生体信号推定装置

九州工業大学大学院工学研究院
機械知能工学研究系知能制御工学部門
助教　新田 益大

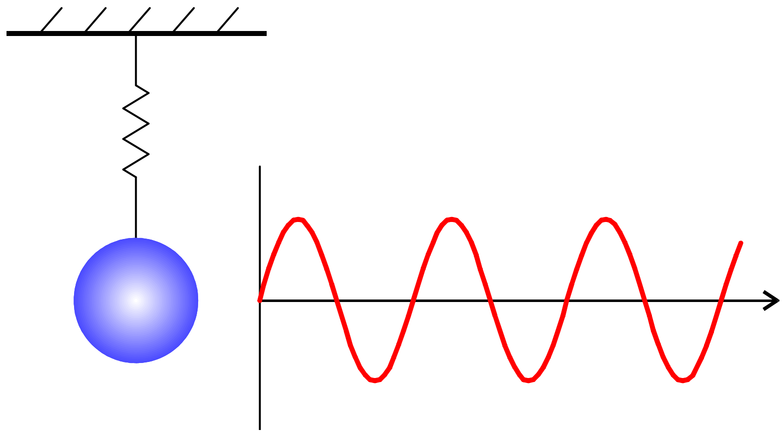
生体信号の推定

- 生体信号とは
  - 脳波･筋電･脈拍 etc
  - 時間軸よりも周波数での解析が有効

- 生体信号推定における問題
  - 生体信号は比較的低周波の信号
  - 微弱な電気的活動のため雑音の影響大

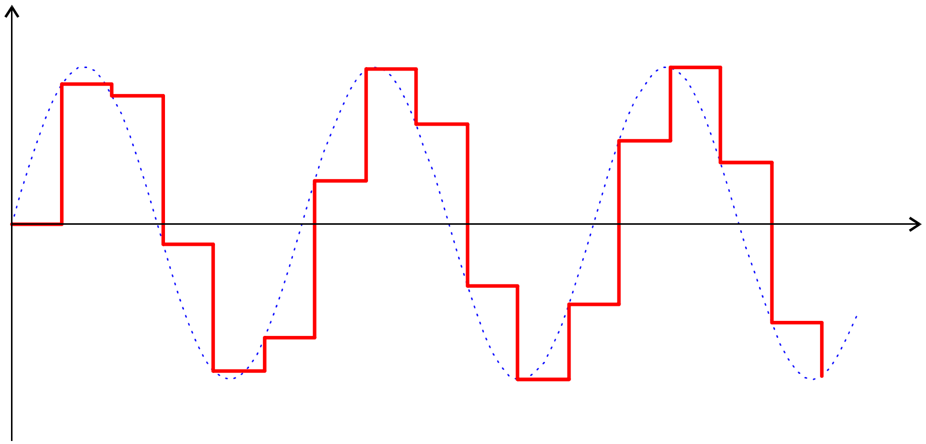
高速・高精度な周波数推定

- 周波数推定
  - 振動現象の解析
    - 高速かつ高精度な推定
    - 離散時間信号からの推定



- 従来研究
  - 適応ノッチフィルタ, 拡張Kalmanフィルタ, etc…
  - Fourier変換
    - 広く利用されている推定法
    - 離散時間信号から推定可能(FFT:高速Fourier変換)
    - 推定精度を上げるには多くのデータが必要

本技術が解決する課題

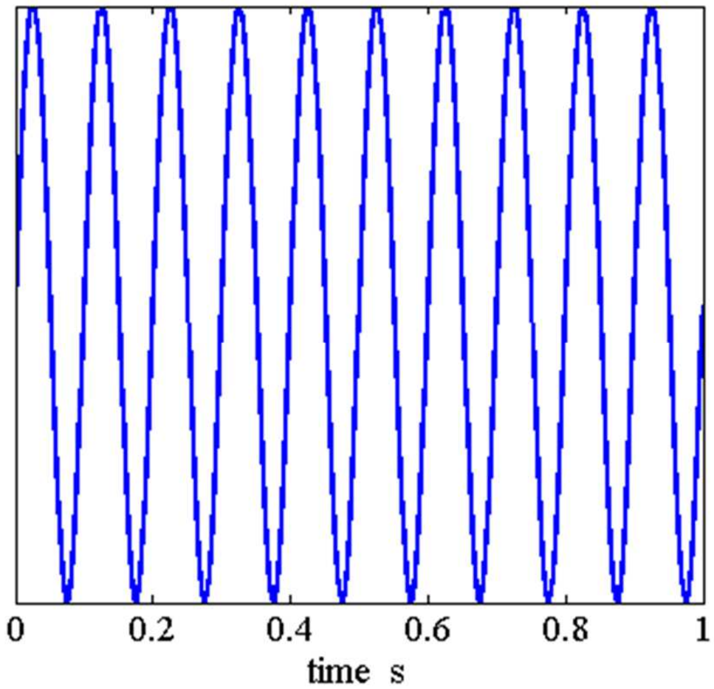


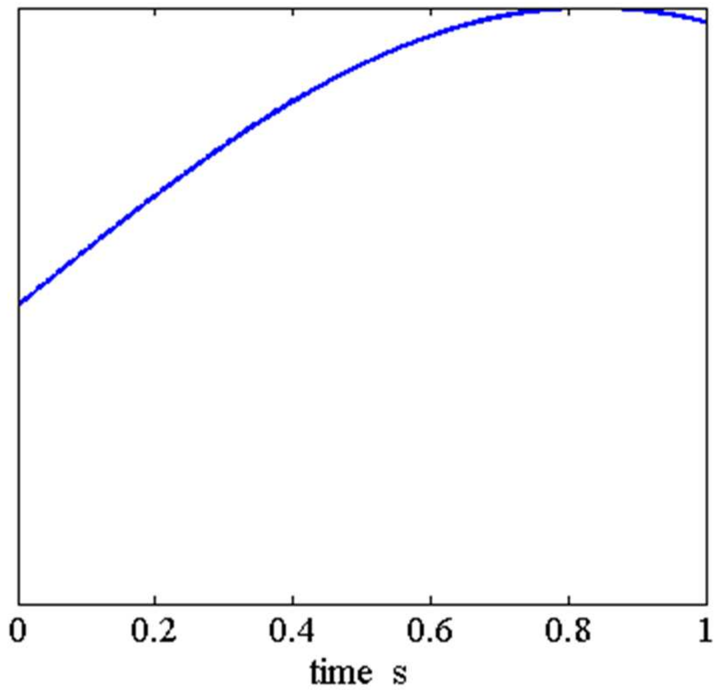
- FFTの問題
  - 分析精度が悪い
    - 分析データ点数 D
    - サンプリング周波数 Fs

- 分析精度（周波数分解能）の向上
  - サンプリング周波数 Fs を向上させても効果なし
  - 分析データ点数 D を増やす必要がある
  - 処理に時間がかかる ➡ 高速・高精度で分析

高周波と低周波

- 周波数 = 1秒当たりの波の数





周波数推定の概念(1)

- 初等物理の質量･バネ系は単振動となる.

$$x(t) = X \sin(\omega t + \phi)$$

- ω [rad/s]は角周波数と呼ばれ，周波数 f [Hz]との関係は $\omega = 2\pi f$ であるから ωと f の推定は同値である.

周波数推定の概念(2)

- さて $x(t)$ の2階微分を計算すると

$$\frac{\mathrm{d}^2 x(t)}{\mathrm{d}t^2} = \ddot{x}(t) = -\underline{\omega}^2 X \sin(\omega t + \phi) = -\underline{\omega}^2 x(t)$$

となる.

- よって最も単純なonline周波数推定法はつぎの通りである.

$$\omega = \sqrt{-\frac{\ddot{x}(t)}{x(t)}}$$

$$\boxed{\omega^2 = -\frac{\ddot{x}(t)}{x(t)}}$$

以後,
これを
用いる

微分の問題点

- 原理的には $\omega^2 = -\dfrac{\ddot{x}(t)}{x(t)}$ で周波数推定可能.
- 実際に，観測信号 $x(t)$ の微分を求めるには
  - 信号 $x(t)$ は滑らか ⬅ 実際にはノイズが含まれる
  - 微分は定義上，未来の信号が必要 ⬅ 実現不可

$$\dot{x}(t) = \frac{\mathrm{d}x(t)}{\mathrm{d}t} = \lim_{h \to 0} \frac{x(t+h) - x(t)}{h}$$

  - コンピュータで微分は後退差分で近似 ⬅ 誤差
- 上式に基づく推定は机上の空論！

微分から積分へ

$$(x\phi)' = x'\phi + x\phi'$$

- 部分積分を応用
- 適当な関数 $\phi(t)$ を掛けて積分すると

$$\int \dot{x}(t)\phi(t)\,\mathrm{d}t = \underline{x(t)\phi(t)} - \int x(t)\dot{\phi}(t)\,\mathrm{d}t$$

$$\int \ddot{x}(t)\phi(t)\,\mathrm{d}t = \underline{\dot{x}(t)\phi(t) - x(t)\dot{\phi}(t)} + \int x(t)\ddot{\phi}(t)\,\mathrm{d}t$$

- 赤下線の部分が ‘0’ になれば $\ddot{x}(t)$ が $\ddot{\phi}(t)$に置き換わる ➡ 微分可能に！

超関数の概念の導入

- テスト関数 $\phi(t)$
  - コンパクトな台をもつ C^∞ 級関数の集合 $\mathscr{D} = \mathscr{D}(\Omega)$
  - $\phi(t) \in \mathscr{D}$ は超関数 $f(t)$ に対して次式を満たす.

$$\int_\Omega \frac{\mathrm{d}^n f(t)}{\mathrm{d}t^n}\phi(t)\,\mathrm{d}t = (-1)^{|n|}\int_\Omega f(t)\frac{\mathrm{d}^n\phi(t)}{\mathrm{d}t^n}\,\mathrm{d}t$$

  - よって空集合でない開集合 $\Omega = (\Omega_a, \Omega_b)$ に対して

$$\lim_{t\downarrow\Omega_a}\frac{\mathrm{d}^k\phi(t)}{\mathrm{d}t^k} = 0, \quad \lim_{t\uparrow\Omega_b}\frac{\mathrm{d}^k\phi(t)}{\mathrm{d}t^k} = 0, \quad (k = 0, 1, \dots)$$

  が成立する.

部分積分再考

- $x(t)$ を超関数とみなす.
- テスト関数 $\phi(t) = \mathscr{D}(\mathbb{R})$ とすると

$$\lim_{t\to\pm\infty} \frac{\mathrm{d}^k\phi(t)}{\mathrm{d}t^k} = 0, \quad (k = 0, 1, \ldots)$$

が成立するため，次式が成立する.

$$\int_{-\infty}^{\infty} \ddot{x}(t)\phi(t)\,\mathrm{d}t = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)\ddot{\phi}(t)\,\mathrm{d}t$$

超関数の概念を用いると信号の微分が可能に

DFEによる周波数推定(1)

T_s :サンプリング周期
N :データ点数

- DFEの適用時間 $T = NT_s$ 秒
  - 積分区間 $(-\infty, \infty)$ から $[0, T]$ へ
  - テスト関数

$$\left| \lim_{t \to 0} \frac{\mathrm{d}^k \phi(t)}{\mathrm{d}t^k} \right| < \epsilon, \quad \left| \lim_{t \to T} \frac{\mathrm{d}^k \phi(t)}{\mathrm{d}t^k} \right| < \epsilon$$

ϵ :微小数

    - $\phi(t)$ の拡大・縮小: $\phi(\alpha t)$
    - $\phi(t)$ の時間平行移動: $\phi(t - \tau)$
  - テスト関数の候補:Gauss関数

$$\phi(t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} \exp\left(-\frac{(t-\mu)^2}{\sigma^2} \right), \quad \mu = \frac{T}{2}, \ \sigma = \frac{\mu}{8}$$

DFEによる周波数推定(2)

- DFEのアルゴリズム

$$\omega^2 = -\frac{\ddot{x}(t)}{x(t)} = -\frac{\displaystyle\int_{-\infty}^{\infty} x(t)\ddot{\phi}(t)\,\mathrm{d}t}{\displaystyle\int_{-\infty}^{\infty} x(t)\phi(t)\,\mathrm{d}t}$$

$$\approx -\frac{\displaystyle\int_{0}^{T} x(t)\ddot{\phi}(t)\,\mathrm{d}t}{\displaystyle\int_{0}^{T} x(t)\phi(t)\,\mathrm{d}t} \approx -\frac{\displaystyle\sum_{i=0}^{N-1} x(iT_s)\ddot{\phi}(iT_s)}{\displaystyle\sum_{i=0}^{N-1} x(iT_s)\phi(iT_s)}$$

理論解析より
$N > 20$

DFEの実装形態

- DFEのアルゴリズム：実数の積和演算のみ

$$\omega^2 = -\sum_{k=0}^{M} x(kT_s)\ddot{\phi}(kT_s) \Bigg/ \sum_{k=0}^{M} x(kT_s)\phi(kT_s)$$

- テスト関数
  - C^3 級関数で次式を満たす任意関数

$$|\phi(0)| = |\dot{\phi}(0)| = |\ddot{\phi}(0)| = |\phi(T)| = |\dot{\phi}(T)| = |\ddot{\phi}(T)| < \epsilon$$

  - Gauss関数の場合，解析結果より，

データ点数 $N > 20$ で周波数分解能 10^{-5} [Hz]以下

生体信号への適用例

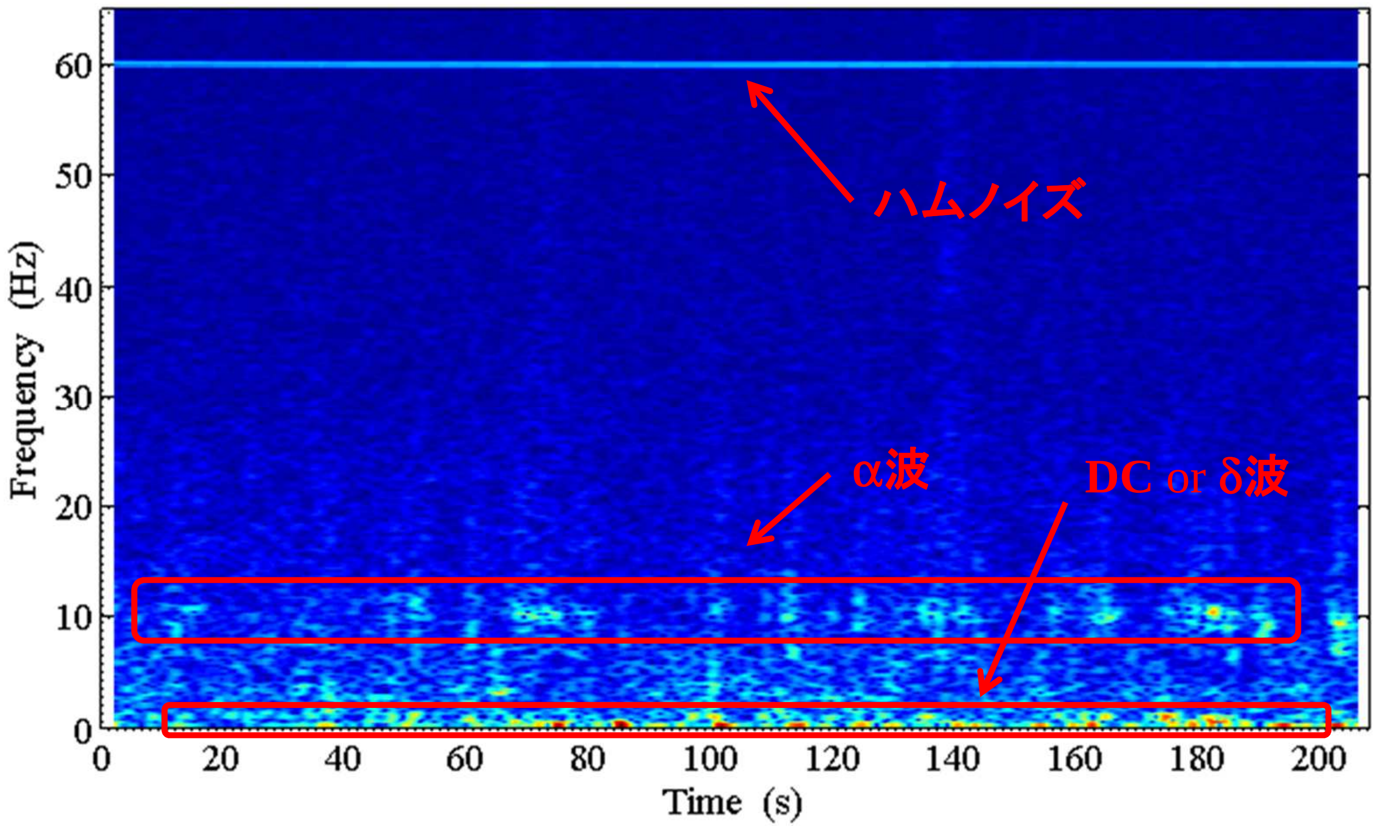
- 脳波のリアルタイム診断（α波の検出）

8~13[Hz]

- 実験条件
  - 覚醒維持検査を実施･･･
    - 暗室において覚醒状態を維持するように指示する.
    - 被験者は徐々にリラックス状態に移行しα波が出現する.
  - 計測電極貼付位置：C4（右中心部）
  - 基準電極貼付位置：右耳
  - サンプリング周波数：500[Hz]

脳波の時間周波数解析結果

- 電極間にハムノイズ（交流雑音）が重畳
- 0[Hz]付近にも直流バイアスもしくはδ波が混入



DFE適用までの流れ(1)

脳波測定

↓

低域阻止フィルタ — 直流バイアスやδ波の除去

↓

帯域通過フィルタ — α波存在帯域の強調

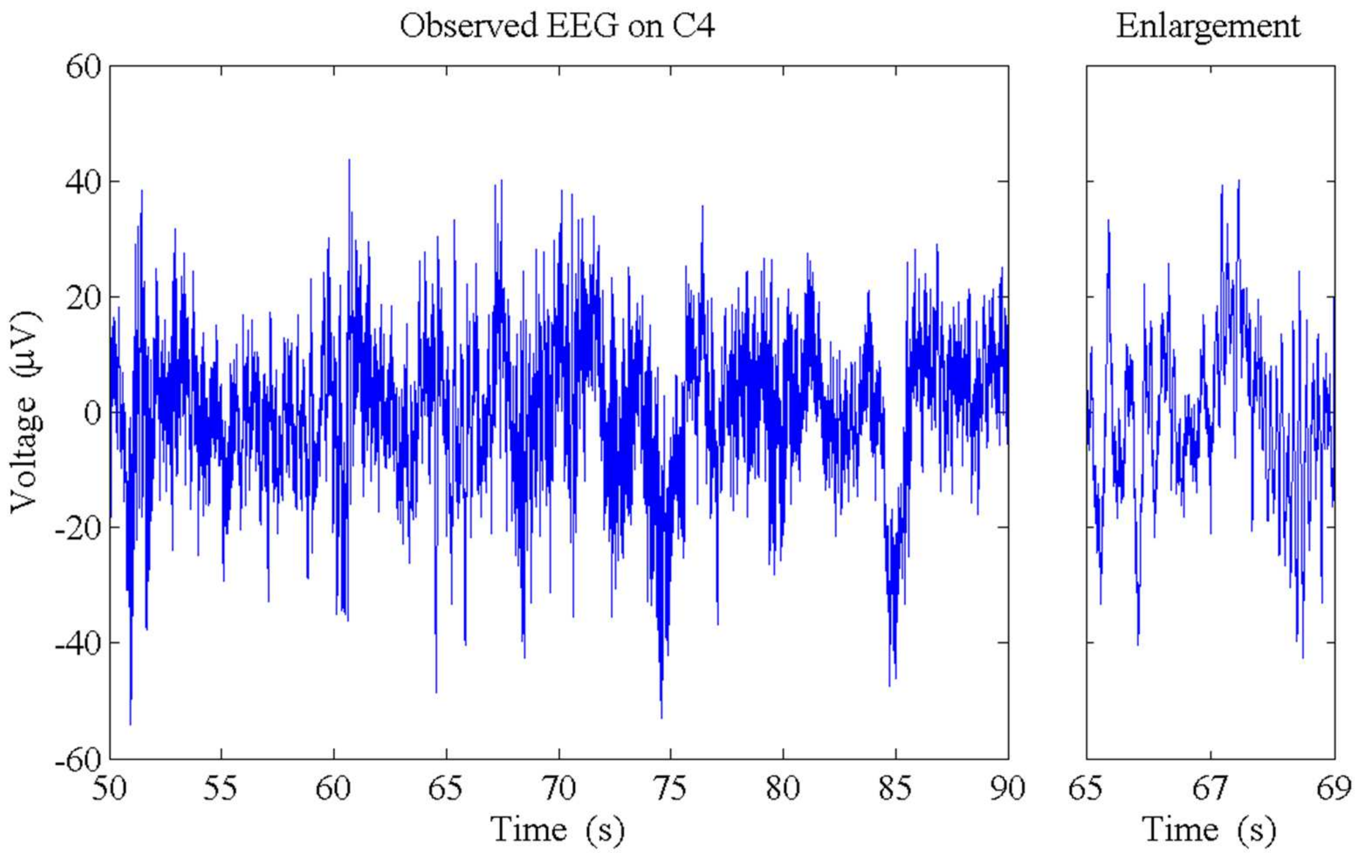
↓

DFE

↓

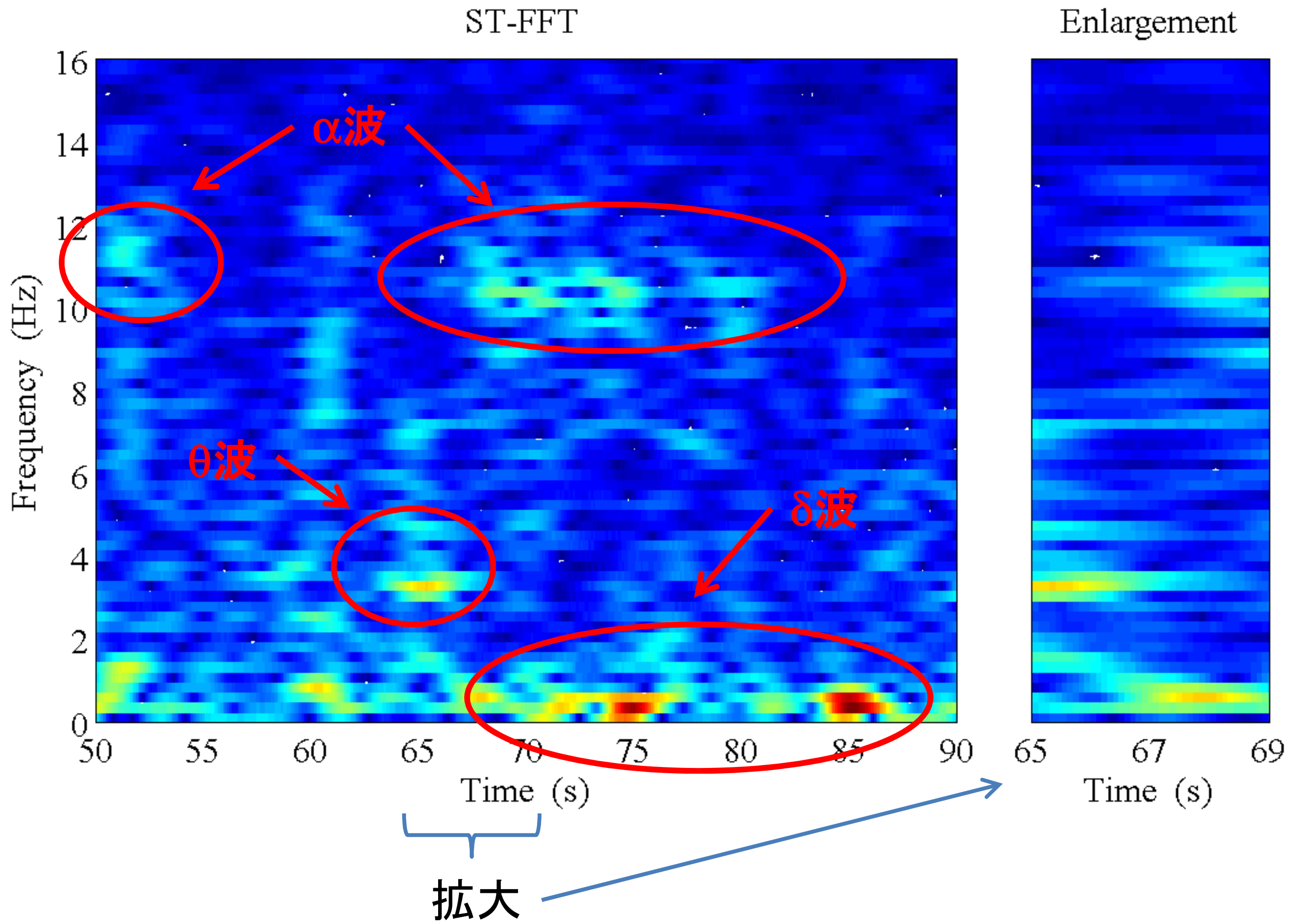
リアルタイム表示

脳波原波形



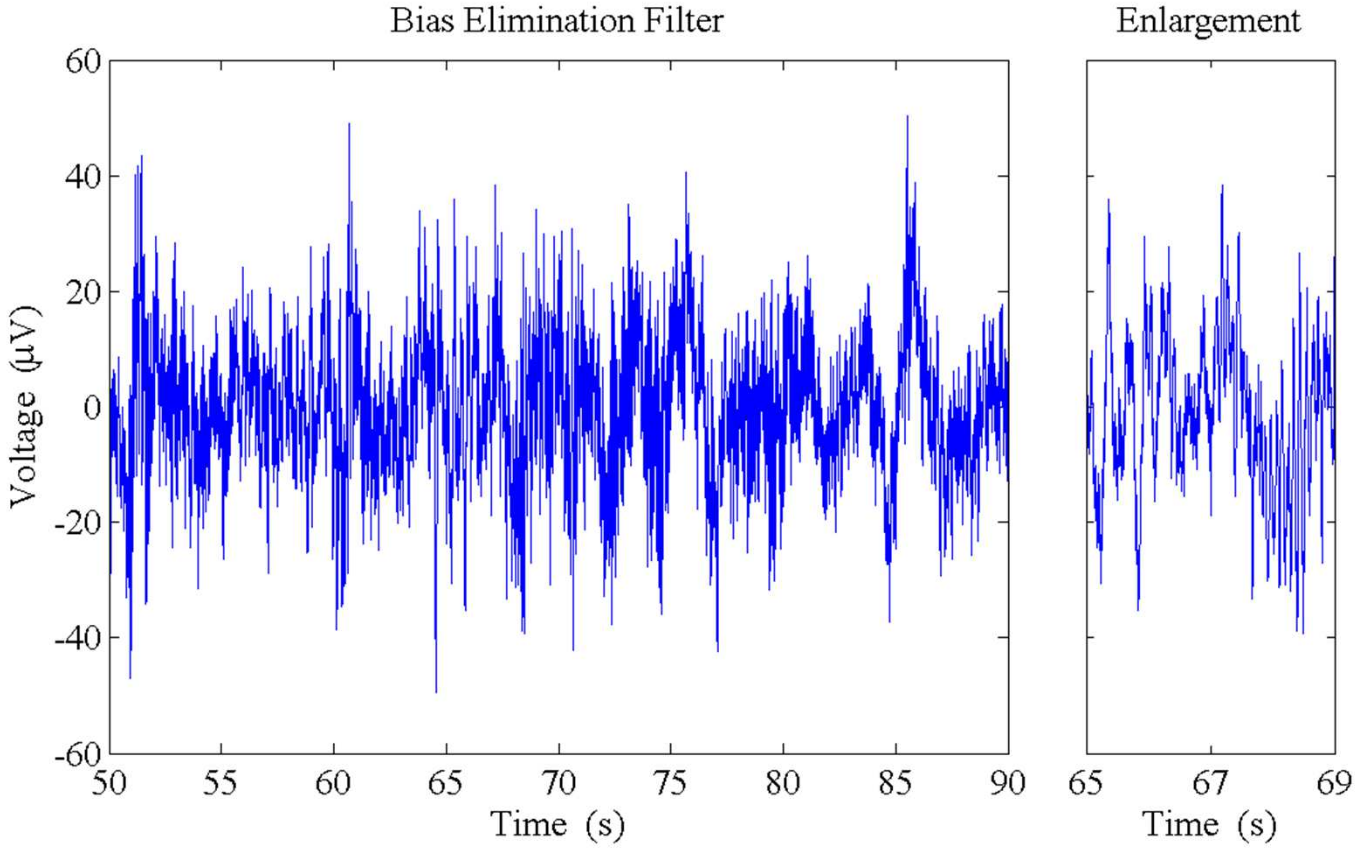
雑音に埋もれており，そのままでの周波数推定は困難

従来法：短時間フーリエ変換



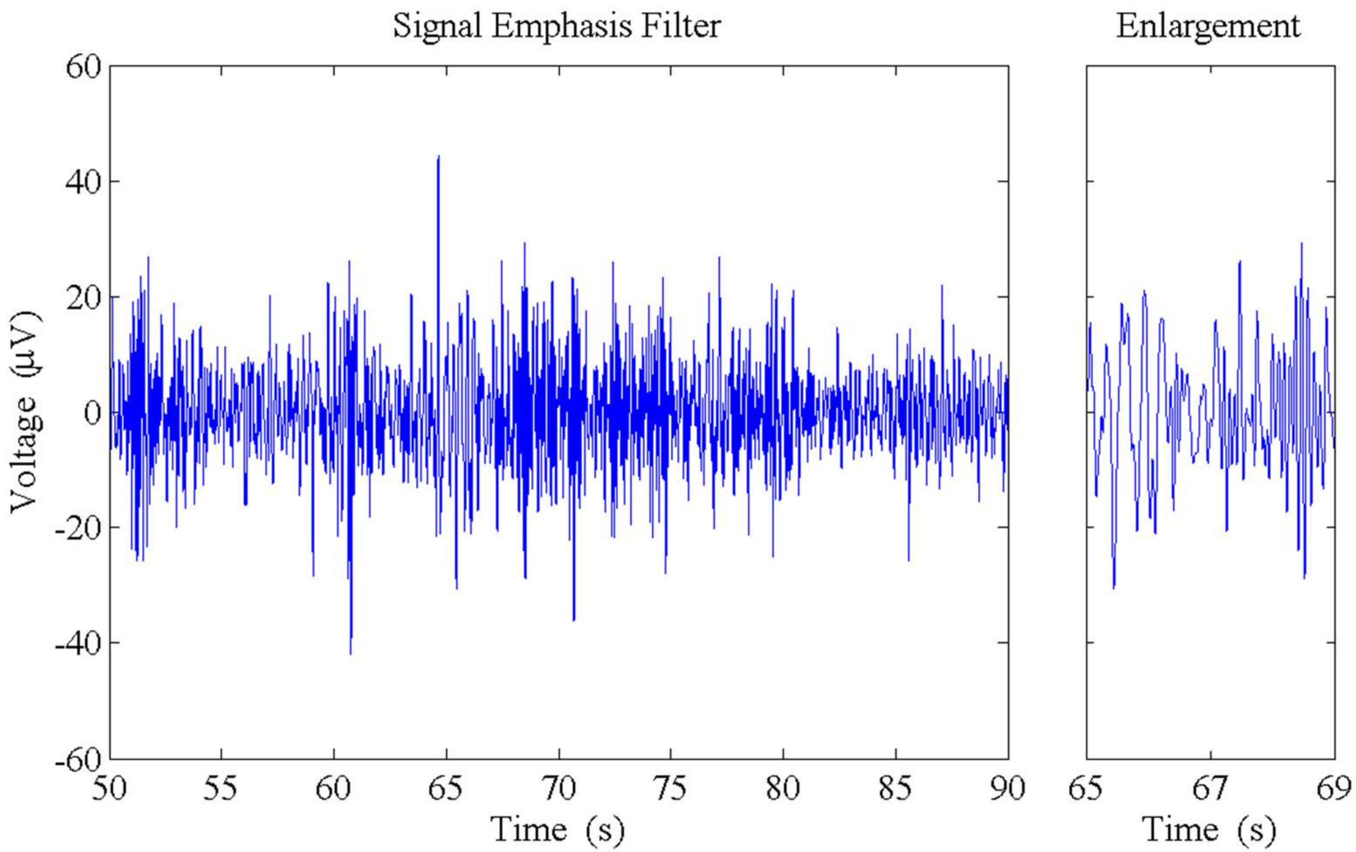
2048点の短時間フーリエ変換例：周波数分解能0.2441[Hz]，時間分解能：0.096[s]

低域阻止フィルタの適用



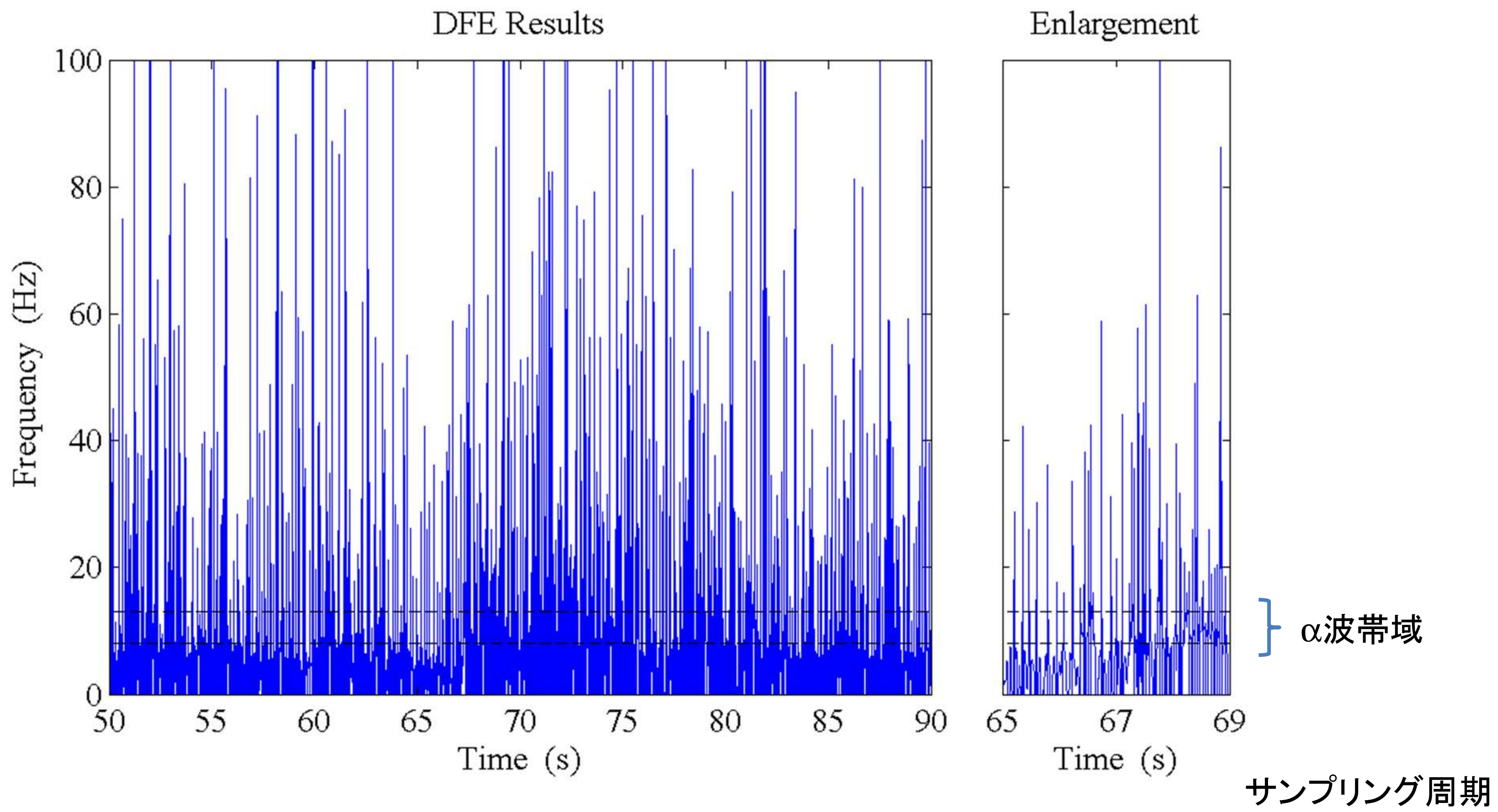
ハムノイズが除去されておらず，周波数推定は困難

帯域通過フィルタの適用



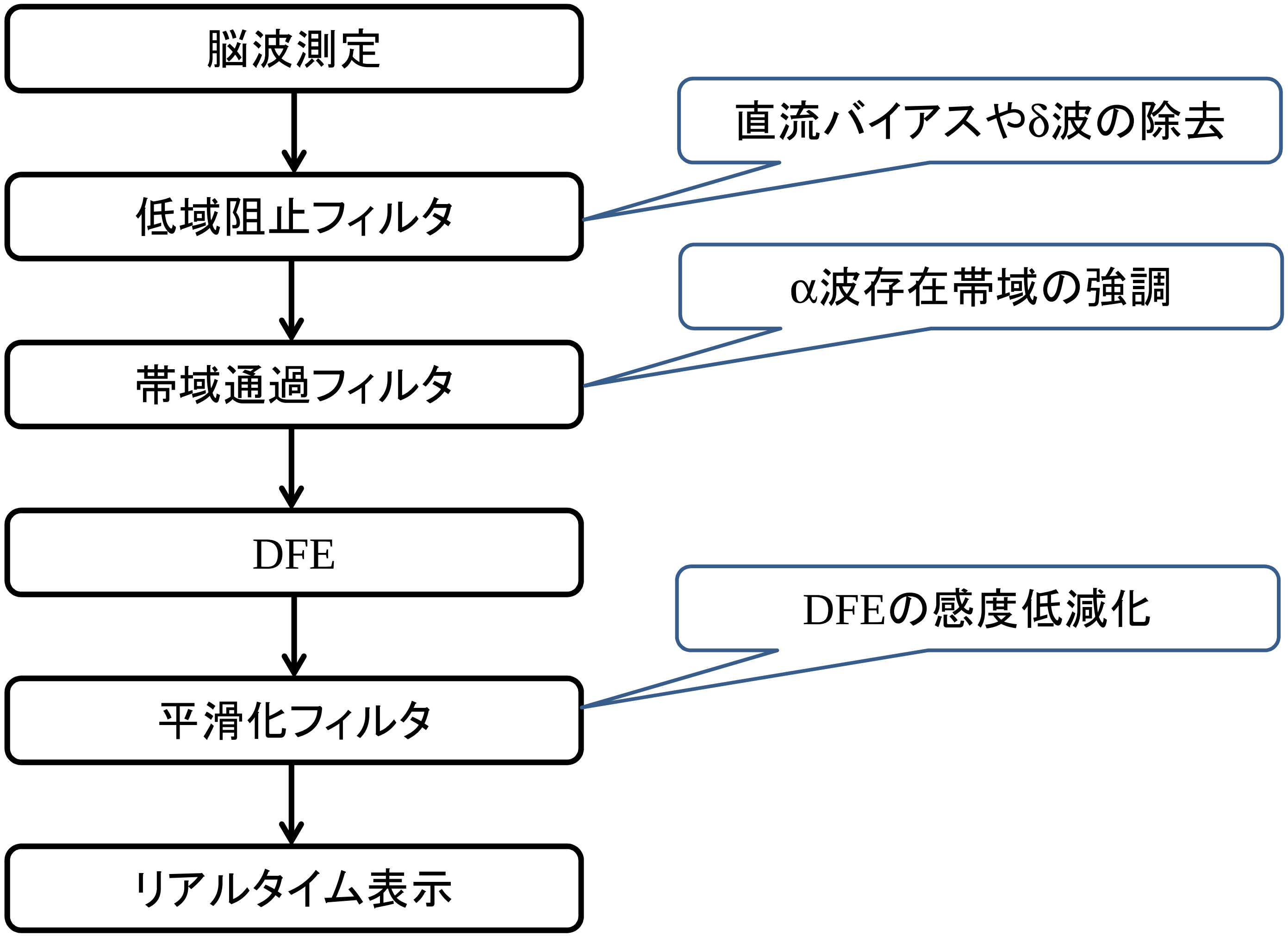
ハムノイズが除去され，熟練者ならば拡大波形から推定可能か？

DFEの適用

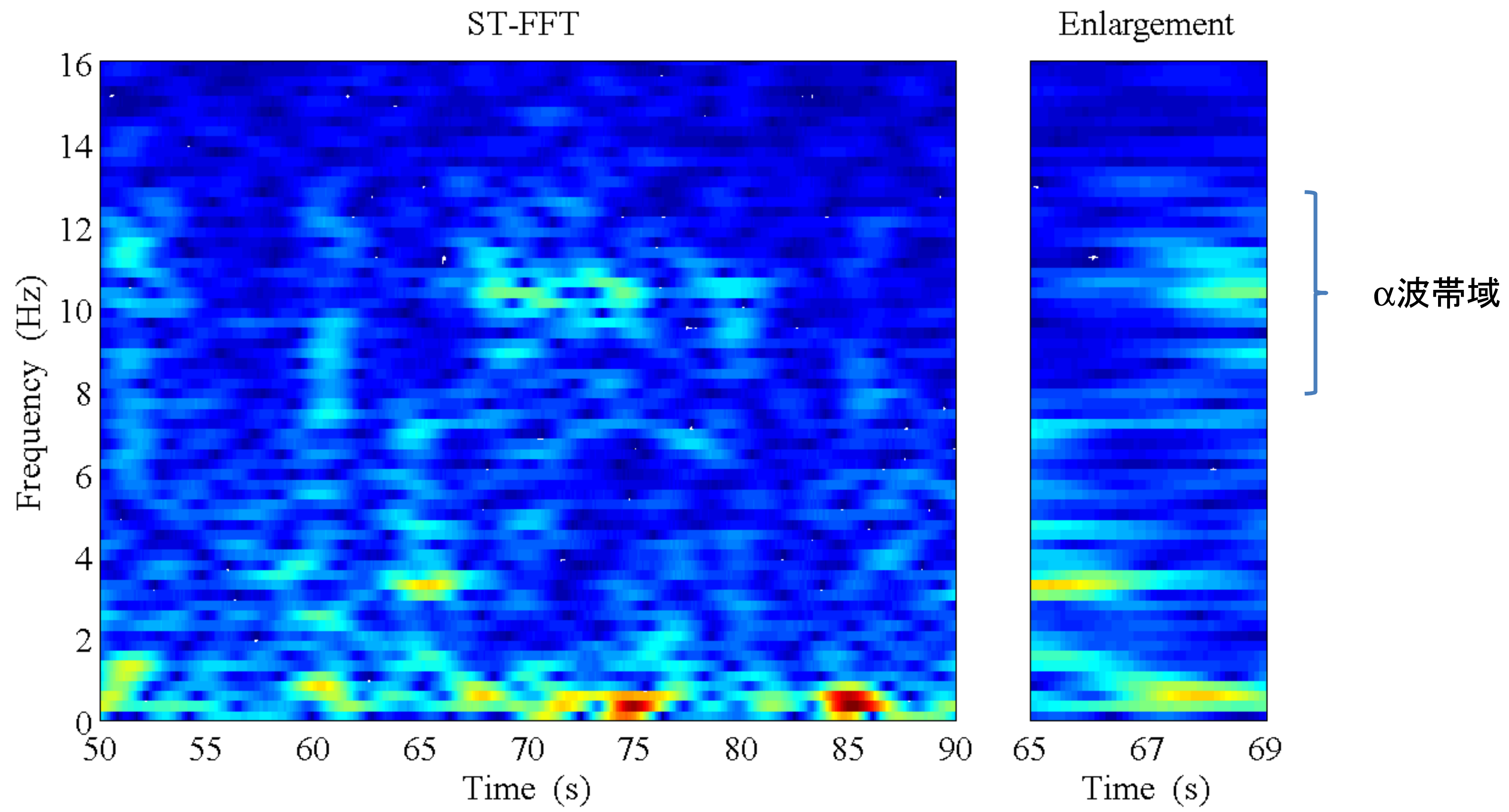


DFEの適用結果：データ点数80点，縦軸が周波数であることに注意
周波数分解能0.00001[Hz]以下，時間分解能 0.002[s]
DFEは感度が高く，残存ノイズの影響を受けて推定値がスパイク状となる

DFE適用までの流れ(2)

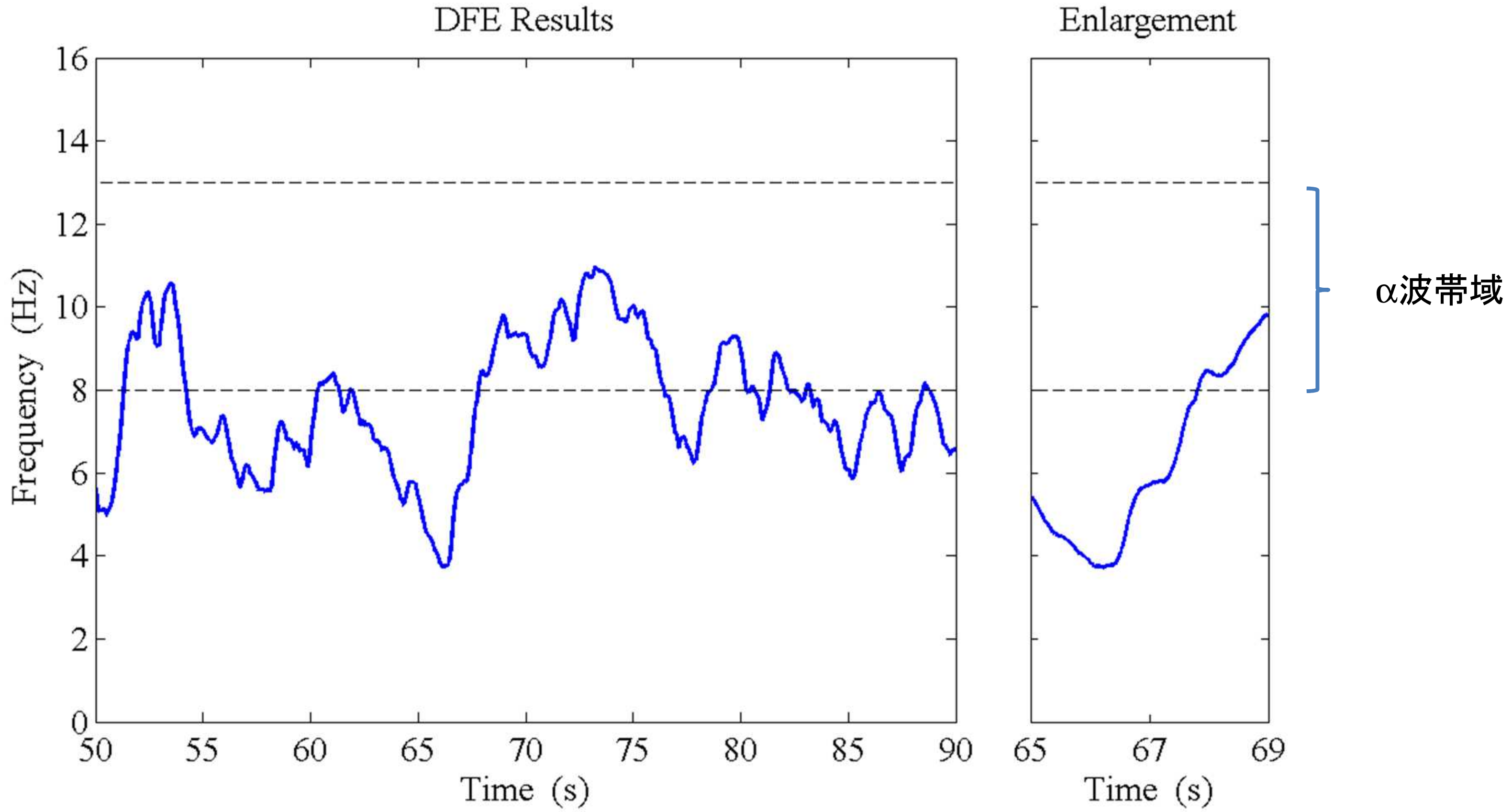


DFE＋平滑化フィルタ適用結果



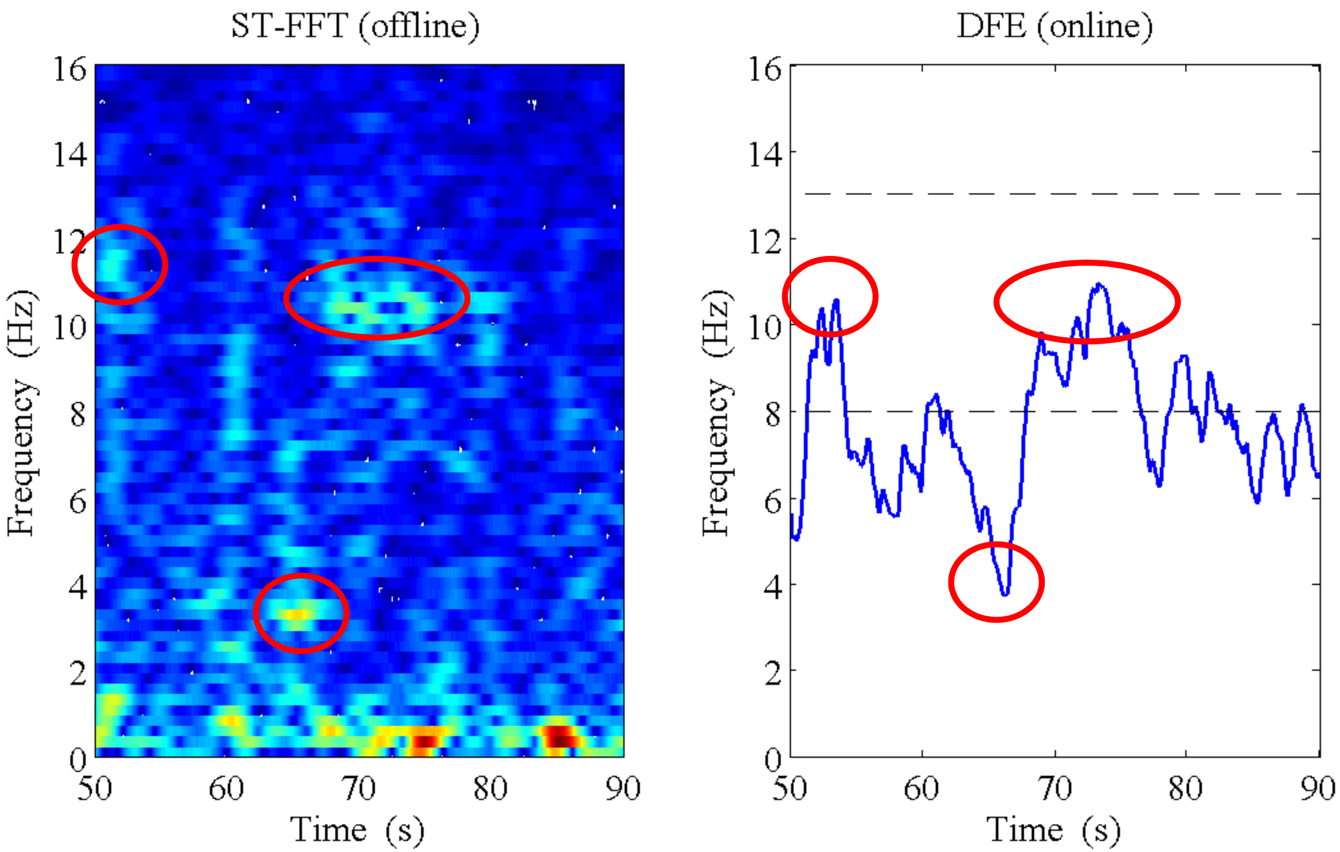
DFEへの平滑化フィルタ適用結果：スパイクノイズが低減されα波が推定されている

DFE＋平滑化フィルタ適用結果



DFEへの平滑化フィルタ適用結果：スパイクノイズが低減されα波が推定されている

短時間フーリエ変換との比較



短時間フーリエ変換では波形の濃淡から医師がα波の存在を確認するのに対し，DFEでは周波数が数値として提示できるため，客観性に富む．

演算時間

- DFEはリアルタイムに推定可能
  - ただし，今回はofflineで処理

従来法（ST-FFT）	提案法（DFE）
2.35(s)	0.55(s)

- 単純比較でDFEは4.27倍高速
  - 実際はST-FFTの周波数分解能をDFEに一致させて評価する必要があり，その差は増すばかりである．
  - DFEは周波数を数値で与えるのに対し，ST-FFTは波形を与えるため，数値化処理が必要である．

アプリケーション

- ドライビングモニター
  - 脳波を監視し，傾眠か覚醒かを評価
- 運動アシスト
  - 筋電を解析し，熟達者とトレーニング中に比較
- 産業事故防止
  - 頭部動揺を監視し，転倒事故リスクを評価

お問い合わせ先

九州工業大学
イノベーション推進機構 産学連携・URA領域
知的財産部門 客員教授　　安東 静

TEL:　　093-884-3499
FAX:　　093-884-3531
E-Mail:　ando@ccr.kyutech.ac.jp