

図 B-8 実験系の概略

### 2.2.3.2. 超音波振動子対向角度実験

超音波は指向性を有するため、送受信間で振動子の角度が異なる場合の伝送系の特性を検証する。

#### 2.2.3.2.1. 超音波受信振動子を回転させる場合

受信側振動子の角度を送信側振動子と正対させた状態から  $30^\circ$ 、 $60^\circ$  と変化させて実験を行う。

図 B-9 に実験系の概略を示す。

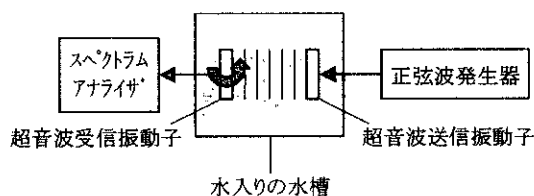


図 B-9 実験系の概略

#### 2.2.3.2.2. 超音波送信振動子を回転させる場合

送信側振動子の角度を受信側振動子と正対させた状態から  $30^\circ$ 、 $60^\circ$  と変化させて実験を行う。

図 B-10 に実験系の概略を示す。

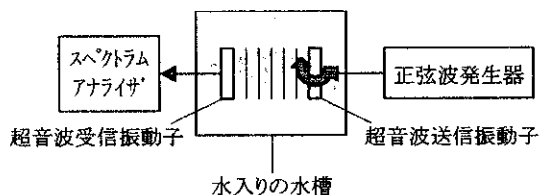


図 B-10 実験系の概略

## 2.3. 電波方式の実験装置

### 2.3.1. 実験方法

実験方法の概略を(巻末図 B-13)に示す。実験

による不要電波が外部に漏洩しないように電磁シールドケース内に実験環境を構築する。実験はアンテナを直接水に浸して行うのではなく、送信アンテナと受信アンテナの中間地点に水入りの透明なケース(液体ケース)を設置して行う。また、アンテナはグラウンドプレーンの上に設置され、送信側のグラウンドプレーンと受信側のグラウンドプレーンが同軸ケーブルの外部導体と電磁シールドケースを通じて導通状態となり、両アンテナの DC レベルが共通になるように配慮する。送信及び受信アンテナ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。

### 2.3.2. 実験装置の仕様

#### 2.3.2.1. 共試アンテナの仕様

2.3.3 章に示すように実験する周波数は 10kHz、30kHz、100kHz、2.45GHz、5.2GHz、7.35GHz の 6 点であるが、市販されているアンテナを使用するのは 2.45GHz、5.2GHz、7.35GHz の実験のみである。この中で 7.35GHz の実験は 2.45GHz アンテナを用いて、このアンテナの 3 次共振周波数を利用して行う。実験では 7.35GHz の信号を 2.45GHz アンテナに入出力する。表 B-3 に実験で使用する市販アンテナの仕様を示す。

1 章の検討から、周波数の高い電波が液体中を伝搬する際の減衰量は極めて大きいことが予想される。このため 10kHz、30kHz、100kHz というように周波数の低い電波が液体中を伝搬する際の特徴も合わせて検証する。但し、10kHz~100kHz の電波を通常のアンテナを用いて放射/受波しようとした場合、アンテナ長が 1.5km~15km となってしまう現実的ではないので、通常のアンテナではなく、図 B-11 に示すような小さなループアンテナを製作して実験を行う。ループを構成するエナメル銅線は数種類の導体径 ( $\phi 0.1\text{mm}$ 、 $\phi 0.14\text{mm}$ 、 $\phi 0.17\text{mm}$ 、 $\phi 0.2\text{mm}$ ) の物を用意し、ループ面積とループ巻数も種々変えて実験を試みる。

表 B-3 市販アンテナの仕様

メーカー	第一電波工業	
空中線型式	1/2λ型(信号部分 1/4λ + グラウンド部分 1/4λ)	
型名	H2401SG	H5001LG II
周波数範囲(GHz)	2.4~2.5	5.15~5.25
定在波比	1.5以下	2.0以下
絶対利得(dBi)	2.14	2.14
入力インピーダンス(Ω)	50	50
接栓	SMA-P	SMA-P
全長(mm)	74±2	83±2

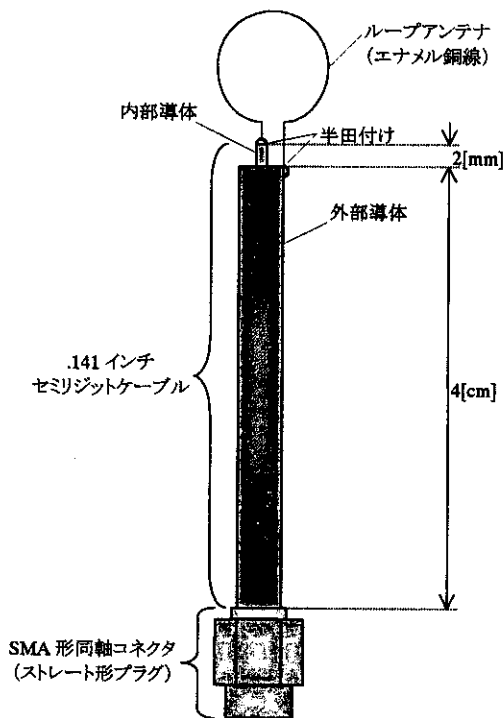


図 B-11 10kHz、30kHz、100kHz 実験用ループアンテナの概観

### 2.3.2.2. 液体ケースの仕様

液体ケースの概観を(巻末図 B-14)に示す。以下に補足事項を記述する。

- ① 材質はアクリルとした。
- ② 内部は空洞とし、空洞の奥行が実験で使用する液体の伝搬路長 (0.5cm、1cm、2cm、3cm、5cm、10cm) に合致した物をそれぞれ製作した。
- ③ 正面と背面の外周には実験電波がアクリル材の内部を直接透過して、送信側から受信側へ漏洩するのを防ぐために、液体ケースの

枠組みが見えなくなるように幅 3cm、厚さ 0.5mm のアルミニウム枠を貼り付けた。

- ④ 両側面に電磁シールドケースの液体ケース固定用ガイドに通すための溝を設けた。
- ⑤ 天井の左右 2ヶ所に液体を注入/排出するための穴を設けた。

### 2.3.2.3. グラウンドプレーンの仕様

グラウンドプレーンの概観を図 B-12 に示す。グラウンドプレーンは同一の物を 2 個製作した。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 1mm とし、直径が 24cm の円盤形状とした。
- ② 中心にアンテナを接続するための 2 端子 SMA 形同軸コネクタ(両端子共ジャック、特性インピーダンス:50Ω)を装着した。
- ③ 電磁シールドケースの支柱へ固定するためのねじ穴を 3ヶ所にあけた。

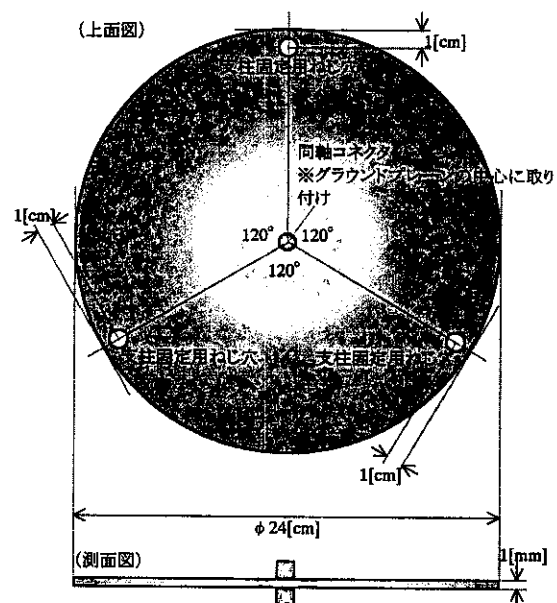


図 B-12 グラウンドプレーンの概観

### 2.3.2.4. 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-13 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 内部に液体ケース固定用の2本のアルミニウム製角柱状ガイドと、グラウンドプレーンを固定するための長さ 10cm のプラスチック製円筒状支柱を送信側と受信側にそれぞれ 3 本ずつ設置した。
- 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 1 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 2ヶ所)。
- ⑤ 天井は着脱可能とした。

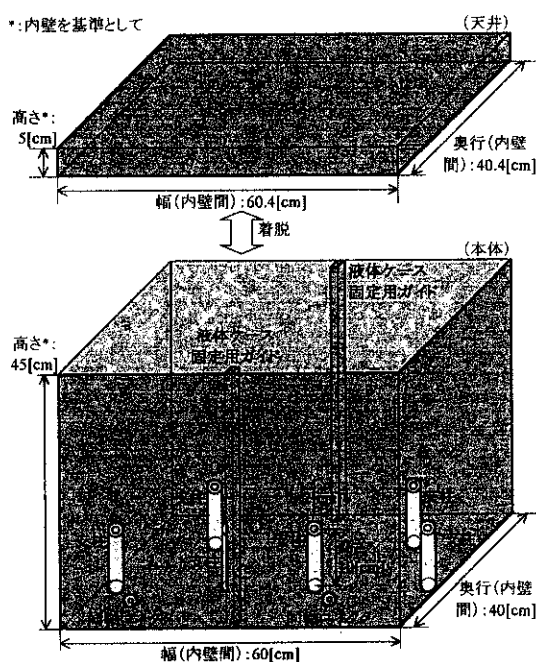


図 B-13 電磁シールドケースの概観

### 2.3.3. 実験内容

実験周波数は 10kHz、30kHz、100kHz、2.45GHz、5.2GHz、7.35GHz の 6 点とし、印加する信号は正弦波とする。また、水伝搬路の距離を 0.5cm、1cm、2cm、3cm、5cm、10cm と変えて実験を行う。

以下に実験の手順を示す。

- (1) 液体ケースの中が空の状態以下を実施する。

- ① 送信アンテナへ印加する電力を変化させ、各印加電力毎に受信アンテナ側で検出される電力を測定し、両者の比から空気伝搬路での減衰量を求める。
- (2) 液体ケースの中に水を満たした状態で以下を実施する。
- ② 送信アンテナへ印加する電力を変化させ、各印加電力毎に受信アンテナ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。この値から上記①で求めた空気伝搬路での減衰量を差し引き、水伝搬路での減衰量を求める。
- ③ 印加電力毎の水伝搬路での減衰量を比較し伝送系の線形性を確認する。
- ④ 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。

### (倫理面への配慮)

本研究は、現在、基礎実験を行うための環境が整った状況である。当面行う基礎実験は、血液の代用として水を使用する。従って、現在のところ倫理面への問題はないと考える。

## C. 研究結果

### 1. 血液中を伝搬する超音波と電波の減衰特性に関する研究結果

理論式で検討した場合、超音波方式の減衰量は血液の粘性抵抗の影響を受け、周波数の 2 乗、伝搬距離の 1 乗に比例して増加する。電波方式の減衰量は血液の誘電率と導電率の影響を受け、周波数の概ね 0.5 乗、伝搬距離の 1 乗に比例して増加する。数式 B-3 と数式 B-10 の理論式を用いて、超音波と電波がそれぞれ想定使用周波数帯における代表的な周波数値で血液中を伝搬する場合の減衰量を算出した。超音波方式の計算結果を表 C-1 に、電波方式の計算結果を表 C-2 に示す。

表 C-1 代表的な周波数値で血液中を伝搬する場合の理論式から算出した超音波の減衰量

伝搬距離 (cm)	減衰量(dB)		
	3(MHz)	10(MHz)	30(MHz)
2	0.0709	0.788	7.09
10	0.355	3.94	35.5

表 C-2 代表的な周波数値で血液中を伝搬する場合の理論式から算出した電波の減衰量

伝搬距離 (cm)	減衰量(dB)		
	2.5(GHz)	5(GHz)	7.5(GHz)
2	10.8	13.8	16.0
10	54.0	69.2	79.9

## 2. 基礎実験装置の設計に関する研究結果

超音波方式と高周波及び低周波電波方式の液体中における基本的な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た。その結果を反映して、実験を行うために必要な装置を設計／製作した。

## D. 考察

血液を伝搬路とし、最大伝搬距離を10cmとする場合、表 C-1 から超音波方式では3～10MHz程度の周波数で伝搬特性に問題は無いと考えられる。表 C-2 から電波方式はGHzオーダの周波数では減衰量が大きいため実現困難と予想される。そこで、低周波電波の使用も視野に入れて実験装置を設計することとした。

また、超音波方式の場合、実際に媒体中に超音波を放出したとき、数式 B-1 の理論式で示されるような粘性抵抗と熱伝導によるエネルギー損失だけでなく、超音波の伝搬に伴う分子や血球の振動、回転と化学反応によって生じるエネルギー損失も存在することを考慮する必要がある。しかし、見方を変えると、これらの損失が発生するということは超音波が血液中を伝搬することによって、それが生体に影響を及ぼしている事を意味する。従って、生体に影響を及ぼさないような小さいエネ

ルギー強度で通信を行うということを前提とした場合、これらの損失は殆ど無視できると予想される。以上の考察については基礎実験で検証する。

電波方式の場合も数式 B-4 の理論式にはその影響が含まれていないが、水分子の共振周波数が915MHz、2.45GHz、22GHz、183GHz、320GHz付近に存在する。よって、これらの周波数で減衰にピークが生じることに注意する必要がある。また、血液中の酸素や血球の共振周波数についても別途検討を要する。

## E. 結論

本報告では、超小型心臓ペースメーカに必要な体内無線通信技術の開発を目的として、血液中を伝搬する超音波と電波の減衰量を理論式から推定した。また、超音波と電波の液体中における基本的な伝搬特性を検証するための実験装置を設計し製作した。以下に各々の結論を示す。

### (1) 理論式から検討した減衰量

- ① キルヒホッフが求めた理論式を用いて血液中を伝搬する超音波の減衰量を計算した。超音波の減衰量は理論式上では血液の粘性抵抗の影響を受け、周波数の2乗、伝搬距離の1乗に比例して増加し、周波数3～10MHzでは伝搬距離2cmで0.0709～0.788dB、伝搬距離10cmで0.355～3.94dBと推定される。
- ② マクスウェルの電磁方程式から導かれる理論式を用いて血液中を伝搬する電波の減衰量を計算した。電波の減衰量は理論式上では血液の誘電率と導電率の影響を受け、周波数の概ね0.5乗、伝搬距離の1乗に比例して増加し、周波数2.5～7.5GHzでは伝搬距離2cmで10.8～16.0dB、伝搬距離10cmで54.0～79.9dBと推定される。
- ③ 以上の結果から、最大伝搬距離を10cmとする場合、超音波方式では3～10MHz程度の

周波数で伝搬特性に問題は無いと考えられる。また、この時の振動子の厚さは約0.362～1.207mm で実装上の問題も特に無いと考えられる。電波方式は上記の周波数では減衰量が大きいことため実現困難と予想される。そこで、低周波電波の使用も視野に入れて実験装置を設計した。

## (2) 基礎実験装置の設計

- ① 超音波方式、電波方式各々の液体中における基本的な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た。その結果を反映して、実験を行うために必要な装置を設計／製作し、実験を開始する目処を立てた。
- ② 理論検討から、電波方式ではアンテナが小型になる GHz オーダの周波数では血液中を伝搬することによる減衰量が大きいことが予想される。そこで、ループアンテナを用いた 10～100kHz の周波数での実験も可能なように、実験装置を設計した。

## F. 健康危険情報

なし

## G. 研究発表

### G-1. 論文

1. Low Supply Voltage and Low-Power 1-GHz PLL Frequency Synthesizer for Mobile Terminals. IEICE TRANS. Kokubo Y. ELECTRON. E86-C: 71-78, 2003

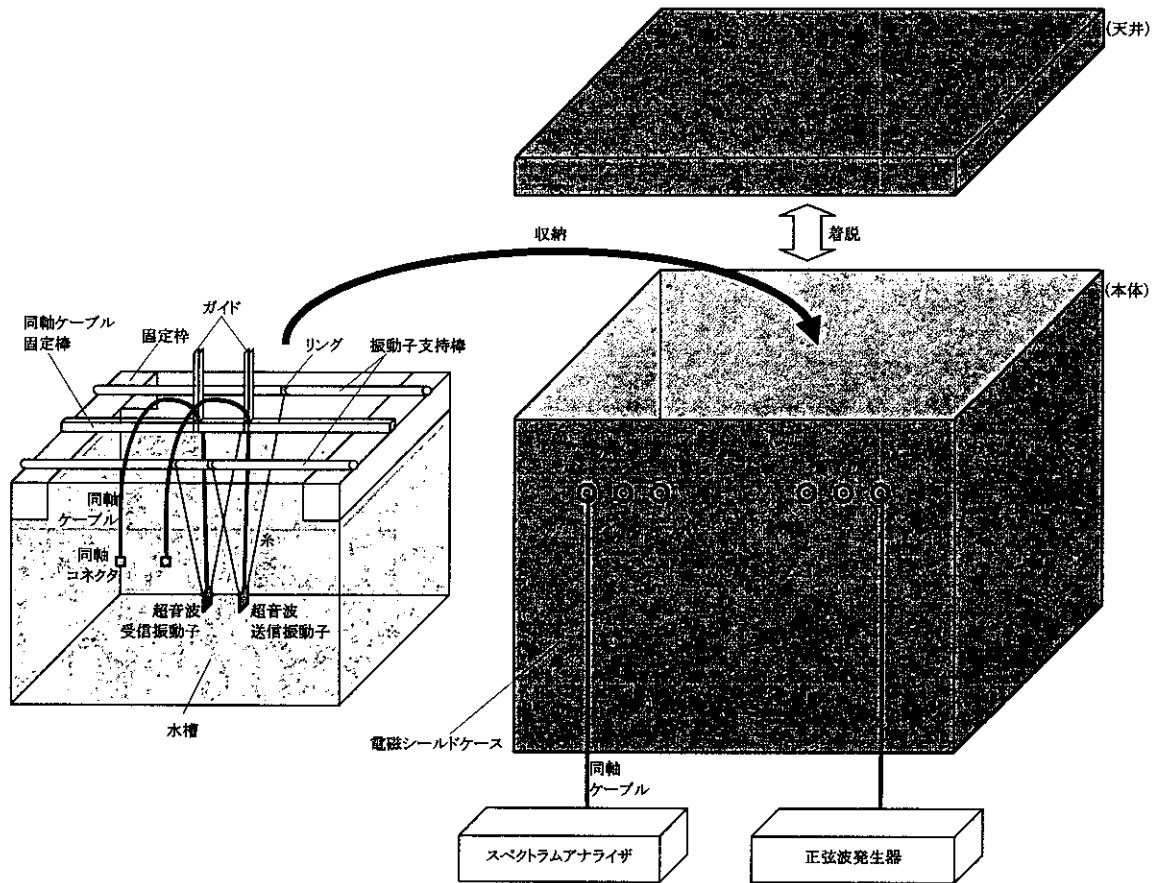
### G-2. 学会発表

1. A 2.4GHz RF Transceiver with Digital Channel-Selection Filter for Bluetooth. Kokubo Y. IEEE ISSCC: 447-449, 2002

## H. 知的財産権の出願・登録状況

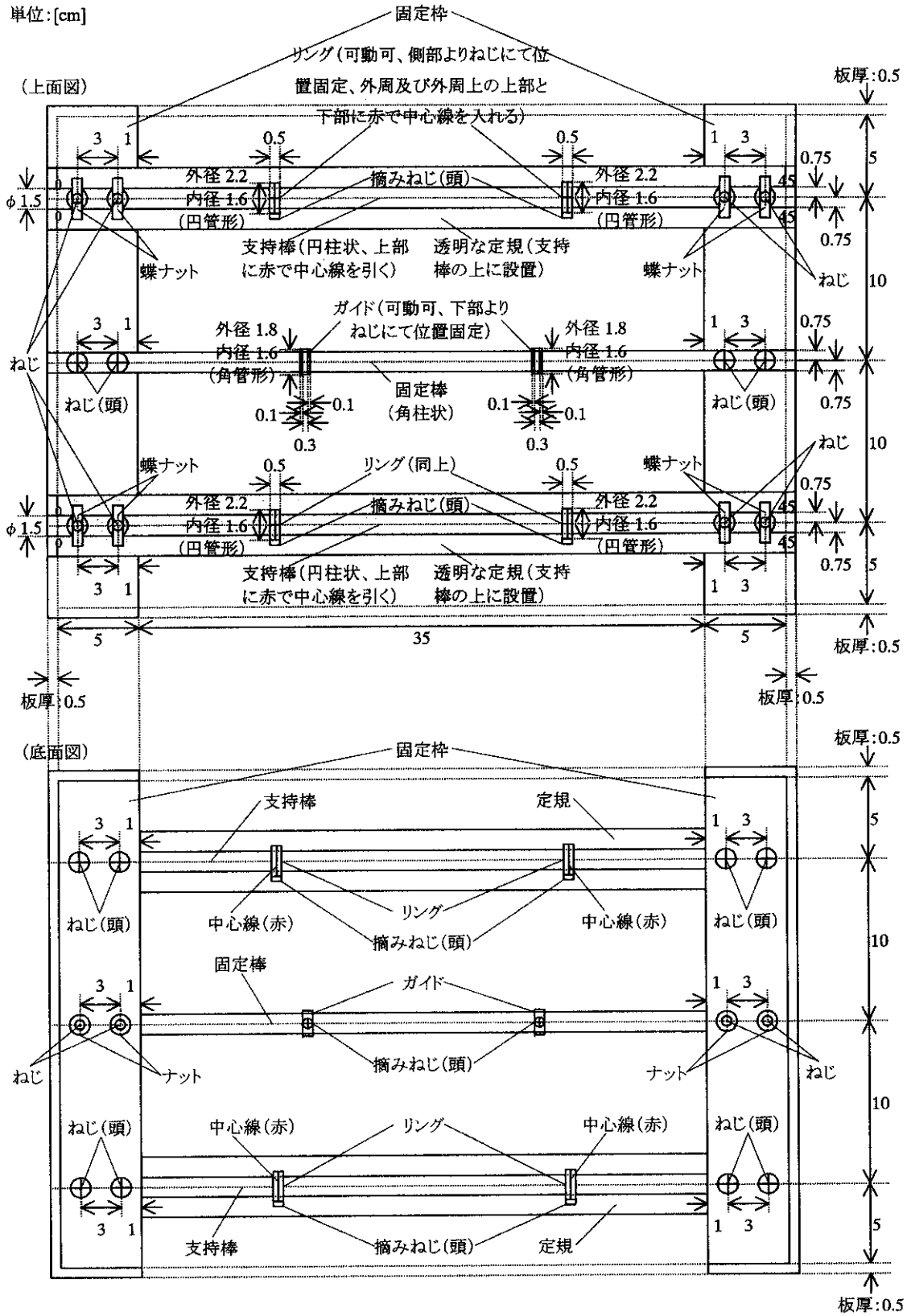
本研究は、現在、基本的な理論検討と基礎実験装置の製作が終了した段階であり、本報告においては、特筆すべき知的財産権／特許の出願・登録は無い。

(巻末図 B-1) 超音波方式の実験方法の概略



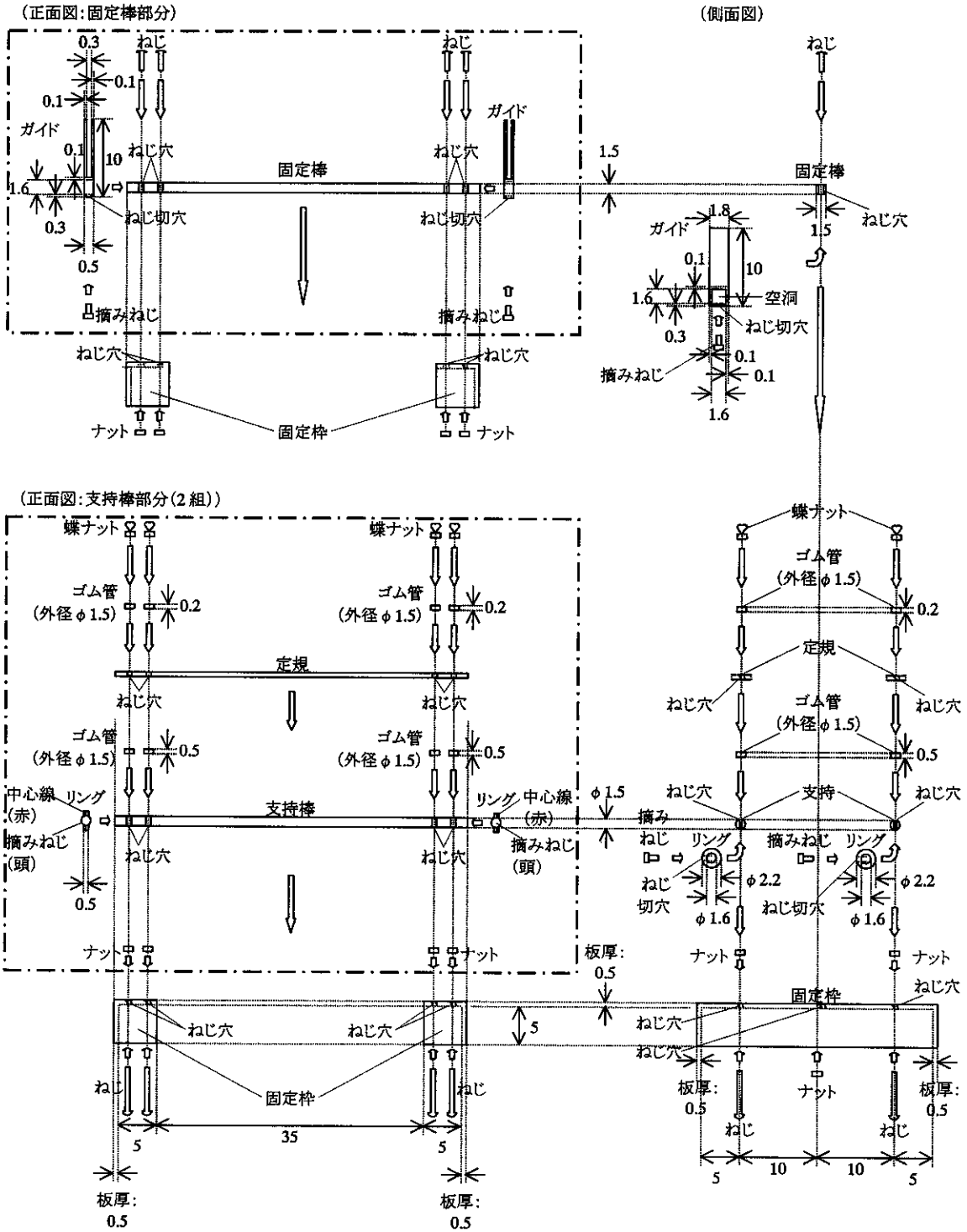
(巻末図 B-2) 超音波振動子支持棒、同軸ケーブル固定棒及び固定枠の概観(上面図、底面図)

単位:[cm]



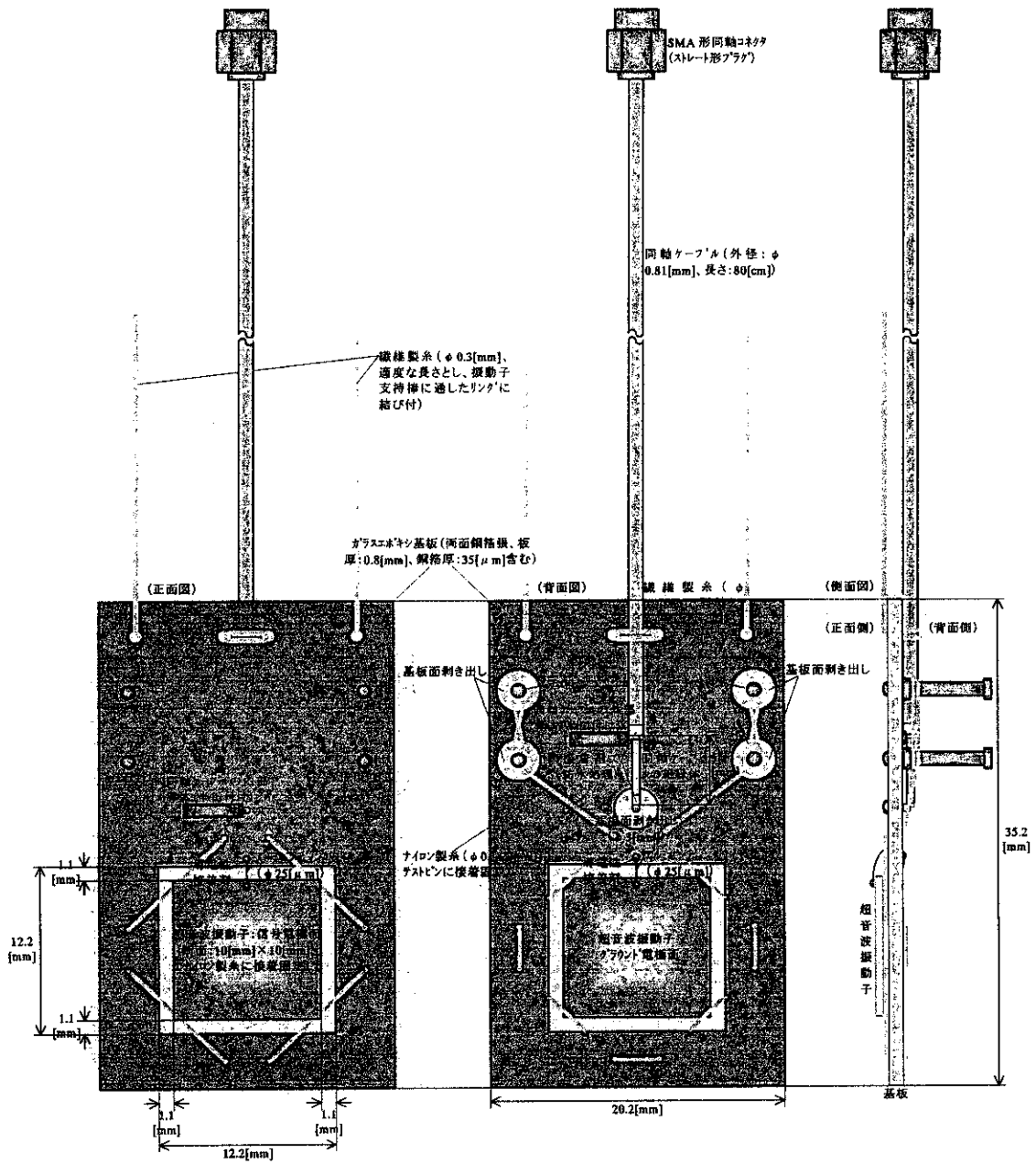
(巻末図 B-3) 超音波振動子支持棒、同軸ケーブル固定棒及び固定枠の概観(正面図、側面図)

単位:[cm]

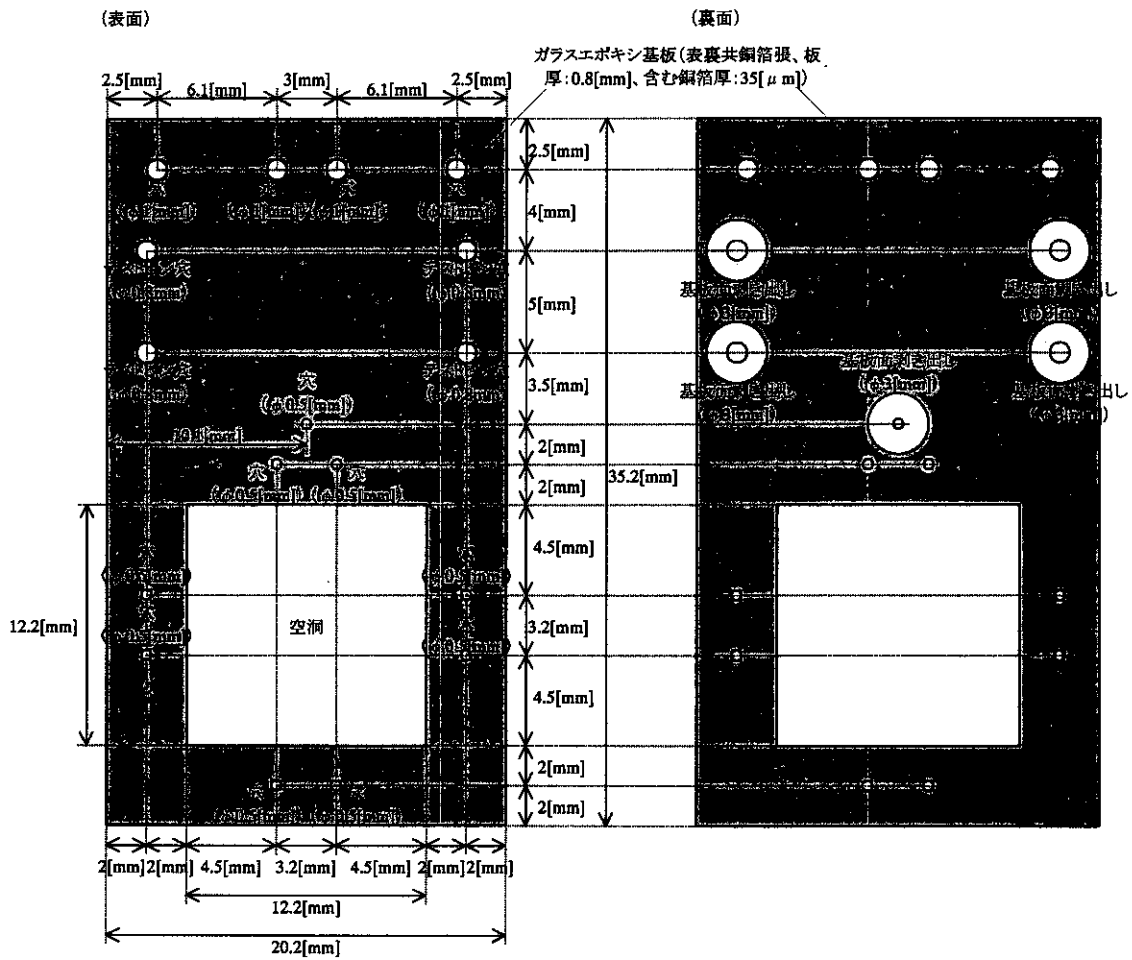




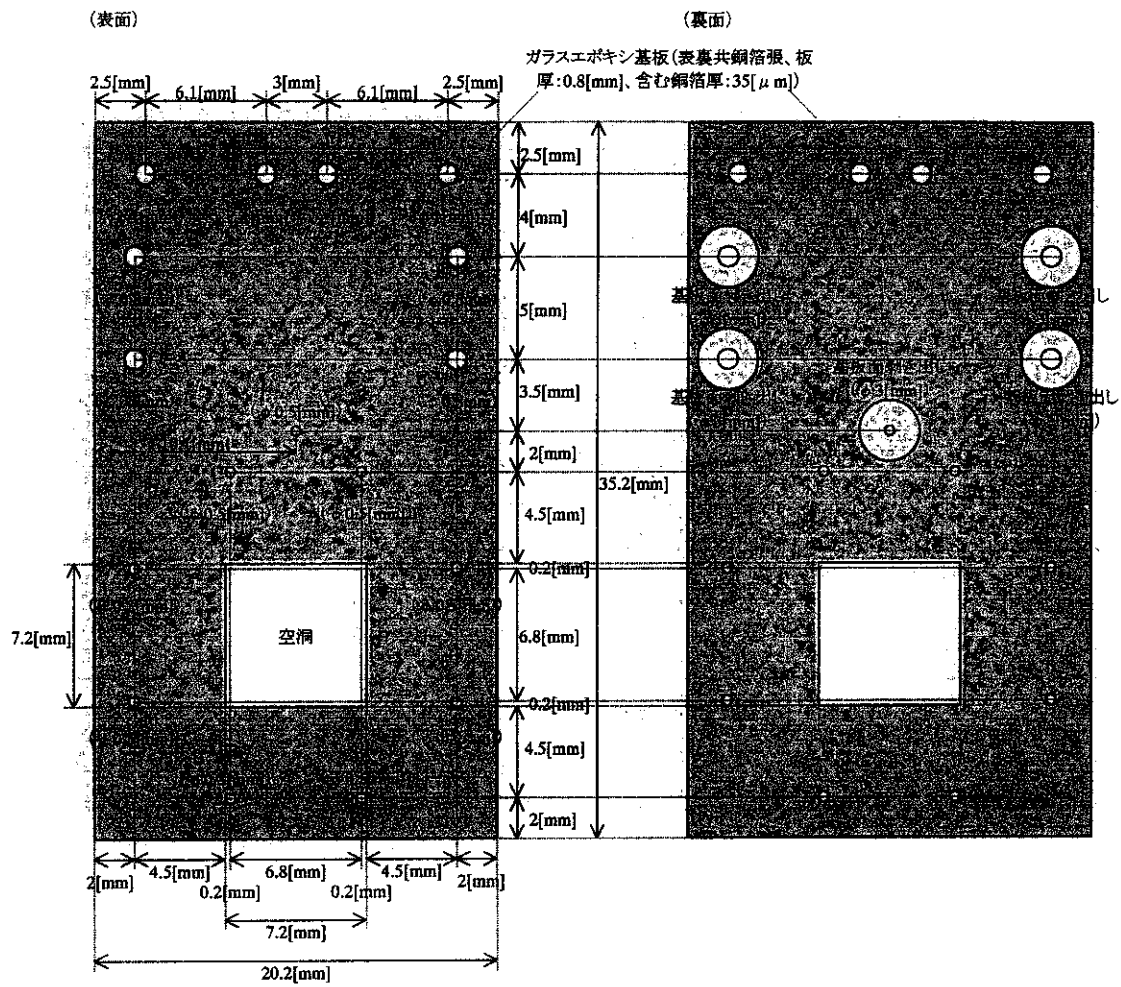
(巻末図 B-4) 超音波振動子の固定方法(振動子断面:10[mm]×10[mm]の場合)



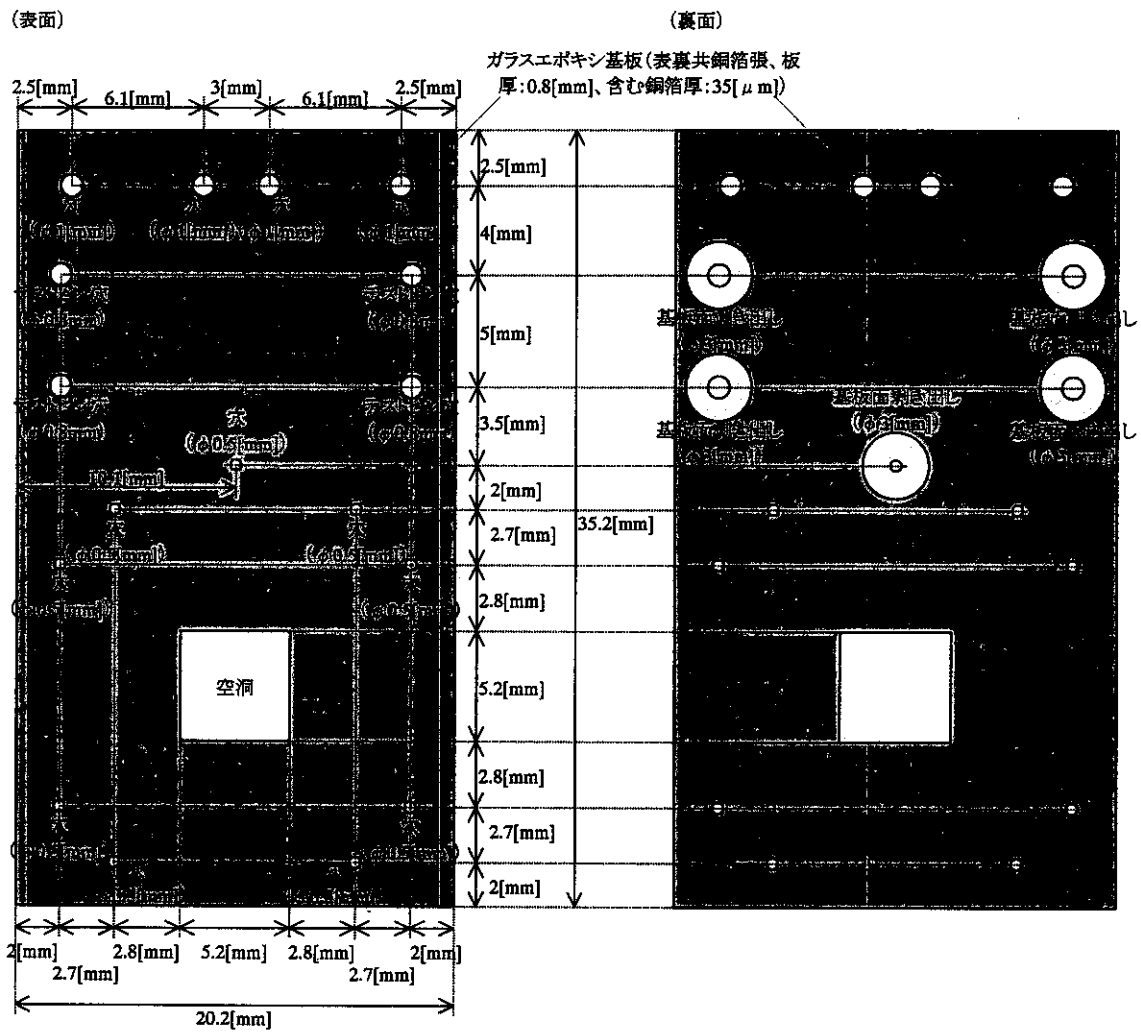
(巻末図 B-5) 超音波振動子を固定する基板の概観(振動子断面:10mm×10mm 用)



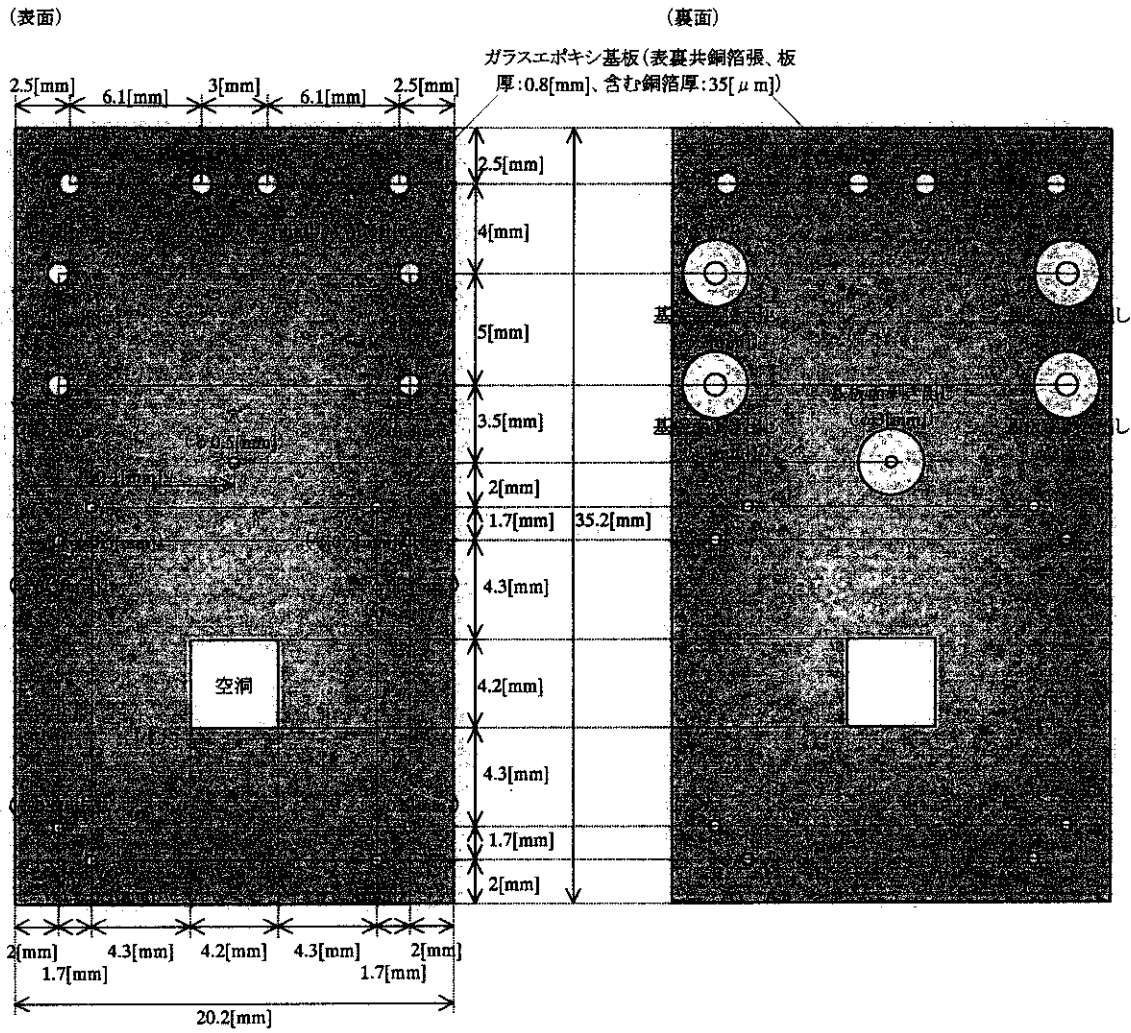
(巻末図 B-6) 超音波振動子を固定する基板の概観(振動子断面:5mm×5mm 用)



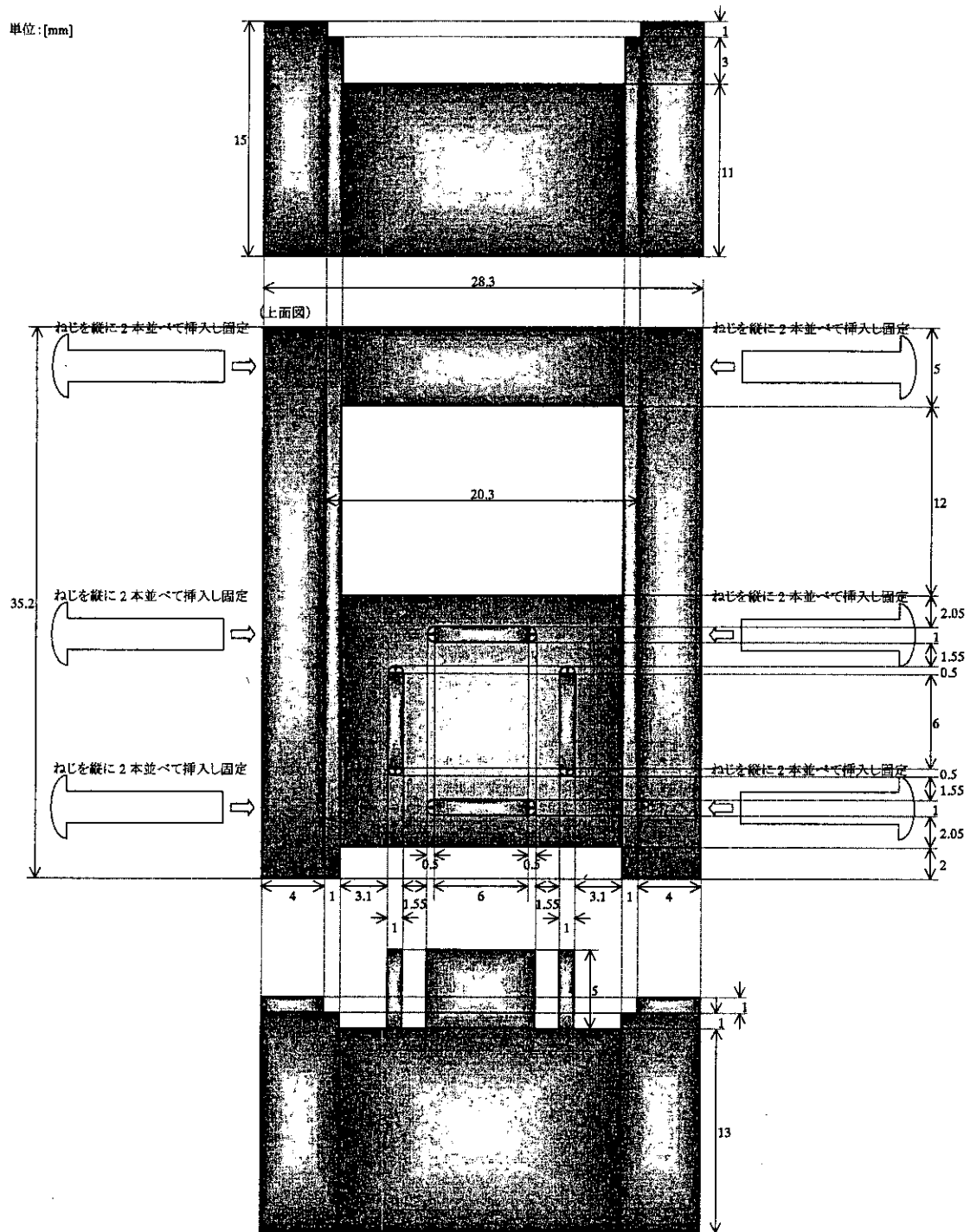
(巻末図 B-7) 超音波振動子を固定する基板の概観 (振動子断面:3mm×3mm 用)



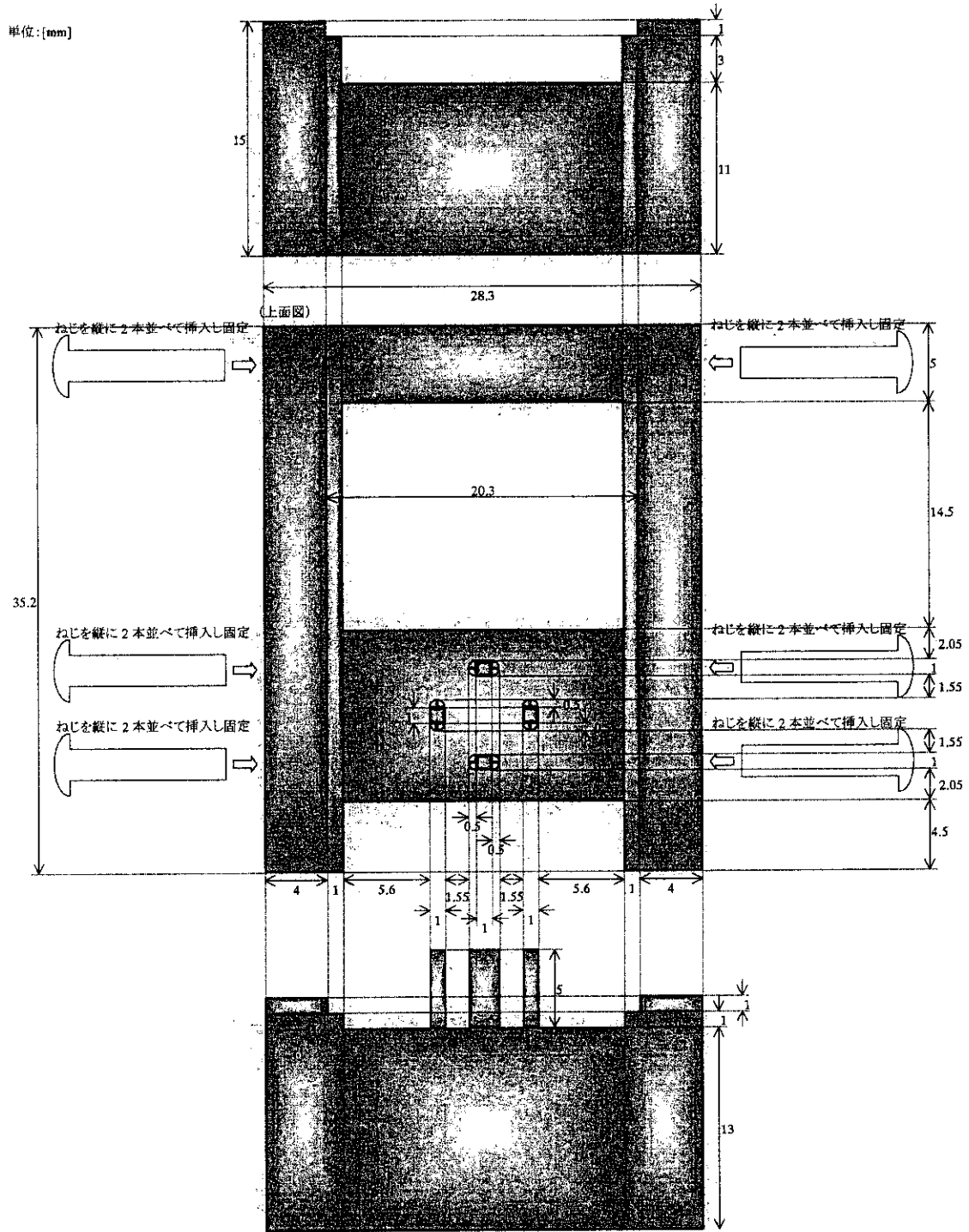
(巻末図 B-8) 超音波振動子を固定する基板の概観(振動子断面:2mm×2mm 用)



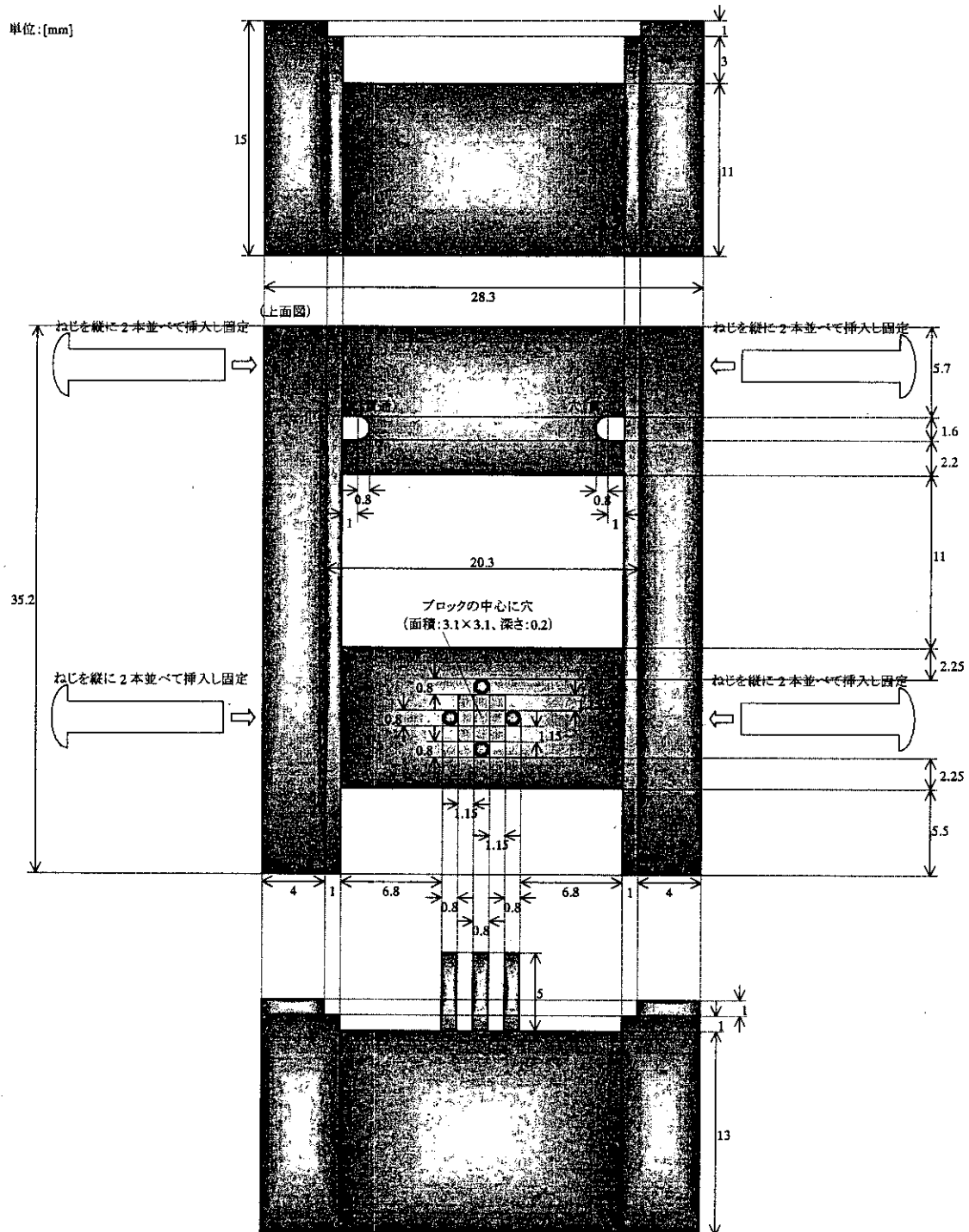
(巻末図 B-9) 超音波振動子を基板に取り付ける際に使用する作業台の概観(振動子断面: 10mm×10mm 用)



(巻末図 B-10) 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(振動子断面:  
5mm×5mm 用)

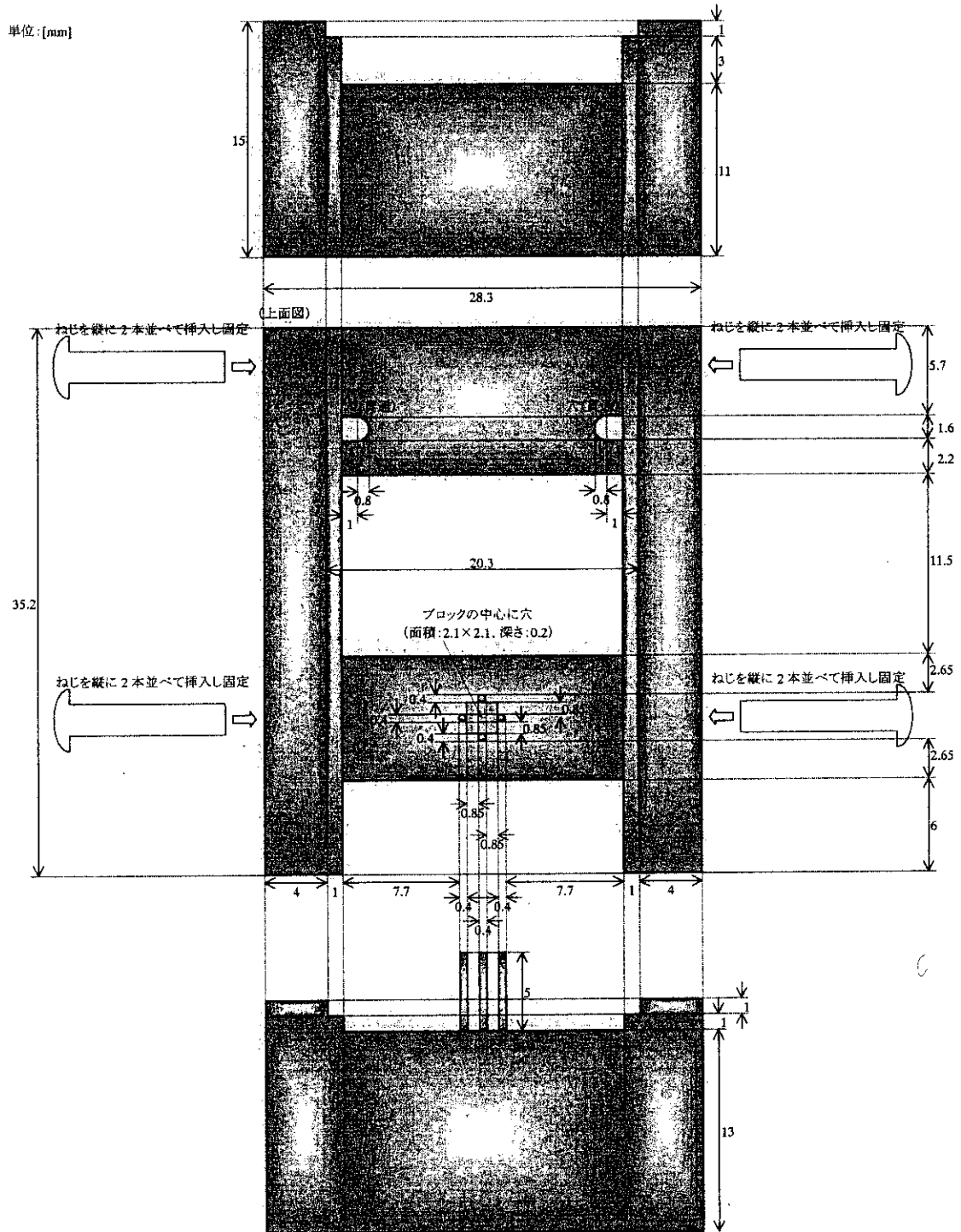


(巻末図 B-11) 超音波振動子を基板に取り付ける際に使用する作業台の概観 (振動子断面:  
3mm×3mm 用)

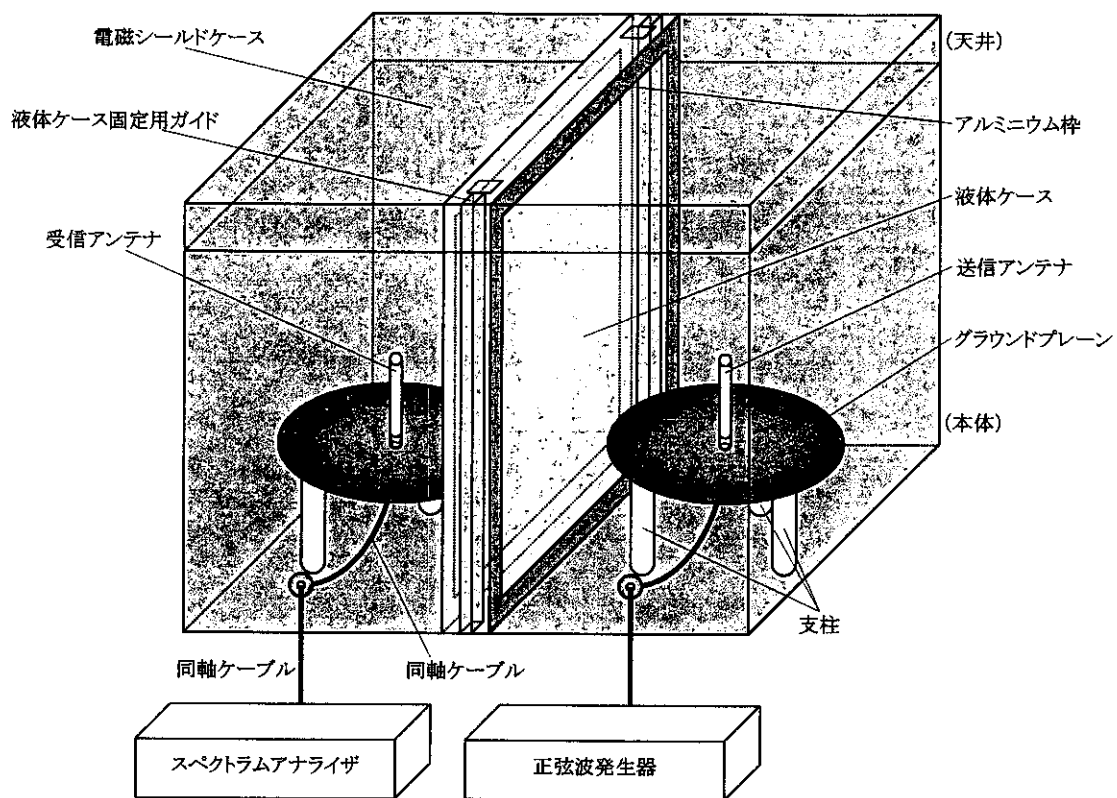




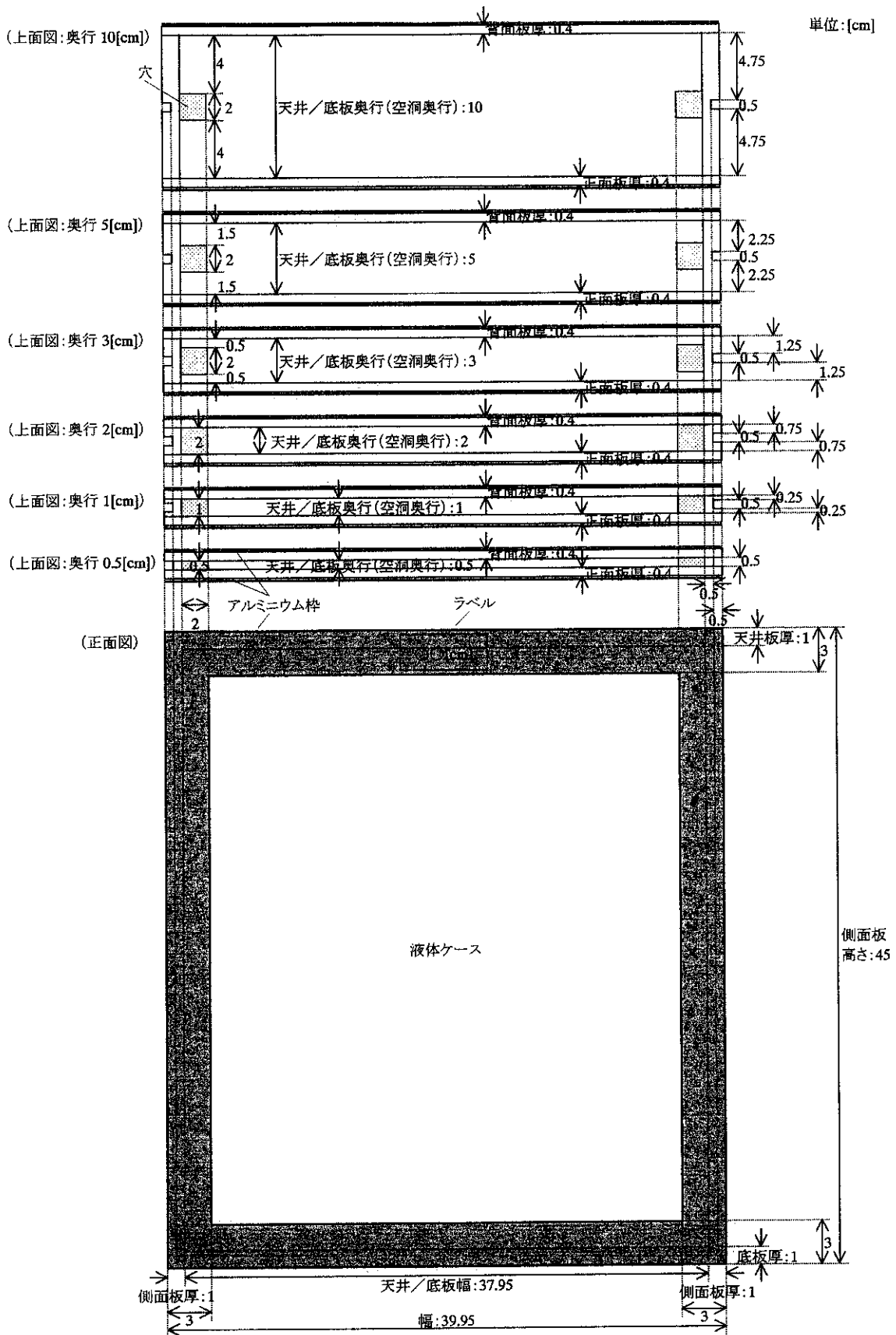
(巻末図 B-12) 超音波振動子を基板に取り付ける際に使用する作業台の概観(振動子断面:  
2mm×2mm 用)



(巻末図 B-13) 電波方式の実験方法の概略



(巻末図 B-14) 液体ケースの概観



ナノ分子操作技術による血液界面代替デバイスの開発研究：

On Surface テクノロジーの開発に関する研究

分担研究者 中山泰秀（国立循環器病センター研究所 室長）

**研究要旨：**

本研究では、ナノサイズの分子構造を自在に操作できるナノ分子アーキテクチャ技術を開発し、それをもとに循環器疾患克服のための血液界面代替デバイス（組織工学的、微細加工工学的、高信頼性デバイス）を開発することを目的とする。本年度は、ナノ分子アーキテクチャー技術として、秩序だって表面ナノ構造化させることにより、高度な生体適合性や機能性の獲得をめざす On Surface テクノロジー（表面上でのナノ構造操作）の開発について検討を行った。

ベンジル *N,N*-ジエチルジチオカルバメート（イニファタ）の光反応性を利用してビニルモノマーの表面グラフト重合を行った。XPS、QCM、水接触角測定、および AFM より、グラフト重合は紫外光照射によってのみ開始され、グラフト量は照射エネルギーの増加に伴ってほぼナノレベルで直線的に増加し、グラフト領域はミクロンレベルに限定できることが示された。光エネルギーは光ファイバーで誘導することができるので複雑な形状をした成形加工されたデバイスの特定部位に対して修飾することが可能である。また、ジチオカルバミル基を側鎖に有するポリスチレン誘導體フィルムをビニルモノマーの水溶液中に浸漬させ、一定速度で開くシャッターで照射領域を経時的に連続的に変化させながらフォトマスクを通してフィルム表面に紫外光を照射した。水、アルコールで洗浄した後、XPS による表面化学組成分析および水接触角測定すると、フィルム表面において用いたフォトマスクの形状に対応したミクロンレベルのライン状の親水性グラフト重合体の生成が示された。また、色素により染色すると、ライン状のマイクロパターン表面の生成が可視化できた。染色後に蛍光顕微鏡観察および AFM による表面トポグラフィ観察を行うと、グラフト重合膜厚がナノレベルではほぼ連続的に変化する傾斜高分子表面の生成が示された。本表面グラフト重合法は XY 平面（グラフト領域と密度）および Z 軸（グラフト鎖長）のナノメーター制御を可能にした世界で始めての方法である。

これらの On Surface ナノ表面テクノロジーを最大限に利用することにより、再生医療デバイスから低侵襲治療に関わる開発目標とする血液界面代替デバイスが実現可能となり、広いスペクトルで次年度以降の萌芽的・高度先端医療の推進の加速が期待される。