

に、無線機を体内におき外から制御すると言う意味で複数のユーザが存在する場合において干渉波避けられない問題である。これらの課題に対する信頼性を確保する研究も必要である。

B. 研究方法

上記に示した2点の課題に対して本研究は3つのアプローチをとりあげる。それは無線通信において現在、特に注目されている技術でもあるソフトウェア無線 (Software Defined Radio: SDR)、アダプティブアレーアンテナ (Adaptive Array Antenna : AAA)、Ultra Wide Band (UWB)無線である。これら3つのアプローチが先にとりあげた2つの課題の中でのそれぞれの問題、今後必要と思われる課題に対して有効であることを本報告では示す。よって本報告の構成は3つのアプローチ毎に別れており、その中でも個別に問題となりうる事項をとりあげその解決策を示していく。

まず、ここではそれぞれ3つのアプローチの概略を下記に示す。

SDRは従来、無線機構成がアナログデバイスに頼っていたRF、IFの部分デジタルのプログラマブルデバイスに置き換えることで、無線機の機能をソフトウェアで切り替え可能とする無線機を指す。このような機能切り替えを可能とする事は1つの無線機であたかも複数の通信方式を可能とすることでもあり、このことよりSDRは万能無線機とも呼ばれている。

次に、AAAはアンテナを複数個用いることで高品質な通信を実現する方法である。具体的にはアレーアンテナの下についているWeightと呼ばれる部分の係数を切り

替えることでアンテナ指向性を自由にかつ瞬時に切り替えることが可能である。これより、空間的に他局、または遅延波による干渉を削減し、電波の到来方向を探知することを可能とする。

最後にUWBであるが、これはかなり最近無線通信分野において注目を浴びた技術である。これのメリットとしては超高速伝送が可能であること、それからかなり細かいレベルでの測距が可能であることである。

これらの要素技術を用いて先の2つの課題に取り組む方針とその研究結果をそれぞれ下記にしめす。

C. 研究結果

C-1 ソフトウェア無線

先に取り上げたうちのSDRの技術を用いてSDRにおける体内通信、及び体外通信の実現、及び課題、新たなアプリケーションを取り上げる。

C-1-1 体内通信におけるSDRの意義

体内外通信におけるSDRのあり方に関して示す。これにより他のより具体的なSDRにおける体内外通信の研究方針、立場を明確にすることが可能となる。体内外通信におけるSDRのアプローチとして体内外通信そのものに内在する問題に対してSDRの技術をもって解決する方法と、SDRを持ち込んだ場合にメリットなるケース、または課題となりえるケースを取り挙げ、それらに対して研究を進める方法がある。後者の方法はSDRに近い立場からアプローチを行なう方法である。これら2つのアプローチに関して報告をする。ここでは、今回特に取り上げているテーマに関して示す。結論的には先に挙げたうちの後者のアプローチを今回この報告書で行っている。

特に下記のテーマを取り上げる。

- 通信の品質の適応的な切り替え

SDR の最大の特徴は通信のスペックを柔軟に切り替えることである。そのことを生かした新たなアプリケーションが創造されるはずであり、その技術自体 SDR の分野において検討されている。そこで、この技術を今回のテーマに取り込むことを検討する。

- 通信方式のスピーディな切り替え

通信方式の切り替えを行う上で重要なファクターとしてどの程度の瞬時性で切り替えることが可能であるかどうかを検証する必要がある。ここではそのために以下にダウンロード及び、切り替え時間を短縮するかの技術を検討したので報告する。

- 通信のセキュア化

通信の内容に限らず、ダウンロードするソフトウェアの秘匿性は SDR 特有の重要なファクターである。特に、医療において異なった通信方式、機能を実装することは危険であるその防止策にもなると考えられる。

- マルチモード化

複数の通信方式をカバーすることで1つの装置が複数の機能を実現可能とすることが可能とする。これは体内に持ち込む装置の削減、または新たなアプリケーションの可能性を見出す上で先見的なテーマといえる。

C-1-2 通信方式のスピーディな切り替え

近年、ナノテクノロジーが医療の現場に応用する研究がなされている。体内に無線機を埋め込み、それにより無線通信を行なう場合、究極の無線システムであるソフトウェア無線機を応用する事により柔軟性を確保する事ができる。ソフトウェア無線機とはソフトウェアの変更により様々な通信システムに一つのハードウェアで対応する

ことができる万能無線機のことである。使用目的や環境の変化に応じて、ソフトウェア無線機のシステムを無線でダウンロードする事により再構成する事ができる。無線でダウンロードを行なう時、セキュリティや通信速度が問題になる。そこで、本報告では、無線でシステム情報をダウンロードする際の通信速度の改善を目的とする。シームレスな通信や再構成を行なうには、ダウンロード時間の短縮化が必要である。短縮化の一つの方法として情報源符号化を用いて、ダウンロードするデータのサイズを小さくする方法が考えられる。現在ソフトウェア無線機を構成するハードウェアとして、FPGA (Field Programmable Gate Array) が有望視されている。そこで本報告では、FPGA によるソフトウェア無線機のシステム情報であるコンフィギュレーションデータに特化した情報源符号化法を提案する。これによりソフトウェア無線におけるダウンロード時間の短縮が実現されることを示す。

一般的に情報を圧縮する際には、単一の圧縮方式によって圧縮が行なわれる。それに対して、本報告ではコンフィギュレーションデータの特徴である各フレームのシンボルの発生確率が FPGA の CLB (Configurable Logic Block) のフレーム毎に異なる点と、列ごとに似ている点に着目して複数の圧縮方式による情報源符号化法の検討を行なう。情報源符号化法の提案方法は2つある。1つは、LZW (Lempel Ziv Welch) 符号化の辞書や算術符号化の確率テーブルを複数用意し、フレーム毎のシンボルの発生確率に応じて適応的に圧縮法を選択する。もう1つの方法は列単位でデー

タを見ると列毎のシンボルの分布が予測可能であることを利用する。予測できる部分を予測符号化により最初に取り除いてから圧縮する。つまり、最初に予測符号化を用いて次に列毎に異なる辞書を用いた LZW 符号化と列毎にことなる確率テーブルを用いた算術符号化を行ない、適応的に圧縮方法を選択して圧縮する。

一つ目の方法を用いると情報を単一の圧縮方式によって圧縮を行なった時よりも圧縮率が 6% から 10% ほど改善される。また、二つ目の方法を用いると単一に符号化を行なったときよりも圧縮率が 20% ほど改善される。

C-1-3 通信の品質の適応的な切り替え

通信品質の適応的な切り替えを目指すことと、体内にあるナノマシンの負担を減らすために体外の受信機側で計算を行なうことを念頭においた適応符号化方式の提案を行なう。

ナノマシンの送信方式は UWB-IR (Ultra Wide Band Impulse Radio) とする。IR は伝送効率を上げるために Hermite 直交関数を用いた Pulse Shapes による多値化を用いる。しかし、1 ns 以下のような短い時間にいくつものパルスを重ねて送信するためには Pulse 間干渉を考慮する必要がある。そこで LDPC 符号を適応符号化として用いて効率よく多値化する方式を提案する。一つ一つの Pulse に対して送信する・しないに (0, 1) を割り振ることで一時点 7 ビットの送信が可能となる。受信側では 7 つ分の相関器を用意してピークが立つ・立たないで (0, 1) をそれぞれ割り振ることで復調する。送信側において、情報ビットに対して LDPC 符号の検査行列をベ-

スにして符号化をおこなう。次に得られた符号化系列に対して 7 ビット一組にしてそれぞれ 7 つの Pulse に割り当てる。得られた符号語が 0 の Pulse に関しては送信しない。受信側では近似対数尤度比等を用いて復号することによって誤りの改善を得ることができる。

下図にシミュレーション結果を示す。緒元は以下の通りである。通信路：AWGN、重ね合わせの Pulse 数：7、Pulse 幅：1.6ns、フレーム長：981、18、LDPC：(981, 500)、(18, 11)、サンプル数：10000。

符号長を伸ばすと特性が良くなることを見て取れる。

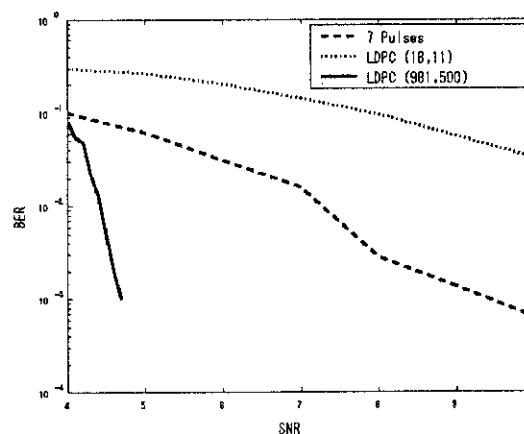


図 1. 適応符号化方式のシミュレーション結果

C-1-4 通信のセキュア化

ここでは SDR の要素である FPGA のコンフィギュレーションデータ配置配線情報を鍵とする暗号システムを示す。

本研究では正当ではないユーザによってソフトウェア無線機 (SDR) のソフトウェアが盗聴されることを防ぐため、SDR の構成情報を鍵とする暗号システムを提案し、その安全性を示す。体内での SDR を考えた場合、無線機の大きさはとても小さくする必要があるのである。そのため、無線機能を切り替えるためのソフトウェアは体外からダウン

ロードする方法が最も妥当と考えられる。

しかしながら、外部からソフトウェアをダウンロードする際には盗聴に対する対策は必ず考えなければならない。SDR のソフトウェアが盗聴され、不当に使用されてしまうと、ソフトウェアメーカーは大打撃を受ける。更に盗聴されたソフトウェアが悪意のあるユーザによって改造され、大電力の信号を発信するようなソフトウェアが SDR にロードされた場合、体内にペースメーカーを持つようなユーザは命の危険にさらされることになる。そこで本研究では、体外からの安全なソフトウェアダウンロードの実現を目的とする。

本研究におけるソフトウェアダウンロードモデルを図 2 に示す。

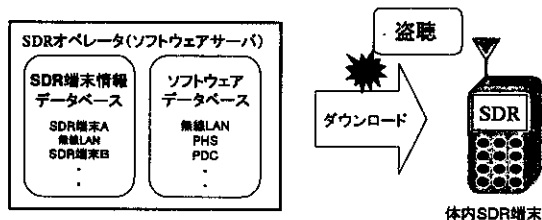


図 2 ダウンロードモデル

現在 SDR を構成するデバイスの候補として、FPGA (Field Programmable Gate Array) が最も有望視されており、本研究では SDR は FPGA によって構成されているものとする。SDR オペレータ (ソフトウェアサーバ) は全ての SDR 端末情報及び、ソフトウェアを管理しており、体内にある全ての SDR 端末が現在使用しているソフトウェアは既知のものとする。

本研究で想定する攻撃は、なにかしらのソフトウェアを持った状態で他のダウンロード出来ないソフトウェアを盗聴、なりすましにより手に入れ、復号を試みる方法とし、復号完了か否かは、FPGA にダウンロ

ードし、再構成できるか否かで判別する。端末から直接ソフトウェアを取り出すことは不可能なもとする。

FPGA の構成情報 (以下 CD) には様々な構成方法がある点と、CD の容量が FPGA 上で実現する回路情報によらない (ある決まった FPGA 上にロードする CD の容量はどのような通信方式であろうがいつも一定) という特徴を利用し、図 3 のような暗号システムを提案する。

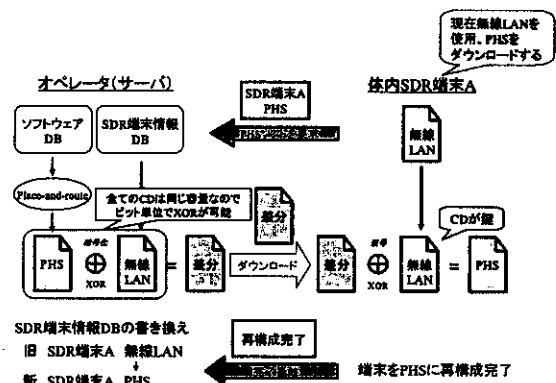


図 3 提案方式のプロトコル

SDR 端末 はサーバに端末の ID 及び希望するソフトウェアを通知する。サーバは通知された ID より端末の現在の構成情報(CD) 検索。さらに希望されたソフトウェアを、FPGA の構成パタンの多様性を利用してランダム化を行い作成。作成された CD と現在の端末の CD との排他的論理和演算 (XOR) を行なうことにより差分ファイルを生成 (暗号化)。端末は差分ファイルをダウンロード。端末はダウンロードした差分ファイルと現在の構成ファイルとの排他的論理和演算 (XOR) をとることにより、希望するソフトウェアの CD を手に入れる。そして無線機再構成後、ダウンロード完了通知をサーバに送信。サーバはダウンロード完了通知を受け取りしだい、その端末の現在の CD を新しいものへと更新。

提案方式では、ダウンロードするソフトウェアはただの差分ファイルのため、異なる構成情報の端末（攻撃者）は盗聴したとしてもそのソフトウェアをロードすることができない（図4）。

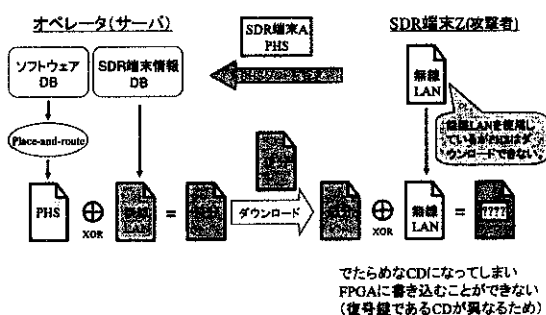


図4 攻撃者によるなりましへの耐性

C-1-5 マルチモード化

医療目的で体内機器との通信を行う場合、複数の通信システムを併用することで信頼性を高めることが可能となる。また、通信方式としてスペクトル拡散(SS)技術を用いることで、耐干渉性、秘話性に優れた通信が可能となる。通信方式を複数併用する通信機器を構成する場合、併用システム数の増加にともなって装置規模の増加が問題となる。またそれにともない、消費電力量の増加が問題となる。本研究ではこれらの問題を解決するために、SS通信方式を複数併用する通信機器の装置規模削減の検討をおこなった。

複数の通信システムを併用して送受信するための一番単純な構成は、各々のシステムに対応した信号処理系列を実装することである。しかしながら、そのような構成は、併用システム数の増加に比例して装置規模や消費電力量が増加してしまう。そこで我々は、各システム用の信号処理系列間で共有部分を設けることにより冗長部分を削減して、回路構成を簡略化する構成を検討

した。ここで注意しなければいけない点が、コンポーネント数を減らすことが必ずしも効率的というわけではないことである。コンポーネント数を減らすことで回路構成を簡略化した一方で、処理負荷の増加から消費電力量が増加してしまうことが起こり得る。特に本検討では、高速に変調されたスペクトル拡散信号という処理負荷の大きな信号を対象としているため、この点の十分な検討が必要となる。そこで我々は、機器の構成法を検討する際、通信としての特性だけでなく、構成コンポーネント数やその信号処理負荷を評価した検討をおこなった。

RFコンポーネントに関しては、周波数依存性の高いアナログデバイスで構成されるため、共用利用することは本質的に難しい。IFコンポーネントに関しては、信号自身の特性に依存する部分が少ないために共用化が図れる可能性が高い。そこで、各システムのIF信号を符号分割と周波数分割の双方の特性を利用して多重してIF部を共有化する構成法を提案した。その際、信号の分離には周波数の直交性と拡散符号の疑似的な直交性の双方を利用する。これによりIF信号のパラメータを制御することで、信号処理負荷と復調特性のトレードオフ関係を操作できる。特に併用システムが3つの場合の理論解析をおこない、その最適値を導出した。通信路状況により最適値は変動するためその変動に追従する制御方式を示した。提案するIFコンポーネント共用化手法を用いることにより、最小限の信号処理負荷でIFコンポーネントの共用化が実現できることを示した。

C-2 アダプティブアレーアンテナ

アダプティブアレーアンテナは、アンテナ

ナを複数個用いることで高品質な通信を実現する方法である。具体的にはアレーアンテナの下についている Weight と呼ばれる部分の係数を切り替えることでアンテナ指向性を自由にかつ瞬時に切り替えることが可能である。また、送受信側に複数のアンテナを用い、受信電力のよい受信信号を選ぶことによりダイバーシチ利得が得られる。これにより、空間的に他局、または遅延波による干渉を削減し、電波の到来方向を感知することを可能とする。この要素技術を用いて取り組んだ三つの課題の方針とその研究結果をそれぞれ下記に示す。

C・2・1 最適なハードウェア量

損傷を受けた生体部分の代役を務められる人工分子に通信機器を実装した場合の問題点として、通信機器の大きさの制限などが上げられる。アレーアンテナとデジタルフィルタを送信機と受信機に用いた時空間等化器を用いて、一定の通信特性を保ちながら送信機となる基地局（体の外の通信機にあたる）に多くの設備を設置し、受信機となる移動局（体内の通信機にあたる）の負担を減らす組み合わせを求め、これを目的とした研究を行った。

送信機において複数のアンテナを用いて信号を送信する送信ダイバーシチ技術がある。これは、受信機の装置構成を複雑にすることなく受信特性を改善できる。逆に、受信機において複数のアンテナを用いて信号を受信する技術もある。本研究では、送信機と受信機の両方にアレーアンテナを用いることを考える。また、空間領域の等化を行うアレーアンテナに対して、デジタルフィルタも用いることにより時間領域の等化も行っている。

アレーアンテナとは、同じアンテナを多数配列したアンテナのことである。アレーアンテナでは、アンテナ素子(エレメント)の種類、配列方法、その励振の仕方などによって、単一のアンテナではできない種々の機能を持たせることができる。特に、一つのアンテナだけでは無指向性であっても、各エレメントの重み係数を制御することにより要求される指向性を実現する方法が指向性合成と呼ばれている。

フェージングはマルチパス現象が観測されるために起こるので、この指向性アンテナで不要な反射波(遅延波)を除去してしまえばマルチパスそのものがなくなり、フェージングが発生しなくなる。機械的に指向性アンテナを振り回すことなく、電気的に指向性が変化できるアレーアンテナが有効になる。ただし、これが実際に効果を発揮するためには大きなアンテナスペースが必要になるので、比較的限られた用途にしか利用できない。アダプティブアレーアンテナの問題点に、少ないアンテナ本数では鋭い指向性が生成できないため、送信端等化を十分に行うことができないことがある。この対策として、アレーアンテナとデジタルフィルタを組み合わせた時空間等化器による送信端等化を用いた。

本研究では、時空間等化器に必要なアンテナ本数とフィルタのタップ数を求めるための入出力関係の定式化を行っている。また、計算機シミュレーションにおいて、時空間等化器のアンテナ本数とフィルタのタップ数を変えた場合の BER 特性を比較した。また、入出力関係式を用いて、送信機と受信機におけるアレーアンテナの本数とフィルタの遅延タップ数をハードウェア量

とし、必要なハードウェア量を求める式を検討している。

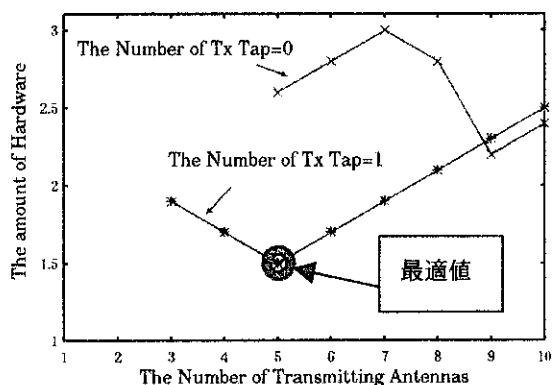


図5 シミュレーション結果

送信機となる体外の設備に多くの装置を設置し、受信機となる体内の装置の負担を減らすことを目的とし、送信機と受信機のハードウェアのバランスを考慮した式を導いた。

$$V_T T + V_A A + V_R R + V_B B \Rightarrow V$$

V : 全体のハードウェア量

T : 送信機アンテナの本数

A : 送信機フィルタの個数

R : 受信アンテナの本数

B : 受信フィルタの個数

ハードウェア係数

V_T : 送信アンテナのハードウェア量

V_A : 送信フィルタのハードウェア量

V_R : 受信アンテナのハードウェア量

V_B : 受信フィルタのハードウェア量

これにより、ハードウェアの制限がある場合は、通信特性を一定に保ちながら体外にある通信機の装置を多くして体内の通信機の装置を小さくした場合の組み合わせを求めることができる。

伝搬路における送信方向ごとの減衰率と遅延時間と受信方向、受信機における内部雑音を固定し、パラメータとして送信機のアンテナ本数、デジタルフィルタの遅延素子数と受信機のアンテナ本数を変化させた時の

シミュレーションを行った。

SNR=5[dB]の時、BER特性が0.001以下になる組み合わせを用いたハードウェア量 V を示す。(縦軸：ハードウェア量 V 、横軸：送信アンテナ本数)

ハードウェア係数を $V_T = 2/10$, $V_A = 1/10$,

$V_R = 4/10$, $V_B = 3/10$ とした時、最適なハードウェア量は、 $T=5, A=1, R=1, B=0$ となる。

C-2-2 体外医療機器から体内医療機器への送信

現在、人体の内部からの治療を目的としてナノマシンの利用が検討されている。人体に複数存在するナノマシンに命令を無線通信によって行う場合、外部送信機から送信する。内部に存在するナノマシンの構成を出来るだけ簡単にするためには信号を目的のマシン一つ一つに分けて送信する必要がある。これによって信号の識別機能を削減できる。しかし、そのためには超高精度のビーム形成が必要であることからアレーアンテナ技術の適用を検討した。

アレーアンテナは外部送信機のアンテナ素子数を増やすことによって比較的容易に送信ビームの幅を調整できることからこのような目的に適していると考えられる。

研究においては周波数によって各マシンの役割(アプリケーション)が異なっていると仮定する。しかし高精度のビームを形成するためには多数のアンテナ素子が必要となってくるのでそれぞれ目的とする周波数毎に別々のアレーアンテナを用意出来ない。そこで周波数が異なる信号も同一のアレーアンテナで送信するための研究を行った。

また、送信機用のアレーアンテナ自体を

人体に近づけて使用することからアレーアンテナにおいて定義されている信号の平面波近似が成り立たないという問題がある。この問題に対処するため、通常用いられているものとは異なるアルゴリズムの研究を行った。人体は血流や各臓器の運動等によって複雑な変動を繰り返す伝播路となることが予想される。体内の電波伝播環境は未だ明らかでない部分が多いので、前段階としてこれらの研究内容をまず空間伝播において実現することが必要となってくる。

まず、平面波近似の行なえない近傍においてのアレーアンテナによるビーム形成を可能にするアルゴリズムが考案した。さらに、異なる周波数を割り当てられたナノマシンが同時に通信を行なえるために2つの周波数の信号について同時にビームを形成するような方式においても検討を行った。

C-2-3 体内医療機器から体外医療機器への送信

医療通信において使用できる周波数帯域が限られており、また、用いる通信電力が小さく高品質な通信が困難なため、時間と空間の2領域技術を融合した高品質、大容量伝送技術を適応し通信品質をあげることを考案した。時空間符号を用いて一つの周波数帯域、また送受信電力が小さいという環境でも複数患者の通信干渉を抑えた高品質通信ができることを目指す。

①体内の機器から体外の機器への通信

電波の医療機器への影響は大きく、また、人体へどのような影響を与えるかもいまだに明らかにされていないため、医療機器同士の通信には小電力が求められる。しかし、送信電力が小さいため高品質通信が期待できない。そこで、電力が小さいままでも高

品質な通信が期待できる時空間符号を導入する。時空間符号を用いる利点としては、体内において血流や各臓器の運動などにより複雑な通信路になるため、複数送信信号を異なった通信路に通すことにより、ダイバーシチ効果（よい受信信号部分が悪い部分を埋め合わせる）を得ることができ、さらに復号技術をも加え誤って受信した部分に対し誤り訂正を行うという利点がある。具体的には電力を体内に埋め込まれた複数の医療機器の数分だけ均等に割り振り、ある情報を時空間符号器にかけ、複数の送信信号を生成し複数の体内医療機器より送信する。体外の医療機器はこれらの送信信号の同期を取り合成波を受信信号とし、符号器に対応した復号器により元の情報に戻す。

②複数患者の通信が存在する場合

複数患者が同時に通信を行った場合患者同士で干渉が起きる。そこで、干渉を除去する技術はすでに述べた通りだが、受信側の体外機器において患者毎の受信信号の分離が必要になってくる。そこで、①で述べた体内につける時空間符号器を患者毎に異なったものにする。つまり、体外の受信医療機器にはそれぞれの患者に対応した復号器を内蔵するが、受信した信号がどの患者からのかわからないのですべての復号器にかける。ここで、最もよい性能が得られた復号器に対応した符号気を内蔵しているのが目標とする患者であり、同時にその送信情報を復号することもできたことになる。この受信信号を分離するのに各患者に用いる符号器同士の特性が同じでは分離できないので、特性がそれぞれ異なった分離に最もよい符号器の組み合わせを検討する必要がある。実際に符号器を設計し、複数の送信

アンテナより均等に割り振られた電力で送信を行い受信側で合成し復号した結果、一本のみの送信アンテナを用いた場合よりよい結果が得られた。

C-3 UWB

C-3-1 UWB チップを用いた測位測距システムの研究

外部から確認できないような腫瘍などを発見するため、体内に埋め込んだ UWB チップで測位測距を行なうことで臓器に異常が無いかを検査する。さらに、その結果得た情報を外部に送信することで迅速な処置が可能になる。

熱雑音に対する UWB の測距の精度をシミュレーションにより測定する。なお、測距方式として UWB を用いる理由は、簡単な回路で精度の高い測距が行なえるだけでなく、同一システムでその情報を外部に送信できるからである。

UWB を用いた測位測距により、体内に出来た発見しづらい腫瘍などを正確に検出することが可能である。UWB 送信機の回路設計が簡単であるためチップを小さくできるだけでなく、同一システムでデータ通信も行うことが可能なので、検出した結果を瞬時に治療に役立てることが出来るようになるだろう。

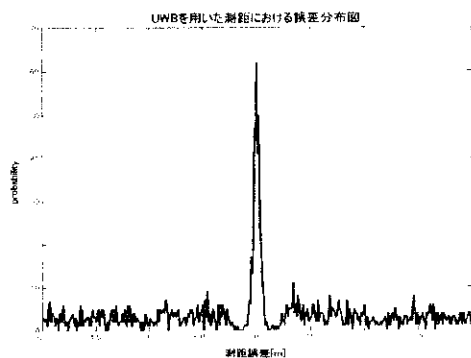


図 6

C-3-2 UWB におけるアレーアンテナを用いて人体に局部に対してナノマシンを如何させる研究

ナノメディスンにおいてナノマシンを外部から動作させる上で電磁波を利用したワイヤレス技術が効果的である。その上で、電磁波の人体に与える影響についても検討されなくてはならない。そこで本研究では、UWB用のアレーアンテナを利用して電磁波を照射する部位を減少させる方法を検討する。

ナノマシンのサイズはその名の通りナノサイズであり、組み込まれるアンテナも小さく、共振する周波数帯域は広いと考えられる。この点を考慮すると、電磁波を広い帯域に拡散させて通信を行うUWB (Ultra Wideband)方式が有効であるといえる。

ここで、人体に与える影響を軽減することを考えると電磁波を集中的にナノマシンの存在する人体の部位に照射することが重要である。そこで、アレーアンテナを用いた指向性の制御を検討する。アレーアンテナは複数のアンテナを用いて鋭い指向性を作り出すことが可能である。

本検討では、アレーアンテナの中でも我々の研究室が提案している、全ての周波数領域で同様の指向性を示すアレーアンテナの利用して検討を進め、その指向性分布を計算機シミュレーション (図7) によって示す。

この結果は、0.4 GHzから4.4 GHzの帯域にわたっての指向性を示している。用いたUWBの主な帯域幅は1GHz～3GHzの間であり、その周波数領域では同様の指向性を示している。

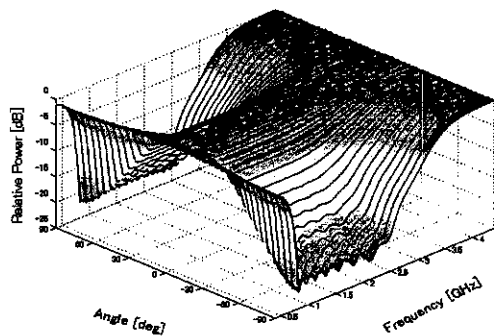


図7

図7はUWBのトータルでの指向性である。青色が従来のアレーアンテナであり、赤色が我々の提案しているアレーアンテナである。一定のオーバーラップ率を超えると従来方式よりも不要な方向に対する強度が弱まることを示している。

C-3-3 共存無線通信システムとの干渉を低減するUWB-IR(Ultra Wide Bandwidth – Impulse Radio)方式に関する検討

重症心疾患の最適治療の究極的目標として自動治療を目的とした場合、生体情報をきめ細かく取得することが必要になる。現状でも重症患者には多数の電線が接続されているため、まずは統合センサからモニタへの情報伝達方法としてUWB-IR方式は有望な方式であると考えられる。

UWB-IR方式はナノオーダーの時間長を持ったパルスを用い、数十ビット/秒から数百Mビット/秒の最大データ伝送を可能である。また、空中線電力がわずかに数十マイクロW/MHzですむので、機器の小型化、簡略化が可能である。しかし、占有帯域幅が数GHzにもわたる為、既存の無線通信方式との干渉は避けることが出来ない。そのため、既存の信号に対して干渉を低減するUWB方式の考案が必要となる。

提案方式である共存無線通信システムと

の干渉を低減する方法を説明する。通常、UWB方式で送信するパルスを2個1組で送信する。2個の送信パルスを一まとめとして送信すると、UWB信号の周波数特性は送信パルス自身の周波数特性にヌル点が生成される。生成するヌル点の場所は1組の送信パルス間の時間幅によって決定する。(以後：パルスを2個1組で送信する方式をDualcycle方式、通常のパルス1個を送信する方式をMonocycle方式と呼称) 検討した方式の評価として理論式を導出して評価を行った。

前提条件として既存の無線通信システムが中心周波数2.5GHz、変調方式：直接スペクトル拡散(DS/SS)通信方式、DS/SS通信方式の占有帯域幅3.4,34,68,102[MHz]と帯域幅を変えて検討を行った。Dualcycle方式のパルス間の時間長1.0[nsec](固定)。以上のパラメータで既存通信システムのビット誤り率特性の結果を図8に示す。

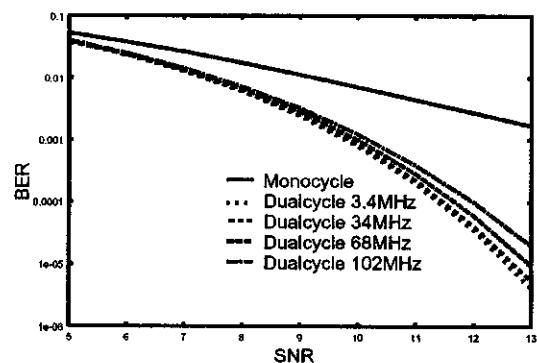


図8 Dualcycle方式存在下での既存無線通信方式のBit誤り率特性

D. 考察

D-1 ソフトウェア無線

D-1-1 体内通信におけるSDRの意義

SDRの立場から見たとき、研究方法で述べたアプローチは比較的現実的である。一

方で医療的立場から見た場合のニーズは今のところ明確とは言い切れない。今後は、現在検討をしている諸技術がどの程度ニーズとマッチしているかをにらみながら絞込みをかけて研究を進めていく必要がある。一方で無線通信という立場から見たときに課題となる点は体内の通信路モデル。また、アンテナの選択。特にアンテナは一般的に波長の半波長を用いることが考えられている。よって、アンテナを短くすること超高周波を用いることとなる。よって、体への影響も考慮しなければいけない。

D-1-2 通信方式のスピーディな切り替え

本報告では、システム情報のダウンロードにかかる時間を短縮について検討を行なった。今回はFPGAに関して検討を行なったが、将来FPGAに近いシステム構成のデバイスで実現されたとしても本提案方式は応用できる可能性がある。

D-1-3 通信の品質の適応的な切り替え

復号の繰り返し数が低 SNR ほど多くなるので所望 SNR の BER 特性にあわせて最大繰り返し数を制限することで無駄な計算量を減らすことが可能である。符号長を大きくすることはナノマシンのメモリーに依存する。そのため実現可能なナノマシンのメモリーサイズと BER 特性はトレードオフの関係が見て取れる。

D-1-4 通信のセキュア化

提案方式は、CD の構成パタンの多様性を利用しており、その安全性は実現可能な構成パターン数に依存する。そこで SDR で利用が検討されている 100 万ゲートオーダの FPGA にロードされる CD の構成パターンがどのくらい存在するかを求める。数値計算によって求めた。

FPGA は回路を構成する最小単位である論理ブロック(CLB)が格子状に並んだ構成となっており、その構成パターン数は順列の計算によって求めることができる。例えば CLB を 4 個もつ FPGA 上で、2 個の CLB に、CLB に書き込むことができる回路情報単位のコンフィギュレーションユニット A, B を書き込むパターンは

$${}_4P_2 = 4 \times 3 = 12$$

SDR で用いられるような 100 万ゲートの FPGA は最低でも 5000 以上の CLB を持つ。今回は XILINX 社製の FPGA をモデルに計算を行った。6144 個の CLB を持つ FPGA 上で PHS, 無線 LAN の通信方式を実装させる際、その構成パターンはそれぞれ何通り存在するかを求めた。(表 1)

表 1 100 万ゲートの FPGA における構成パターン数

	使用する CLB 数	FPGA の構成パターン (番号における鍵サイズ)
PHS	1045	${}_{6144}P_{1045} = 9.5 \times 10^{3917}$ $= 2^{13015}$
無線 LAN	2274	${}_{6144}P_{2274} = 2.0 \times 10^{8404}$ $= 2^{27918}$

表 1 より、かなり多くのパターンが存在することがわかり、攻撃者がなりすましによって正当なソフトウェアを手に入れることはとても難しくなる。

D-1-5 マルチモード化

本研究結果より、複数の通信方式を併用する通信機器の効率的な構成法が示された。通信機器の縮小化、小消費電力化の一手法として用いることが可能である。

D-2-1 最適なハードウェア量

今回、シミュレーションのために与えた人体に関する伝搬路特性とハードウェア係数について、実際の特性にあった値を求める必

要がある。

D-2-2 体外医療機器から体内医療機器への送信

この他にも人体内部のナノマシンを外部からの通信によって制御するためのアレーアンテナ分野における研究には様々なものが考えられる。

まずは各マシンの位置を正確に把握するための高分解能方向推定手法、測距技術。常に変動する体内の伝播路に追従するための高速な演算アルゴリズムや計算量の低減手法などは空間伝播よりもより高レベルにおいて実現しなくてはならない。

D-2-3 体内医療機器から体外医療機器への送信

実際、体内の通信路情報を用いて再検討する必要があり、また、通信路に適した患者それぞれ固有の符号器の設計も検討する必要がある。

D-3-1 UWB チップを用いた測位測距システムの研究

UWB 送信機の回路設計が簡単であるためチップを小さくできるだけでなく、同一システムでデータ通信も行うことが可能なので、検出した結果を瞬時に治療に役立てることが出来るようになるだろう。

D-3-2 UWB におけるアレーアンテナを用いて人体に局部に対してナノマシンを如何させる研究

アンテナ数を多くすればするほど指向性は鋭くすることが可能である。その点でも、高い周波数での UWB を用いればアンテナのサイズを小さいもので作ることが可能であり、実現性は高まると考えられる。

逆に、UWB 用のアレーアンテナにはアンテナ同士の幅を広くすればするほど指向

性を鋭くすることが可能であるということもいえる。このアンテナ数とアンテナスペーシングの問題はトレードオフであり装置のサイズに併せた最適なアンテナ本数・アンテナスペーシングを検討する必要がある。

D-3-3 共存無線通信システムとの干渉を低減する UWB-IR(Ultra Wide Bandwidth - Impulse Radio)方式に関する検討

図 8 から Dualcycle 方式は Monocycle 方式に比べて大きく特性が改善していることがわかる。Dualcycle 方式のなかでは既存無線通信方式の占有帯域幅が大きくなるにつれて特性が若干悪化していることがわかる。このため、既存無線通信方式のスペックに応じて Dualcycle 方式のスペックを決定する必要がわかる。

E. 結論

E-1 ソフトウェア無線

E-1-1 体内通信における SDR の意義

SDR の立場より今回のナノメディスンに取り組むべき方向性の 1 つを示した。課題としては、医療としてのニーズを明確にしその中で SDR のとるべき方向性を絞り込むことである。

E-1-2 通信方式のスピーディな切り替え

本報告によりシステム情報を DL する際に必要なデータサイズを従来の方法に比べ細大 20%ほど改善される結果を得た。

E-1-3 通信の品質の適応的な切り替え

今回はナノマシンに実装する適応通信方式の検討を行った。今後は実現可能なナノマシンのスペックにあわせて符号器の構成を決定し、高品質で高速伝送可能な具体的な数値を示していくことが必要である。

E-1-4 通信のセキュア化

本研究では安全なソフトウェアダウンロ

ードの実現を目指し、FPGA の構成情報の多様性を利用した暗号システムを提案し、その安全性を示した。

E-1-5 マルチモード化

複数通信方式を併用した信頼性の高い通信機器の構成法を検討し、信号処理負荷の増加を抑えた装置規模削減法が示せた。

E-2-1 最適なハードウェア量

送信機側でパスを除去するためにアンテナの本数が足りない場合は、受信機側でパスを分離し、ある程度足りていて長遅延波を除去できている場合は、少ないデジタルフィルタを用いて送信端等化を行うことにより BER 特性を改善することが可能であることを示した。

ハードウェア量の重み係数と伝搬路特性が与えられた場合に最適なハードウェア量を計算機シミュレーションにより求められることを示した。

E-2-2 体外医療機器から体内医療機器への送信

体内のナノマシンにより高度で組織的な機能を持たせるためには通信による外部からのコントロールが必要となってくる。そして体内のマシンの構成をより簡単にするためには信号識別の機能を削減し、各個体に独立な命令を送信し得るアレーアンテナ技術の適用が期待できる。しかし人体に用いるためには空間伝播とは異なる様々な問題が生じてくるので今後更なる検討が必要である。

E-2-3 体内医療機器から体外医療機器への送信

時空間符号を用いることにより、同一周波数で空間的なダイバーシチ利得と時間的な符号化利得を融合することで低い電力で

高品質な通信が期待でき、また、患者同士の信号分離ができ、体外の医療機器一つで患者の情報を分離し、得ることができる。

E-3-1 UWB チップを用いた測位測距システムの研究

UWB を用いた測位測距により、体内に出来た発見しづらい腫瘍などを正確に検出することが可能である。

E-3-2 UWB におけるアレーアンテナを用いて人体に局部に対してナノマシンを如何させる研究

ナノマシンのサイズを考慮すると、ナノマシンに複雑な機能を実装ことは非常に難しくなる。よってナノマシンの回路は出来るだけ簡易に作る事が重要である。その点で、人体の外側からナノマシンの動作する部分を指定することが出来る。

本方式は非常に有効であると言える。今後、3次元の領域で特定の部分のみと通信が行える方式の研究を拡張する必要がある。

E-3-3 共存無線通信システムとの干渉を低減する UWB-IR(Ultra Wide Bandwidth - Impulse Radio)方式に関する検討

病院内、及び医療において考慮すべき周波数帯が分かっている場合にその部分に対して干渉を低減する Dualcycle 方式を用いた対策を示すことが出来た。

以上のとおり、多岐に渡ってナノメディスンにおける無線通信に対して検討を重ねてきた。検討においては無線通信の技術をベースにナノメディスンに応用することを検討してきた。これより、様々な可能性を見出すとともに課題を明らかにした。一方でナノメディスンのしっかりとした課題に対しては取り組み切れていない部分があるのは否定できない。これは、やはり体内の

通信においてその通信路モデルがはっきりしていないことが大きな課題と言える。また、実際にどのような問題が出てくるのか、また、どのようなニーズがあるのかを探る必要があることを指し示している。今後は、ナノメディスンにおけるニーズを元に無線通信のあり方を検討していきたい。

F. 健康危険情報

「なし」

G. 研究発表

1. 論文発表

(1)Hironori UCHIKAWA, Kenta UMEBAYASHI, Ryuji KOHNO,"Secure Download System Based on Software Defined Radio Composed of FPGAs,"IEICE TRANSACTIONS ON COMMUNICATIONS, VOL.E85-B, NO.12 Dec. 2002.IEICE 2002 pp.2601-2609

(2)山菅宏之,河野隆二,"Adaptive Array Antenna Using Array Antennas as Element Antennas,"IEICE Trans.commun,Vol.E85-B No.10 電子情報通信学会 2002-10 pp.1921-1926

(3)Giuseppe Abreu,河野隆二,"A Modified Dolph-Chebyshev Approach Beampatterns with Adjustable Beamwidth,"IEEE Transactions on Antennas & Propagation

2. 学会発表

(1)奥池和幸、内川浩典、池本健太郎、梅林健太、河野隆二、"ソフトウェア無線におけるFPGAのコンフィギュレーションデータに特化した情報源符号化法の検討,"信学技報 SR02-03 IEICE 2002 pp.15-21

(2)内川浩典、梅林健太、河野隆二,"ソフト

ウェア無線のためのセキュアなダウンロードシステムにおける動作性能を考慮した際のセキュリティレベルの劣化についての一検討,"電子情報通信学会基礎・境界ソサイエティ大会 2002 pp.135

(3)佐藤正知,江島一樹,ジュゼッペアブレウ,河野隆二,"超広帯域無線通信に適したWavelet変換を用いて構成したアレーアンテナに関する一検討,"2002 電子情報通信学会 総合大会 B-5-77

(4)箱崎正幸、長谷良裕、大森慎吾、高橋富士信、河野隆二,"スペクトル拡散通信システムのための共用マルチモード端末における適応IF制御に関する一検討,"第25回情報理論とその応用シンポジウム,2002 pp.399-402

(5)佐藤正知,ジュゼッペアブレウ,河野隆二,"超広帯域無線通信に適したアレーアンテナの構成方法に関する一検討,"第25回情報理論とその応用シンポジウム,2002 296-299

(6)佐藤正知,ジュゼッペアブレウ,河野隆二,"UWB-IRに適した単一指向性を実現するアダプティブアレーアンテナの構成法に関する一検討,"2003 電子情報通信学会 総合大会 A-5-24

(7)丸山将行 辻宏之 若菜弘允 大森慎吾 河野隆二,"周波数の異なる信号入射時のアレーアンテナシステムの検討,"電子情報通信学会 総合大会,B-5-189 電子情報通信学会 2003-3 B-5-189

H. 知的所有権の取得状況

「なし」

厚生労働科学研究費補助金（萌芽的先端医療技術推進研究事業）
分担研究報告書

体内無線通信に関する研究

分担研究者 小久保 優 株式会社 日立製作所 中央研究所 主任研究員

研究要旨：

本研究の目的は、生体内における無線通信の可否を確認し、その結果を反映した医療用生体内無線通信技術を開発することである。当面は、心臓内部における無線通信を検討し、無線方式の超小型心臓ペースメーカーへの応用を目指す。そこで、無線通信の信号伝達手段として超音波を用いる場合と電波を用いる場合を想定し、それぞれが心臓内の血液中を伝搬する際の減衰特性を理論式によって推定した。その結果、超音波では3～10MHzの周波数で伝搬距離10cm当り0.4～4dB程度、電波では2.5～7.5GHzの周波数で伝搬距離10cm当り54～80dB程度の減衰があることが分かった。この結果を踏まえ、電波では長波の使用も視野に入れ、3～30MHzの超音波と10～100kHz及び2.45～7.35GHzの電波について、液体中での基本伝搬特性を検証するための実験方法と実験内容を検討し、必要な実験装置を設計し製作した。

A. 研究目的

本研究の目的は、超小型心臓ペースメーカーに必要な体内無線通信技術を開発することにある。そこで、信号伝達手段として超音波を用いる場合と電波を用いる場合を想定し、それぞれが心臓内の血液中を伝搬する際の減衰特性を理論式によって推定した。また、その計算結果の検証を目的とした基礎実験を行うため、必要な実験装置を設計し製作した。

B. 研究方法

1. 血液中を伝搬する超音波と電波の減衰特性

超音波と電波が心臓内の血液中を伝搬する際の各々の減衰特性を理論式によって示し、各方式の想定使用周波数帯における代表的な周波数値での減衰量を示す。想定使用周波数帯は、超音波方式の場合は超音波振動子の厚さの観点か

ら3MHz以上、電波方式の場合はアンテナの大きさの観点から2.4GHz以上とする。また、心臓の大きさが10cm程であることから、伝搬距離の最大値は10cmと考える。

1.1. 超音波の減衰特性

周波数 f (MHz)の超音波が平面波として媒体中を伝搬する場合に、媒体の粘性抵抗と熱伝導によって生じる減衰量 L_s (dB)の理論式はキルヒホッフによって求められており、音源からの距離 x (cm)における減衰量は次式で与えられる[B-1]。

$$L_s = \frac{40\pi^2 (f \times 10^6)^2}{v^3 \rho} \left(\frac{4\mu}{3} + \frac{\gamma - 1}{\gamma} \cdot \frac{\kappa}{C_v} \right) (x \times 10^{-2}) \log_{10} e$$

数式 B-1

ここで、 v (m/s)は媒体中での音速度、 ρ (kg/m³)は媒体の体積密度、 μ (Pa·s)は媒体の粘性係数、 γ は媒体の比熱比、 κ (W·K/m)は媒体の熱伝導

率、 C_v (J・K/kg)は媒体の定積比熱を表す。数式 B-1 から媒体中を伝搬する超音波の減衰量は周波数の2乗、伝搬距離の1乗に比例して増加することが分かる。

減衰特性を計算するために必要な血液の物理定数を表 B-1 に示す。

表 B-1 血液の物理定数

記号	物理定数名	値	単位
ρ_b	体積密度[B-2]	1.05×10^3	kg/m ³
μ_b	粘性係数[B-3]	7×10^{-3}	Pa・s
γ_b	比熱比	1	

表 B-1から血液の比熱比(γ_b)は1であるから、数式 B-1 は次のように簡略化され、理論式上では血液中を伝搬する超音波の減衰は熱伝導には依らず、粘性抵抗によってのみ生じることになる。

$$L_s = \frac{160\pi^2 (f \times 10^6)^2 \mu_b (x \times 10^{-2}) \log_{10} e}{3v_b^3 \rho_b}$$

数式 B-2

数式 B-2 に、表 B-1 の物理定数と血液中での音速度(v_b) 1.57×10^3 m/s を代入すると、血液中を伝搬する超音波の減衰量は次の式となる。

$$L_s = 3.94 \times 10^{-3} f^2 \cdot x \quad \text{数式 B-3}$$

数式 B-3 を用いて、平面波状の想定使用周波数帯の超音波が血液中を伝搬する際の減衰量を計算した。音源からの距離(x)が 2cm の場合の計算結果を図 B-1 に、10cm の場合の計算結果を図 B-2 に示す。

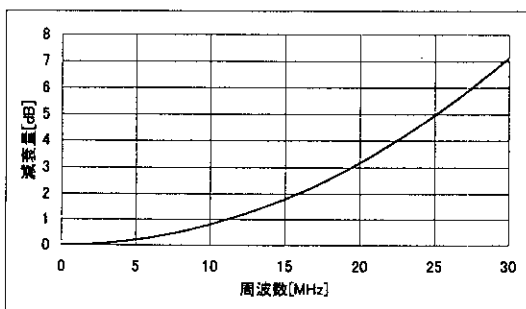


図 B-1 血液中を伝搬する超音波の減衰量 ($x=2\text{cm}$)

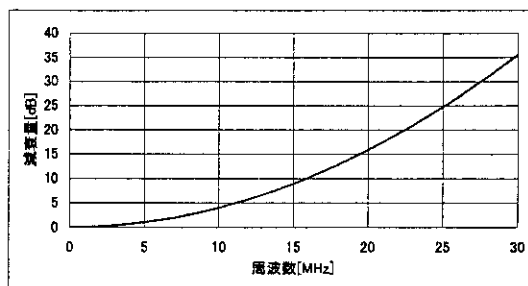


図 B-2 血液中を伝搬する超音波の減衰量 ($x=10\text{cm}$)

1.2. 電波の減衰特性

マクスウェルの電磁方程式から、周波数 f (GHz)の電波が平面波として導体内を伝搬する場合の電波源からの距離 x (cm)における減衰量 L_e (dB)の理論式は次式で与えられる[B-4]。

$$L_e = 40\pi f \times 10^9 \left[\frac{\epsilon_{sb} \epsilon_0 \mu_{sb} \mu_0}{2} \left\{ \sqrt{1 + \frac{\sigma_b^2}{(2\pi f \times 10^9)^2 (\epsilon_{sb} \epsilon_0)^2}} - 1 \right\} \right]^{\frac{1}{2}} \times (x \times 10^{-2}) \log_{10} e$$

数式 B-4

ここで、

$$\text{真空の誘電率: } \epsilon_0 = 8.85 \times 10^{-12} \text{ F/m}$$

数式 B-5

$$\text{真空の透磁率: } \mu_0 = 1.26 \times 10^{-6} \text{ H/m}$$

数式 B-6

$$\text{血液の比誘電率: } \epsilon_{sb} = 166 (f \times 10^3)^{-0.179}$$

数式 B-7

$$\text{血液の比透磁率: } \mu_{sb} = 1 \quad \text{数式 B-8}$$

$$\text{血液の導電率: } \sigma_b = 0.288 (f \times 10^3)^{0.257} \text{ S/m}$$

数式 B-9

である。血液の比誘電率(数式 B-7)と導電率(数式 B-9)は、実測値から最小2乗法を用いて求めた近似式である[B-5]。これらの数式は周波数が GHz オーダでは実測値に近い値を示す。

数式 B-4 に数式 B-5～数式 B-9 を代入すると、

血液中を伝搬する電波の減衰量は次の式となる。

$$L_e = 8.95 f^{0.911} x \left(\sqrt{1 + 0.399 f^{-1.13}} - 1 \right)^2$$

数式 B-10

数式 B-10 から血液中を伝搬する電波の減衰量は概ね周波数の 0.5 乗、伝搬距離の 1 乗に比例して増加することが分かる。数式 B-10 を用いて、平面波状の想定使用周波数帯の電波が血液中を伝搬する際の減衰量を計算した。電波源からの距離 (x) が 2cm の場合の計算結果を図 B-3 に、10cm の場合の計算結果を図 B-4 に示す。

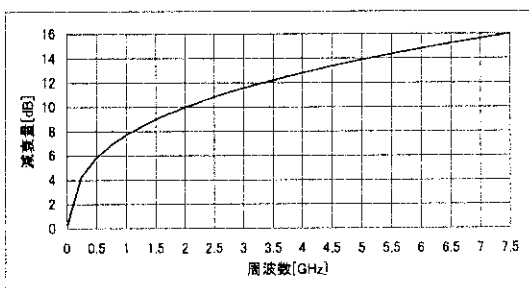


図 B-3 血液中を伝搬する電波の減衰量
($x=2\text{cm}$)

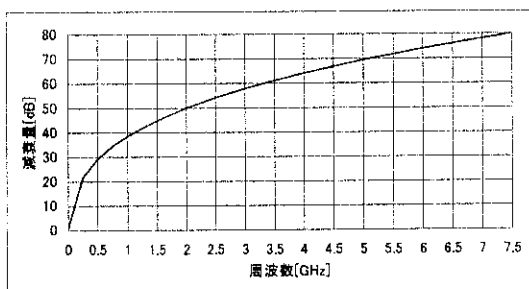


図 B-4 血液中を伝搬する電波の減衰量
($x=10\text{cm}$)

1.3. 参考文献

- [B-1] 三井田、「音響工学」、昭晃堂、1987年
- [B-2] 中村 他、「M モードカラー・ドップラー法により得られる左室拡張時血流速度分布の解釈のための数値流体力学的解析」、信学技報 MBE2000-32、2000年
- [B-3] 斎藤、「医用工学の基礎」、昭晃堂、1990年
- [B-4] 電気学会、「電気磁気学」、オーム社、1986年

年

[B-5] 雨宮 他、「半波長アンテナ近傍の人体頭部模擬球体内部の吸収電力分布」、電子通信学会論文誌、Vol.J66-B No.9、1983年

2. 基礎実験装置の設計

1章での検討結果を反映して基礎実験を行うために必要な装置を設計した。尚、実験対象は超音波方式と電波方式の伝送系の減衰量、線形性、波形歪とする。

2.1. 伝搬路媒体

血液の約 50%は水分であることと、本実験は液体中を伝搬する超音波と電波の基本的な特性を検証することを目的としているため、両実験共、伝搬路媒体としては水を使用する。

2.2. 超音波方式の実験装置

2.2.1. 実験方法

実験方法の概略を(巻末図 B-1)に示す。実験は水で満たした水槽内に超音波送信振動子と超音波受信振動子を浸した状態で行う。水槽の上部には超音波振動子を吊下げるための支持棒や同軸ケーブルを固定するための固定棒と、これらの棒を固定するための固定枠を取り付ける。実験による不要電波が外部に漏洩しないように水槽は電磁シールドケース内に収納する。送信及び受信振動子と測定器間はそれぞれ同軸ケーブルで接続して測定信号を伝達する。

以下の章で実験のために製作した装置の仕様を記述する。

2.2.2. 実験装置の仕様

2.2.2.1. 共試振動子の仕様

実験で使用する超音波振動子の仕様を表 B-2 に示す。表中で振動子の厚さのカッコ内数値は研磨誤差を示し、共振周波数のカッコ内数値は研磨誤差による共振周波数のばらつき範囲を示す。

振動子は両断面を研磨後、両断面の全面に金電極を蒸着した物を使用する。

表 B-2 超音波振動子の仕様

超音波振動子				金電極の
材料	断面積 (mm ²)	厚さ (mm)	共振周波 数(MHz)	厚さ(μm)
ニオブ酸 リチウム (LiNbO ₃) 単結晶 (Z カット: 縦波発 生用)	10×10	1.207 (+0.002)	(2.99~) 3.00	金 0.2+ クロム(下 地)0.04
	5×5			
	3×3			
	2×2	0.362 (+0.002)	(9.95~) 10.0	
	10×10			
	5×5			
	3×3	0.121 (+0.002)	(29.4~) 29.9	
	2×2			
	10×10			
	5×5			
	3×3			
	2×2			

2.2.2.2. 水槽の仕様

水槽の概観を図 B-5 に示す。以下に補足事項を記述する。

- ① 材質はアクリルで、板厚は 5mm とした。
- ② 天井無しで 4 側面、底面の 5 枚のアクリル板のみで構成され、枠、蓋、装飾品等の不要な物が一切付いていない物とした。

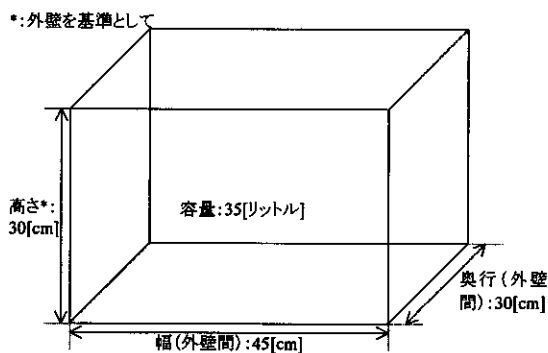


図 B-5 水槽の概観

2.2.2.3. 超音波振動子支持棒、同軸ケーブル固定棒、固定枠の仕様

超音波振動子支持棒、同軸ケーブル固定棒及び固定枠の概観を(巻末図 B-2):(上面図、底面

図)と(巻末図 B-3):(正面図、側面図)に示す。以下に補足事項を記述する。

- ① 超音波振動子を吊下げるための棒(支持棒)を 2 本、同軸ケーブルを固定するための棒(固定棒)を 1 本、これらの棒を上部に固定するための枠(固定枠)を 2 個製作した。これらの材質はプラスチックとした。
- ② 支持棒は直径 1.5cm の円柱状の棒でその長さは 46cm とした。支持棒の上には透明な定規を設置し、送信側振動子と受信側振動子の相対的な位置関係を正確に設定できるようにした。
- ③ 固定棒は 1.5cm 角の角柱状の棒でその長さは 46cm とした。
- ④ 固定枠の板厚は 5mm で、水槽の上部両サイドに装着可能な大きさとした。また、枠が水槽の縦方向と横方向にそれぞれ 5cm だけ掛かるようにした。
- ⑤ 支持棒には超音波振動子を吊下げる糸を結び付けるためのリングを支持棒 1 本当たり 2 個通し、固定棒には同軸ケーブルを固定するためのガイドを 2 個通した。リングとガイドの材質はステンレスとした。

2.2.2.4. 電磁シールドケースの仕様

電磁シールドケースの概観を図 B-6 に示す。以下に補足事項を記述する。

- ① 材質はアルミニウムで、板厚は 1.5mm とした。
- ② 内部は空洞で、天井は着脱可能とした。
- ③ 正面に測定信号入出力用の 2 端子同軸コネクタ(外壁側:N 形ジャック、内壁側:SMA 形ジャック、特性インピーダンス:50Ω)をそれぞれ 3 個ずつ装着した。
- ④ 正面外壁側には同軸コネクタ用のダストキャップを取り付けた(全 6ヶ所)。

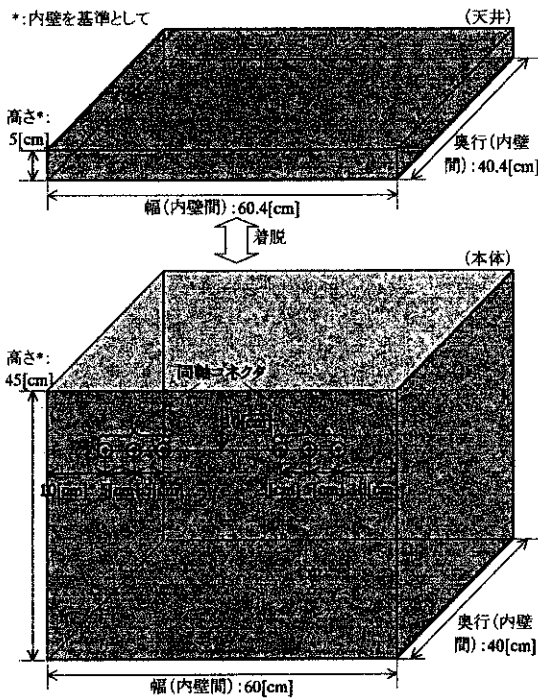


図 B-6 電磁シールドケースの概観

2.2.2.5. 超音波振動子の固定方法

超音波振動子を水中に浸す際に、振動子が適切な方向を向くようにある程度固定する必要がある。その方法を(巻末図 B-4)に示す。図は振動子の断面が 10mm×10mm の場合を示すが、他の断面積の振動子についても同様の方法を用いる。

振動子を固定させるに当っては、その振動を妨げることなく超音波の純粋な特性が測定できるように配慮する。そこで、表面、裏面共に全面銅箔張りの長形状(縦方向 3.52cm×横方向 2.02cm)の基板を用意する。これら基板の仕様については以下の章で記述する。基板には振動子の断面よりも左右上下方向にそれぞれ 1.1mm だけ面積の大きい空洞を開け、基板表面で空洞の四隅を斜めに渡るように糸を張り、振動子はその糸の上に空洞の中央に配置するように接着剤で貼り付ける。このようにして振動子は基板自体には触れないようにする。また、この糸も振動子の振動を妨げることがないように、なるべく細い物(φ0.185mm)を使用し、糸が振動子に接する部分の長さも極力短くする。糸が振動子に掛かる部分の拡大図を図

B-7 に示す。糸が振動子に接する部分の長さは全ての断面積の振動子で同一とする。振動子を基板に取り付ける際に使用する作業台は別途製作した。これら作業台の仕様についても以下の章で記述する。

測定信号を伝達するための同軸ケーブルの片端は内部導体(信号線)と外部導体(グラウンド線)を剥き出しの状態とし、内部導体を基板表面側の銅箔に、外部導体を基板裏面側の銅箔にそれぞれ半田付けする。同軸ケーブルの剥き出し部分は水の中に浸るため、水が内部導体と絶縁体の隙間または、外部導体と絶縁体の隙間から染み込んでくることによって同軸ケーブルの電気的特性が劣化することを防ぐために、これらの箇所には接着剤を塗布して防水処理を施す。また、内部導体と外部導体は撚り線構造となっているため、撚り線の内部から水が浸入してくることも防ぐために、水に浸る導体部分にも接着剤で防水処理をする。同軸ケーブルのたわみの影響で振動子があらぬ方向を向くことがないように、同軸ケーブルは軽い物を使用する(1.36g@0.8m)。

基板と振動子間の測定信号の伝達は、信号線、グラウンド線共にφ25μmのアルミボンディングワイヤで行う。アルミボンディングワイヤは導電性接着剤で基板の銅箔と振動子の金電極に固定する。

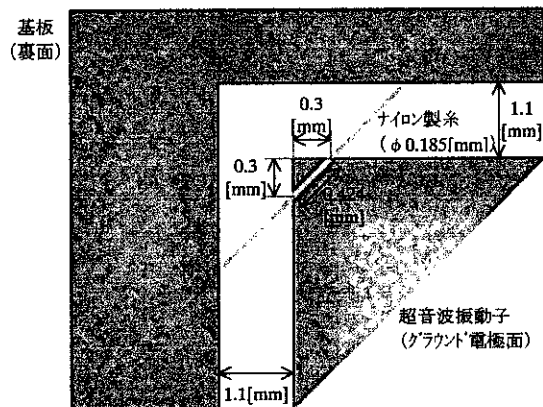


図 B-7 糸が超音波振動子に掛かる部分の拡大図

2.2.2.5.1. 基板の仕様

超音波振動子を固定するための基板の概観を(巻末図 B-5):(振動子断面:10mm×10mm 用)、(巻末図 B-6):(振動子断面:5mm×5mm 用)、(巻末図 B-7):(振動子断面:3mm×3mm 用)、(巻末図 B-8):(振動子断面:2mm×2mm 用)にそれぞれ示す。

各基板は実験で使用する超音波振動子と同じ数だけ準備し、次のように通し番号をプリントすることによって共試振動子を管理する。振動子断面:10mm×10mm 用の基板には 1001～、振動子断面:5mm×5mm 用の基板には 2001～、振動子断面:3mm×3mm 用の基板には 3001～、振動子断面:2mm×2mm 用の基板には 4001～とした。基板の裏面には、超音波振動子を貼り付ける糸を固定するためのテストピンを 4 本立てた。

また、同軸ケーブルを接続し、超音波振動子を装着した状態の基板を保管するための基板収納ケースも基板の数だけ製作した。保管、運搬時に超音波振動子やアルミボンディングワイヤに衝撃が加わることが無いように、収納ケースの製作に当っては以下のように配慮した。

- ① 材質はプラスチックとし、基板サイズに合う適切な大きさとした。
- ② 上部側面の中央に 2mm 幅の切り込みを入れ、この切り込み部分に同軸ケーブルを通すようにした。
- ③ 収納部分と蓋の内側の双方に保護用の導電性スポンジを敷き詰めて、この導電性スポンジが基板を適度に圧着することによって移動時等に基板が動かないように配慮した。
- ④ 導電性スポンジには基板の空洞部分に相当する位置に基板の空洞よりも上下方向双方に 2mm づつ(双方合わせて 4mm)、左右方向双方に 2mm づつ(双方合わせて 4mm)大きい正形状の貫通穴をあけ、アルミボンディングワイヤや振動子自体は導電性スポンジに触れないように配慮した。
- ⑤ 導電性スポンジにはテストピンが納まる丸穴

をあけ、基板収納時に位置決めが容易になるように配慮した。

2.2.2.5.2. 作業台の仕様

超音波振動子を基板に取り付ける際に使用する作業台の概観を(巻末図 B-9):(振動子断面:10mm×10mm 用)、(巻末図 B-10):(振動子断面:5mm×5mm 用)、(巻末図 B-11):(振動子断面:3mm×3mm 用)、(巻末図 B-12):(振動子断面:2mm×2mm 用)にそれぞれ示す。各々を 2 個づつ真鍮のブロックを組み合わせて製作した。

2.2.3. 実験内容

以下の実験は水を満たした水槽内に超音波送信振動子と超音波受信振動子を浸した状態で行う。実験周波数は 3MHz、10MHz、29.9MHz の 3 点とし、印加する信号は正弦波とする。また、送信振動子と受信振動子の間隔を 2cm、10cm と変えて実験を行う。

以下に 2.2.3.1 章、2.2.3.2.1 章、2.2.3.2.2 章で行う実験の手順を示す。この手順は全ての実験で同一である。

- ① 送信振動子へ印加する電力を変化させ、各印加電力毎に受信振動子側で検出される電力を測定し、両者の比から減衰量を求める。
- ② 印加電力毎の減衰量を比較し伝送系の線形性を確認する。
- ③ 受信信号の周波数スペクトラムを観測し、その広がりの有無から波形歪の有無を確認する。

2.2.3.1. 超音波振動子正対実験

送信側振動子と受信側振動子を正対させた状態で実験を行う。図 B-8 に実験系の概略を示す。