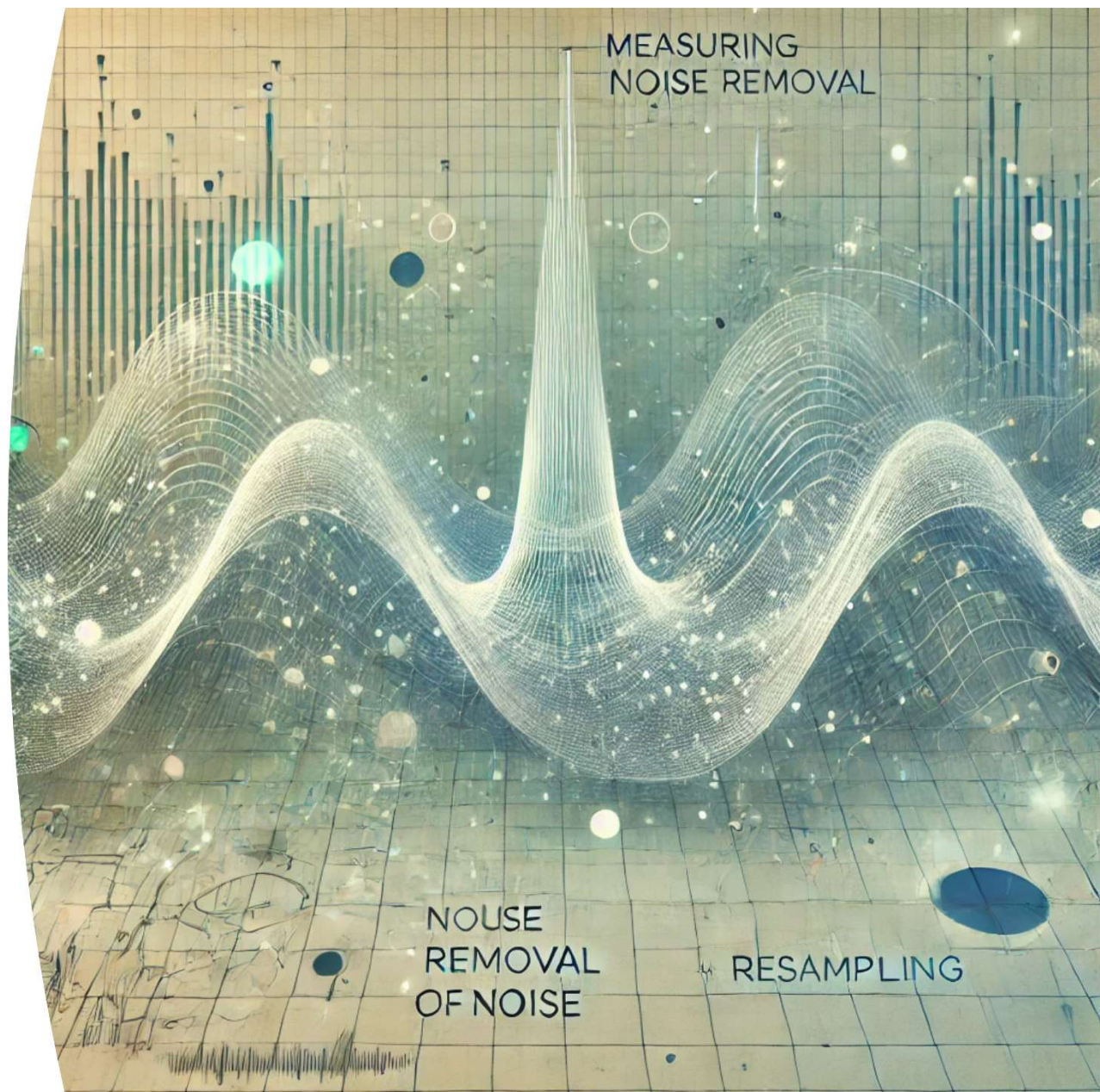


主専攻実験第 8 回

信号の前処理

- 信号の計測とサンプリング定理
- リサンプリング
- 相互相関



生体信号の計測システム ふたたび

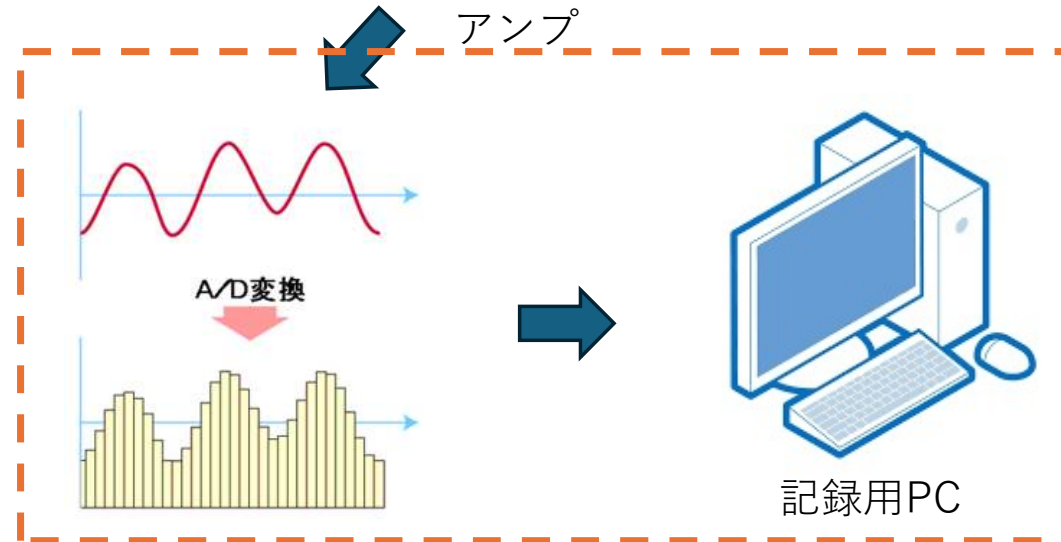
ArtiseBiomedical 



計測電極



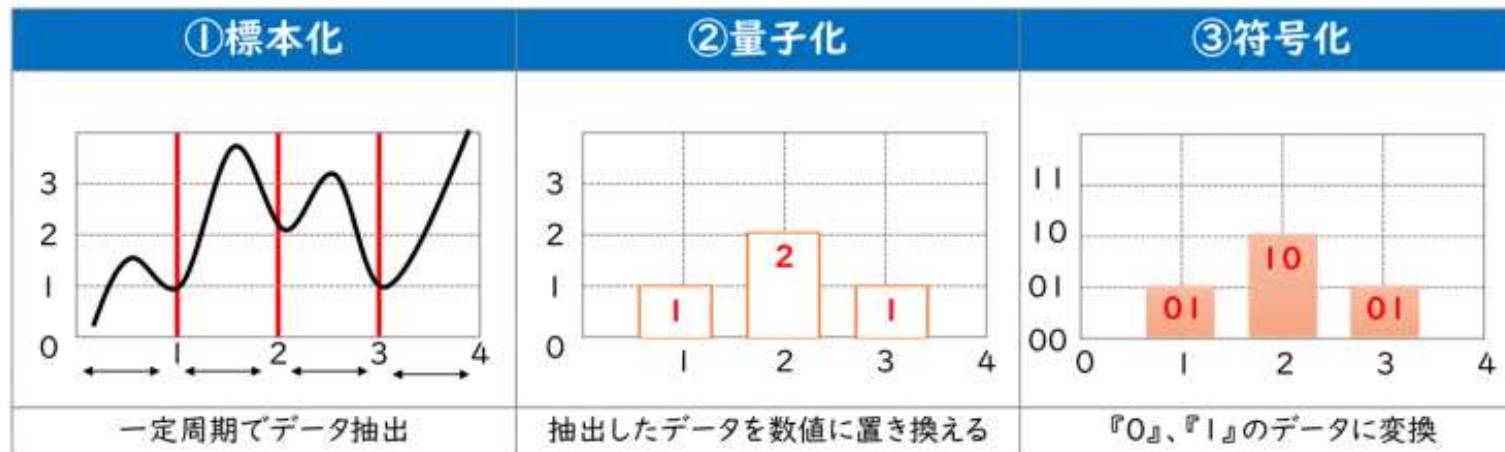
アンプ



医師との連携研究でも、
AD変換・PCでの
データ管理は
情報側の方が詳しい
→設定をちゃんと確認

A/D変換

計測機器，アンプから出力される信号は連続値
→デジタル信号に変換する必要がある。

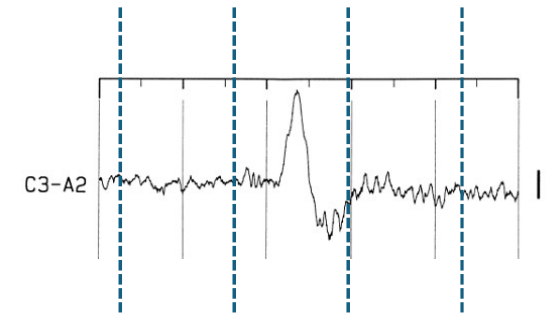


基本的には誤差が発生することになる。
これ以降の診断・情報処理を行う上での「許容量」を把握，
許容用以下の誤差になるように，パラメータを調整する必要あり

標本化と量子化による誤差

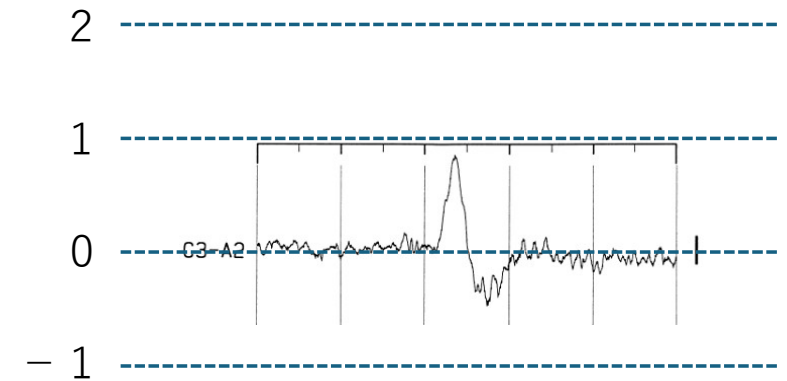
- 標本化による誤差

サンプリングの頻度によっては、
重要な波形情報を取りこぼす可能性がある
→サンプリング定理



- 量子化による誤差

アナログ値をデジタル値になるように
切り捨て、切り上げ、四捨五入
→「丸め誤差」が発生.



標本化定理と実際の運用

標本化定理 (From Wikipedia)

標本化定理は、元の信号をその最大周波数の**2倍**を超えた周波数で標本化すれば完全に元の波形に再構成されることを示す。

標本化定理と実際の運用

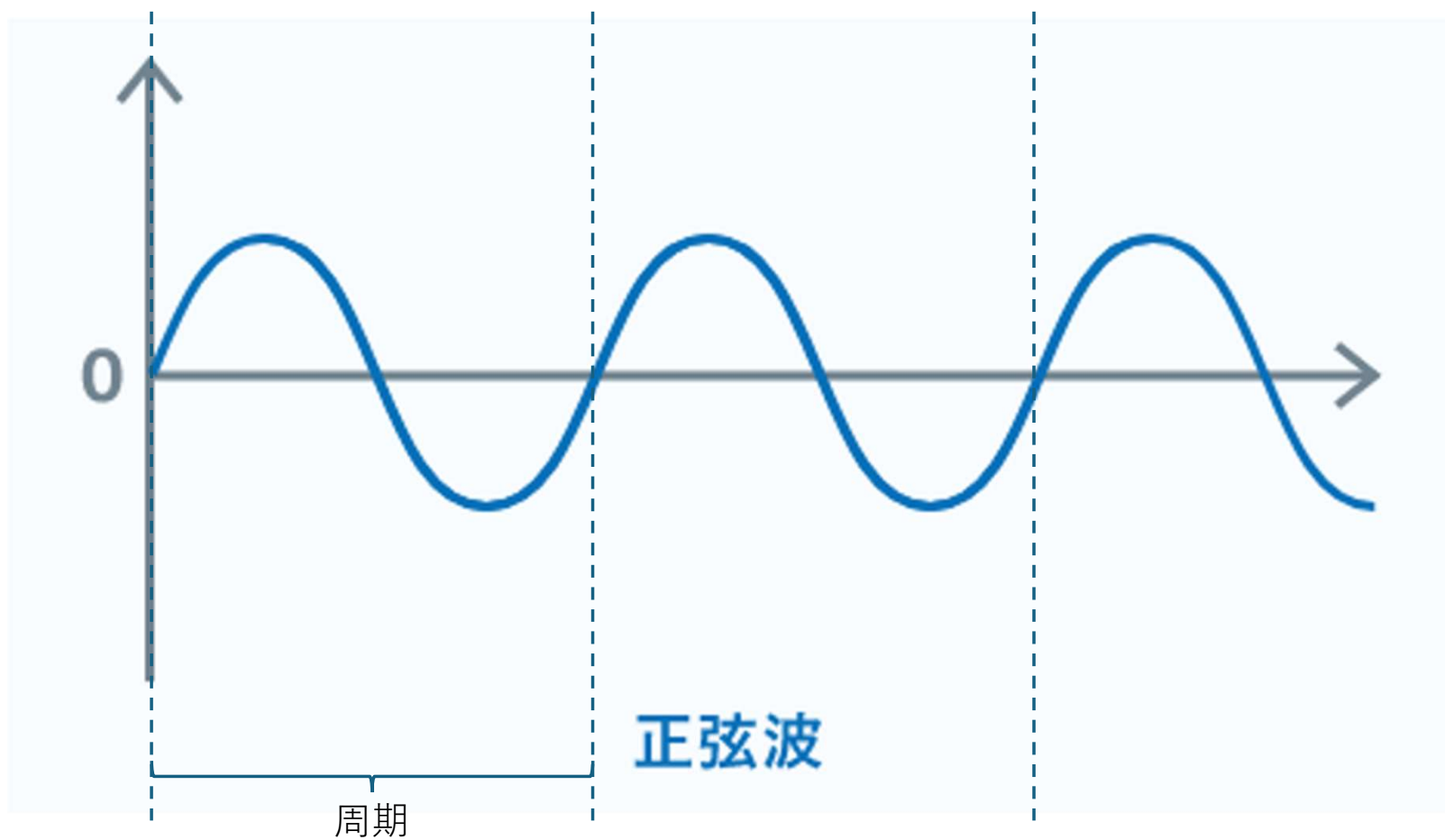
標本化定理 (From Wikipedia)

標本化定理は、元の信号をその最大周波数の**2倍**を超えた周波数で標本化すれば完全に元の波形に再構成されることを示す。



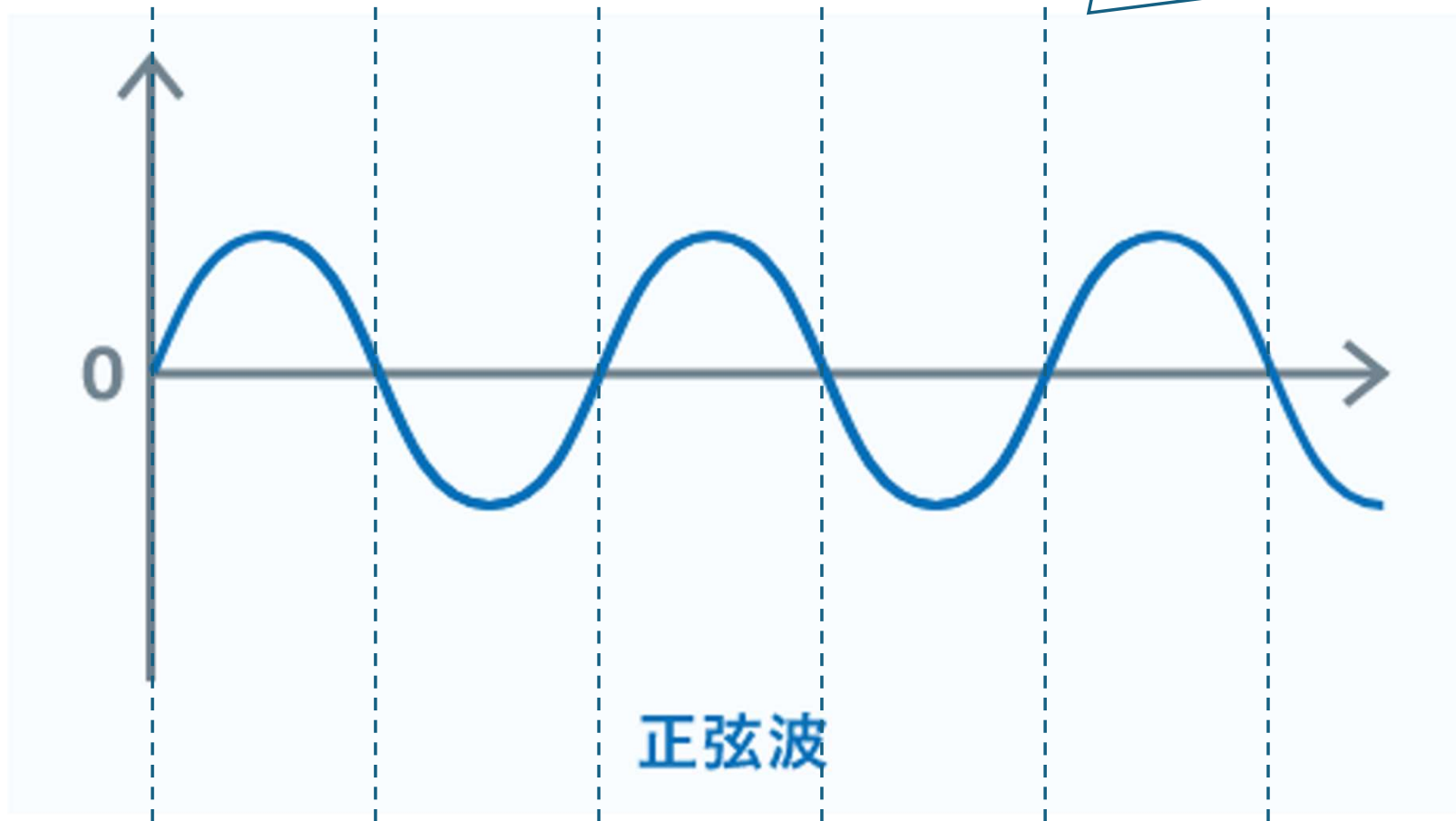
ある信号を標本化したとき、標本化周波数の**1/2**以上の周波数の成分は再構成できない
(エイリアシングの原因となる)

標本化定理と実際の運用

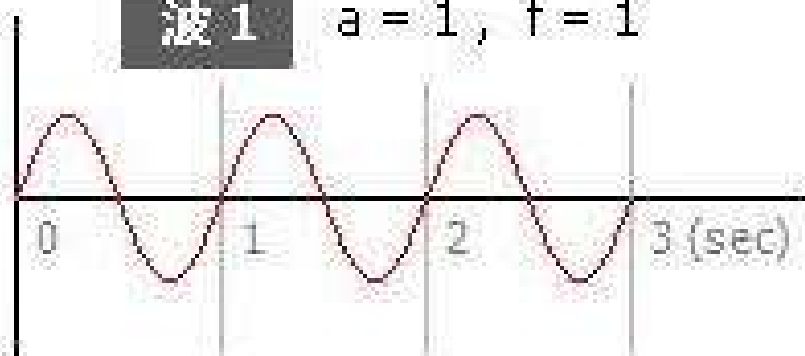


標本化定理と実際の運用

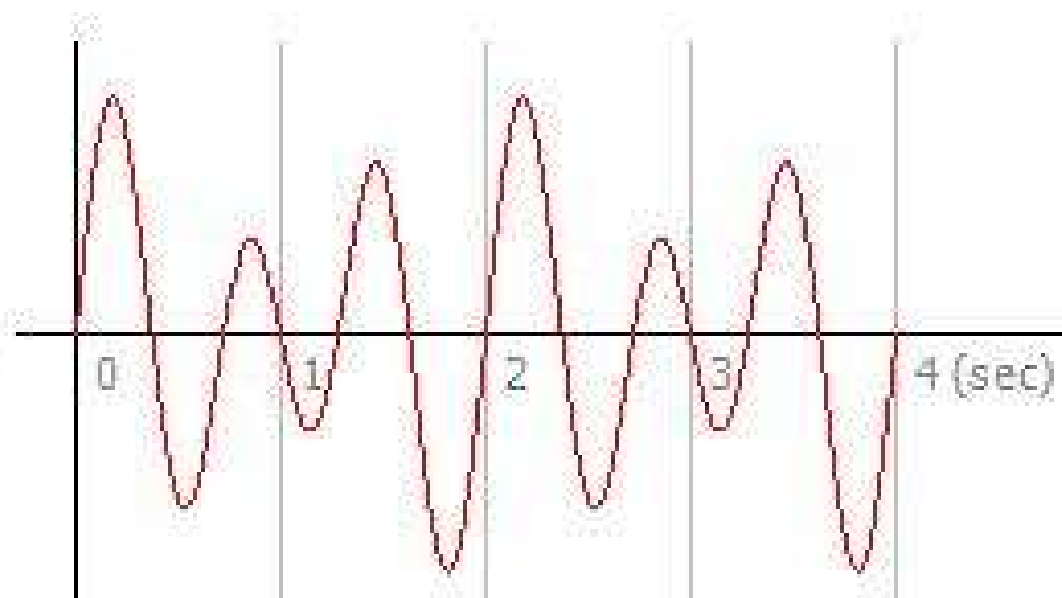
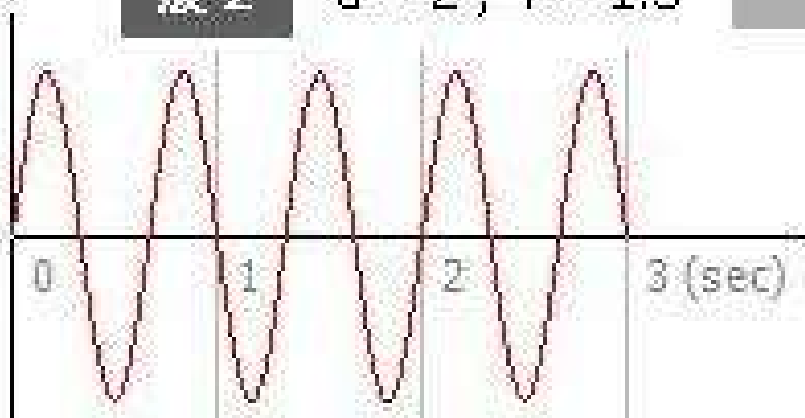
元信号の2倍の周波数で
サンプリングしているのに
元信号が再現できない

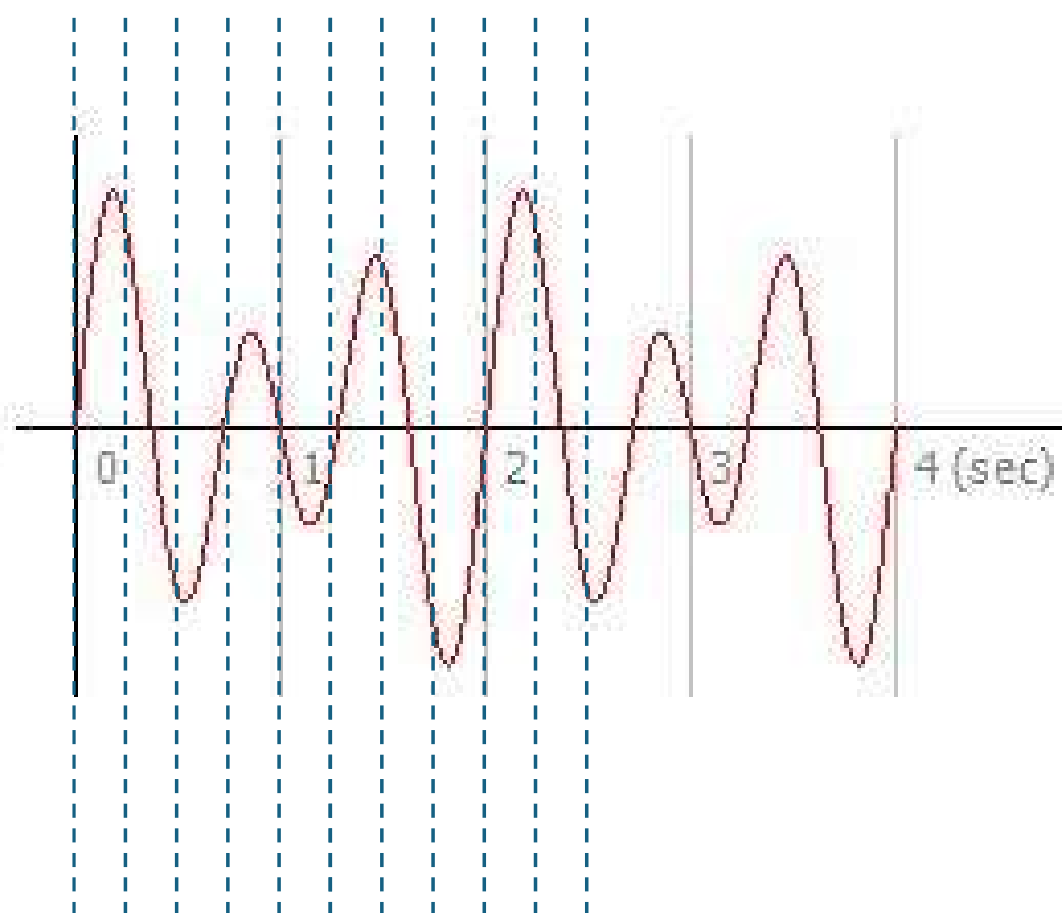
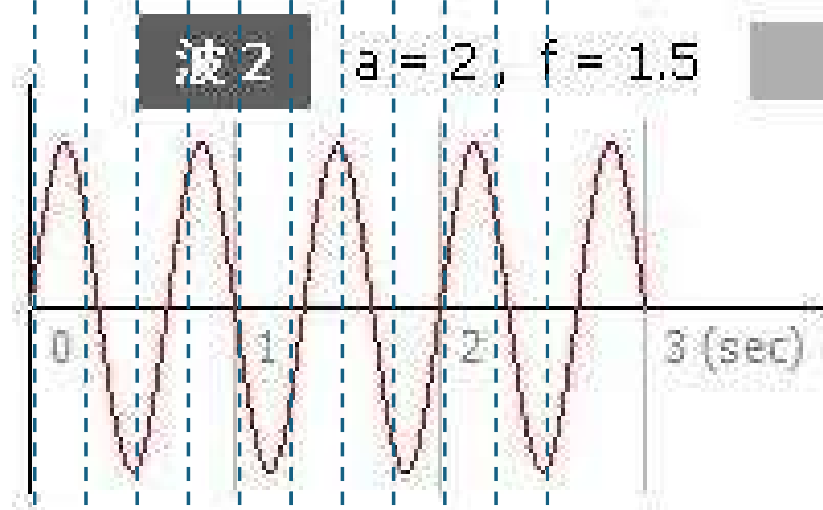
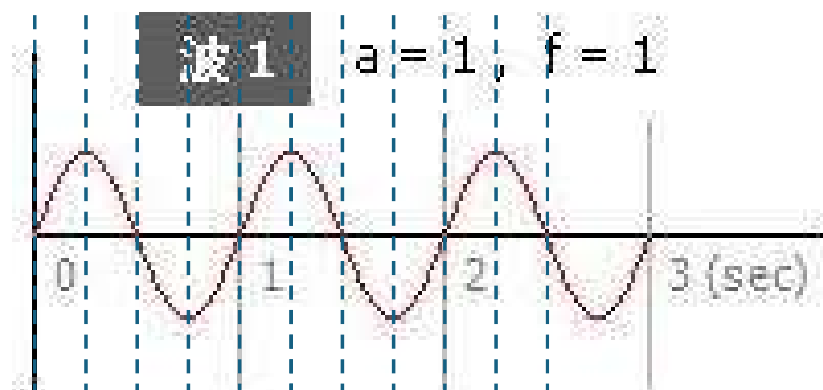


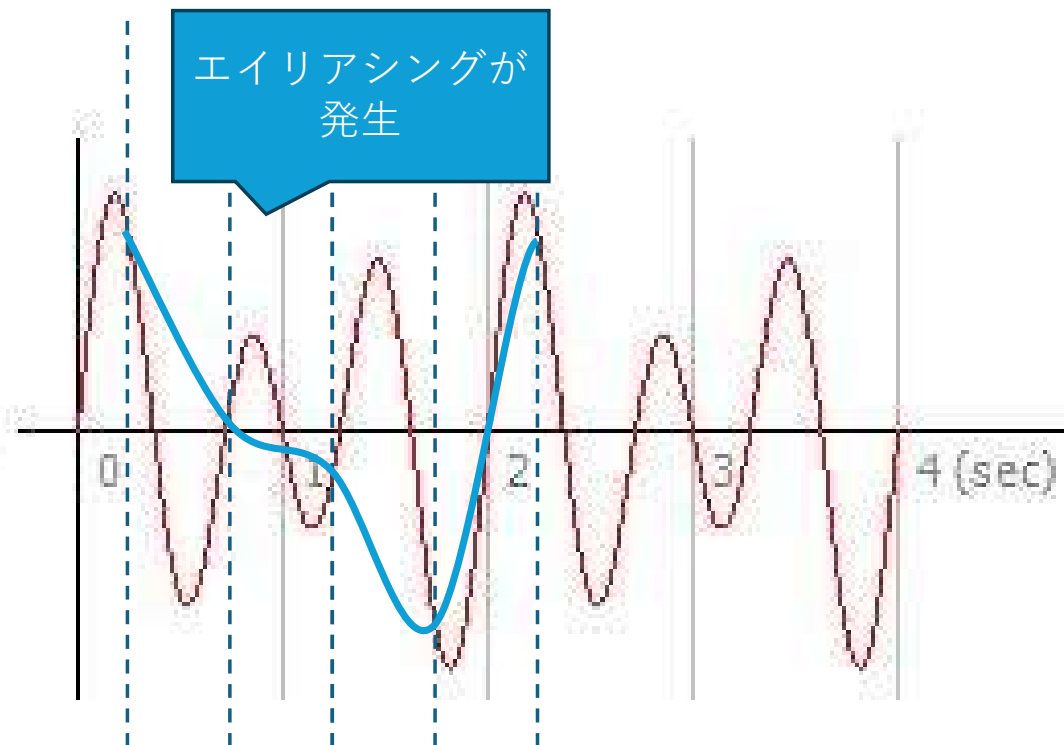
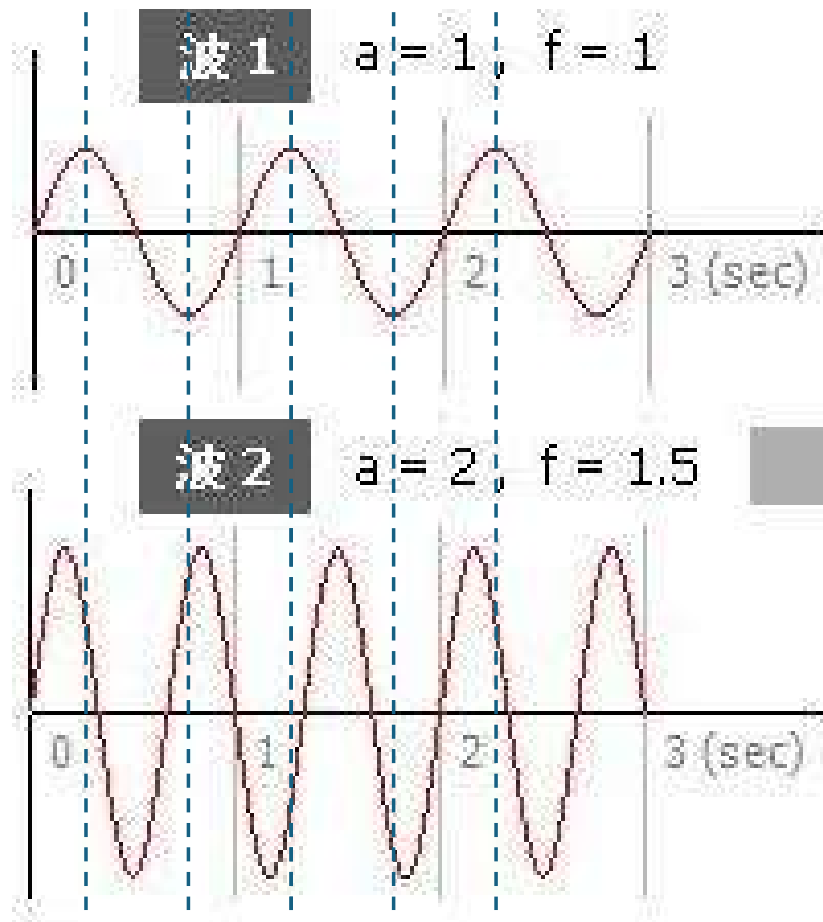
波 1 $a = 1, f = 1$



波 2 $a = 2, f = 1.5$







ある信号を標本化したとき、標本化周波数の $1/2$ 以上の周波数の成分は再構成できない
(エイリアシングの原因となる)

結局

何倍でサンプリングすればいいの？

最低 4 倍 数理的な理由付けというより慣習

理想は10倍

可聴域

: 20~20kHz

CD

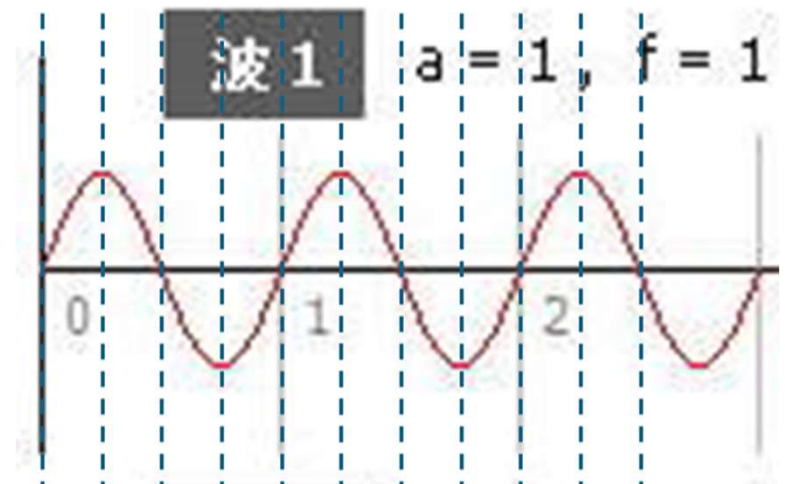
: 44.1kHz

ハイレゾ音源

: 96kHz~

2倍じゃ
足りず、

4倍以上に



フィルタリングによる 必要サンプリング周波数の低減

元信号の周波数成分：1~100Hzまで

→ 400Hz以上でサンプリング
場合によっては不可能な場合も

例) そもそも計測機器が400Hzサンプリング不可能
400Hzサンプリングだとデータが大きすぎて通信困難

- ・ 必要な周波数成分は30Hz以下
 - 本当に必要な情報は120Hzサンプリングで取得可能
 - ただし、120Hzサンプリングだと
元信号の高周波成分によるエイリアシングが発生

生体電位の周波数（おさらい）

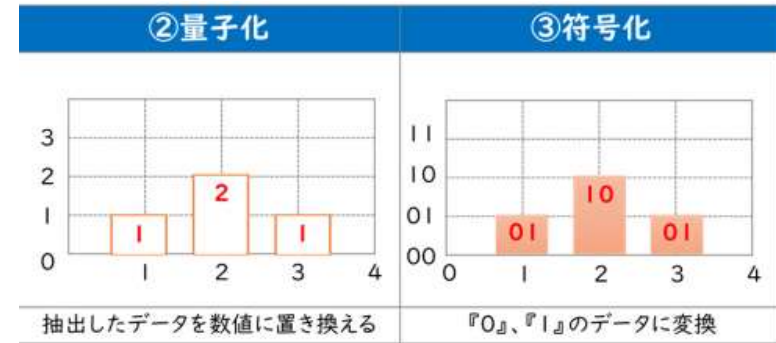
- EEG 0.5 ~ 30 Hz （40Hz以上はステージと無関係）
- EOG 0.1 ~ 10 Hz
- EMG 筋肉次第
顎の下筋だと100 Hz以下
（顎舌骨筋、顎二腹筋、舌骨下筋群、茎突舌骨筋）

睡眠ステージ判定では、高周波成分をカットした上、
200Hz程度でサンプリングするケースが多い
EMGは周波数成分よりも振幅が重要なので、
100Hz以上をカットしてサンプリングするケースが多い

量子化 & 符号化

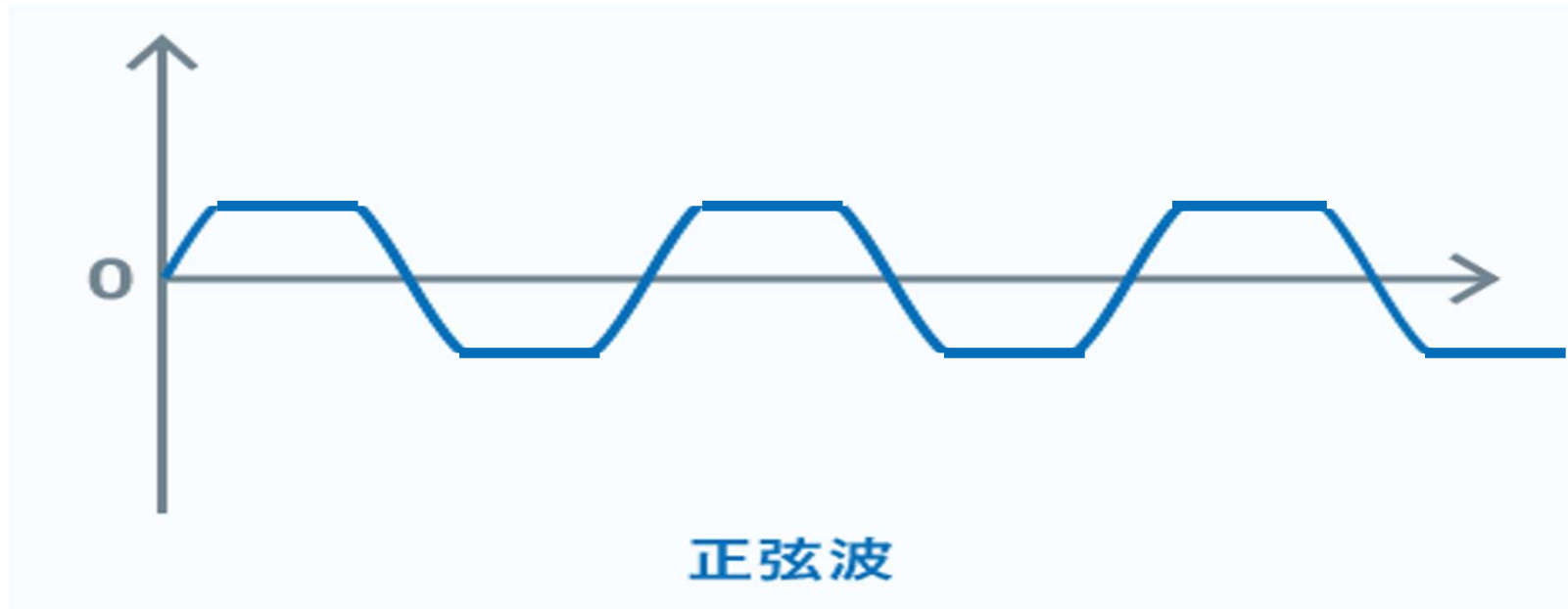
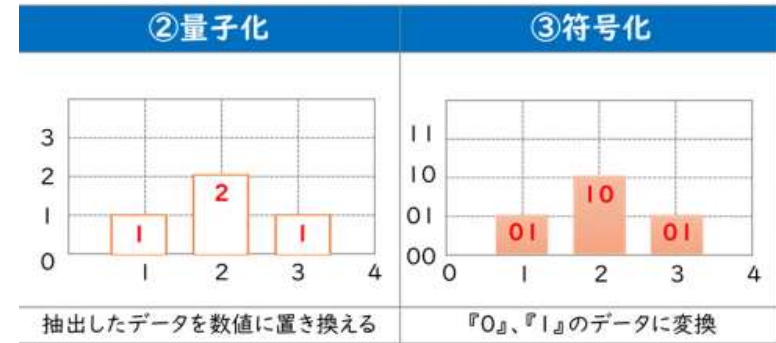
- 量子化分解能：
符号化の際に何bit使用するか？
多いほど量子化時に細かく分割する
例) 16bit → 65536分割

細かければ丸め誤差は小さくなるが、
データサイズは大きくなるのでバランス注意



量子化 & 符号化

- 量子化範囲に注意
アナログ値を分割して数値を割り当て
→ 上限値, 下限値が存在



具体的な計測機器のAD変換

PSG-1100 日本光電製
日本で一番有名な睡眠時生体信号計測機器



アンプ＋
AD変換の部分

増幅部

入力端子数	脳波(25)、多目的(8)、バイポーラ(8ペア)、体位(1)、呼吸圧(1)、SpO ₂ (1)、ETCO ₂ (1)
入力抵抗	100MΩ以上
雑音	1.5μVp-p (0.53～60Hz) 脳波・EOG・EMG・バイポーラ 3μVp-p (0.53～60Hz) ECG
弁別比	105dB以上 (60Hz)
A/D分解能	16bit
サンプリング	2000、1000、500、250、200Hz

信号計測における注意点まとめ

- サンプルング周波数に注意
 - 必要な周波数成分が計測可能なサンプルング周波数か？
 - エイリアシングが発生する状況か？
- 量子化に注意
 - 分解能は十分に小さいか？
 - 量子化のレンジは適切か？

リサンプリング

リサンプリング

標準化，量子化後の信号のサンプリング周波数を変更すること

- 本質的には意味のある操作ではない
(情報が増えるわけでも，不要な情報が除かれるわけでもない)
- が，現実的にはよく行う

例えば，

- 公開されている睡眠記録A,B,Cがそれぞれ違うサンプリング周波数を採用しているケース
- 公開されている睡眠ステージ判定モデルが，特定のサンプリング周波数前提でチューニングされている

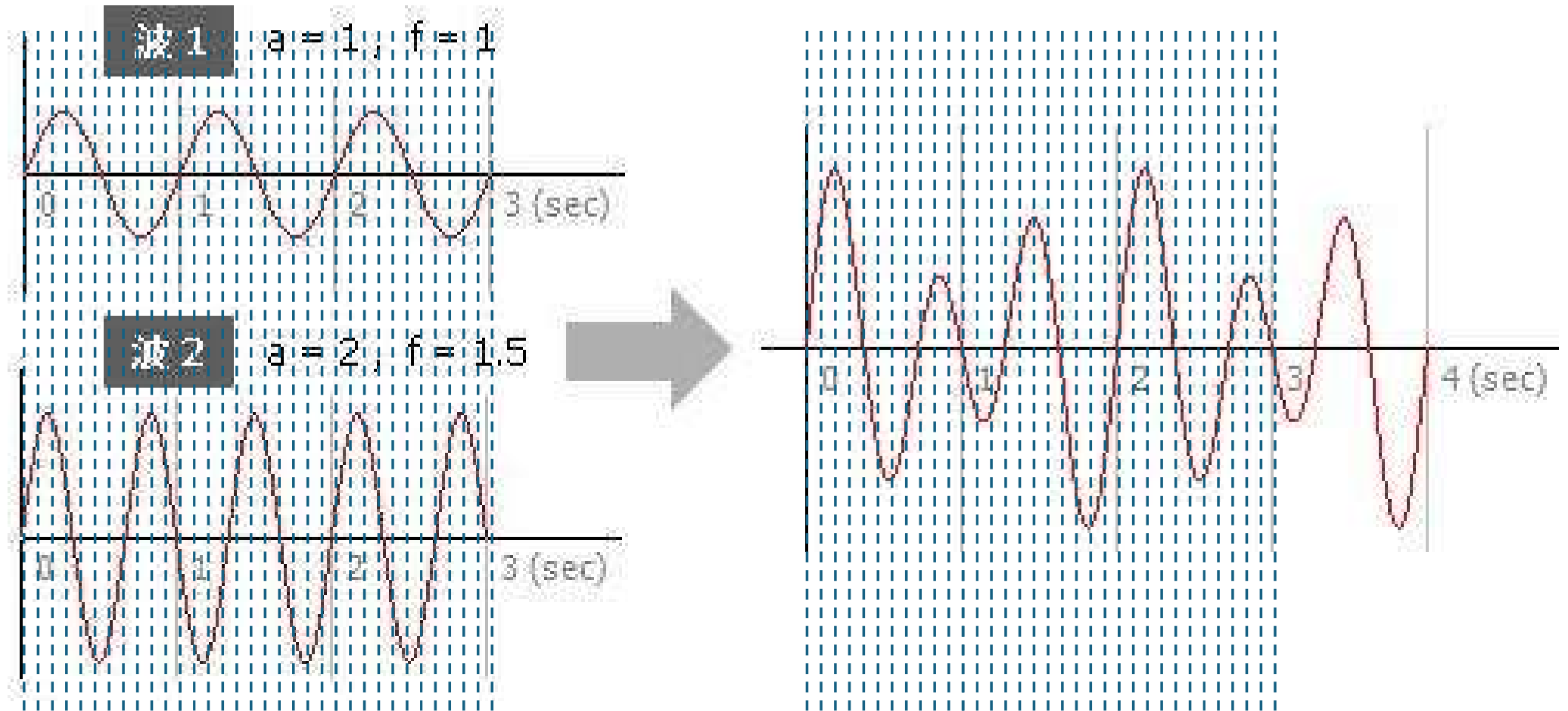
アップとダウン

アップサンプリング：より高いサンプリング周波数に

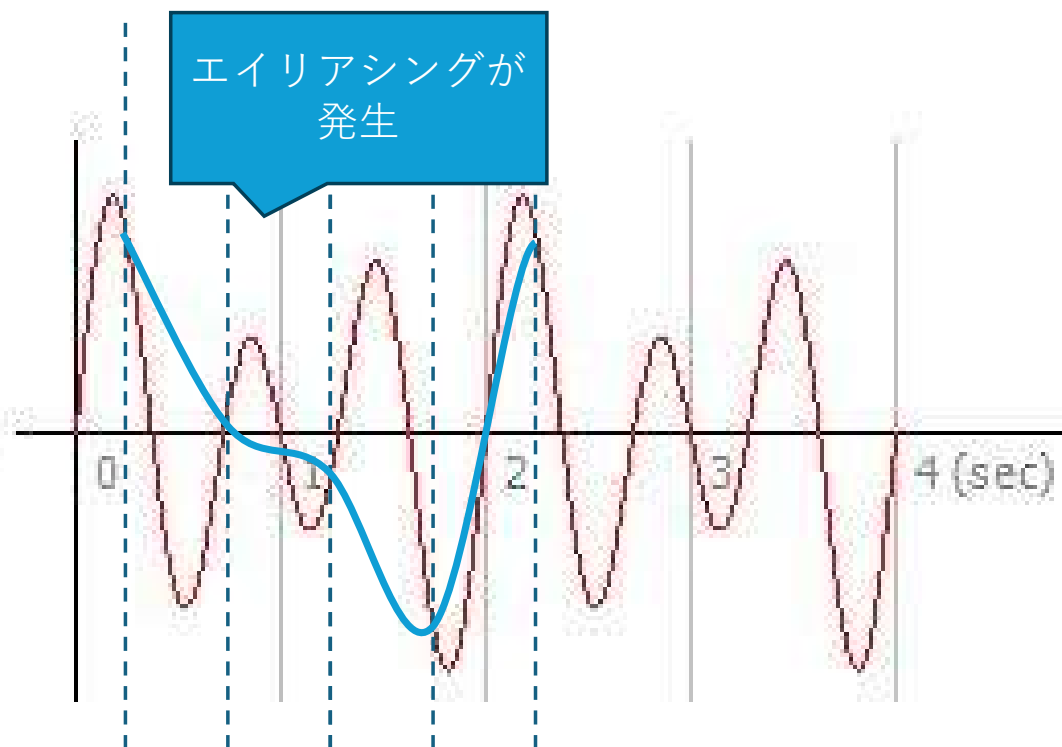
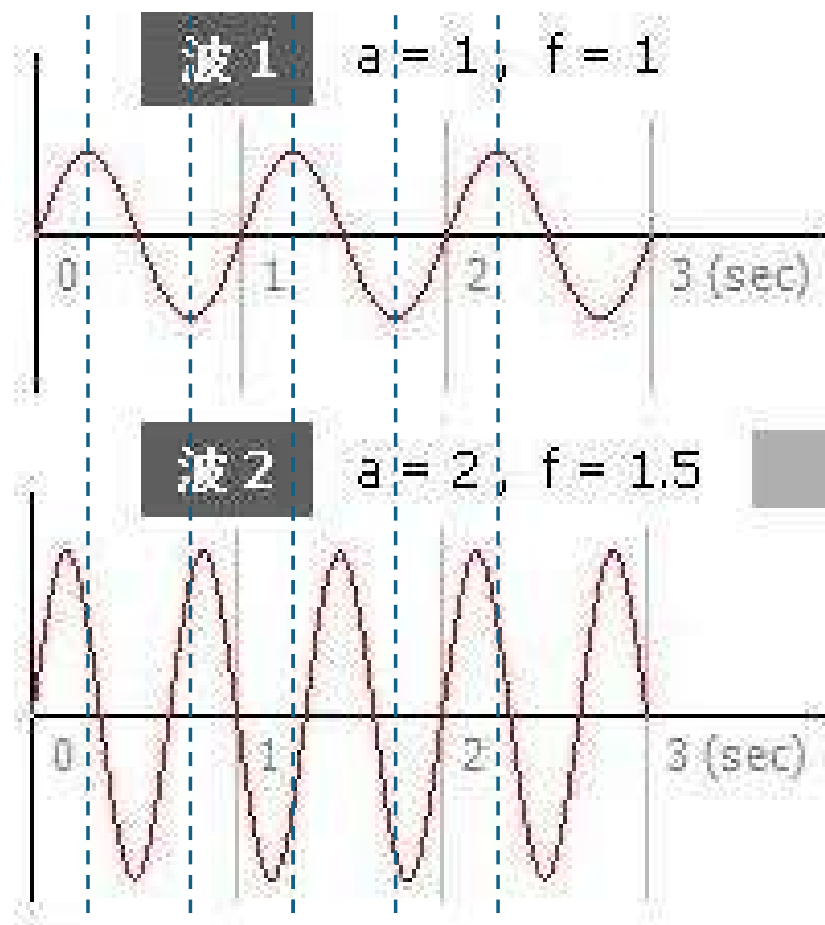
ダウンサンプリング：より低いサンプリング周波数に

アップ・ダウン共に、
へたなやり方でリサンプリングするとエイリアシングが発生

ダメなダウンサンプリングの例

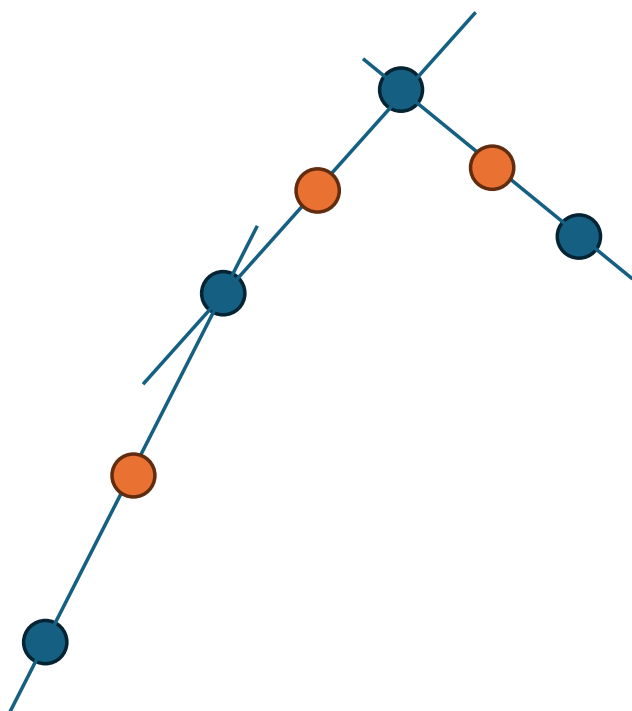


ダメなダウンサンプリングの例



エイリアシングの元となる周波数成分が含まれている
= 必要なサンプリング周波数に合わせて、
データをスキップするのではダメ

ダメなアップサンプリングの例



新しいサンプル点のY値を
両側の計測点の平均値にする

アップサンプルは
元々の信号形状を損ねずに
できるはずなのに、
周波数成分が変化してしまう

ではどうすればいいのか？
→周波数空間でリサンプリング

要するに,

実時間空間で「間引く」から,
周波数に関する情報がおかしくなってしまう.

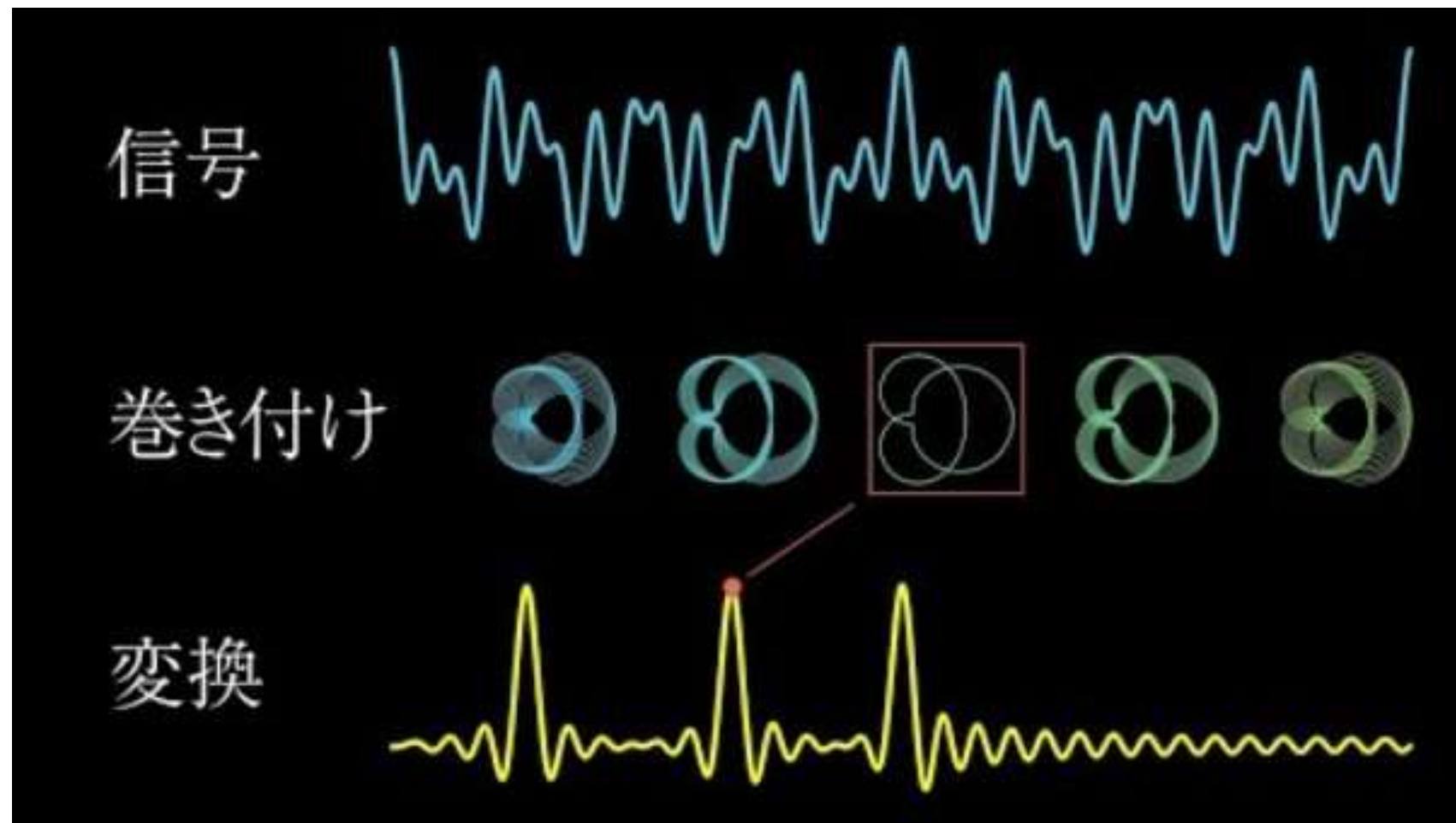
→

1. 「周波数空間上で」
2. 「実時間空間でのリサンプリング」に対応する操作

を行えばOKでしょう.

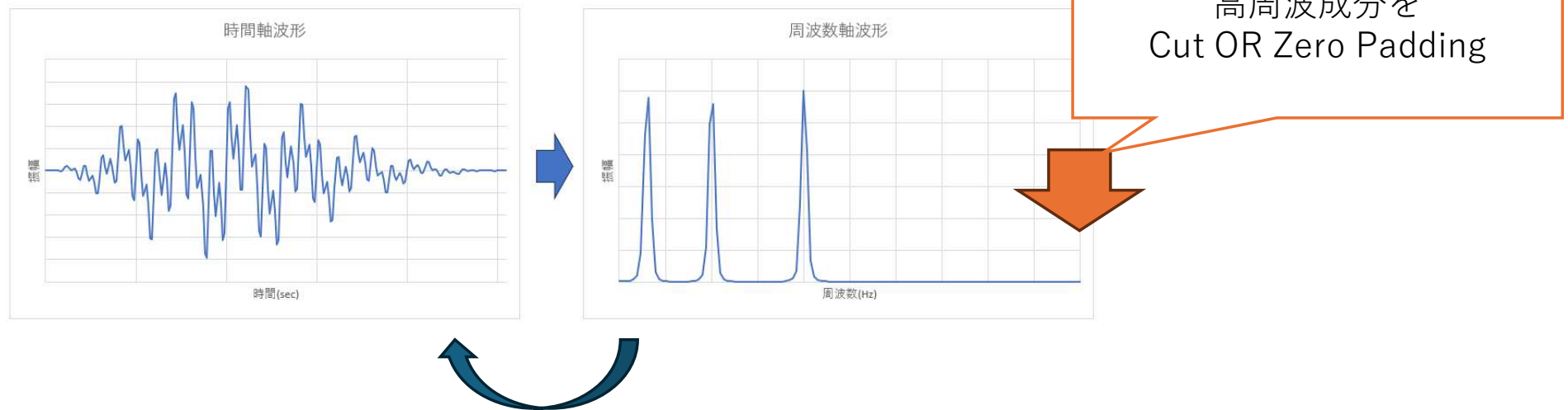
→「周波数空間への変換」 = フーリエ変換が使えるそう.

フーリエ変換の基本的な考え方



適切なリサンプリングの方法

フーリエ変換を経由する

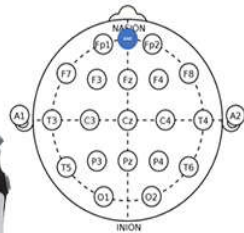


これならスペクトラムを変えずにアップ/ダウンサンプリング可
ただし計算量は多くて大変. . .

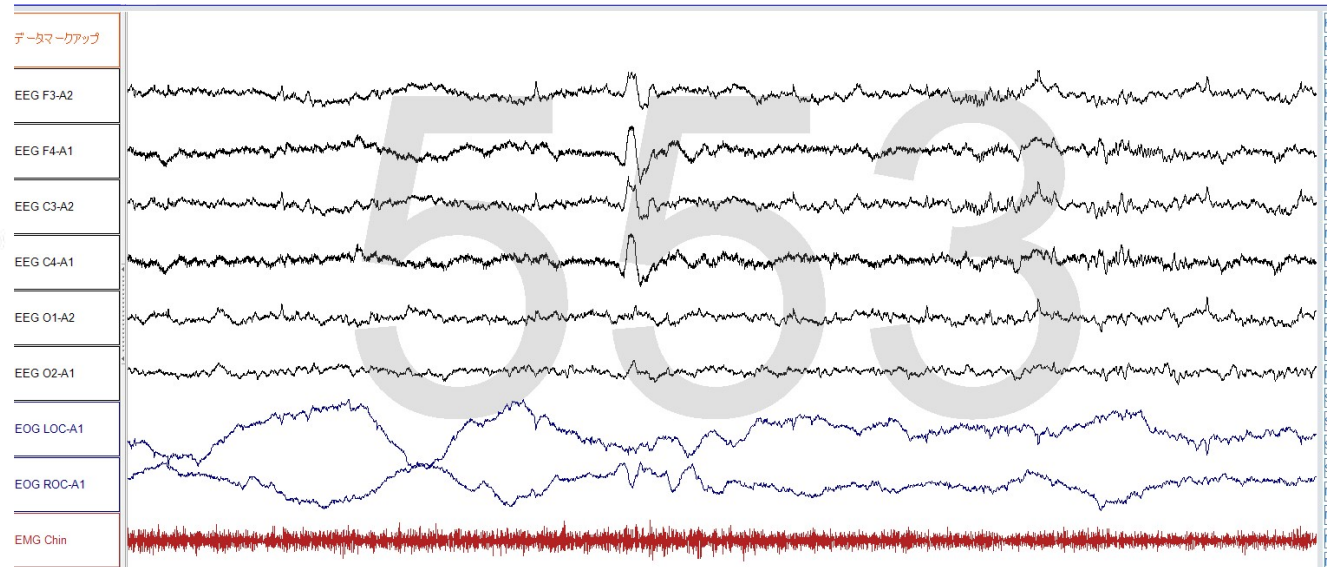
信号の相互相関と主成分

計測電位って，電極間で似てるよね？

ArtiseBiomedical

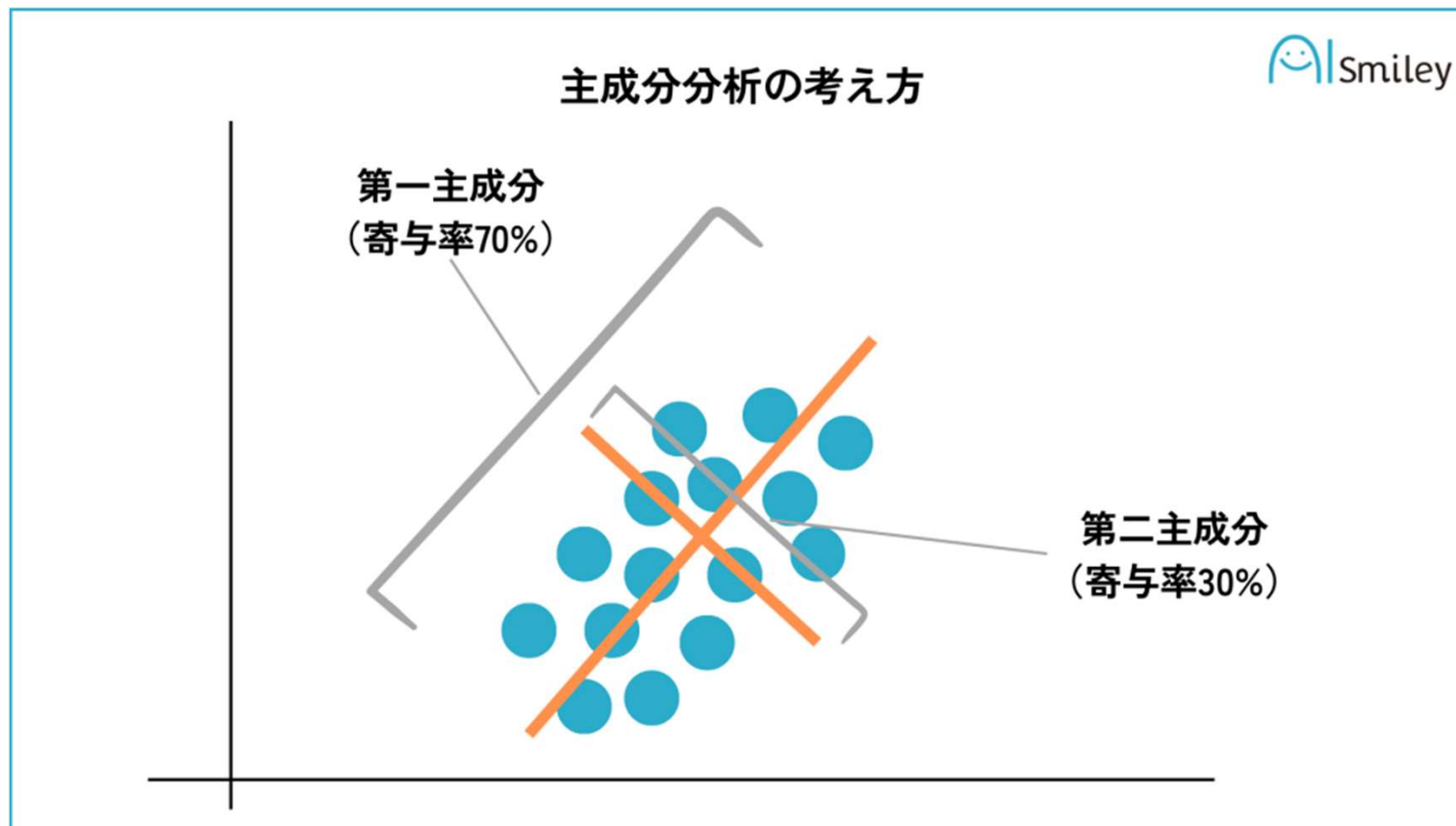


計測電極



似る理由はいろいろあるけど，
「多数の電極に共通する信号」と
「特定の電極のみに載っている信号」は分けた方がよさそう．

やりたいことは主成分分析っぽい。



2つの電極が
ほぼ同じ信号



第一主成分が
 $x+y$

寄与率100%に

中身と寄与率で
信号がどうなっ
てるかわかる

シンプルに主成分分析をかけると、

Delayが考慮されない.

→ 2つの電極の間には「時間差」が存在する可能性

例) A電極の近くの脳活動が、徐々にB電極に伝わる

→ 同一活動がAとBで若干の時間差と共に計測される

遅延があると、「本当は同じもの = 相関1.0」なのに、
相関が小さく見えてしまう.

→ 遅延の補正をしたい = 相互相関を考える.

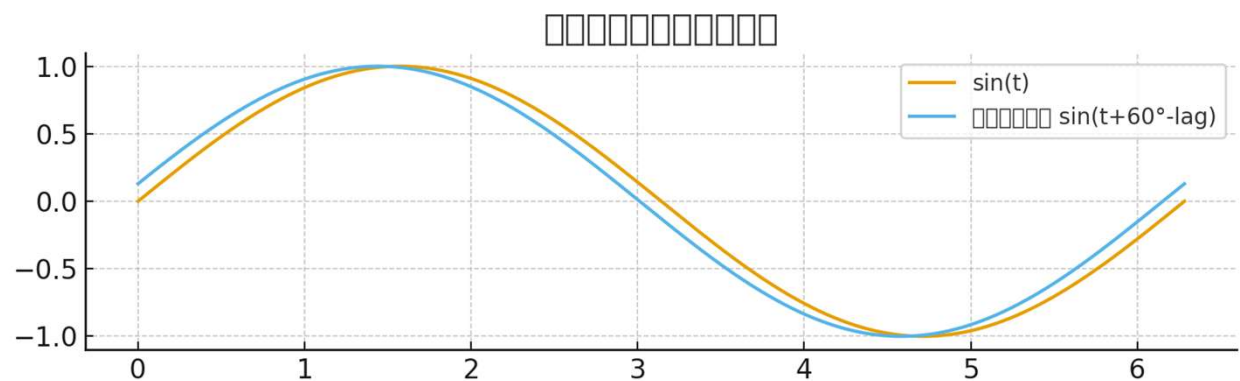
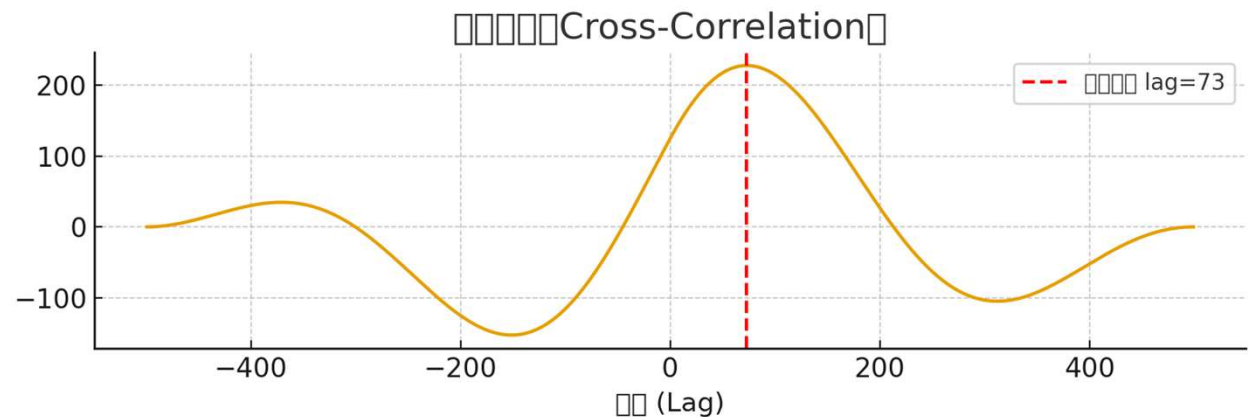
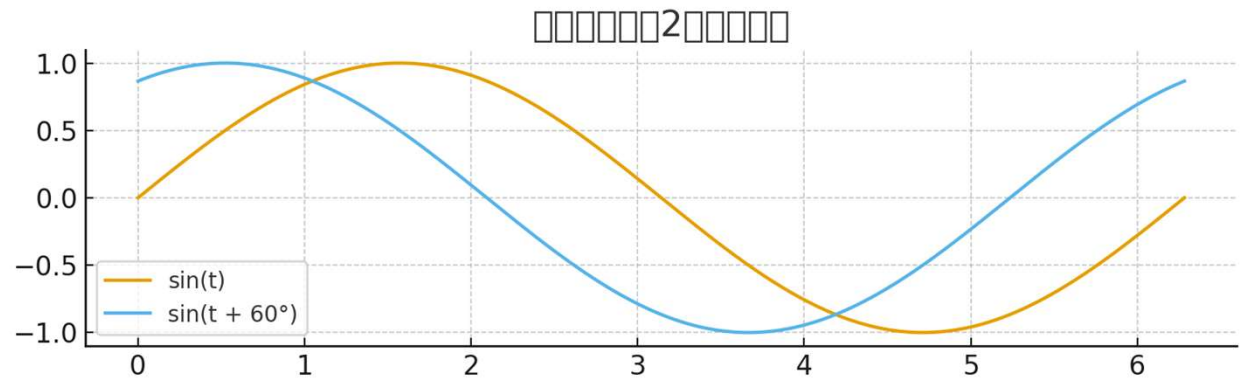
相互相関とは,

2 信号の相関を

“ちよつとずつ
時間をずらしながら”

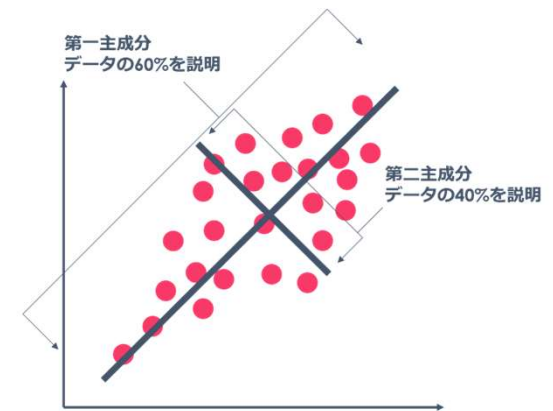
繰り返し取る作業

→遅延とちょうど同じだけ
ずらすと, 値が最大に
Argmaxで遅延量がわかる

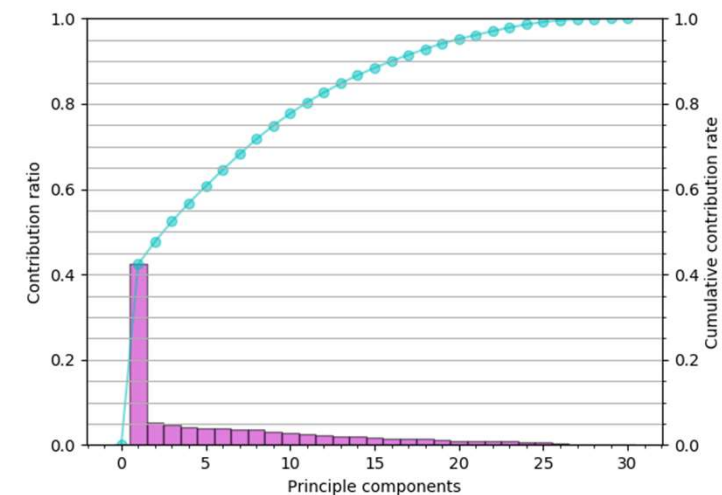


主成分分析

サンプルの分布を基に、
なるべく分散が大きくなる主成分を決定、
→作成済みの主成分と直交し、かつ分散が大きい主成分を、
(特定の条件を満たすようにした基底変換)



分散が大きい順に主成分を決定
→主成分ごとに分散が大きく異なる。
分散の全体に対する割合 = 寄与率
あまり寄与していない成分を除去する
= 空間の縮退を是正し、
同じ情報が繰り返し入力されないように



生体信号への応用

サンプリング点をサンプルとして利用

生体信号 X （ N チャンネル，サンプリング点 T 個）について考える

$$X = \begin{Bmatrix} x_{1,1} & \cdots & x_{N,1} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ x_{1,T} & \cdots & x_{N,T} \end{Bmatrix}$$

$$\Sigma_{ij} = \frac{1}{T} \sum_{t=1}^T (x_{i,t} - \mu_i)(x_{j,t} - \mu_j), \quad \mu_i = \frac{1}{T} \sum_{t=1}^T x_{i,t}$$

生体信号への応用

生体信号 X （ N チャンネル，サンプリング点 T 個）について考える

$$\Sigma = \begin{pmatrix} \Sigma_{1,1} & \cdots & \Sigma_{N,1} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \Sigma_{1,N} & \cdots & \Sigma_{N,N} \end{pmatrix}$$

$$\Sigma_{ij} = \frac{1}{T} \sum_{t=1}^T (x_{i,t} - \mu_i)(x_{j,t} - \mu_j), \quad \mu_i = \frac{1}{T} \sum_{t=1}^T x_{i,t}$$

$$X = \begin{pmatrix} x_{1,1} & \cdots & x_{N,1} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ x_{1,T} & \cdots & x_{N,T} \end{pmatrix}$$

生体信号への応用

生体信号 X (N チャンネル, サンプルング点 T 個) について考える

$$\Sigma_{ij} = \frac{1}{T} \sum_{t=1}^T (x_{i,t} - \mu_i)(x_{j,t} - \mu_j), \quad \mu_i = \frac{1}{T} \sum_{t=1}^T x_{i,t}$$

$$\Sigma = \begin{pmatrix} \Sigma_{1,1} & \cdots & \Sigma_{N,1} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \Sigma_{1,N} & \cdots & \Sigma_{N,N} \end{pmatrix}$$

$$\Sigma = V \Lambda V^T = [v_1 \dots v_d] \begin{pmatrix} \lambda_1 & & \\ & \ddots & \\ & & \lambda_d \end{pmatrix} [v_1 \dots v_d]^T.$$

固有値固有ベクトル分解

生体信号の分離

$$x_{i,t} = p_{i,t} + q_{i,t}$$

$p_{i,t}$: x_i に含まれる信号の時刻 t における共通部分

$q_{i,t}$: // 個別部分

んで、共通部分と個別部分、どっちが大事なん？

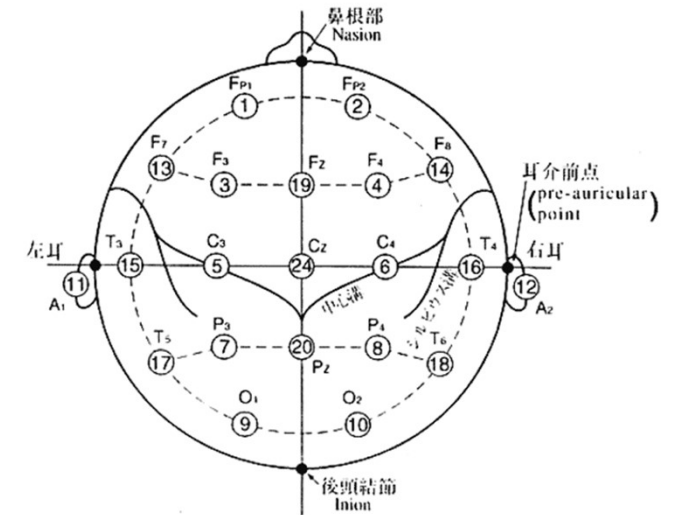


その時々で違う...

Case 1

眼電位とFp1, Fp2の同時計測を実施

Fp1, Fp2は眼電位の電極との
距離が近く、眼電が混入している可能性大



この場合、眼電位 & Fp1, Fp2すべてに共通する部分は
「眼電位」である可能性が高い

= Fp1, Fp2にとってはノイズ
眼電位電極にとっては信号

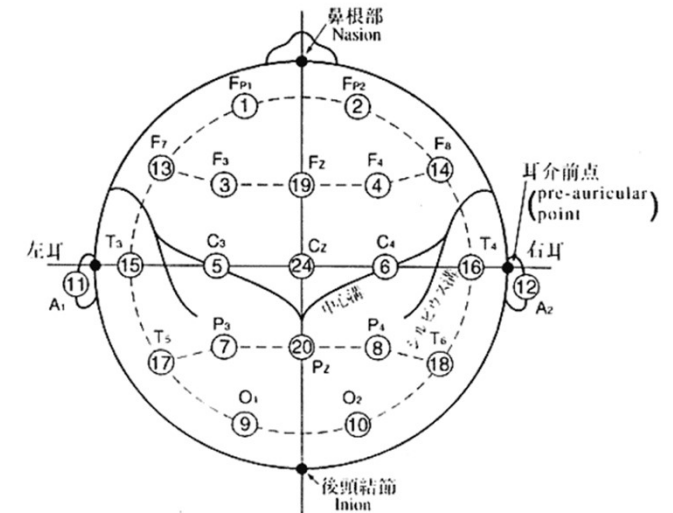
Fp1, Fp2にのみ共通する部分 = 脳波

どれにも共有しない部分 = 電極ノイズ

Case 2

睡眠時の標準電極部位に設置.

- F3, F4など左右間は共通部が信号
∵ 同じものを見ているはずだから
- C3, F3など前後間は共通部はノイズ?
∵ 共通して観測されているなら
体動などの振幅の大きいノイズの混入っぽいから.



ノイズか信号かを既存の知見に基づいて見極めることが重要