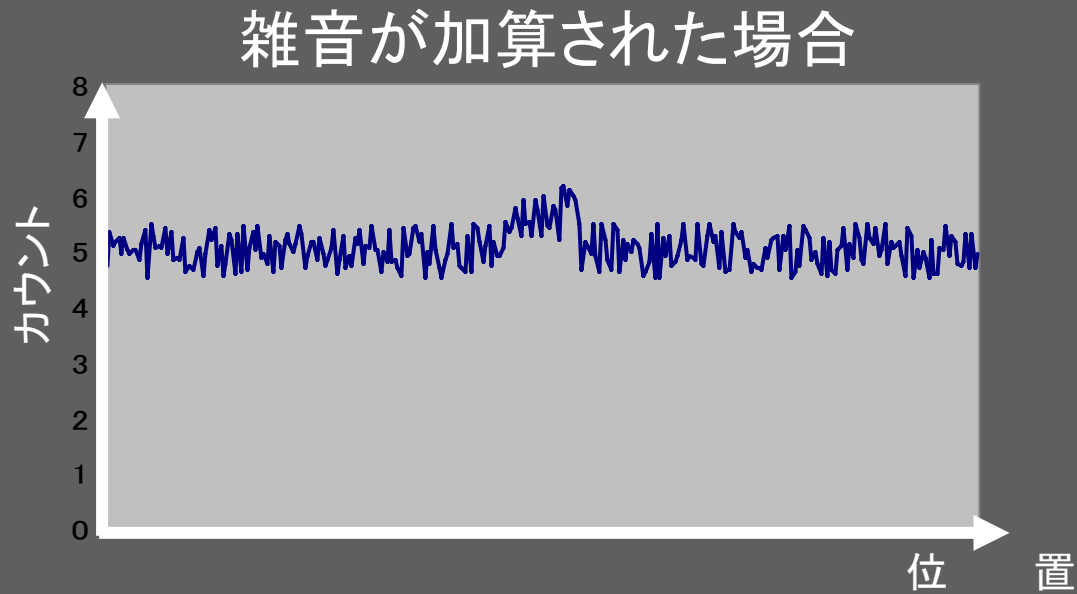
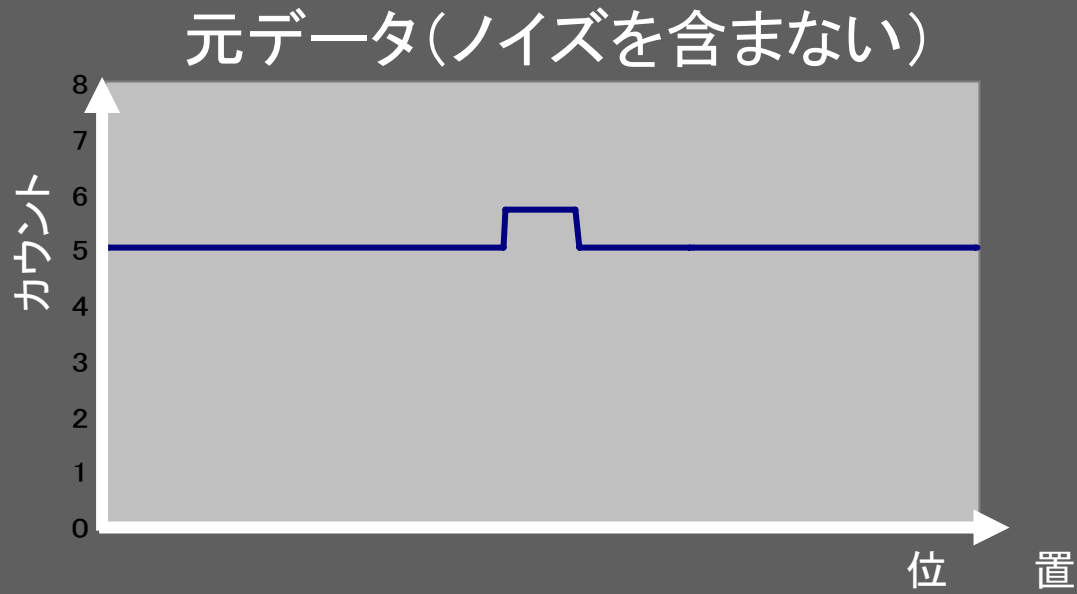
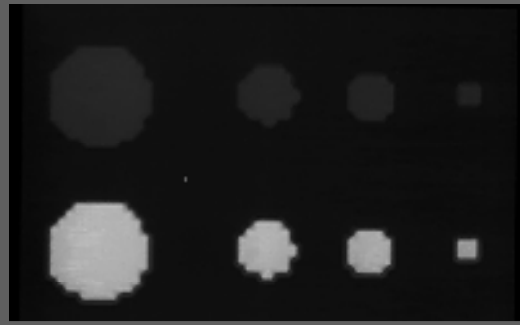


Fig. 16

13カウント

20カウント



バックグラウンド  
10カウント

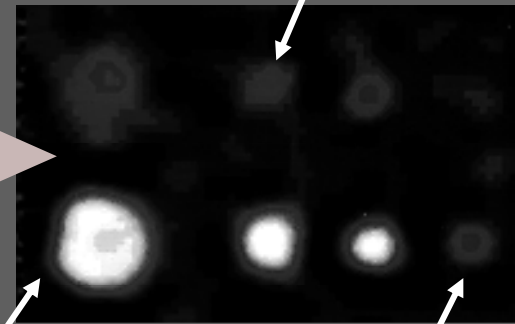
13 pixels 8 6 3 直径

雑音を加えた後



分断した領域と見えてしまう.

スムージングしたため一塊り  
の領域として認識し易い.



バターワース  
フィルタ処理後

スムージングしたため暈  
けてしまい、認識し難い.

一塊りとして認識できる.

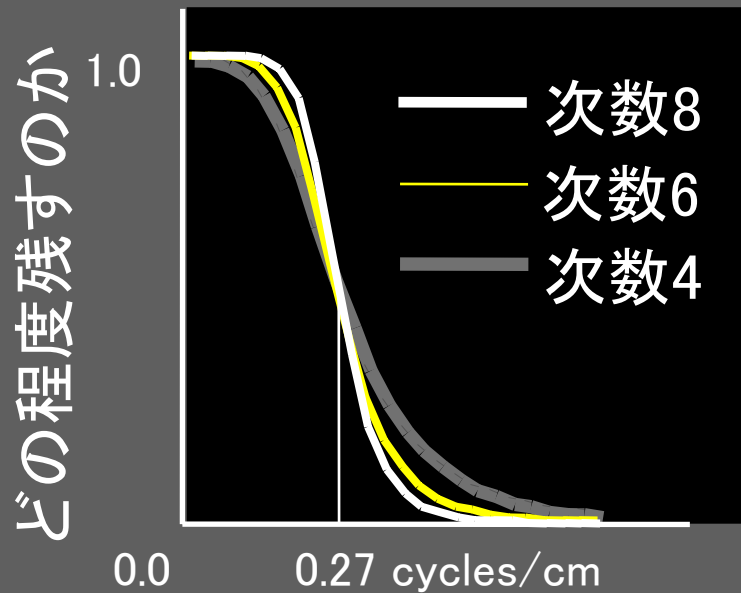
Fig. 17

バターワースフィルタ

$$f(\omega) = \frac{1}{1+(\omega/\omega_n)^m}$$

m: 次数

$\omega_n$ : 0.27 cycles/cm



空間フィルタの形(1次元表示)

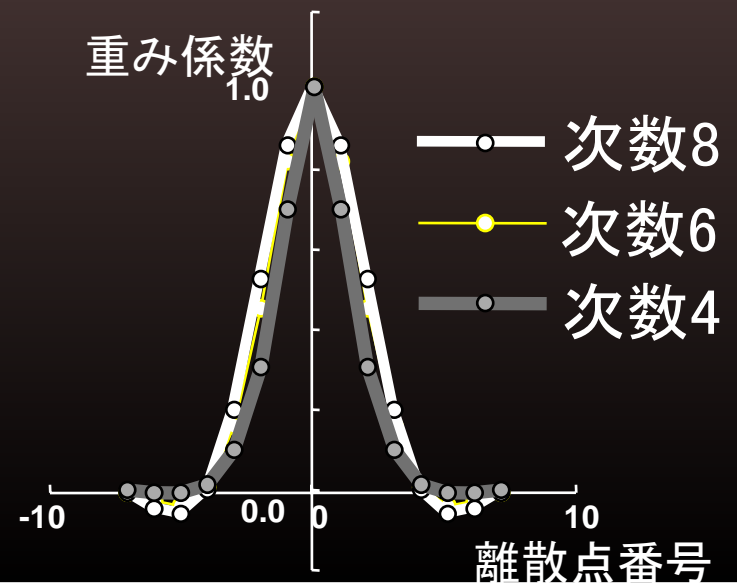


Fig. 18

