

WBAN環境下における医療用・非医療用 Pulsed Chirp UWB方式の特性評価 Performance Analysis of Medical and non-Medical UWB Transmission Schemes in Wearable Body Area Network

望月 英希*
Hideki Mochizuki

林 雅之*
Masayuki Hayashi

河野 隆二*
Ryuji Kohno

Abstract— In this paper, we proposed pulsed chirp UWB with frequency hopping (single hop and parallel hop) for wearable WBAN. We proposed single hop Pulsed UWB system for high reliable system. And, to consist medical system with non-medical system, we proposed parallel hop Pulsed chirp UWB system. Our proposed systems are compare with conventional coherent low data rate IR UWB (DS-UWB, Chirp on UWB). IEEE 802.15.6 BAN channel model has been utilized for BER evaluation under multi pico-net interference conditions. Our results show that proposed pulsed chirp UWB with frequency hopping has superior performance compared to conventional methods.

Keywords— Body Area Network, Ultra Wide Band, Hopping Sequence

1 はじめに

近年、情報通信技術を医療分野へ応用する研究が注目されている [1][2]. その中でも体表に装着された端末によってのみ構成されるネットワークである、ウェアラブル WBAN(Wireless Body Area Network) に注目する。その中でも特に、医療用として用いる場合、生体情報を扱うため高信頼度な通信方式が必要と考えられる。また、非医療用として用いる場合には、高速通信が可能であることも求められる。より、本稿では高信頼度な通信を実現するために、使用周波数をサブバンド化し、ホッピング系列を用いて送信波形を作成し、そしてその送信波を同じ data で並列送信することで高信頼度な通信を実現する医療用の方式方式。また、同じように複数 data で並列送信することで非医療用の高速通信方式も実現する方法を提案した。そして、IEEE15.6BAN のチャネルモデル [6] を用いることで、既存方式である Chirp on UWB, DS-UWB 方式 [4] との特性の比較を行った。

2 UWB 無線通信方式

2.1 DS-UWB システムの概要

DS-UWB 方式は発生したインパルス信号列を PN 系列により、パルスを位相反転することにより伝送する方式である。

2.1.1 送信機構成

インパルス信号は各タイムフレームに一つだけ入れる。インパルスジェネレータでは、タイムフレーム T_f の時間毎にインパルス $\delta(t)$ を発生させる。j 番目のインパルスを $\delta(t - jT_f)$ とする。また、パルスの発生回数を N_s とする。送信波を $g(t)$ とすると

$$g(t) = \sum_{j=0}^{N_s} m_j \delta(t - jT_f) \quad (1)$$

$(c_j = 1 \text{ のとき } m_j = 1, c_j = 0 \text{ のとき } m_j = -1)$

タイムフレーム毎に生成されたインパルスは、PN 系列で作られた系列 c_j によって位相反転し、伝送される。このように、系列に対応した複数のパルスを位相反転することで他ユーザとの衝突を回避し、識別できるようにしている。

2.1.2 受信機構成

受信機では基本的に送信機で行う操作の逆を行う。

- (1) 受信機側では、受信した信号 $g_{rec}(t)$ の PN 系列は既知であるので、送信機で行った作業 (1)(2) をし、送信信号のレプリカ $g_{rep}(t)$ を作成する。

$$g_{rep}(t) = \sum_{j=0}^{N_s-1} m_j (\delta(t - iT_f)) \quad (2)$$

- (2) 送られてくる送信信号列と同期をとるために受信した信号 $g_{rec}(t)$ 受信機で用意した $g_{rep}(t)$ の相互関係をとる。

$$R(\tau) = \int g_{rec}(t)g_{rep}(t + \tau)dt \quad (3)$$

* 〒 240-8501 神奈川県横浜市保土ヶ谷区常盤台 79-5 横浜国立大学工学部電子情報工学科 河野研究室 Division of Electrical and Computer Engineering, Faculty of Engineering, Yokohama National University, 79-5 Tokiwadai, Hodogaya, Yokohama, Kanagawa, 240-8501, Japan E-mail: mochizuki_h@kohnolab.dnj.ynu.ac.jp

(3) 相互相関をとることにより、正の出力または負の出力が出るので、0を閾値としてデータを判定する。

2.2 Chirp on UWB システムの概要

Chirp 波形とは、周波数を一定方向に挿引した波形であり、一般的に次式で表される。

$$s(t) = \begin{cases} \cos(\theta(t))(0 \leq t \leq T) \\ 0(\text{otherwise}) \end{cases} \quad (4)$$

$\theta(t)$ は位相の時間的な変化を表す。線形挿引型の場合、周波数挿引率 $\mu(t)$ は定数となるため周波数 $f_M(t)$ は t について線形な関数となり、 $\theta(t)$ は 2 次関数となる。

$$f_M(t) = f_0 + \mu(t) \quad (5)$$

$$s(t) = \cos(2\pi f_0 t + \pi \mu t^2) \quad (6)$$

この場合、帯域幅 B は時間幅 T と周波数挿引率 μ の積で表される。

$$B = |\mu|T \quad (7)$$

今回用いる Chirp on UWB 波形は、上述した周波数変化にルートレイズド コサインパルスをかけることにより作成する。ルートレイズド コサインパルスの式は以下のようになる。

$$r(t) = \frac{4\beta}{\pi\sqrt{T_p}} \frac{\cos\left[\frac{(1+\beta)\pi t}{T_p}\right] + \frac{\sin\left[\frac{(1-\beta)\pi t}{T_p}\right]}{\frac{4\beta t}{T_p}}}{\left(\frac{4\beta t}{T_p}\right)^2 - 1} \quad (8)$$

この時、 $\beta = 0.6$ はロールオフ率を表す。このパルスを用いて Chirp on UWB 波形は次のように表される。

$$P_{CoU}(t) = \begin{cases} r(t)\exp(-j\frac{\pi\alpha t^2}{2})(-\frac{T}{2} \leq t \leq \frac{T}{2}) \\ 0(\text{otherwise}) \end{cases} \quad (9)$$

2.2.1 システムモデル

各ユーザには、各周波数帯域 500MHz ごとにユーザをアップチャープとダウンチャープを一人ずつ割り当てる。受信機側では、DS-UWB の場合同様、送信信号のレプリカを作成し、相互相関をとることにより復調を行う。

本稿で Chirp on UWB 方式として考えているシステムを示す。変調方式は BPSK とし送信側では、データ $b(t)$ を Chirp 波形 $c(t)$ によって変調する。送信信号 $s(t)$ は次式で表される。

$$s(t) = b(t)c(t) \quad (10)$$

受信機側では、DS-UWB の場合同様、送信信号のレプリカを作成し、相互相関をとることにより復調を行う。各ユーザには、各周波数帯域 500MHz ごとにユーザをアップチャープとダウンチャープを一人ずつ割り当てる。本論文では具体的には表 1 のように設定した。 f_c は中心周波数である。

表 1: user ごとの周波数変化割り当て

user	周波数挿引率	f_c [GHz]
1	$\mu > 0$	3.25
2	$\mu < 0$	3.25
3	$\mu > 0$	3.75
4	$\mu < 0$	3.75
5	$\mu > 0$	4.25
6	$\mu < 0$	4.25
7	$\mu > 0$	4.75
8	$\mu < 0$	4.75

3 Pulsed Chirp UWB 方式

本稿では、RS 系列によりそれぞれのパルスの使用するサブバンドを決定し直接拡散する方式 (提案方式 1)、また複数のサブバンドを 1user が占有し、高速通信や高信頼度通信を可能にする方式 (提案方式 2) を Pulsed Chirp UWB 方式として提案する。

3.1 提案方式 1 (医療用シングルホップ)

送信波形を $g(t)$ とすると、 $g(t)$ は次のように表される。

$$g(t) = \sum_{j=0}^{N_s-1} m_{i,j}(s_{i,j}(t - jT_f)) \quad (11)$$

($c_{i,j} = 1$ のとき $m_{i,j} = 1$, $c_{i,j} = 0$ のとき $m_{i,j} = -1$)

この時、 $c_{i,j}$ はユーザ i に割り当てられた PN 系列であり、 N_s は PN 系列の系列長である。また、 $s_{i,j}$ はユーザ i の j 番目の Chirp パルス波形である。

さらに、用いる周波数の最大値を f_{max} 、最小値を f_{min} として、使用する系列の周期で、その帯域を分割すると帯域 B とチャープさせる帯域幅 Δf は次のように与えられる。

$$B = f_{max} - f_{min} \quad (12)$$

$$\Delta f = \frac{B}{N_s} \quad (13)$$

しかし、ここでの N_s はホッピング系列の系列長である。本稿では、RS 系列の系列長を 7 としている。そし

て、使用周波数帯の小さいほうから Δf ごとに f_1, f_2, \dots というようにサブバンド化する。また、それぞれのサブバンドでの中心周波数を f_{c1}, f_{c2}, \dots とする。ユーザ i が使用するホッピング系列を n_i とするとユーザ i の使用周波数 f_{useri} は次のようになる。

$$f_{useri} = (f_{n_i(1)}, f_{n_i(2)}, \dots, f_{n_i(j)} \dots) \quad (14)$$

また、周波数挿引率は次のように表すことができる。

$$\mu = \frac{\Delta f}{T} \quad (15)$$

$$T = 2\tau \quad (16)$$

これらの値を用いて、ユーザ i の j 番目の送信波形 $s_{i,j}(t)$ の式は次のようになる。

$$s_{i,j}(t) = \begin{cases} r(t - \frac{T}{2}) \exp(-j\omega_{i,j}(t)) & (0 \leq t \leq T) \\ 0 & (\text{otherwise}) \end{cases} \quad (17)$$

$$\omega_{i,j}(t) = 2\pi f_{c n_i(j)} (t - \frac{T}{2}) + (\frac{\pi\mu}{2})(t - \frac{T}{2})^2 \quad (18)$$

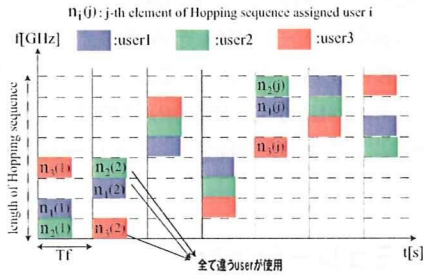


図 1: 提案方式 1 の周波数ホッピング例

各サブバンドの周波数割当は表 2 のようになっている。また、提案方式 1 (シングルホップ) のシステムブロック図は図 2 のようになっている。

4 提案方式 2 (パラレルホップ)

提案方式 2 では、提案方式 1 で違う user が使用していたサブバンドを、1 人の user が複数占有し、それぞれのホップパターンごとに違うデータを与えることで高速通信が可能になる非医療用の使用法。さらに、複数のサブバンドに同じデータを与え、受信時にそれぞれ復調を行い、多数決理論で受信データを決定することで高信頼性のある医療用通信の二つを同時に可能にする方式を提

表 2: Frequency divided each Center Frequency (length of RS sequence 8)

	Center Frequency f_c [GHz]
1	3.2125
2	3.4375
3	3.6625
4	3.8875
5	4.1125
6	4.3375
7	4.5625
8	4.7875

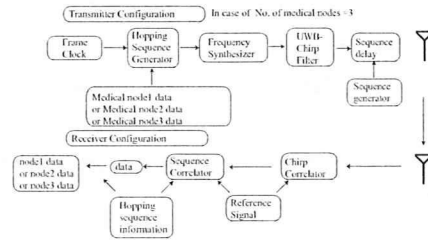


図 2: 提案方式 1 のシステムブロック図

案する。パラレルホップさせる場合、ユーザ i の送信波形の式は次のようになる。

$$g(t) = \sum_{k=1}^{d_s} \sum_{j=0}^{N_s-1} m_{i,j} d(k) (s_{i,k,j}(t - jT_f)) \quad (19)$$

$$(c_{i,j} = 1 \text{ のとき } m_{i,j} = 1, c_{i,j} = 0 \text{ のとき } m_{i,j} = -1)$$

この時、 $c_{i,j}$ はユーザ i に割り当てられた PN 系列であり、 N_s は PN 系列の系列長である。また、 d_s は並列送信数で、 $s_{i,k,j}$ はユーザ i の j 番目の Chirp パルス波形の中の k 個目の並列送信された波形である。この Chirp パルス波形 $s_{i,k,j}$ は次のように表す。

$$s_{i,k,j}(t) = \begin{cases} r(t - \frac{T}{2}) \exp(-j\omega_{i,k,j}(t)) & (0 \leq t \leq T) \\ 0 & (\text{otherwise}) \end{cases} \quad (20)$$

$$\omega_{i,k,j}(t) = 2\pi f_{useri_k(j)} (t - \frac{T}{2}) + (\frac{\pi\mu}{2})(t - \frac{T}{2})^2 \quad (21)$$

ここで f_{useri_k} は次のように表され、図 3 のようになる。

$$f_{useri_k} = (f_{n_{i_k}(1)}, f_{n_{i_k}(2)}, \dots, f_{n_{i_k}(j)} \dots) \quad (22)$$

この時、図 3 にあるように、並列送信する際のホッピング系列は次のように決定する。

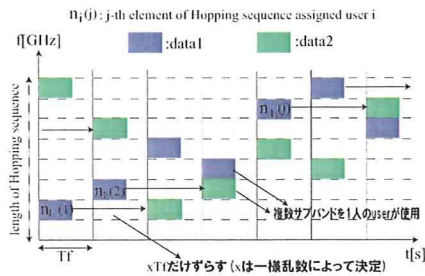


図 3: 提案方式 2 の周波数ホッピング例

1. 使用ホッピング系列を決定する。
2. 使用するホッピング系列を, $x_T f$ だけずらしたものを並列送信するだけ用意する。
3. この時, x は一様乱数によって決定し, 1user の中に同じ値はないものとする。

また, 提案方式 2(パラレルホップ) のシステムブロック図は図 4, 5 のようになっている。

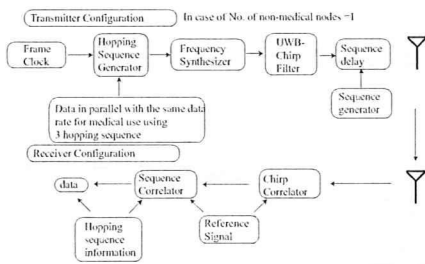


図 4: 提案方式 2 のシステムブロック図 (医療用)

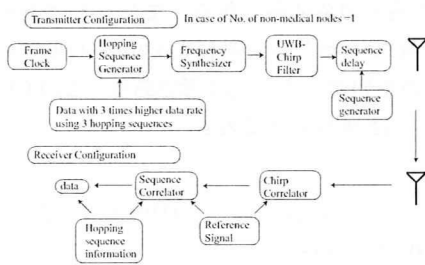


図 5: 提案方式 2 のシステムブロック図 (非医療用)

5 ウェアラブル WBAN

ウェアラブル WBAN ではアンテナを人体近傍に置いているため, 通常の屋内, 屋外環境での電波伝搬とは異なる。周波数帯が 2~6GHz では, 人体は非常に減衰の大きい損失媒質であり, 周波数が高いほど減衰が大きい

ことから人体内部を通過してくる電波はほぼ無いと考えることができる。また, ウェアラブル WBAN ではパルスは送信機と受信機の直線距離ではなく, 体の周長で定義される。

そこで今回はこれらの特徴が表現されている BAN 用チャネルモデル, IEEE15.6BAN のチャネルモデルを用いてシミュレーションを行った。

また, 上記したようにウェアラブル WBAN では体での減衰が激しいため, 自分の周囲からの干渉波もお互いの体の位置関係に依存し, その位置によって異なることが予想することができる。よって本稿では, 一人の人間が体に装着している複数のノード (1 ピコネット) はそれぞれ同期が取れていると仮定する。そのため, 今回は他ピコネットからの非同期で到来する干渉波の影響について考える。このことから, 干渉波の電力を次のような 2 つの場合に分けてシミュレーションを行った。使用するチャネルモデルは BAN 用のチャネルモデルと AWGN を想定している。

まず, 干渉波の電力は所望波に対して干渉波 1 波で SIR を定義し, その電力で複数の干渉波が来る場合, 又は所望波に対して干渉波全ての平均電力で SIR を定義し, 干渉波はそれぞれ電力が異なるという場合でシミュレーションを行った。後者の例を具体的に挙げると, 例えば干渉ピコネット数が 3 で SIR が -5dB だったとしたときに, 電力の分布の幅を平均 SIR から $\pm 5\text{dB}$ とすると干渉波 1 が -7dB , 干渉波 2 が -3dB , 干渉波 3 が -5dB となり平均が -5dB となる。今回のシミュレーションではこの例と同様に平均 SIR からの電力の分布は $\pm 5\text{dB}$, さらに $\pm 7\text{dB}$ の間になるように設定しシミュレーションを行った。

6 計算機シミュレーション

15.6BAN チャネルモデルを用いて, 既存方式と提案方式の BER 特性の比較を行う。

6.1 シミュレーション諸元

表 3: 既存方式の諸元

送信信号	DS-UWB 信号 CoU 信号
拡散系列	gold 系列 (系列長:7) chirp は系列無し
使用帯域	3~5GHz ($\tau = 0.75\text{ns}$)(DS-UWB) ($\tau = 3\text{ns}$)(CoU 方式)
サンプリング間隔	0.08[ns]
通信速度	1Mbps, 3Mbps

表 4: 提案方式の諸元

送信波形	ルートレイズド コサインパルス (ロールオフ率 0.6)
パルス幅	2.5[ns]
使用帯域	3 - 5GHz
通信速度	1Mbps, 3Mbps
サンプリング間隔	0.08[ns]
拡散系列	Gold 系列 (系列長:7)
ホッピング系列	RS 系列 (系列長:7)

6.2 性能評価

結果は図 6, 7, 8, 9 のようになる。

図 6 の結果から既存方式と比較して提案方式は single hop の場合も parallel hop の場合も良い特性が得られることが確認できた。この時、single hop と parallel hop を比較すると、両方式の特性にほとんど差を見ることができない。そのため、干渉 pico-net 数の違いによって特性の違いが出てくるかどうか図 7 から判断する。すると干渉 pico-net 数が 3 の時に、parallel hop の方が 1dB 程度特性が良くなることからわかる。これは、干渉ピコネット数が多いときはパラレルホップによる多数決理論による特性改善と、複数サブバンドを使用することによる利点が相殺してしまっているが、干渉ピコネット数が少なくなることにより多数決理論による特性改善の効果が大きくなっているためと考えることができる。

また図 8 の結果から、干渉波の電力が平均 SIR ± 5dB の範囲では、電力の大きい干渉波が到来してもそれほど大きく特性の変化が見られないが、干渉波の電力が平均 SIR ± 5dB の範囲では、電力の大きい干渉波の影響で特性の劣化が見られる。

非医療用の提案方式の特性を図 9 から確認すると、既存方式と比較して提案方式は、通信速度を上げた場合でも特性が良くなることを確認できる。また既存方式のパルス繰り返し率は医療用の時の 3 倍であるのに対し、提案方式 (parallel) の場合は、パルス繰り返し率は医療用の時と変化がないため、提案方式は既存方式と比較して、Low duty cycle の効果もあることがわかる。

7 まとめ

本稿では、Pulsed Chirp UWB 方式を提案し、一つのサブバンドを使用するシングルホップの場合と、複数のサブバンドを使用するパラレルホップの場合の両方で提案方式が既存方式と比較して特性が良くなっていることを確認した。また、パラレルホップを用いることにより、医療用と非医療用の両システムを両立すること

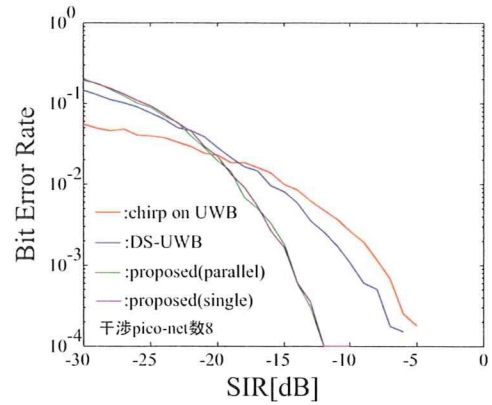


図 6: 既存方式と提案方式の比較 (医療用)

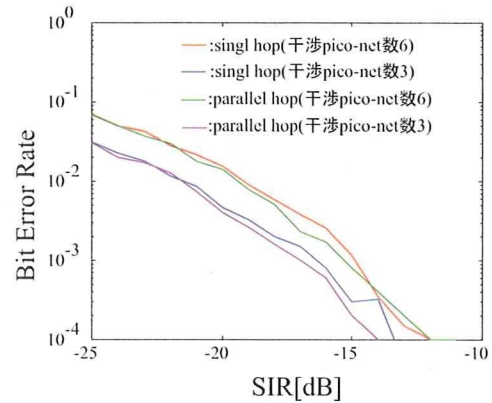


図 7: single hop と parallel hop の比較 (医療用)

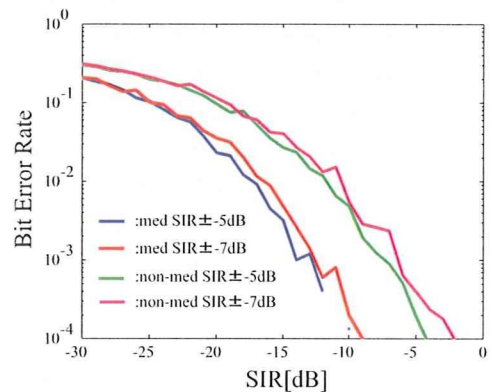


図 8: 平均 SIR が ± 5dB 又は 7dB の時の BER 特性

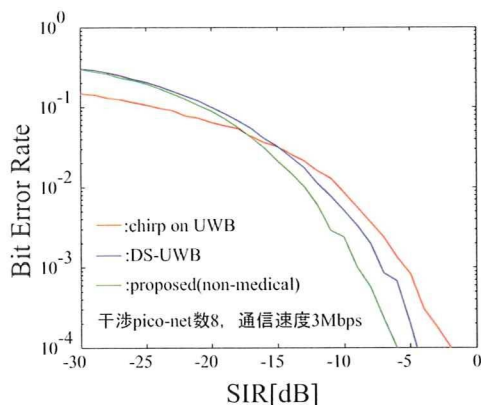


図 9: 既存方式と提案方式の特性比較 (非医療用)

ができ、さらに非医療用の場合も既存方式と比較して特性が良くなっていることも確認した。

今回は、使用するサブバンド数を変化させた場合や、系列長を変化させた場合も特性に変化が見られると考えられるが今回評価は行っていない。そのため、今後の課題として、系列長や使用サブバンド数が変化した場合の評価、BANシステム全体を考慮したスループットの評価や、与干渉について、また MAC プロトコルも考慮した評価などが挙げられる。

文献

- [1] Andrew Fort, Julien Ryckaert, Claude Desset, Philippe De Doncker, Piet Wambacq, Leo Van Biesen, "Ultra-Wideband Channel Model for Communication Around the Human Body" 0733-8716, 2006 IEEE
- [2] Daniele Domenicali, Maria-Gabriella Di Benedetto, "Performance Analysis for a Body Area Network composed of IEEE 802. 15. 4a devices", 1-4244-0871-7/07, 2007 IEEE
- [3] Andresa F. Molisch Balakrishnan, Dajana Cassioli, Chia-Chin Chong, Shahriar Emami, Andrew Fort, Johan Karedal, Juergen Kunisch, Hans Schantz, Ulrich Schuster, Kai Siwiak, "IEEE802.15.4a channel model-final report"
- [4] LAM/MAN Standards Committee of the IEEE Computer Society, 'Wireless Medium Access Control(MAC)and Physical Layer(PHY)Specifications for Low-Rate Wireless Personal Area Networks', Draft P802. 15. 4a/D1. December, 2005(Amendment of IEEE Std 802. 15. 4-2003)
- [5] Huaping Liu, "Multicode Ultra-Wideband Scheme Using Chirp Waveforms", IEEE JOURNAL ON SELECTED AREAS IN COMMUNICATIONS, VOL.24,NO.4,APRIL2006
- [6] IEEE P802.15 Working Group for Wireless Personal Area Networks(WPANs), Channel Model for Body Area Network(BAN), IEEE P802.15-08-0780-08-0006, 1 April,2009
- [7] IEEE P802.15 Working Group for Wireless Personal Area Networks(WPANs), NICT Phy Solution:Part 1: Chirp Pulse Based IR-UWB Physical Layer, IEEE 15-09-0166-01-0006, 10 March 2009

複数のガンがある場合の 時間反転波による 電磁波ハイパーサーミアについての検討

○三浦 英朗, 河野 隆二

横浜国立大学大学院 工学府 物理情報工学専攻

Graduate School of Engineering, Division of Physics,
Electrical and Computer Engineering,
Yokohama National University

発表の流れ

- 研究の背景と目的
 - ハイパーサーミア、時間反転波について
- 時間反転波を用いたハイパーサーミア
 - 短時間フーリエ変換による生体による減衰の補償法
- 複数がある場合の検討
 - 送受信点の選択による方法
 - 固有値分解をもとにした方法
- 計算機シミュレーションと結果
- まとめと今後の方針

研究の背景と目的

□近年の日本での死亡原因の第一位はがんであり、日本での死亡者数の30%を占めている

□女性にとって乳癌は一般的なものであり、その患者数は年々増え続けている

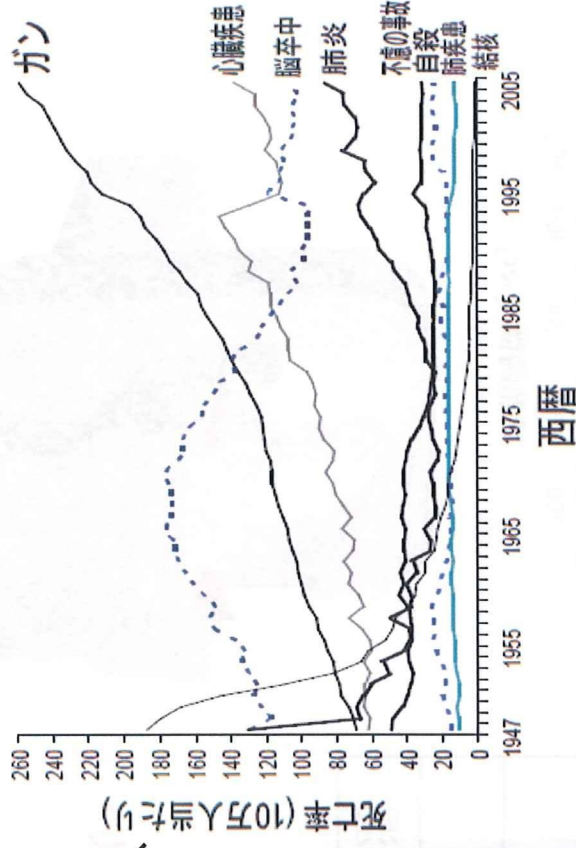
•現在行われているがんの治療法(手術、抗がん剤など)はいずれも体に**侵襲性**がある

近年、患者のQoL(Quality of Life)が重視

非侵襲性の高い治療法が望まれている

特に乳がんは手術以外の治療法が強く望まれている

ハイパーサーミア(温熱療法)が注目されている



研究の背景と目的

ハイパーサーミア：熱による癌に対する治療法

患者に優しい治療法として近年注目されている

- ▶ がん細胞は42.5℃以上で死滅
- ▶ 正常細胞は約44℃までは生理的範囲
- ▶ 正常細胞よりがん細胞のほうが温まりやすい

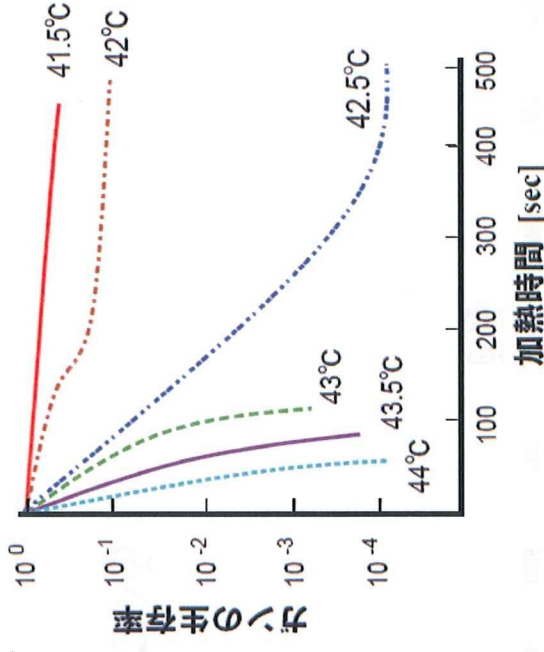
◎ハイパーサーミアの加熱方法

	電磁波	磁界	超音波
指向性	○	×	○
侵襲性	△	○	△
装置の大きさ	○	△	△
加熱方法	外部加熱	インプラント	外部加熱

◎現在実用化されている方法：RF誘電加熱

⇒体外から高周波の電磁波を照射

がんの周囲を含めた領域加熱：**侵襲性は高い**



研究の背景と目的

本研究における目的

- 電磁波を集中させることにより熱を与え、集中の度合いを高め、**正常細胞への影響を低減させる**



効率的に癌に対して電磁波を集中させる方法を検討

⇒時間反転波により非侵襲的ながん治療の実現を目指す

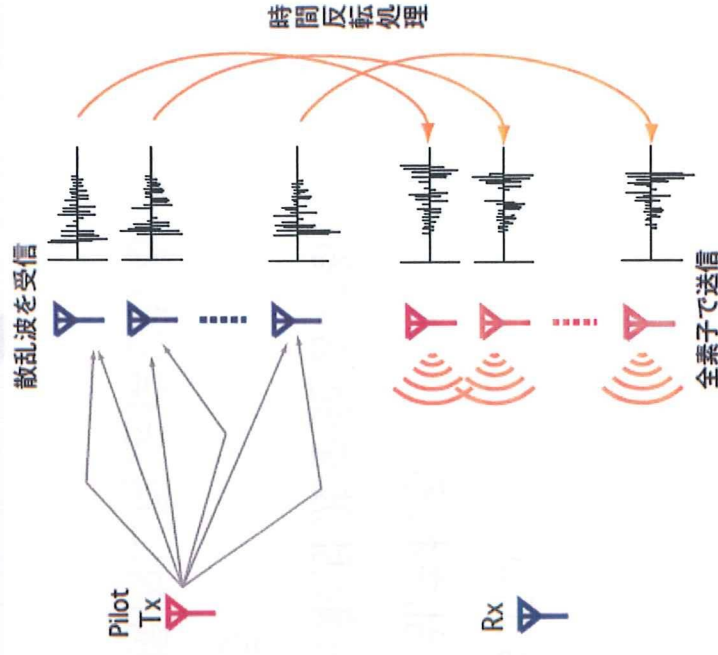
時間反転波（TR波）とは？

- 受信された波を時間的に反転させることを行うのが**時間反転処理**

- ・ 光・超音波の分野で研究
- ・ UWBの通信、生体内イメージングなどに応用

TR波の特徴：

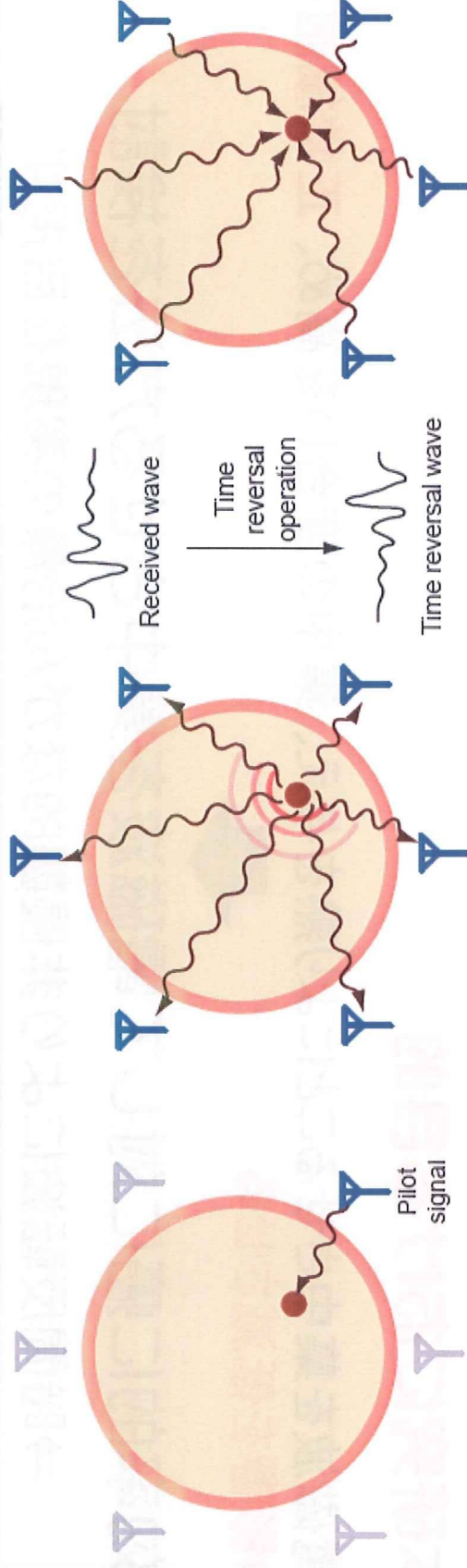
最も強く散乱波が生じる点に焦点が自動的に形成



時間反転波を用いたハイパーサーミア

時間反転波によるハイパーサーミアの手順

- I. 胸の外にある送信点の一つからパイロット信号を送信する
- II. 送信されたパイロット信号は乳房内のがんによって散乱される
- III. 体外のすべての送信点において癌で散乱された後方散乱波を受信する
- IV. 受信された後方散乱波に対して時間反転処理を行う
- V. 時間反転された受信波はそれぞれの受信点から乳房内に再送信される
- VI. 再送信された時間反転波は癌の位置に集中する



時間反転波について

パイロット信号を $p(t)$, 癌での反射を $\xi(t)$ とすると、癌からの散乱波は $R_j(\mathbf{r}_j, t)$ となる

$$f(t) = p(t) * h_0(\mathbf{r}_0 - \mathbf{r}_i, t) * \xi(t)$$

パイロット送信位置: \mathbf{r}_i 癌の位置: \mathbf{r}_0

$$R_j(\mathbf{r}_j, t) = f(t) * h_j(\mathbf{r}_j - \mathbf{r}_0, t)$$

散乱波の受信位置: \mathbf{r}_j

時間反転処理を行う

$$T_j^{\text{TRed}}(\mathbf{r}_j, T - t) = f(T - t) * h_j(\mathbf{r}_j - \mathbf{r}_0, T - t)$$

T: 総観測時間

媒質を伝搬、位置 \mathbf{r}_0 での観測波

$$R_j^{\text{TRed}}(\mathbf{r}, T - t) = f(T - t) * h_j(\mathbf{r}_j - \mathbf{r}_0, T - t) * h_j(\mathbf{r} - \mathbf{r}_j, t)$$

アンテナごと
の波形の和

$\mathbf{r} = \mathbf{r}_0$ で最大値

$$R^{\text{TRed}}(\mathbf{r}, T - t) = \sum_i f(T - t) * h_j(\mathbf{r}_j - \mathbf{r}_0, T - t) * h_j(\mathbf{r} - \mathbf{r}_j, t)$$

Matched Filterと同じ原理であり、散乱が起きた位置と違うところでは出力は小さくなる

⇒ 最も強く散乱が起きた地点に時間反転波が一番強く集中する

時間反転波を用いたハイパーサーミア

□ 時間反転処理で位相は補償されるが、減衰は補償されない

↑ **減衰の補償がされないと結果が劣化**

□ 短時間フーリエ変換を行い周波数領域に変換し、減衰量の逆特性フィルタをかけて補償を行う

• 受信信号に対して窓関数をかけ、周波数領域に変換

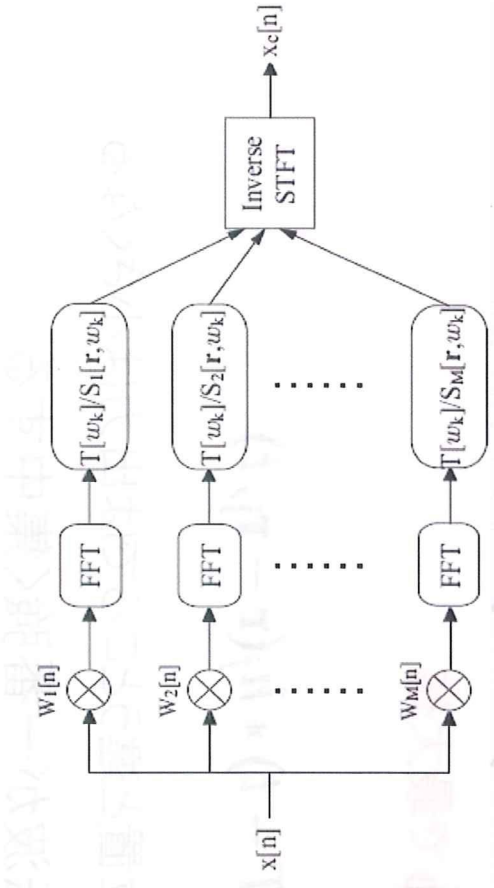
$$X[k, i] = \sum_n x_i[n] \omega_i[n] e^{-j\frac{\omega_k}{c} nk} \quad i = 1, \dots, M$$

• 受信信号に対して、補償成分をかける

$$Y[k, i] = \frac{X[k, i] T(\omega_k)}{S(r, \omega_k)}$$

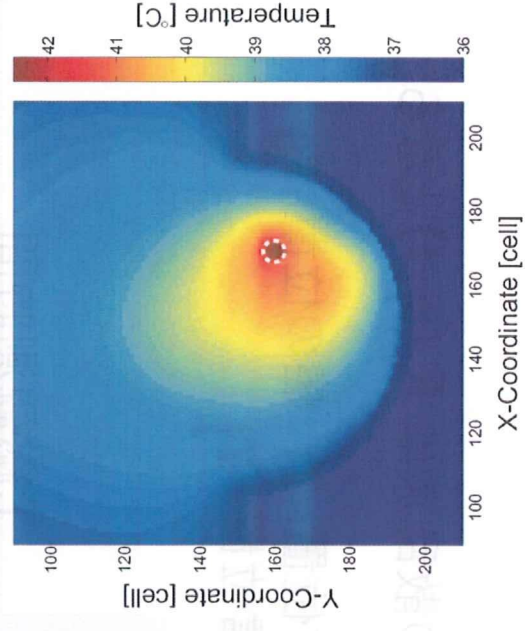
• 逆変換を行い、時間領域の信号とする

$$x_c[n] = \sum_{i=1}^M \frac{1}{\omega_i[n]} \sum_k Y[k, i] e^{j\frac{\omega_k}{c} nk}$$



減衰補償ブロック図

癌が一つの場合(温度分布)



複数のがんがある場合について

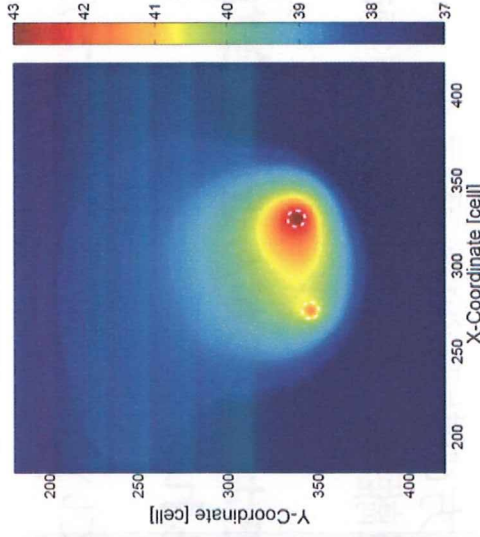
- これまでの検討ではモデルに癌がひとつだけある場合を検討
- 二つある場合についても検討を行う必要性

予備検討として、パイロット信号の送信位置を変えた

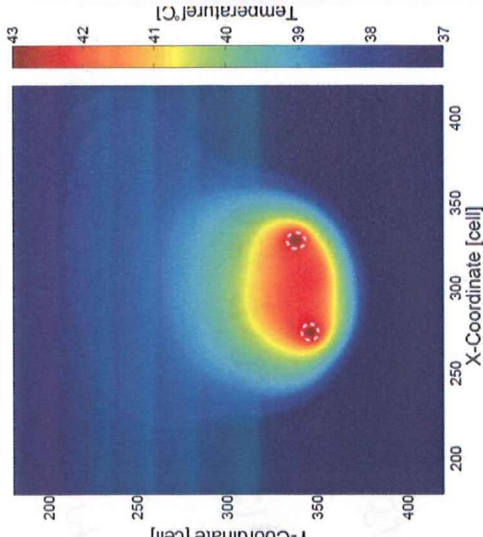
- 癌を同じ大きさで二か所にある場合を想定(274,347),(329,339)

1. 癌から最短距離にある場合
2. 二つの癌からほぼ等距離の場合について検討

片方の癌から最短の位置で送信した場合



両方の癌から等距離の位置で送信した場合



- がんから近い場合に散乱が強く発生することが分かり、時間反転により片方のみ焦点形成可能
- 二つから等距離を想定した場合、両方からの散乱が合わせて到来することが考えられるが、両方に焦点が形成

複数のがんがある場合について

□考えられる改善策

- がんに近いところから送信することで片方に焦点形成可能



使用する送受信点を選択することによって焦点形成位置の選択ができるのではないか

- がんと送信点の位置が近いと両方の散乱波が受信
 - がんの位置関係、二つの間の距離等によっては選択ができない可能性
- ## 送信点の選択のみでは二つのがん近い場合などにうまくいかない という可能性も考えられる



- STFTによる減衰の補償を行っているが、前提条件としてがんと送受信点の距離から減衰量を推定している
- がんが複数あった場合には、それぞれの送受信点からはひとつのがんへの送信という風に考えないと減衰の補償ができない

減衰の補償を行うため、それぞれの散乱点からの散乱波を分離してやる必要がある

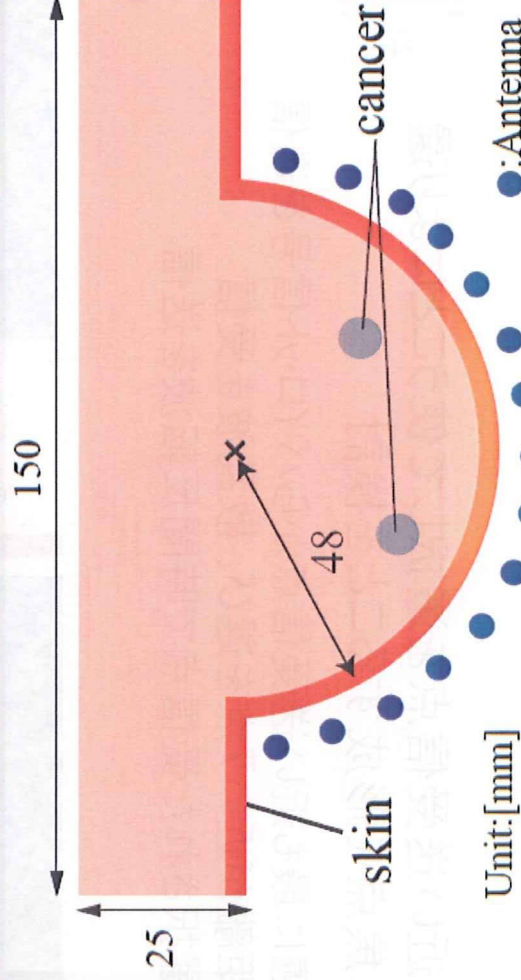


DORTという特異値分解を応用した方法を導入

シミュレーションモデルと諸元

- シミュレーションはFDTD法によって行う
⇒算出するのは電界分布
- モデルは乳癌を想定した二次元モデル

モード	2D - TMz	Time Step	1.0614 [ps]
吸収境界	Liao 2nd-order	セルサイズ	0.5 [mm] × 0.5 [mm]
分散媒質	Debye分散	Pilot信号	Derivative Gaussian (1-11 GHz)
解析空間	600 × 600 [cells]	がん位置 がん直径	(274, 347), (329, 339) 5[mm], 7[mm]

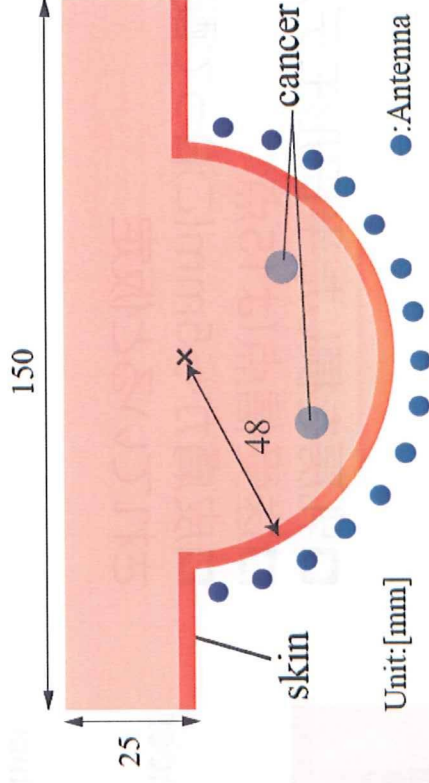


- 乳房を模した半円形モデル
- 送受信点は15点
- 皮膚から5mmに沿って配置されていると仮定

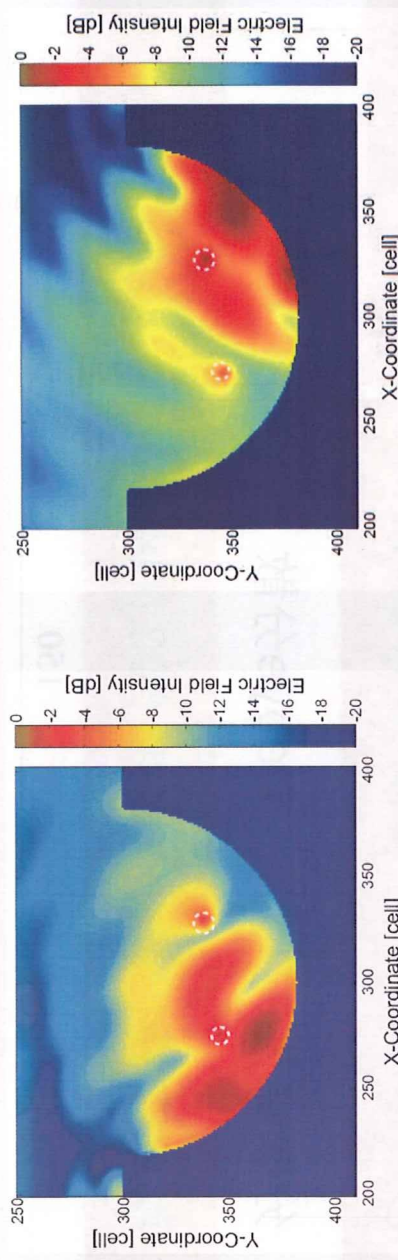
送受信点を選択する方法

□ 癌に近い送受信点を選択して使うことにより選択的に焦点を形成することを検討

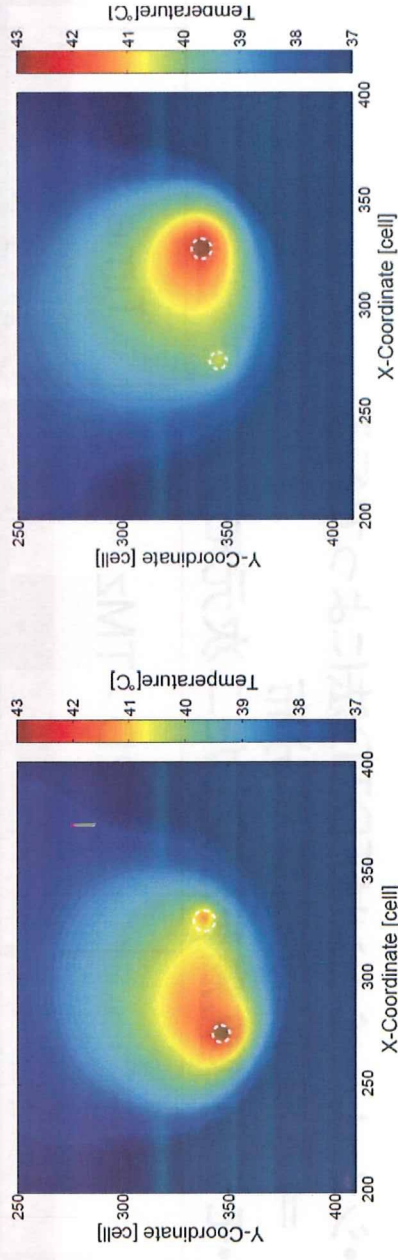
1. 癌に最も近い送受信点からパイロット信号を送信
2. 距離が近い7点を選び、散乱波を受信
3. 選択された受信点で時間反転波を送信



電界分布



温度分布



□ 選択的に焦点の位置を形成することは可能

□ 癌の位置関係によってはうまくいかないことは考えられる(二つの癌の距離が近いなど)

DORT(固有値分解による分離方法)について

□DORTとは散乱波の応答を行列とし、特異値分解を行うことによって散乱波ごとに対応する波形を分離するという手法である

- アンテナごとの受信波を応答行列として得る

$$K_{pq}(\omega) = f(\omega) \sum_{j=1}^M \xi_j G(x_p, y_j, \omega) G(x_q, y_j, \omega), p, q = 1, \dots, N$$

- 応答行列に対して特異値分解を行う

$$K(\omega) = U(\omega) \Sigma(\omega) V^T(\omega)$$

それぞれの特異値の特異ベクトル

⇔散乱される位置からの応答に対応

- 時間領域での時間反転は、周波数領域では位相共役転置と等しくなる

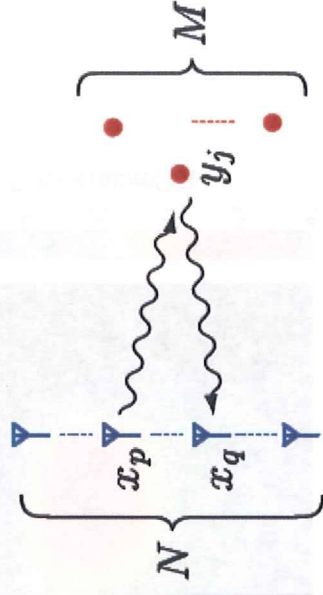
$$\begin{aligned} T(\omega) &= K(\omega) K^T(\omega) \\ &= V(\omega) \Sigma^T(\omega) U^T(\omega) U(\omega) \Sigma(\omega) V^T(\omega) \\ &= V(\omega) S(\omega) V^T(\omega) \end{aligned}$$

- 地点 α で散乱された波は以下のような関係を満たす

$$T(\omega_c) \times v_\alpha(\omega_c) = \lambda_\alpha^2(\omega_c) \times v_\alpha(\omega_c)$$

- 逆フーリエ変換をし、送信時間波形を求める

$$r_\alpha(t) = \mathcal{F}^{-1} \left[\lambda_\alpha^{-1}(\omega) \times K^T(\omega) \times v_\alpha(\omega) \right]$$



$f(\omega)$ パイロット信号
 $G(y_j, x_p, \omega)$ 伝搬路 (=グリーン関数)
 $\xi_j(\omega)$ 反射係数

前提条件

- それぞれの散乱は独立に生じる
- 散乱は大きさのない点による散乱と仮定

↑
 生体はこの条件を満たさないため、近似的にしか成立しない

DORTについて(シミュレーション結果)

- 全送信点を用いてDORTを行う
- 特異値が大きくなる左側に対してはよく集中しているが、二番目の特異値となる右側の癌に対しては集中の度合いが少ない
- DORTによって波形が変わってしまうのが原因と考えられる

