

MED64 システム (MED64-Basic/Quad II/Allegro) 取扱説明書



目 次

1. はじめに	1
2. MED64 システムの構成	1
2.1. 各部の名称とはたらき	1
2.1.1. MED64 メインアンブ	1
2.1.2. MED64 ヘッドアンブ	2
2.1.3. MED64 メインアンブ付属品	3
2.1.4. MED64 ヘッドアンブ付属品	3
3. MED64 システムのセットアップ -共通	3
3.1. 配置の検討	3
3.2. 電源の供給	4
3.3. MED64-Basic のセットアップ	5
3.3.1. MED コネクターの各部の名称とはたらき	5
3.3.2. 機器の接続	5
3.3.3. MED コネクターの端子配列	6
3.3.4. アルミホイルによる電界シールド	6
3.3.5. ノイズチェックの準備 -MED プロブの装着	7
3.3.6. MED コネクターのメンテナンス	7
3.4. MED64-Quad II のセットアップ	9
3.4.1. MED ミニ・コネクターの各部の名称とはたらき	9
3.4.2. 機器の接続	9
3.4.3. MED ミニ・コネクターの端子配列	10
3.4.4. ノイズチェックの準備 -MED ミニ・プロブの装着	10
3.4.5. MED ミニ・コネクターのメンテナンス	11
3.5. MED64-Allegro のセットアップ	12
3.5.1. MED マルチウェル・コネクターの各部の名称とはたらき	12
3.5.2. 機器の接続	12
3.5.3. MED マルチウェル・コネクターの端子配列	13
3.5.4. ノイズチェックの準備 -MED マルチウェル・プロブの装着	14
3.5.5. MED マルチウェル・コネクターのメンテナンス	14
4. Mobius でのノイズチェック -共通	15
5. 灌流システムとの組合せ	17
5.1. ミニパルス III の配置と電源の供給	17
5.2. ミニパルス III への MED 灌流キャップ・キットの装着	17
5.3. MED 温度制御付コネクタと MED 灌流キャップ・キットの接続	18
5.4. ドロップerstandへのドロップの固定	18
5.5. MED 灌流キャップの給液側パイプと排液側パイプの高さ調整	18
5.6. MED 灌流キャップのガスポートへのガス配管の接続	19
5.7. MED 灌流キャップの白金線の接地	19
5.8. ミニパルス III の運転	19
5.9. Mobius でのノイズチェック	20

6. 異常ノイズ	21
6.1. ノイズのチェックポイント	21
6.2. 設置に関連したノイズ	21
6.3. 灌流に関連したノイズ	23
6.4. 機器の不具合が疑われる場合の原因特定	23
7. 付録	25
7.1. 機器仕様	25
7.1.1. MED64 メインアンプ	25
7.1.2. MED64 ヘッドアンプ	26
7.1.3. MED コネクター	27
7.1.4. MED ミニ・コネクター	27
7.1.5. MED マルチウェル・コネクター	27
7.1.6. 計測用 PC システム	27
7.1.7. 灌流配管構成図	28
7.1.8. ガス配管構成図	29
7.2. 技術解説	30
7.2.1. MED64 システムでの信号取得	30
7.2.2. MED64 システムでの電気刺激 -平面微小電極への電流印加	30
7.2.3. 刺激アーチファクトと二相性刺激	31
7.2.4. 刺激電流値と分解電圧	31
7.2.5. Mobius での刺激パターンの設定	31

1. はじめに

- ◆ MED64 システムは 1997 年に世界で初めて商業製品化された微小平面電極 (Micro electrode array; MEA) システムです。MEA システムは欧米を中心に普及し、現在は脳神経系及び循環器系分野の基礎研究で広く活用されています。また、その簡便性と効率性が評価されて、近年では創薬スクリーニングへの応用が急速に広まりつつあります。
- ◆ ガラス基板上に 64 個の平面微小電極がパターンニングされています (MED プローブ)。この電極上に組織切片を載せるだけ、あるいは細胞を直接培養するだけで、細胞外電位が測定できます。本電極からは電流刺激も可能で、刺激電極はソフトウェアで任意に選択できます。自発活動・誘発応答の測定とともに、ガラス管電極のような操作が一切不要です。特別な訓練を必要とせず、電気生理未経験者でも簡単・確実に測定が行えます。
- ◆ 電極の材質には白金黒が用いられ、そのインピーダンスはわずか 7-10 kΩ で市場最小を誇ります。この低インピーダンス電極によって、本システムは外来ノイズの影響をほとんど受けません。シールドボックス等、電気生理実験用の特別な環境・設備を必要とせず、実験機の上に設置できるため、ノイズ除去に煩わされず、毎日安定して測定が行えます。

2. MED64 システムの構成

MED64 システムは以下のユニットより構成されますが、MED プローブを搭載するコネクタの種類により、同時計測が可能な検体数が異なります。



MED64 ヘッドアンプはいずれのコネクタの接続端子も備えており、接続するコネクタの種類を変更することによって容易にシステムを切替えます。MED プローブの記録電極で検出される細胞外電位は MED64 ヘッドアンプで 10 倍に増幅され、MED64 メインアンプでさらに増幅 (可変) 後、アナログ/デジタル変換されます。取得したデジタル信号は計測用 PC システムに USB ケーブルを介して送信され、MED64 システム専用の制御ソフトウェア MED64 Mobius 上でオンラインにてデータ収録・解析されます (収録済のデータでのオフライン解析も可能です)。

2.1. 各部の名称とはたらき

2.1.1. MED64 メインアンプ

【前面】



- ①電源レバー 電源のオン/オフを切り替えます。

【後面】



- ①INPUT アナログ入力端子です。68 ピン SCSI ケーブルにより MED64 ヘッドアンプの OUTPUT と接続します。
- ②OUTPUT アナログ出力端子です。MED フィードバック・ステミュレーター等との接続に使用します。
- ③DIO 1、2、3 デジタル入出力端子です。MED64 マルチプレクサーとの接続に使用します。
- ④F1 STIMULUS OUTPUT
..... F1 ステミュレーターの刺激パターン出力端子です。BNC ケーブルにより MED64 ヘッドアンプの F1 STIMULUS INPUT に接続します。
- ⑤F2 STIMULUS OUTPUT
..... F2 ステミュレーターの刺激パターン出力端子です。BNC ケーブルにより MED64 ヘッドアンプの F2 STIMULUS INPUT に接続します。
- ⑥CONTROL OUTPUT
..... 刺激を印可するチャンネル信号の出力端子です。丸ピンケーブルにより MED64 ヘッドアンプの CONTROL INPUT に接続します。
- ⑦SIGNAL GND 接地のためのアース線を接続します。
- ⑧USB USB ケーブルを介して計測用 PC の USB 端子に接続します。
- ⑨DC INPUT AC アダプターの電源コードを接続します。

2.1.2. MED64 ヘッドアンプ

【前面】



- ①電源レバー 電源のオン/オフを切り替えます。
- ②STIMULUS CURRENT ×2 にすることで刺激電流振幅を 2 倍にします。

【後面】



- ①INPUT 1-16CH、17-32CH、33-48CH、49-64CH
..... MED ミニ・コネクタ及び MED マルチウェル・コネクタからの出力を入力するアナログ入力端子です。20 ピン SCSI ケーブルによりコネクタ端子と接続します。②を接続時は開放した状態にします (同時接続できません)。
- ②INPUT
..... MED コネクタからの出力を入力するアナログ入力端子です。68 ピン SCSI ケーブルによりコネクタ端子と接続します。①を接続時は開放した状態にします (同時接続できません)。
- ③OUTPUT アナログ出力端子です。68 ピン SCSI ケーブルにより MED64 メインアンプの INPUT と接続します。
- ④F1 STIMULUS OUTPUT
..... F1 ステミュレーターの刺激パターン入力端子です。BNC ケーブルにより MED64 メインアンプの F1 STIMULUS INPUT に接続します。
- ⑤F2 STIMULUS OUTPUT
..... F2 ステミュレーターの刺激パターン入力端子です。BNC ケーブルにより MED64 メインアンプの F2 STIMULUS INPUT に接続します。

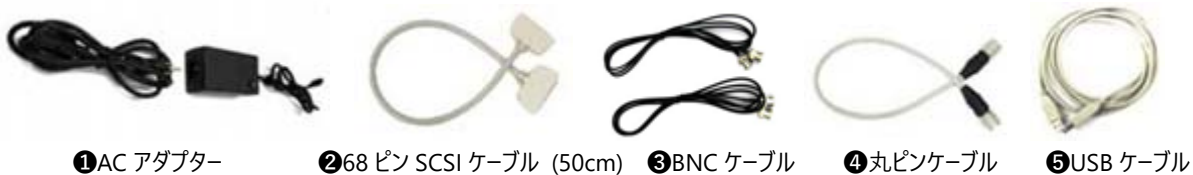
⑥ CONTROL OUTPUT

..... 刺激を印可するチャンネル信号の入力端子です。丸ピンケーブルにより MED64 メインアンプの CONTROL INPUT に接続します。

⑦ SIGNAL GND 接地のためのアース線を接続するグラウンド端子です。

⑧ DC INPUT AC アダプターの電源コードを接続します。

2.1.3. MED64 メインアンプ付属品



① AC アダプター

② 68 ピン SCSI ケーブル (50cm)

③ BNC ケーブル

④ 丸ピンケーブル

⑤ USB ケーブル

2.1.4. MED64 ヘッドアンプ付属品



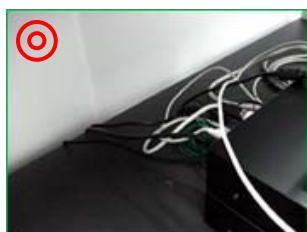
① AC アダプター

3. MED64 システムのセットアップ -共通

MED64 システムは、そのセンサー部分に相当する MED プロブの優れた電極インピーダンスによって (50 μm サイズの電極の場合、周波数帯域 1 kHz において 10 k Ω)、いくつかの技術的利点を有します。

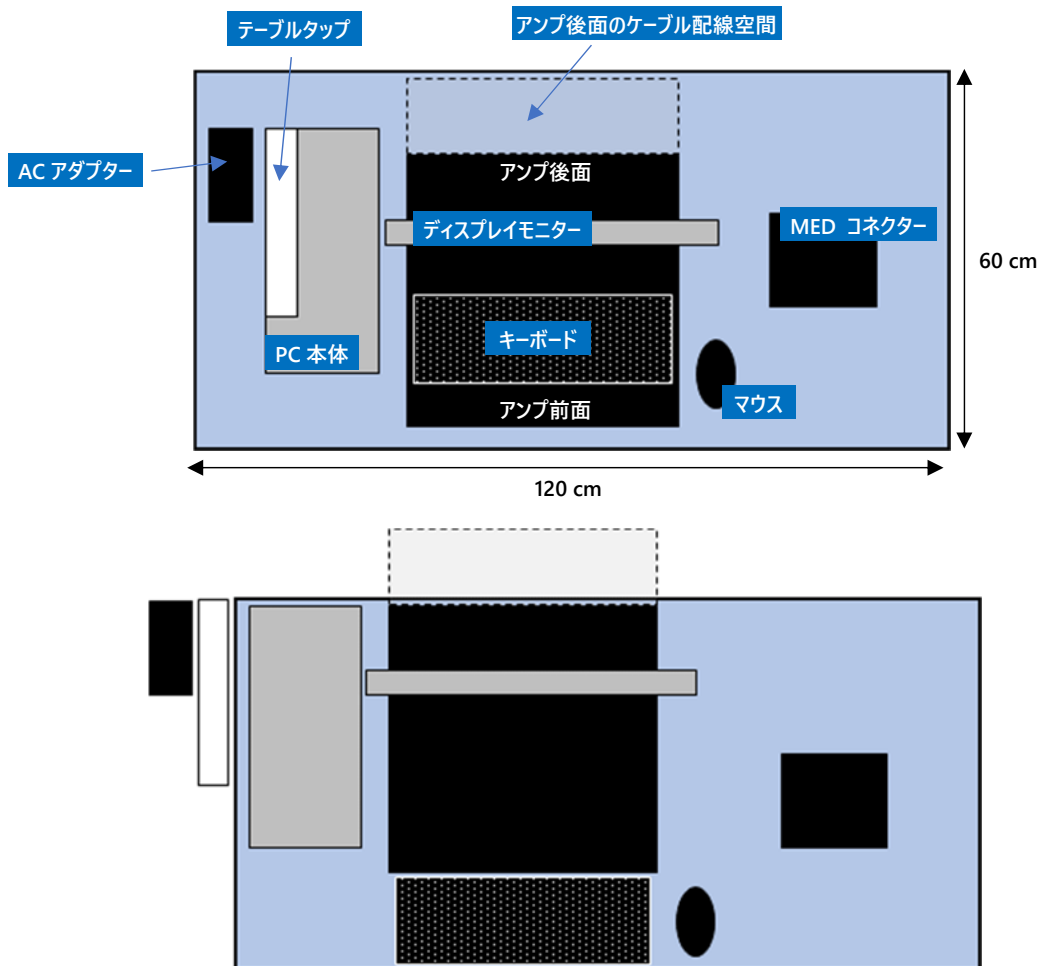
- 1) 外因性ノイズ (ハムノイズ等) に対して強い。
- 2) 数 μV とジオソノイズ (ベースラインノイズ) が非常に低い。
- 3) 2 m の接続ケーブルにより、MED プロブ/コネクタをアンプから物理的に離れた場所 (100%湿度のインキュベーターの庫内等) へ設置できるが、ノイズの影響や取得信号の減衰がない。

MED64 システムは一般的な電気生理実験で通常使用するファラデーケージや除振台を必要としませんが、実験機のような安定したぐらつきのない机の上にセットアップする必要があります。スペースは少なくとも横 120 cm \times 奥行 60 cm 程度は必要ですが、空間的に余裕をもって実験するためには、それ以上の空間の確保が望まれます。また、アンプ等に接続する AC アダプターは磁界性のノイズ源です。壁際に設置された机にセットアップする場合、AC アダプターをアンプ等から遠ざけるため、壁際に隙間を空けてコードを引き回し、床の上に置くようにします (机が壁に固定されていないことが前提となります)。そうでない場合は、遠ざけて置けるよう余剰な空間を確保する必要があります。



3.1. 配置の検討

MED64 ヘッドアンプの入力端子と MED コネクタに接続する SCSI ケーブルの配置の関係から、MED64 メインアンプを MED64 ヘッドアンプの上に置きます (必須ではありません)。ディスプレイモニターをその上に置き、左右どちらかにコンピューターとテーブルタップ、その反対側に MED コネクタとなるよう配置し、MED コネクタ側は作業がしやすいように空間を確保します。アンプ後面の接続端子には AC アダプターや他の電子機器が近接しないよう向きを定めます。

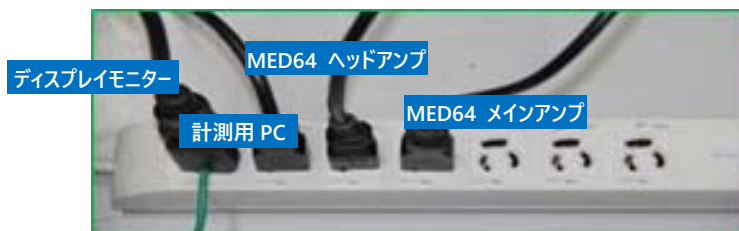


実寸比による配置イメージ。実験机横または後方に十分な空間があり、テーブルタップを床に置くことができると(下)、作業空間に余裕ができる。

MED64-Quad II と 4 台の灌流システムを組み合わせる場合は、さらに広いスペースが必要。

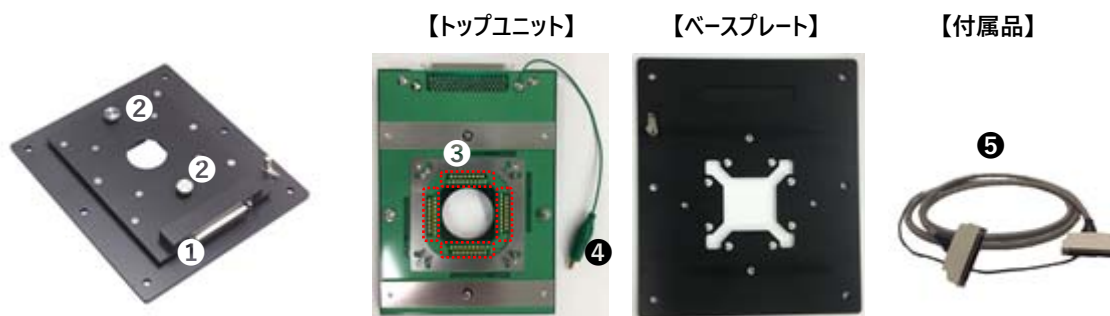
3.2. 電源の確保

MED64 メインアンプと MED64 ヘッドアンプの 3 端子プラグは同一のテーブルタップに接続し、テーブルタップの電源はアース端子が備わった壁コンセントに接続します (卓上ラックのコンセントはアース端子が正常ではないことが多いため避けます)。MED64 システムと関係のない機器に関しては、同一のテーブルタップ及び壁コンセントに電源を接続しないようにします。電源ケーブルや AC アダプターはアンプ本体や MED コネクター、68 ピン SCSI ケーブルから遠ざけます。



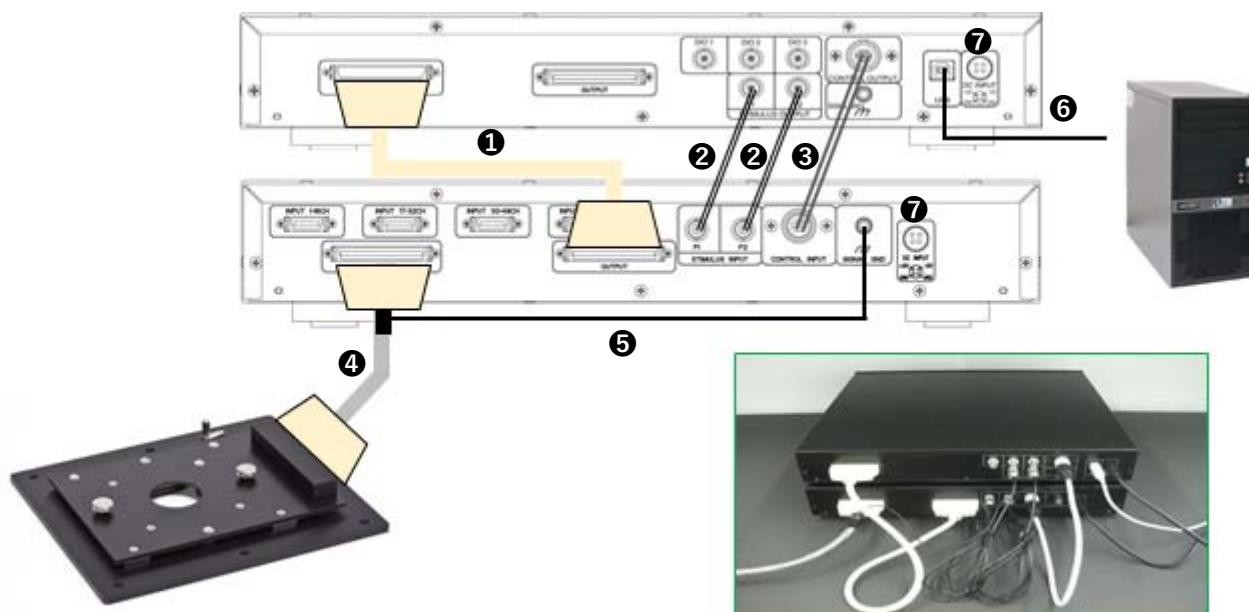
3.3. MED64-Basic のセットアップ

3.3.1. MED コネクターの各部の名称とはたらき



- ① 出力端子 付属品の 68 ピン SCSI ケーブルにより MED64 ヘッドアンプの INPUT と接続します。
- ② 固定ネジ MED プローブ装着したベースプレートとトップユニットを嵌合させた後に固定します。
- ③ コンタクトピン MED プローブ端子部と接触し、信号を読み取ります。
- ④ ミノムクリップ付アース線 灌流システム使用時に灌流キャップ付属の白金線と接続します。
- ⑤ 68 ピン SCSI ケーブル (2 m) 導電性布テープとアース線が巻かれています。

3.3.2. 機器の接続



- ① MED64 メインアンプの INPUT 端子と MED64 ヘッドアンプの OUTPUT 端子を 68 ピン SCSI ケーブル (50 cm) で接続します。
- ② MED64 メインアンプの F1 STIMULUS OUTPUT 端子及び F2 STIMULUS OUTPUT 端子、MED64 ヘッドアンプの F1 STIMULUS INPUT 端子及び F2 STIMULUS INPUT 端子を BNC ケーブルで接続します。
- ③ MED64 メインアンプの CONTROL OUTPUT 端子と MED64 ヘッドアンプの INPUT 端子を丸ピンケーブルで接続します。
- ④ MED コネクターの出力端子と MED64 ヘッドアンプの INPUT 端子を 68 ピン SCSI ケーブルで接続します。
- ⑤ 68 ピン SCSI ケーブルのリード線を MED64 ヘッドアンプの SIGNAL GND 端子に接続します。
- ⑥ MED64 ヘッドアンプの USB ポートと計測用 PC の USB ポート (2.0 が好ましい) を USB ケーブルで接続します。
- ⑦ 両アンプに AC アダプターを接続します。

注: 68 ピン SCSI ケーブルは導電性布テープを巻いてあり、その上に被覆を剥いだリード線を巻き付けています。リード線を開放した状態では電界性ノイズを集めるアンテナとして働き、ノイズの原因となる可能性がありますので、(導電性布テープが電界性のシールドとして働くように) MED64 ヘッドアンプの SIGNAL GND 端子に必ず接続するようにします。

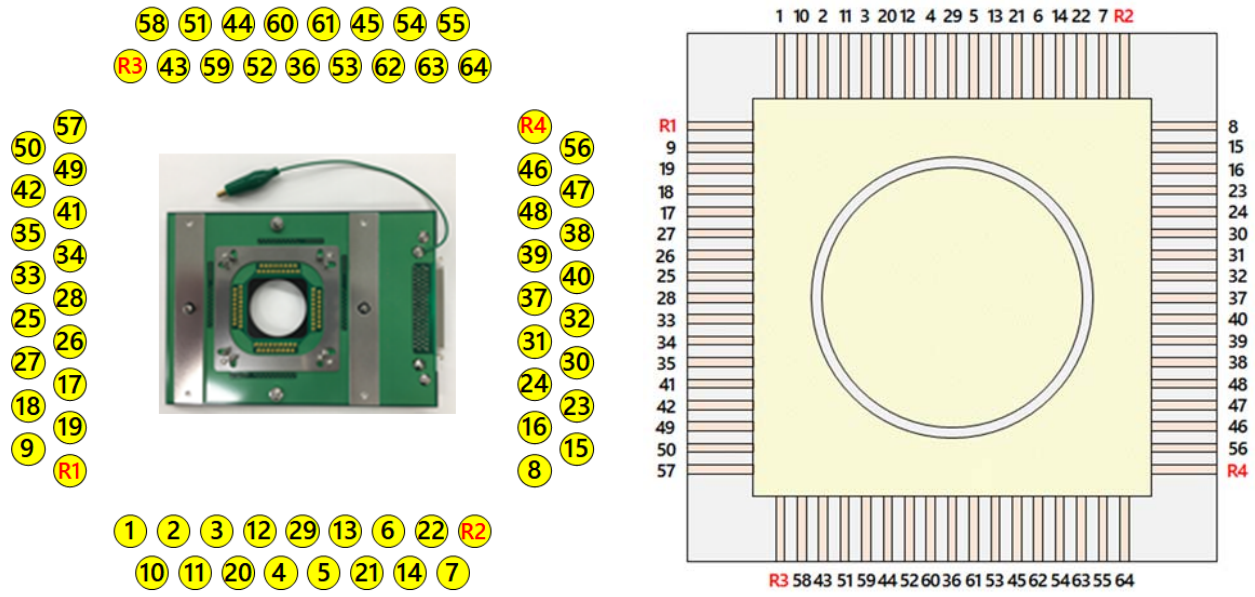
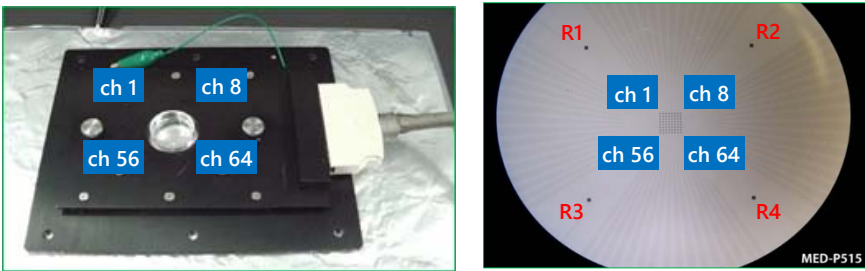


SIGNAL GND 端子のネジを緩めてアース線を孔に通し (左)、ネジを締めて固定する (右)。

注 2: ノイズ対策のために周辺機器等を接地する場合は MED64 ヘッドアンプの SIGNAL GND 端子で一点接地します。

3.3.3. MED コネクターの端子配列

MED コネクターはその出力端子と 68 ピン SCSI ケーブルを右側にして置きます。それにより MED プローブの左上が ch 1、右下が ch 64 に割り当てられます。MED プローブの電極番号は MED コネクターのコンタクトピンが規定するため、MED プローブの配置の向きが重要です。



MED コネクターのコンタクトピンと電極番号との対応。出力端子を右にして接触面から見た対応 (左) と MED プローブ端子部との対応 (右)。R は参照電極。

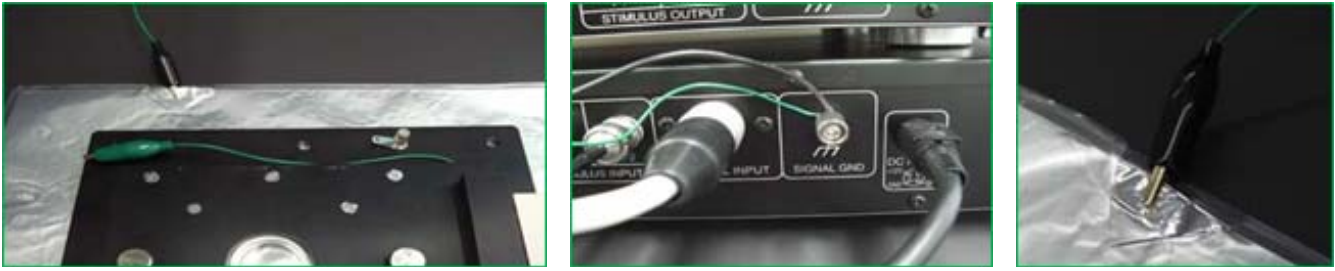


29	5	21	6	22	7	50	49	41	35	33	28	26	27	18	19	8	15	23	24	31	32	40	39	48	47	56	64	63	54	45	53	36	60
4	13	12	14	20	57	3	42	11	34	2	25	10	17	1	9	R2	16	R4	30	R1	37	R3	38	58	46	43	55	51	62	59	61	44	52

MED コネクター出力端子と電極番号との対応。R は参照電極。

3.3.4. アルミホイルによる電界シールド

ノイズチェックにより MED コネクターが外因性の電界性ノイズの影響を受けることが判明した場合、その下にアルミホイルを敷き、リード線でアルミホイルと MED64 ヘッドアンプの SIGNAL GND 端子を接続して接地することにより、ノイズを回避できることがあります。



アルミホイルを接地することで、アルミホイルが電界シールドとして働く。なお、電界シールドでは磁場に由来するノイズは防げない。

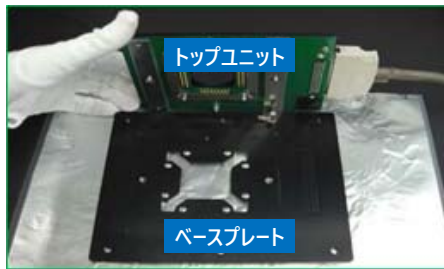
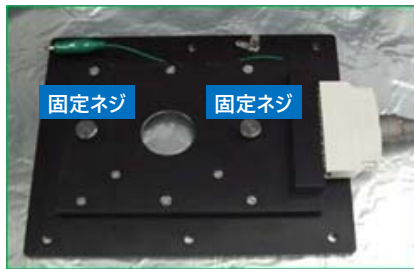
注: MED コネクターの材質はアルミニウムですが、その表面は塗装されており、アルミホイルと絶縁されています。たとえノイズが許容できる範囲であっても、アルミホイルを敷く場合は MED64 ヘッドアンプに必ず接地しなければなりません。接地しなければアルミホイルが電界性ノイズを集めるアンテナとして働き、予期せぬノイズの原因となりかねません。



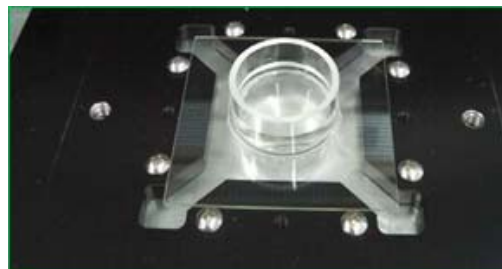
セットアップした MED64-Basic。本例では計測用 PC にノートパソコンを使用。

3.3.5. ノイズチェックの準備 -MED プロブの装着

MED コネクターの固定ネジを緩め、トップユニットを取り外します。



aCSF や PBS 等の生理食塩液を満たした MED プロブをベースプレートに置きます。MED プロブのリングチャンバー、あるいはガラス基板部の端を掴むようにし、端子部には触れないようにします。端子部に水滴や培地、汚れ等が付着している場合は、MED プロブをセットする前に端子部をキムワイプで拭きます。その後、トップユニットを被せて固定ネジを締めて固定します。



注 1: 固定ネジの緩め/締めは両方同時に行います。固定ネジがほとんど緩んだ/締まった段階で、片方ずつ強く緩める/締めることは問題ありません。片方ずつ緩める/締めると、もう片方を緩める/締める際に固定ネジがネジ孔に対して垂直に入りません。

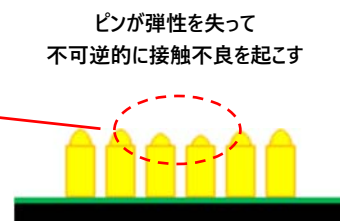
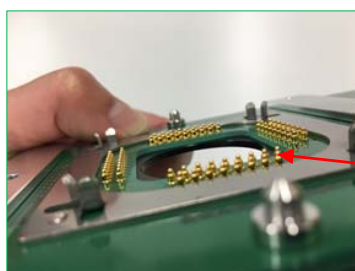
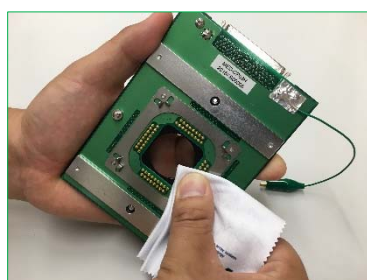
注 2: MED コネクターのコンタクトピンには素手で触れないようにします。手指が付着すると、コンタクトピンと MED プロブとの接触抵抗が上昇

し、ノイズの原因となります。また、MED プローブをセットした後は液こぼし（特に生理食塩液）に注意し、液がコンタクトピンに及ばないようにします。

ノイズチェックの実施につきましては、p.15「Mobius でのノイズチェック -共通」をご参照ください。また、Mobius による MED64 システムの操作は「MED64 Mobius チュートリアル」を、各種実験標本の事前準備は各種アプリケーションノートをご参照ください。

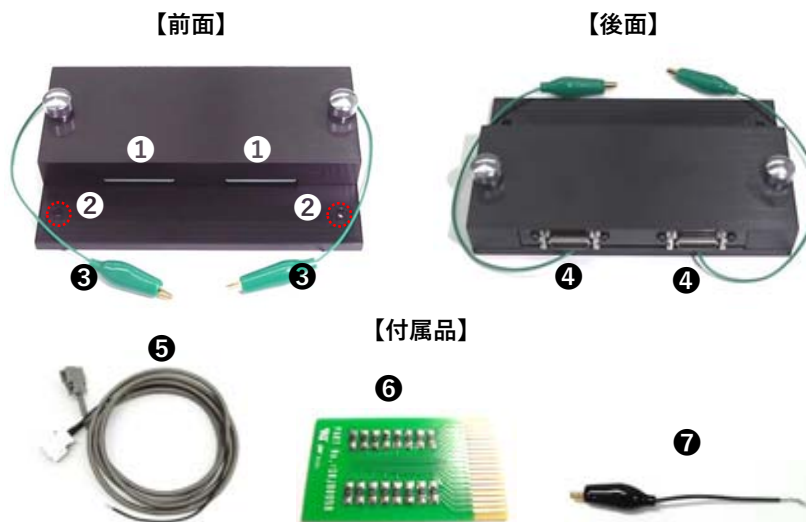
3.3.6. MED コネクターのメンテナンス

MED コネクターのトップユニットには、MED プローブの端子部と接触する 68 本のコンタクトピンをハンダ付けしたプリント基板がネジ止めされています。コンタクトピンとしてスプリングピンが使用されており、その表面を清潔に保つことが MED コネクターのメンテナンス上、重要になります。特定電極で異常ノイズが認められ、MED プローブ配置の向きを変えてもその電極にノイズが残る場合は、コンタクトピンの通常損耗による変形（つぶれ）や、埃や手脂の付着が原因となっている場合があります。後者の場合はコンタクトピンをメガネクリーナー越しに押すように拭うことで改善する場合があります。なおコンタクトピンの内部にはスプリングの潤滑油が満たされているため、エタノールは使用しないでください。またコンタクトピンの通常損耗や、灌流液や培地をこぼして塩類を付着させた場合による動作不良は、プリント基板の有償交換修理対応となります。



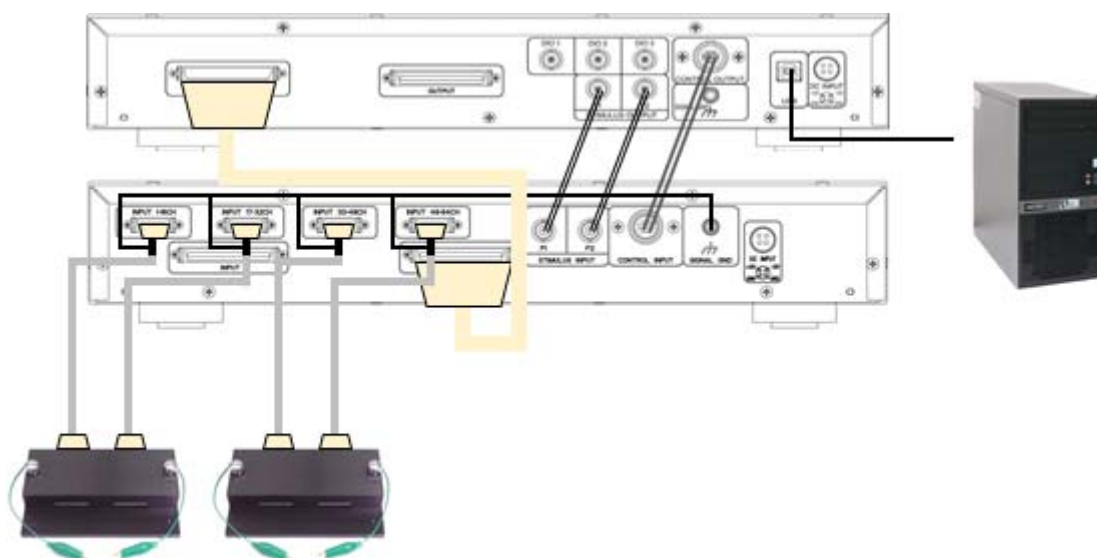
3.4. MED64-Quad II のセットアップ

3.4.1. MED ミニ・コネクタの各部の名称とはたらき



- ①MED ミニ・プローブ挿入口
- ②ネジ穴 別売の MED 温度制御パッド (MED-CPB02) との固定に使用します。
- ③ミノムシクリップ付アース線 灌流システム使用時に灌流キャップ付属の白金線と接続します。
- ④出力端子 20 ピン SCSI ケーブルにより MED64 ヘッドアンプの INPUT と接続します。
- ⑤20 ピン SCSI ケーブル (2 m、4 本) 導電性布テープとアース線が巻かれています (MED マルチウェル・コネクタの付属品とは仕様異なります)。
- ⑥テストボード システム本体のノイズを確認するためのダミープローブです。
- ⑦ミノムシクリップ付アース線 20 ピン SCSI ケーブルの 4 本のアース線をまとめて MED64 ヘッドアンプの GND 端子と接続します。

3.4.2. 機器の接続



- ①MED64 メインアンプの INPUT 端子と MED64 ヘッドアンプの OUTPUT 端子を 68 ピン SCSI ケーブル (50 cm) で接続します。
- ②MED64 メインアンプの F1 STIMULUS OUTPUT 端子及び F2 STIMULUS OUTPUT 端子、MED64 ヘッドアンプの F1 STIMULUS INPUT 端子及び F2 STIMULUS INPUT 端子を BNC ケーブルで接続します。
- ③MED64 メインアンプの CONTROL OUTPUT 端子と MED64 ヘッドアンプの INPUT 端子を丸ピンケーブルで接続します。
- ④MED ミニ・コネクタの出力端子と MED64 ヘッドアンプの INPUT 端子を 20 ピン SCSI ケーブルで接続します。
- ⑤20 ピン SCSI ケーブルのリード線を MED64 ヘッドアンプの SIGNAL GND 端子に接続します。
- ⑥MED64 ヘッドアンプの USB ポートと計測用 PC の USB ポート (2.0 が好ましい) を USB ケーブルで接続します。

⑦両アンプに AC アダプターを接続します。

注 1: 20 ピン SCSI ケーブルは導電性布テープを巻いてあり、その上に被覆を剥いだリード線を巻き付けています。リード線を開放した状態では電界性ノイズを集めるアンテナとして働き、ノイズの原因となる可能性がありますので、導電性布テープが電界性のシールドとして働くように MED64 ヘッドアンプの SIGNAL GND 端子に必ず接続するようにします。



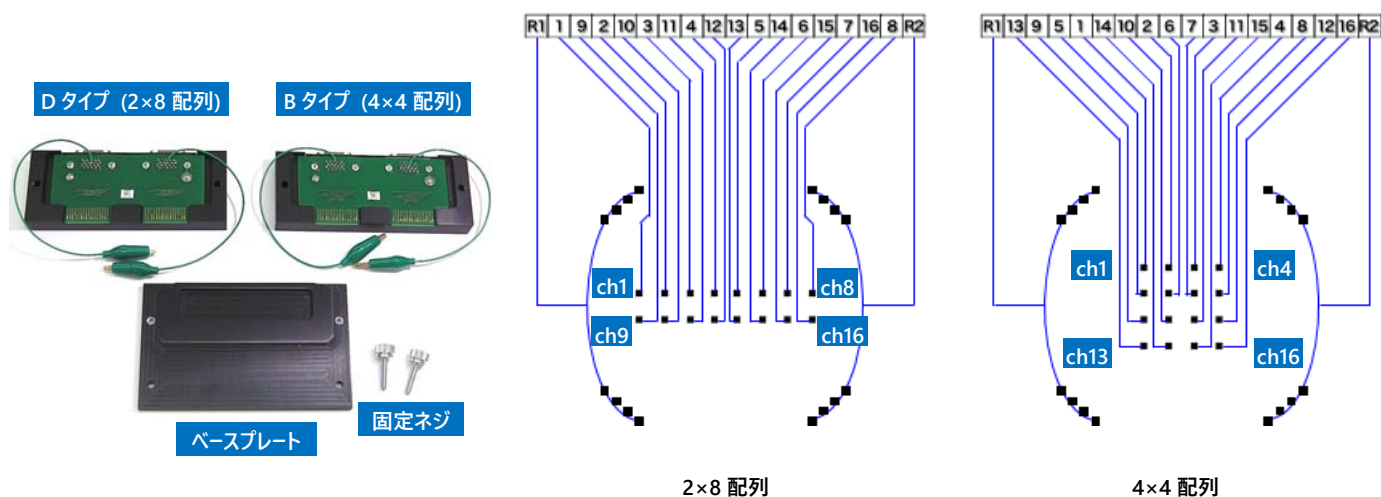
SIGNAL GND 端子のネジを緩めてアース線を孔に通し (左)、ネジを締めて固定する (右)。

4 本のアース線を孔に通すのは困難なため、結線用のワニ口クリップ付アース線を使用。

注 2: ノイズ対策のため、周辺機器等を接地する場合は MED64 ヘッドアンプの SIGNAL GND 端子で一点接地します。

3.4.3. MED ミニ・コネクタの端子配列

MED ミニ・コネクタはトップユニットに回路基板が組み込まれており、それぞれ 2×8 配列または 4×4 配列の MED ミニ・プローブに対応しています。使用する MED ミニ・プローブに合わせてトップユニットを交換、取り付けし、ベースプレートに固定ネジで固定して使用します。



2×8 配列

4×4 配列

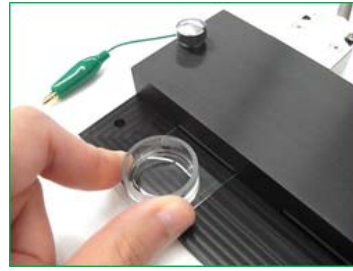
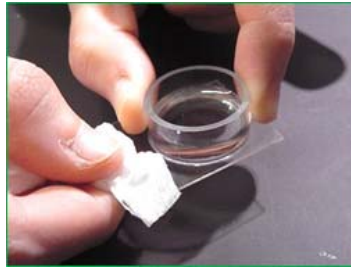


12	11	10	9	N	R	4	3	2	1
16	15	14	13	R	N	8	7	6	5

MED ミニ・コネクタ出力端子と各ウェル内の電極番号との対応。R は参照電極、N は割り当てなし。

3.4.4. ノイズチェックの準備 -MED ミニ・プローブの装着

aCSF や PBS 等の生理食塩液を満たした MED ミニ・プローブの端子部を差込口に差し込みます。MED ミニ・プローブの端子部には触れないようにリングチャンバーを掴んで、水平にゆっくりと挿し込みます。端子部に水滴や培地、汚れ等が付着している場合は、MED ミニ・プローブを差し込む前に端子部をキムワイプで拭きます。



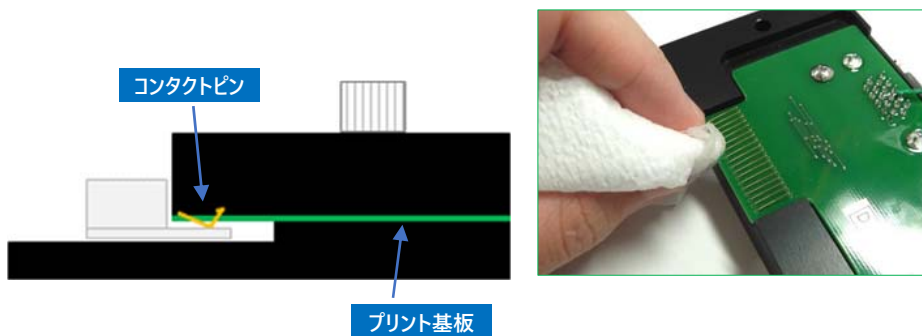
注 1: MED ミニ・プローブをセットした後は液こぼし (特に生理食塩液) に注意し、液がコンタクトピンに及ばないようにします。

注 2: MED ミニ・コネクタにはノイズチェック用のテストボードが付属していますが、設置環境の外因性ノイズの影響を確認する目的では、生理食塩液を満たした未使用の (電極剥がれない) MED ミニ・プローブを使ってノイズチェックを行うよう推奨します。テストボードは抵抗器で設計されており、さまざまな周波数特性の外因性ノイズの影響を受けにくいからです。

ノイズチェックの実施につきましては、p.15「Mobius でのノイズチェック -共通」をご参照ください。また、Mobius による MED64 システムの操作は「MED64 Mobius チュートリアル」を、各種実験標本の事前準備は各種アプリケーションノートをご参照ください。

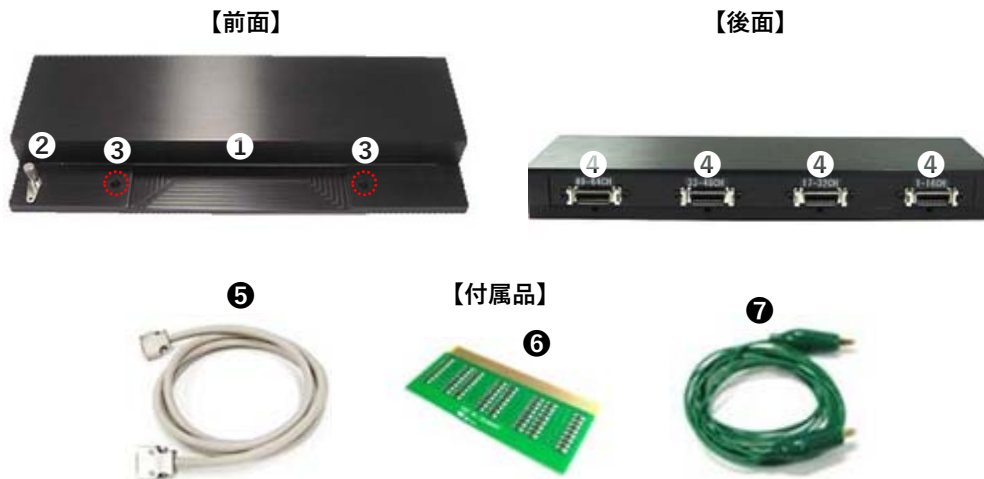
3.4.5. MED ミニ・コネクタのメンテナンス

MED ミニ・コネクタが MED ミニ・プローブの端子部と接する (信号を読み取る) 箇所は、1 ウェルあたり 18 本のコンタクトピンで構成されています。テストボードによるノイズチェックでも特定電極にノイズが発生する場合は、コンタクトピンがプリント基板側に押し込まれている、または汚れが付着している等の場合があります。後者の場合は、トップユニットをベースプレートから取り外し、70%エタノールを含ませたキムワイプでコンタクトピンを手前から奥側へと丁寧に拭きます。なお何らかの理由でコンタクトピンが破損したり、プリント基板から外れてしまった場合は、プリント基板の有償交換修理対応となります。



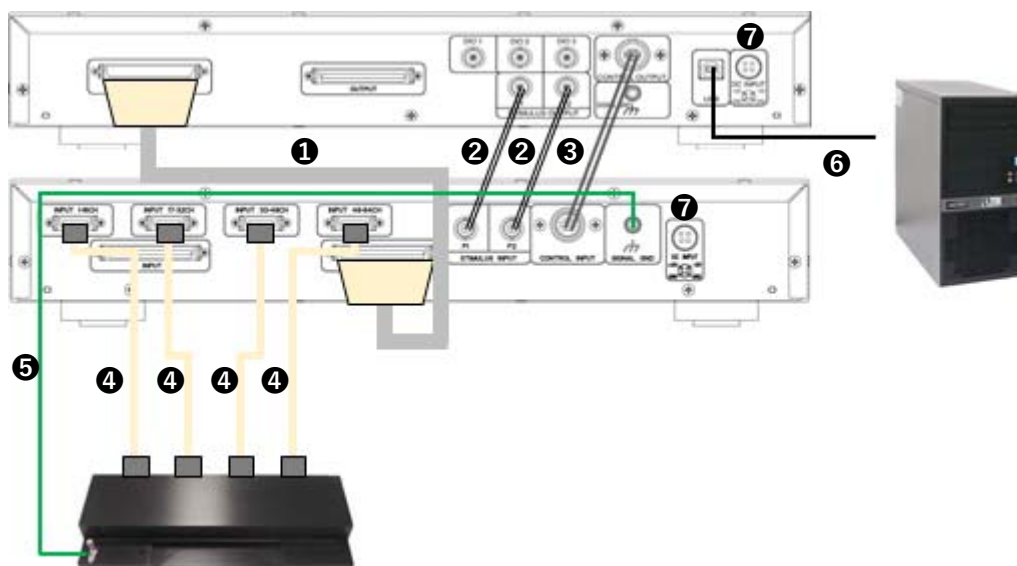
3.5. MED64-Allegro のセットアップ

3.5.1. MED マルチウェル・コネクタの各部の名称とはたらき



- ①MED マルチウェル・プローブ挿込口
- ②グラウンド端子 付属のミノムシクリップ付アース線により MED64 ヘッドアンプのグラウンド端子と接続します。
- ③ネジ穴 別売の MED 温度制御パッド (MED-CPB01) との固定に使用します。
- ④出力端子 20 ピン SCSI ケーブルにより MED64 ヘッドアンプの INPUT と接続します。
- ⑤20 ピン SCSI ケーブル (2 m、4 本) 導電性布テープとアース線は巻いていません (MED ミニ・コネクタの付属品とは仕様が異なります)。
- ⑥テストボード システム本体のノイズを確認するためのダミープローブです。
- ⑦ミノムシクリップ付アース線 MED マルチウェル・コネクタのグラウンド端子と MED64 ヘッドアンプの GND 端子を接続します。

3.5.2. 機器の接続



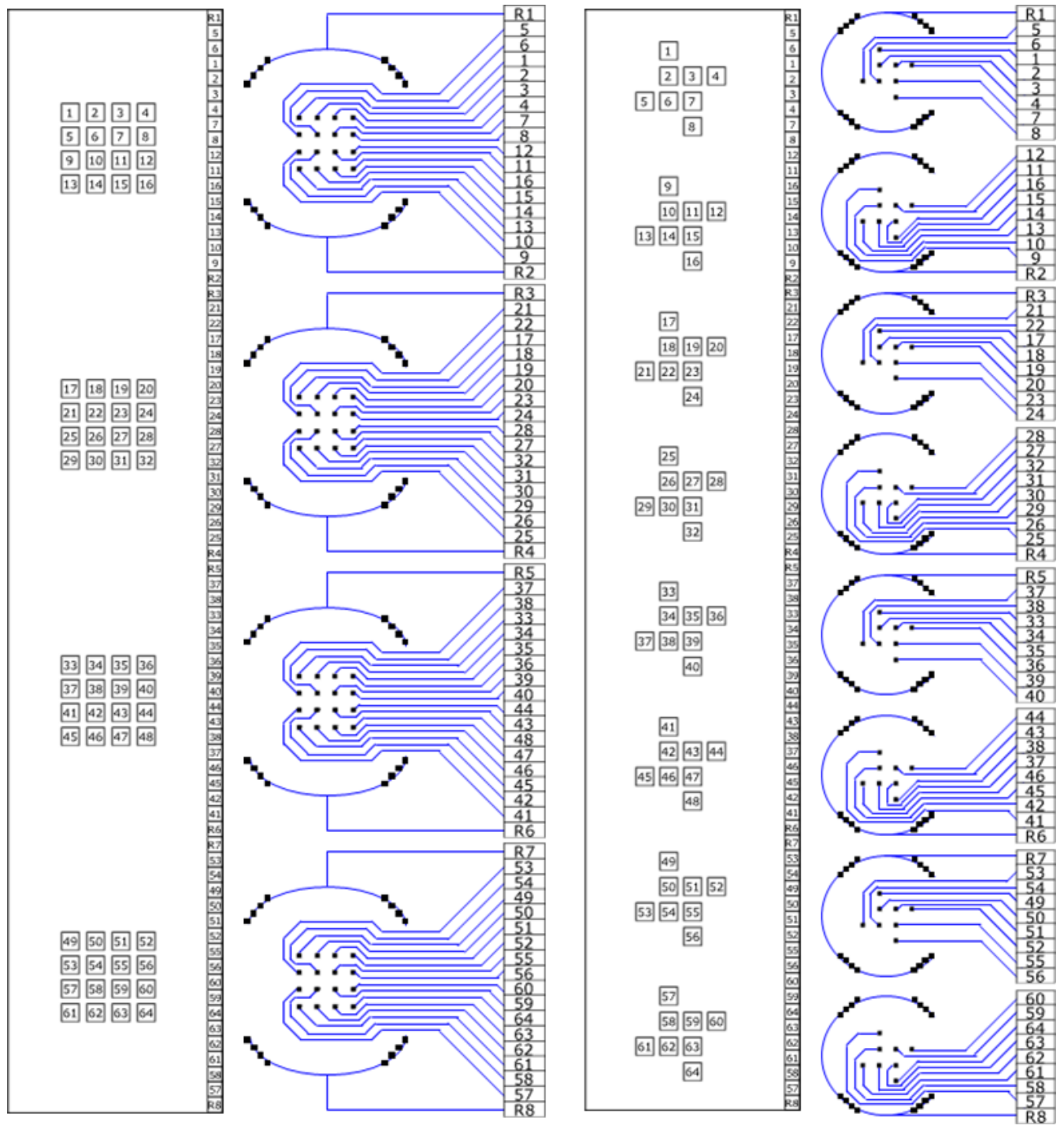
- ①MED64 メインアンプの INPUT 端子と MED64 ヘッドアンプの OUTPUT 端子を 68 ピン SCSI ケーブル (50 cm) で接続します。
- ②MED64 メインアンプの F1 STIMULUS OUTPUT 端子及び F2 STIMULUS OUTPUT 端子、MED64 ヘッドアンプの F1 STIMULUS INPUT 端子及び F2 STIMULUS INPUT 端子を BNC ケーブルで接続します。
- ③MED64 メインアンプの CONTROL OUTPUT 端子と MED64 ヘッドアンプの INPUT 端子を丸ピンケーブルで接続します。
- ④MED マルチウェル・コネクタの出力端子と MED64 ヘッドアンプの INPUT 端子を 20 ピン SCSI ケーブルで接続します。
- ⑤MED マルチウェル・コネクタのグラウンド端子と MED64 ヘッドアンプの SIGNAL GND 端子をミノムシクリップ付アース線で接続します。
- ⑥MED64 ヘッドアンプの USB ポートと計測用 PC の USB ポート (2.0 が好ましい) を USB ケーブルで接続します。
- ⑦両アンプに AC アダプターを接続します。

注: MED マルチウェル・コネクタは必ず MED64 ヘッドアンプの SIGNAL GND 端子に接地してください。接地しなければ、外因性ノイズの影響を受けることになります。



3.5.3. MED マルチウェル・コネクタの端子配列

MED マルチウェル・コネクタの端子部を右側に置いた際の電極番号は以下の通りに割り当てられます。





12	11	10	9	N	R	4	3	2	1
16	15	14	13	R	N	8	7	6	5

MED マルチウェル・コネクタ出力端子と各ウェル内での電極番号との対応。R は参照電極、N は割り当てなし。
MED-P5N811 使用時は中央で区切られて (1-8、9-16)、隣接 2 ウェルの出力に対応する。

3.4.4. ノイズチェックの準備 -MED マルチウェル・プローブの装着

MED マルチウェル・プローブを MED マルチウェル・コネクタに差し込む前に、70%エタノールを含ませたキムワイプでその端子部を拭きます。その後、aCSF や PBS 等の生理食塩液を満たした MED マルチウェル・プローブの端子部を挿入口に挿し込みます。



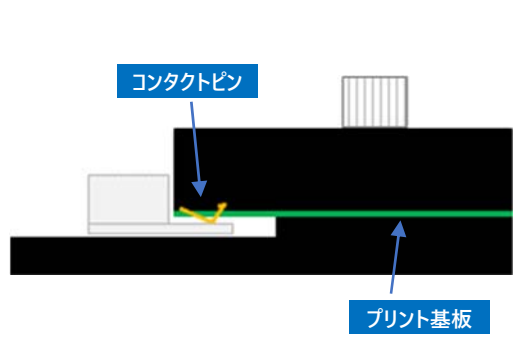
注 1: 端子部は MED マルチウェル・コネクタのコンタクトピンと接触します。塩化物や指紋の付着はコンタクトピンの劣化の原因となる可能性があります。

注 2: 液こぼしがピンに及ぶと錆びや接触不良の原因になります。特に生理食塩液の液こぼしには十分に注意します。

ノイズチェックの実施につきましては、p.15「Mobius でのノイズチェック -共通」をご参照ください。また、Mobius による MED64 システムの操作は「MED64 Mobius チュートリアル」を、各種実験標本の事前準備は各種アプリケーションノートをご参照ください。

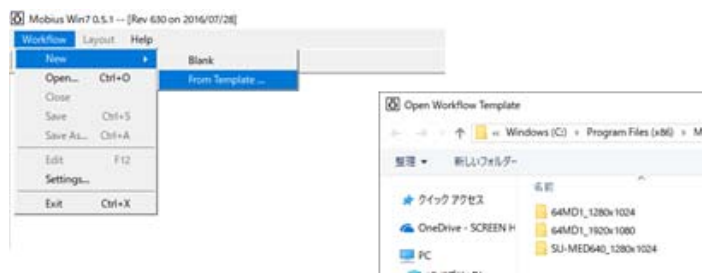
3.4.5. MED マルチウェル・コネクタのメンテナンス

MED マルチウェル・コネクタが MED ミニ・プローブの端子部と接する (信号を読み取る) 箇所は、72 本のコンタクトピンで構成されています。テストボードによるノイズチェックでも特定電極にノイズが発生する場合は、コンタクトピンがプリント基板側に押し込まれている、または汚れが付着している等の場合があります。後者の場合は、トップユニットをベースプレートから取り外し、70%エタノールを含ませたキムワイプでコンタクトピンを手前から奥側へと丁寧に拭きます。なお何らかの理由でコンタクトピンが破損した、またはプリント基板から外れてしまった場合は、プリント基板の有償交換修理対応となります。



4. Mobius でのノイズチェック -共通

アンプ、計測用 PC、ディスプレイモニターの電源を入れます。デスクトップ上の Mobius のアイコンをダブルクリックして Mobius を起動します。メニューバーの Workflow > New から From Template を選択した後、ディスプレイモニターの解像度に合わせて 64MD1_1280x1024 か 64MD1_1920x1080 を選択します。



注: データ取得中は他のソフトウェアを起動しないようにします。OS への予期せぬ負荷により、フリーズや強制終了の原因となるためです。特にアンチウイルスソフトウェア等、バックグラウンドで実行される設定のソフトウェアには注意します。また、インターネットへの接続も予期せぬ通信負荷によるフリーズや強制終了の原因となるため、接続を避けます。

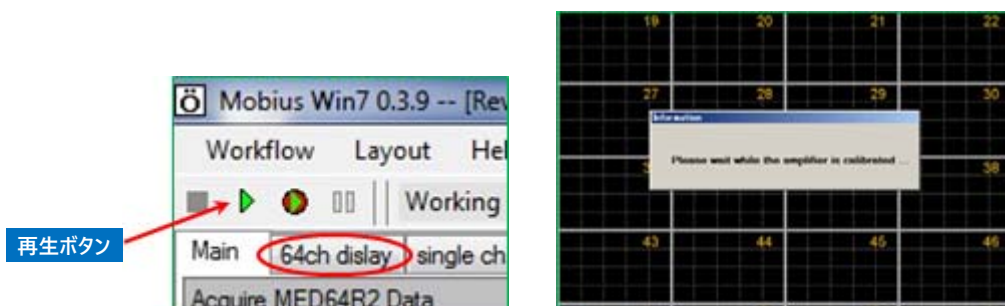
さらに Basic_recording フォルダを開き、テンプレートのワークフロー“Noise_check.moflo”を選択して呼び出します。初期設定のデータ取得条件は以下の通りです。これらの設定条件は MED64 システムのノイズレベルをチェックする上で基準となりますので、変更しないようにします。

Input Range (mV): 5.0、Low cut freq (Hz): 1、High cut freq (Hz): 10000

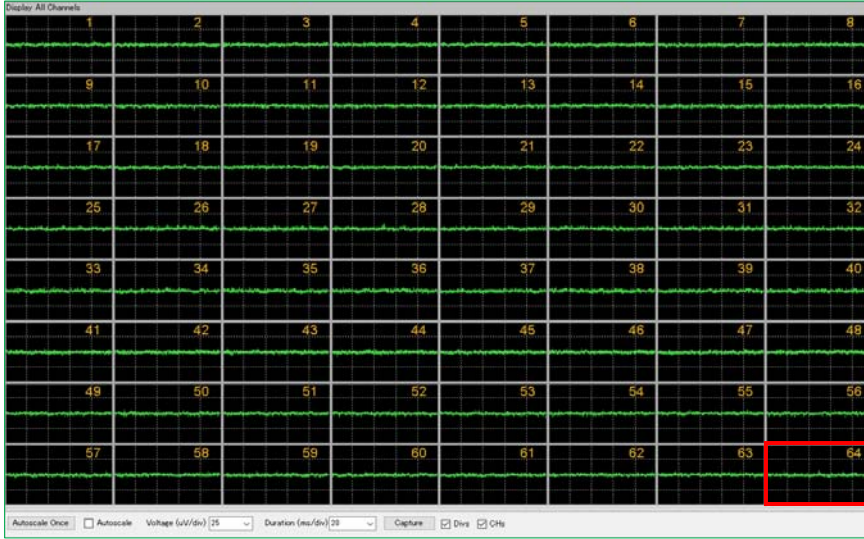
注: Noise_check.moflo を呼び出す際に、ワークフローは USB ケーブルを介して MED64 メインアンプと通信します。そのため、アンプの電源が入ってなければ、右図のようにエラーメッセージがポップアップウィンドウで現れます。



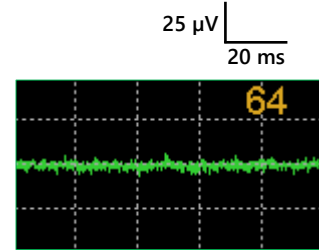
64ch display タブをクリックして表示します。Play ボタン (再生ボタン) をクリックしてデータファイルを出力させずにデータ取得を開始します。クリック直後に“Please wait while amplifier is calibrated”とメッセージポップアップウィンドウが現れますが、数秒間のキャリブレーションが終了するとポップアップウィンドウは消え、Mobius は自動的にデータ取得を開始し、64ch 表示画面にベースラインノイズが掃引されます。



理想のベースラインノイズレベルは $\pm 5-8 \mu\text{V}$ peak to peak です。それよりも大きな振幅を示す場合は p.21「6. 異常ノイズ」を参考に、ノイズ対策を実施します。



正常なベースラインノイズ。



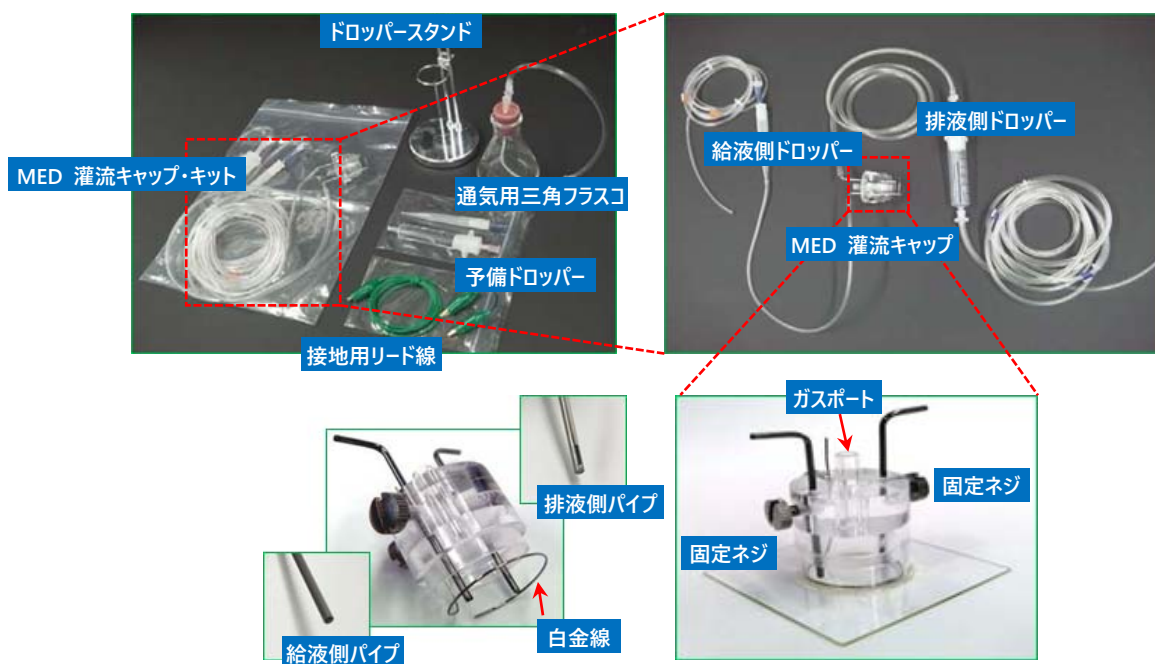
5. 灌流システムとの組合せ

本節では MED64 システムに灌流システムを組合せて使用する際の、灌流システムのセットアップ手順を示します。MED64 システム向けに推奨する灌流システムは、以下の物品により構成されます。

- 1) MED 灌流キャップ・キット 【MED-KCAP01TU】
- 2) ペリスタルティックポンプ 【ギルソン社製ミニパルスIII Model 312 / MP-2】

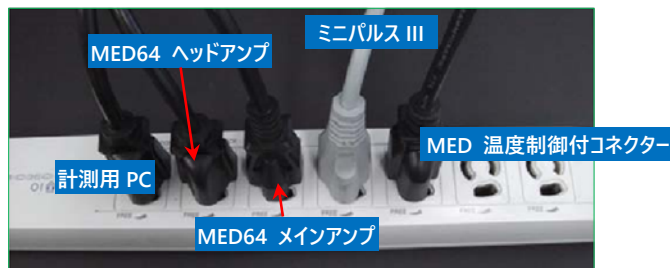
注: 灌流ポンプの使用に際しては、その取扱説明書をよく読んで指示に従ってください。また灌流システムのセットアップは、MED64 システムを正常にセットアップした後に実施します。

MED 灌流キャップ・キットはミニパルスIIIとの組合せを想定して設計されております。ミニパルスIII以外の異なる灌流ポンプを使用する場合は、そのポンプに適した配管に組み換えてご使用ください (MED 灌流キャップ・キットのミニパルスIII以外での使用による動作保証はいたしかねます)。また次頁図の通り、MED 灌流キャップ・キットには予備ドロッパーと接地用リード線が付属します。



5.1. ミニパルスIIIの配置と電源の供給

ミニパルスIII本体は、磁界性のノイズ源となります。ベースラインノイズレベルに影響する場合は、アンプ本体や MED 温度制御付コネクター、68ピン SCSI ケーブルとの距離に留意し、遠ざけて配置します。ミニパルスIIIの電源ケーブルの3端子プラグは、アンプ本体と同一のテーブルタップに接続します。



5.2. ミニパルスIIIへの MED 灌流キャップ・キットの装着

ミニパルスIIIの2チャンネルの(上下の)ロックングバーを外してコンプレッションカムを緩め、ローラーにMED 灌流キャップ・キットのフローチューブを巻き付け、プラスチック部分をチューブ留めに掛けて固定します。この際、ローラーの回転方向(時計周り、または反時計回り)に合わせて、灌流液が給液側から排液側へと順向するようにフローチューブの方向に注意します。本例では、下側(白)のコンプレッションカムを排液側、上側(黒)のコンプレッションカムを給液側となるように装着します。

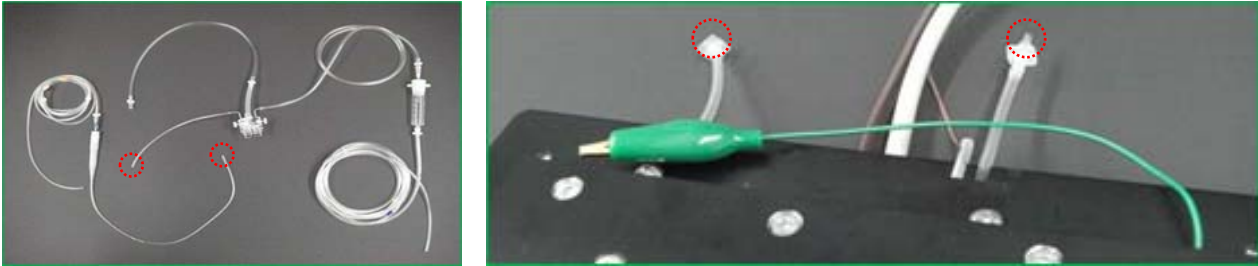


コンプレッションカムが圧迫するフローチューブの部位については、上下のコンプレッションカムの各々の中央に各々のフローチューブが水平となるように巻き付けて調整した後、コンプレッションカムを押し当てて、ロックングバーで固定します。またこの際、ロックングバーの調整ネジを完全に緩めた状態で固定します。



5.3. MED 温度制御付コネクタと MED 灌流キャップ・キットの接続

MED 温度制御付コネクタはインライン・チューブ (またはパイプ) を内蔵しており、MED 灌流キャップ・キットの給液側配管を接続して灌流液を通し、加温が可能です。



5.4. ドロッパースタンドへのドロップターの固定

ドロップターのフィッティング (連結部分) を一時的に外し、ドロップタースタンドのリング内に通しやすくして、ドロップターを立たせます。排液側ドロップターは真っすぐに立てて、リングでゴム栓を押さえるように固定します。給液側ドロップターは微かに斜めに倒します。真っすぐに立てた場合、液滴がチューブとの連結部でエア・噛みを起こす可能性があるためです。



5.5. MED 灌流キャップの給液側パイプと排液側パイプの高さ調整

給液側パイプと排液側パイプの MED プローブ底面からの高さは、固定ネジで調整します。給液側パイプは底面から微かに上げた個所で固定しま

す。排液側パイプとの関係にもよりますが、給液側パイプが液面よりも高い位置にある場合、水滴が水面に落ちる度にノイズが発生するためです。排液側パイプについては、目的に合わせて任意の高さで固定します。



注：液面が脳スライス標本とほぼ同じ高さ（液面が微かに標本表面を覆う）での実験条件を“インターフェース条件”、脳スライス標本が完全に浸る高さでの実験条件を“サブマージ条件”とよびます。インターフェース条件では、ガスポートからの酸素ガスの供給の効果が得られ、同じ灌流速度で比較をするとサブマージ条件よりも大きな応答が得られます。

5.6. MED 灌流キャップのガスポートへのガス配管の接続

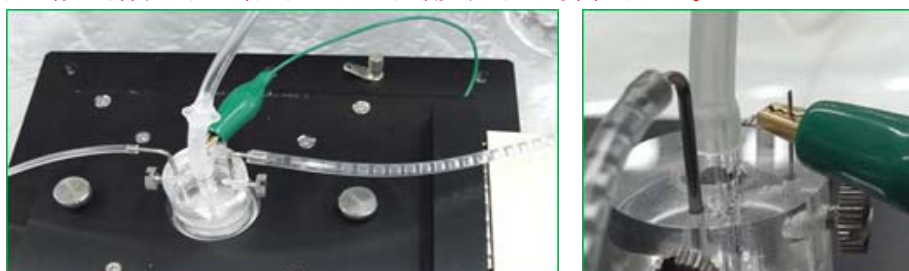
ガスポートにはガス配管を直接接続せず、カルボゲンガス（95%O₂-5%CO₂ガス）を加湿する通気用三角フラスコを接続します。使用時にはフラスコ内に蒸留水を満たし、バブリングにより加湿したカルボゲンガスをガスポートを通じて MED プローブチャンパー内に供給します。



5.7. MED 灌流キャップの白金線の接地

白金線を MED コネクターのミノムシクリップ付アース線で掴むと、白金線は追加の参照電極として機能します。MED プローブの参照電極は 4 個所に配置されていますが、追加の参照電極を設けることにより、参照電極の総合インピーダンスがさらに減少し、灌流ポンプ由来のノイズや刺激アーチファクトが低減します。

注：白金線は必ず灌流液（電解液）に浸漬させ（即ち、MED プローブの参照電極と導通させ）、ミノムシクリップ付アース線で掴んだ状態にします。開放した状態では白金線が電界性ノイズを集めるアンテナとして働き、ノイズの原因となります。



5.8. ミニパルスIIIの運転

ミニパルスIIIの電源を入れて動作させます。給液側よりも排液側のフローチューブの内径が大きいこと、また排液パイプの孔のスリット構造によって、排液側パイプは灌流液と空気を吸い上げます。その結果、一定の速度で灌流チューブ内に空気層が生じ、それが灌流の安定性の目安となります。一方で、不規則に空気層が生じる場合（一定時間止まった後、勢いよく排液する）、チャンパー内の液面高が急激に変化し、ベースラインに揺らぎノイズが現れることがあります。



5.9. Mobius でのノイズチェック

p.15「4. Mobius でのノイズチェック」を参照して灌流を行いながらノイズチェックを実施します。もし、全てに問題がなければ、灌流しない場合と同様に平坦で安定したベースラインノイズ ($\pm 5 \sim 8 \mu\text{V}$) が得られます。数百 ms ごとに定期的なノイズが発生する場合、給液側パイプを白金線に接地することで解消する場合があります。

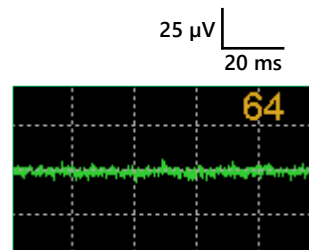
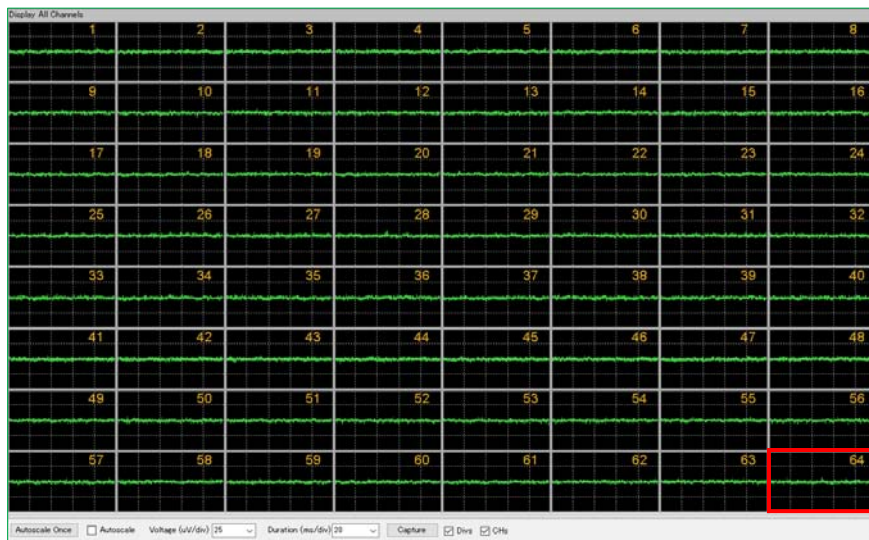
注 1: 給液側パイプが白金線に接触するとグランドループを形成し、ノイズの原因となります。

注 2: 使用後は灌流チューブ内に蒸留水を灌流させて、洗浄します。ドロッパーのチップ、シリンジ内面の親水化が進んだり、灌流チューブに汚れが目立つようになった場合は、適宜交換します。

6. 異常ノイズ

6.1. ノイズのチェックポイント

- ・正常なベースラインノイズの振幅は Low cut freq 1 Hz、High cut freq 10000 Hz での信号取得帯域において、ピークピーク値が $\pm 5 \sim 8 \mu\text{V}$ です。横軸 25 ms/div 及び横軸 500 ms/div 表示で平坦なベースラインノイズかどうかを目視で確認します。



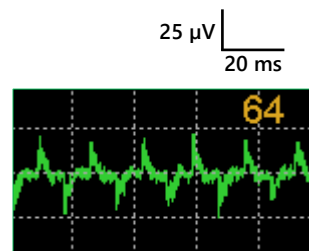
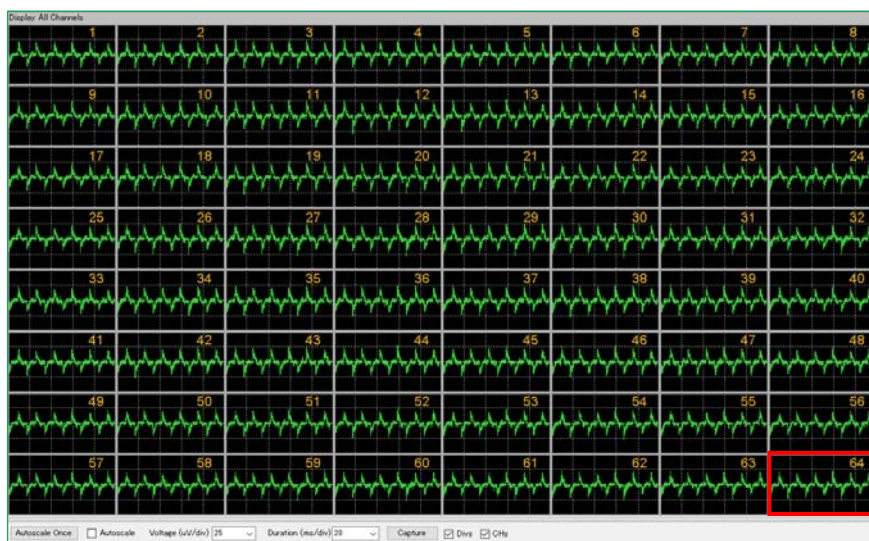
正常なベースラインノイズ。

- ・ノイズの発生する電極について、特定一部の電極のみか、64 電極全体か、または画面上半分（電極 1～32）や下半分（電極 33～64）、特定列のみ等の偏りが無いかを把握します。
- ・ノイズの形状について、横軸を 20 ms/div に設定した際に、例えば 5 回または 6 回繰り返す正弦波様のノイズか、あるいは特定電極に偏った高周波のノイズか等を把握します。
- ・外因性ノイズは距離に関係なく電界シールドによって遮断できるノイズと、電界シールドが有効ではないものの、ノイズ源を遠ざけることで軽減できるノイズに分けられます。後者は電源ケーブルが接続された機器が発する磁場（磁界）が原因であると考えられます。ノイズが解消する距離まで当該機器を遠ざけるか、または MED64 システムの使用中は電源ケーブルを抜く対策が必要となります。

注: サポート窓口にご相談する場合は 64 電極画面 (Display All Channels モジュール) のスクリーンショットを撮り、ペイント等の画像編集ソフトに貼り付け、jpg または tif 形式で保存して電子メールに添付してご送付ください。bmp 形式はファイルサイズが大きくなるため避けるようにします。またこの際、縦軸は $25 \mu\text{V}/\text{div}$ または Autoscale により自動調整し、横軸を 20 ms/div 及び 500 ms/div の両設定でスクリーンショットをご撮影ください。

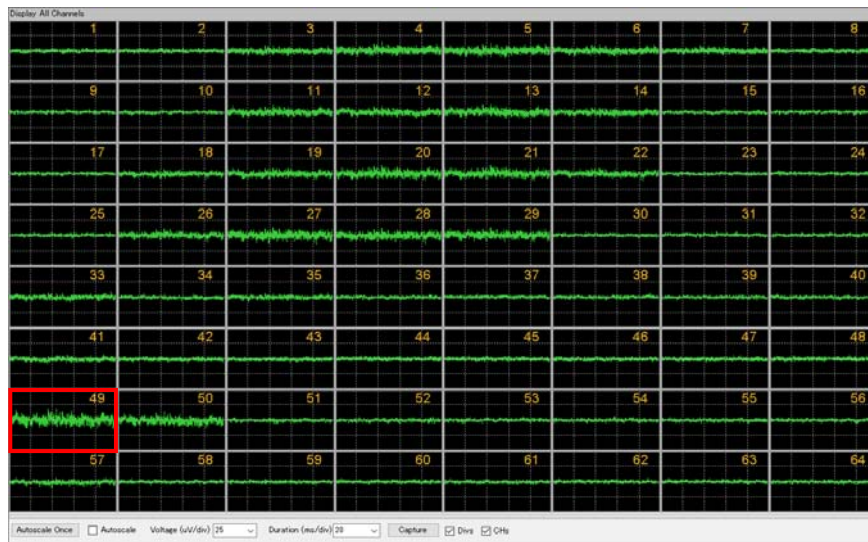
6.2. 設置に関連したノイズ

- ・MED コネクターの固定ネジがしっかりと締められてない。

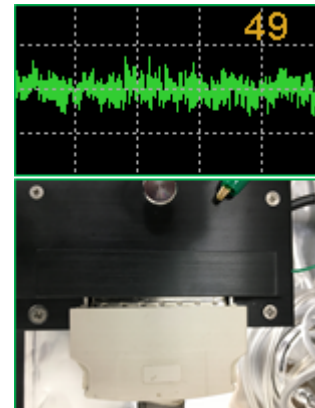


固定ネジの締め付けが悪いノイズの事例。64 電極全体に生じやすい。

・SCSI ケーブルとアナログ入力端子の接触が悪い。

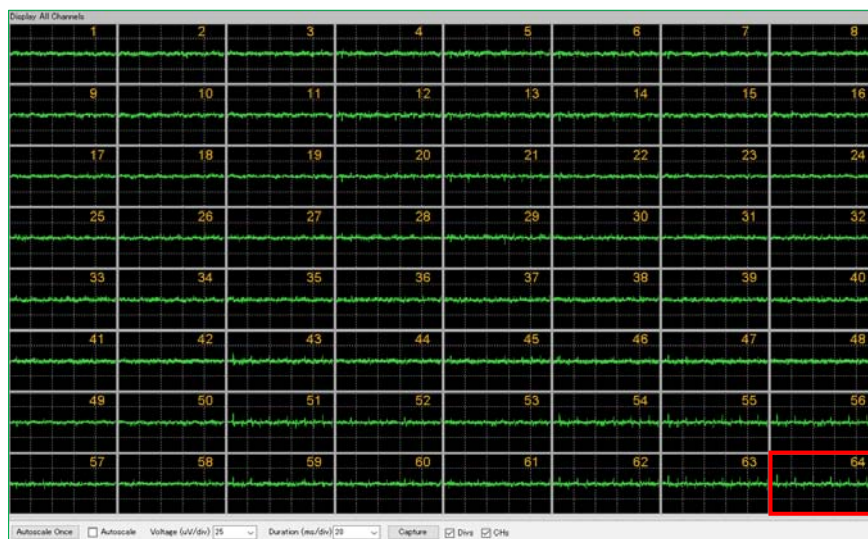


25 μ V |
20 ms

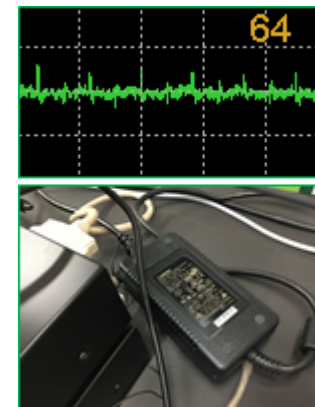


SCSI ケーブルの接触不良のノイズの事例。MED コネクターと MED ミニ・コネクターの接続を切り替えて運用する場合に起こりやすい。

・MED64 メインアンプの端子部や 68 ピン SCSI ケーブルの近くに (概ね 30~100 cm 以内)、AC アダプターや他の電子機器 (インキュベーター等) が置かれている。

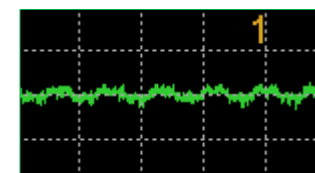
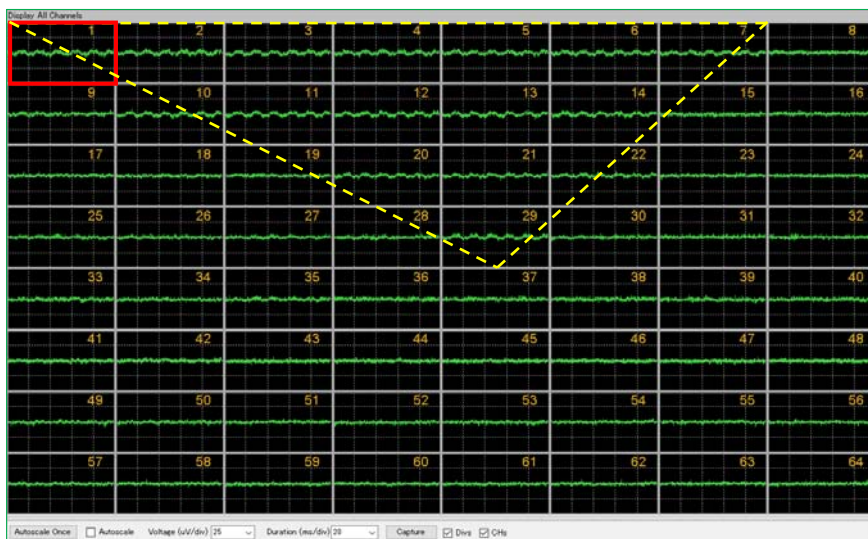


25 μ V |
20 ms



AC アダプターの近接による磁場ノイズの事例。特長的なヒゲ状のノイズ。干渉を受ける (磁場の及び) 電極は偏りがある。

・インキュベーターのヒーター回路や電磁弁が作動してインキュベーター庫内に磁場が発生している。

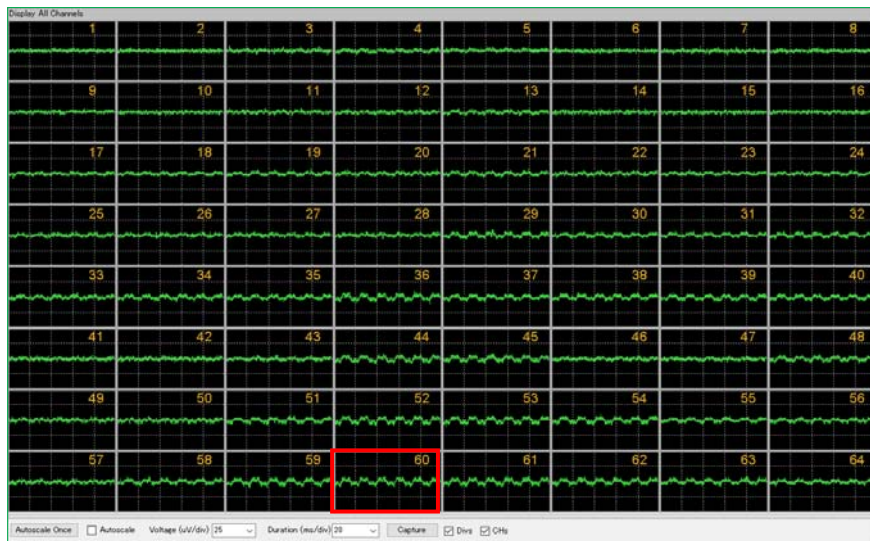


インキュベーター庫内で発生する磁場ノイズの事例。干渉を受ける電極に偏りがあり、庫内での配置場所によって影響の程度が異なる。温度が安定すると消失する。

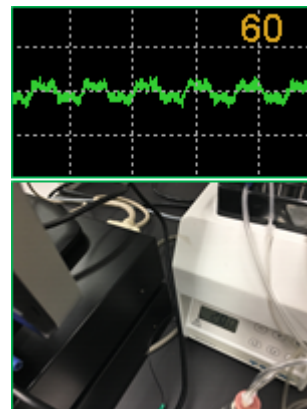
・テーブルタップに MED64 システムと関係のない他の電子機器の電源ケーブルが接続されており、接続を外すとノイズが解消する。

6.3. 灌流に関連したノイズ

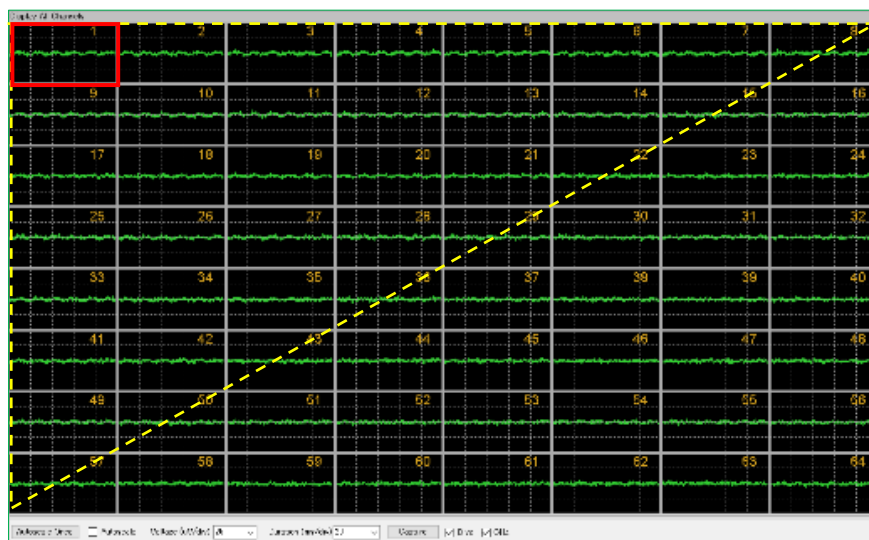
・灌流ポンプ本体やその AC アダプターがアンプ本体や MED コネクター、68 ピン SCSI ケーブルに近接している。



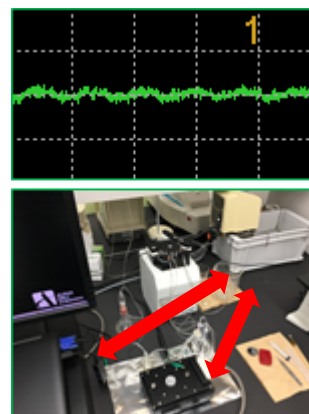
25 μ V
20 ms



灌流ポンプの近接による磁場ノイズの事例。干渉を受ける（磁場の及ぶ）電極は偏りがある。



25 μ V
20 ms



MED64 システムの近くに置かれた恒温槽によって発生する磁場ノイズの事例。干渉範囲が比較的広い。

- ・灌流液が MED プロブの電極全面や白金線を完全に浸漬しておらず、空気に触れていない個所がある。
- ・白金線をミノムシクリップ付アース線で掴んでいない。
- ・白金線が固定ネジでしっかり固定されていない（ぐらつきやすくなっている）。
- ・数秒おきにスパイク様のノイズが発生し、ペリスタルティックポンプの電源をオフにすると平坦なベースラインノイズが得られる。

- ①ドロPPER内部が完全に親水化して多数の水滴が付着しており、灌流液が滴下する度に内部で絶縁破壊が発生してポンプ由来のノイズが導通している可能性があります。給液側パイプと白金線をミノムシクリップ付アース線で接続してノイズが解消すれば、給液側ドロPPERが原因と特定できます（排液側は空気層が混じるため、同様の手段での確認はできません）。
- ②給液側パイプが白金線に接近しており、灌流液が滴下した際の水圧を受けていないか確認します。
- ③給液側ドロPPERでエア-噛みが発生し、パブルがチャンバー内に定期的に混入、白金線を圧迫していないか確認します。

6.4. 機器の不具合が疑われる場合の原因特定

電界シールドでも対策できず、また疑わしいノイズ源を遠ざけたり、その電源ケーブルを抜いても一部特定電極でノイズが解消しない場合は、機器の不具合が疑われます。原因を特定する手順は下記の通りです。

手順 1: MED プローブ

MED プローブの配置を 90°回転させて MED コネクタに装着し、ノイズが発生する電極の番号が 90°回転した位置に移動するか (例えば電極 1 から電極 8 へと移動するか) 確認します。MED ミニ・プローブ及び MED マルチウェル・プローブの場合は、テストボードを装着してノイズが解消するか確認します。移動する場合は、該当する電極のめっき剥がれ、または電極の ITO リードパターン上の絶縁層の損傷が原因として考えられます (新品であれば初期不良として交換対応いたします)。移動しない場合は手順 2 以降の原因特定を行います。

手順 2: ケーブルや導線等の接触不良

MED コネクタ出力端子、MED64 メインアンプ入力及び出力端子等、接触が不完全な場合は、SCSI ケーブルを一度完全に抜いてから、挿し直します。GND 端子に接続した導線、ミノムシクリップが外れていないか確認します。

手順 3: MED コネクタ

コンタクトピンに埃や手指が付着して MED プローブ端子部との接触不良が起こっていないか確認します。コンタクトピンをメガネクリーナー越しに指で押さえるように拭き、再度 MED プローブを装着してノイズが解消しない場合は、目視により一部のコンタクトピンの高さが他よりも低くなっていないか確認します。コンタクトピン内部にはオイルが満たされており、使用劣化等によりオイル抜けすることでピンの弾性が失われると押し込まれたまま低くなります。その結果、不可逆的に MED プローブ端子部との接触が悪くなり、基板部の交換修理が必要になります。なお、正常な MED コネクタと交換してノイズが解消する場合は、コンタクトピンの損耗として原因を完全に特定できます。ノイズが解消しない場合は手順 4 に進みます。

手順 4: MED64 ヘッドアンプ及び MED64 メインアンプ

MED64 ヘッドアンプの電源を落として MED64 メインアンプのみで動作させた際に、ノイズが解消する場合は MED64 ヘッドアンプの不良を疑います。解消しない場合は MED64 メインアンプの不良を疑います。

7. 付録

7.1. 機器仕様

7.1.1. MED64 メインアンプ [MED-A64MD1A]

一般	
電源	DC ±12V
重量	5.9 kg
外径寸法	幅 430×高さ 74×奥行 437 mm
入力端子	68 ピン×1 系統
出力端子	68 ピン×1 系統
記録アンプ部	
チャンネル数	64
増幅率 ※1	×20 - 217
帯域幅 ※2	0.1 Hz - 10 kHz (+0 dB - 3 dB)
アナログハイカットフィルター	1 / 2.5 / 5 / 7.5 / 10 kHz (-12 dB/oct)
アナログローカットフィルター	0.1 / 1 / 10 / 100 Hz (-12 dB/oct)
入力抵抗	100 MΩ
デジタイザー	
分解能	16 bit
サンプリング周波数	20 kHz
出力	USB
電源供給ユニット	
入力	AC 100 - 240 V (50 / 60 Hz)
出力	DC ±12V

※1 帯域幅について

MED64 メインアンプは 0.1 Hz から 10 kHz と広い帯域幅での信号取得を可能にします。また、カットオフ周波数 0.1、1、10、100 Hz のアナログローカットフィルター（ハイパスフィルター）及び、カットオフ周波数 1、2.5、5、7.5、10 kHz のアナログハイカットフィルター（ローパスフィルター）を搭載しており、Mobius 上での設定が可能です。但し、アナログフィルタリング処理の適用は、データファイルに書き込まれる原波形の信号を歪めることになる点にはご考慮ください。そのため、通常は広い帯域で信号を収録し、必要に応じてデジタルフィルター処理を適用してデータ解析するよう推奨します。MED プローブの低インピーダンス電極により MED64 システムのノイズレベルは非常に低くなっています。アナログハイカットフィルターを 10 kHz と設定した場合であっても、優れた信号ノイズ比が得られます。一方、アナログローカットフィルターについては、消化管筋層組織標本のペースメーカー電位や培養心筋細胞の 2nd ピーク等の遅い周波数成分を含む信号の収録以外では、0.1 Hz に設定する必要はありません。主な推奨設定は下記の通りです。

- ①脳スライス標本での誘発電位計測: 1 Hz - 10 kHz
- ②分散培養神経回路網での自発活動計測（スパイク検出）: 1 Hz - 10 kHz
- ③培養心筋細胞での自発活動計測（FPD 試験）: 0.1 Hz - 10 kHz

※2 増幅率について

取得信号は MED64 ヘッドアンプで 10 倍に増幅された後、MED64 メインアンプに送信されます。MED64 メインアンプの増幅率は Mobius の Acquire MED64R2 Data または Acquire MED64R2 Data w/Stim 上で“Input Range（最大許容入力）”を変更することにより設定します。Mobius で選択する最大許容入力は、取得電位の振幅の上限値を表します。例えば 5.0 mV を選択した場合、5.0 mV を超える信号は 5.0 mV として取得します。最大許容入力を小さく設定することは、増幅率を大きく設定することになります。下表は最大許容入力によって得られる増幅率及び振幅の分解能を示します。

最大許容入力	増幅率	分解能
2.3 mV	×217	0.07 V
2.9 mV	×172	0.09 V
5.0 mV	×100	0.15 V
12.5 mV	×40	0.38 V
25 mV	×20	0.76 V

主な推奨設定は下記の通りです。

- ①脳スライス標本での誘発電位計測: 5.0 mV
- ②分散培養神経回路網での自発活動計測 (スパイク検出): 2.3 mV
- ③培養心筋細胞での自発活動計測 (FPD 試験): 12.5 mV



Mobius の Acquire MED64R2 Data モジュール上での帯域幅と増幅率の設定。

7.1.2. MED64 ヘッドアンプ [MED-A64HE1S]

一般	
電源	DC ±12V
重量	6.6 kg
外径寸法	幅 430×高さ 74×奥行 437 mm
入力端子	68 ピン×1 系統、20 ピン×4 系統
出力端子	68 ピン×1 系統
記録アンプ部	
チャンネル数	64
増幅率	×10
帯域幅	0.1 Hz - 10 kHz (+0 dB - 3 dB)
入力抵抗	100 MΩ
出力抵抗	10 kΩ
実効値ノイズ (標準値)	
短絡入力時:	14 nV/√f
MED-P515A 装着時:	2.0 μV (f < 10 kHz)、1.3 μV (f < 5 kHz)、1.0 μV (f < 3 kHz)
刺激アンプ部	
チャンネル数	2
出力形式	定電流出力
最大入力電圧	±4 V
最大出力電流	±200 μV
電源供給ユニット	
入力	AC 100 - 240 V (50 / 60 Hz)
出力	DC ±12V

7.1.3. MED コネクター

MED プロブ固定方式	ネジ式
材質	アルミニウム
接触抵抗	30 mΩ以下 (MED プロブ装着時)
重量	480 g
外形寸法	幅 174×高さ 21×奥行 150 mm

7.1.4. MED ミニ・コネクター

MED プロブ固定方式	挿込式
材質	アルミニウム
接触抵抗	30 mΩ以下 (MED プロブ装着時)
重量	381 g
外形寸法	幅 130×高さ 30×奥行 85 mm

7.1.5. MED マルチウェル・コネクター

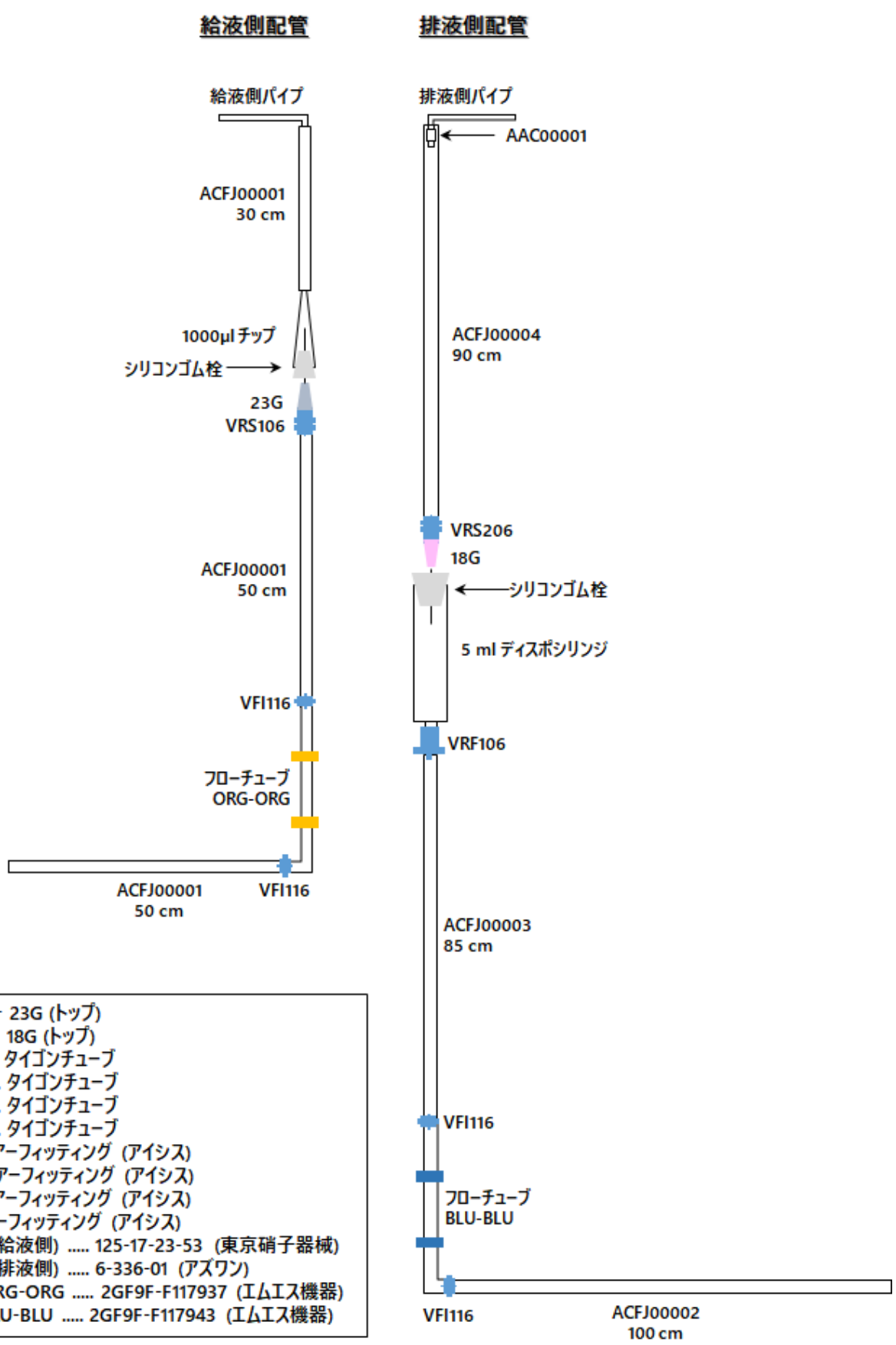
MED プロブ固定方式	挿込式
材質	アルミニウム
接触抵抗	30 mΩ以下 (MED プロブ装着時)
重量	700 g
外形寸法	幅 210×高さ 34×奥行 83 mm

7.1.6. 計測用 PC システム

以下の性能に準じる PC であれば、機種は問いません。

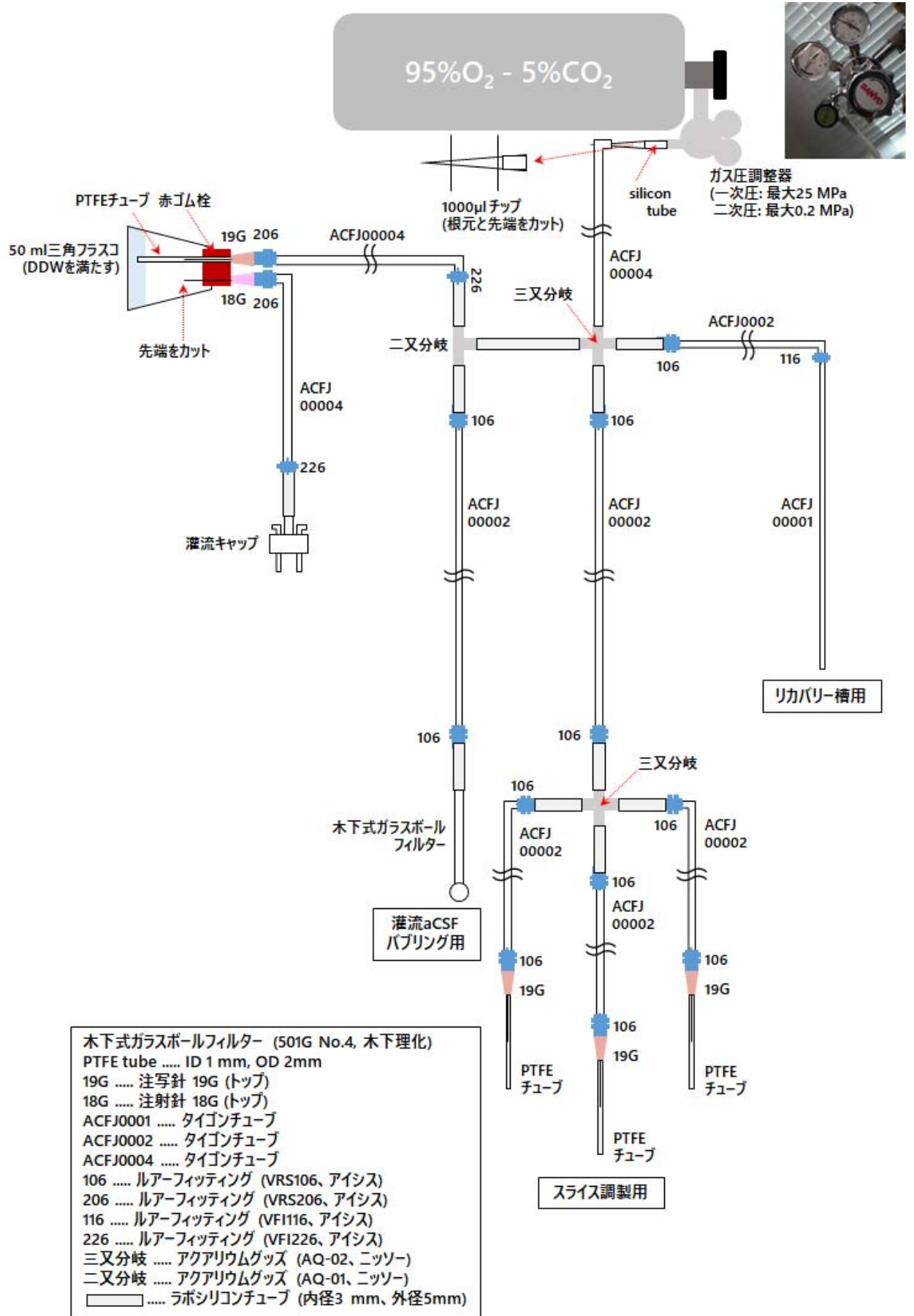
コンピューター	
形状	モニター型
オペレーティングシステム	Windows 10 Pro 64bit
CPU	インテル Core i7-6700K (4 コア/4.00GHz/8MB キャッシュ)
メモリ	16GB (8GB×2)
メインディスク	512GB SSD
セカンドディスク	2TB HDD (7200rpm/6Gbs 対応)
グラフィックス	NVIDIA Quadro K620 / 2GB
光学ドライブ	DVD スーパーマルチドライブ
USB 端子	1 個所以上 (USB2.0 が好ましい)
付属品	キーボード、マウス
重量	6.9 kg
外形寸法	幅 175×高さ 365×奥行 385 mm
ディスプレイモニター	
解像度	23 型、1920×1080 ドット
重量	4.0 kg
外形寸法	幅 533×高さ 388×奥行 180 mm

7.1.7. 灌流配管構成図



- 23G 注射針 23G (トップ)
- 18G 注射針 18G (トップ)
- ACFJ00001 タイゴンチューブ
- ACFJ00002 タイゴンチューブ
- ACFJ00003 タイゴンチューブ
- ACFJ00004 タイゴンチューブ
- VRS106 ルアーフィッティング (アイシス)
- VRS206 ルアーフィッティング (アイシス)
- VRF106 ルアーフィッティング (アイシス)
- VFI116 ルアーフィッティング (アイシス)
- シリコンゴム栓 (給液側) 125-17-23-53 (東京硝子器械)
- シリコンゴム栓 (排液側) 6-336-01 (アズワン)
- フローチューブ ORG-ORG 2GF9F-F117937 (IEMS機器)
- フローチューブ BLU-BLU 2GF9F-F117943 (IEMS機器)

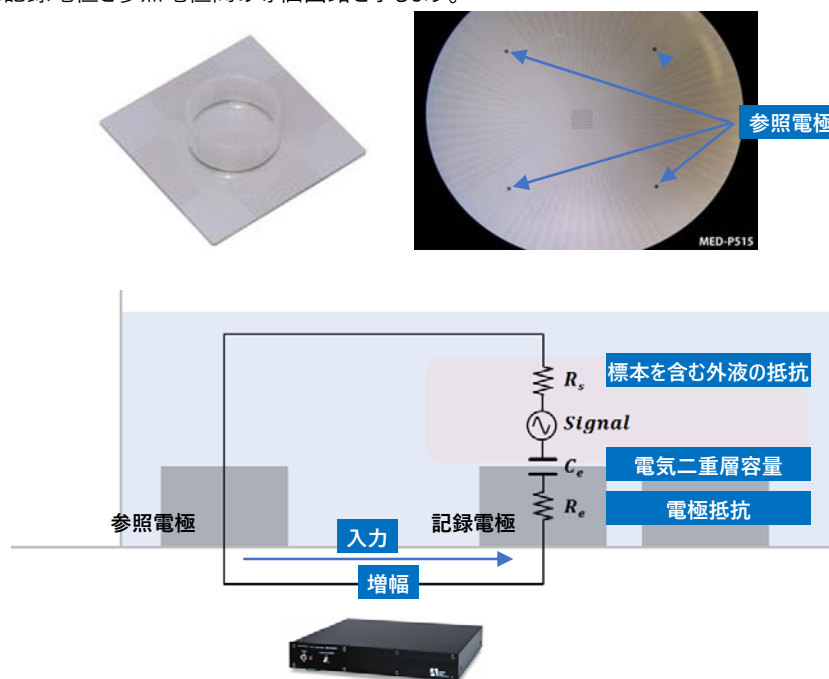
7.1.8. ガス配管構成図



7.2. 技術解説

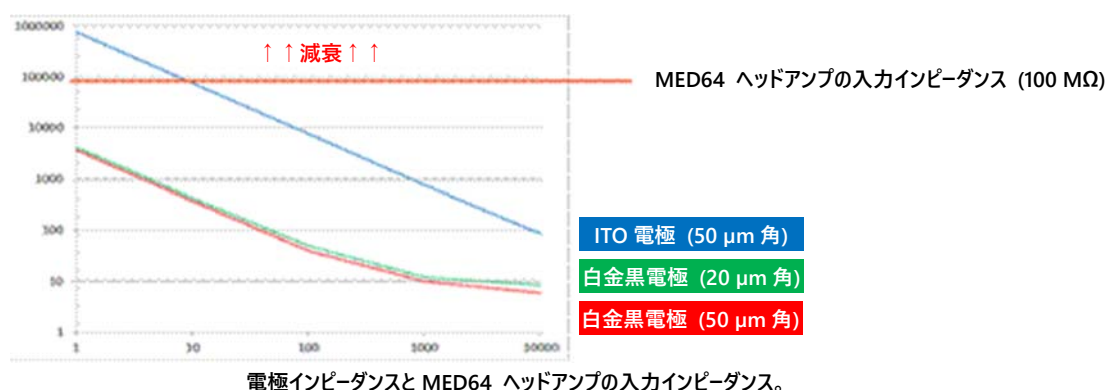
7.2.1. MED64 システムでの信号取得

MED プロブには 64 の記録電極と、4 (または 8、16) の参照電極がパターンニングされています。MED64 システムは記録電極と参照電極間の電位を取得します。下図は記録電極と参照電極間の等価回路を示します。



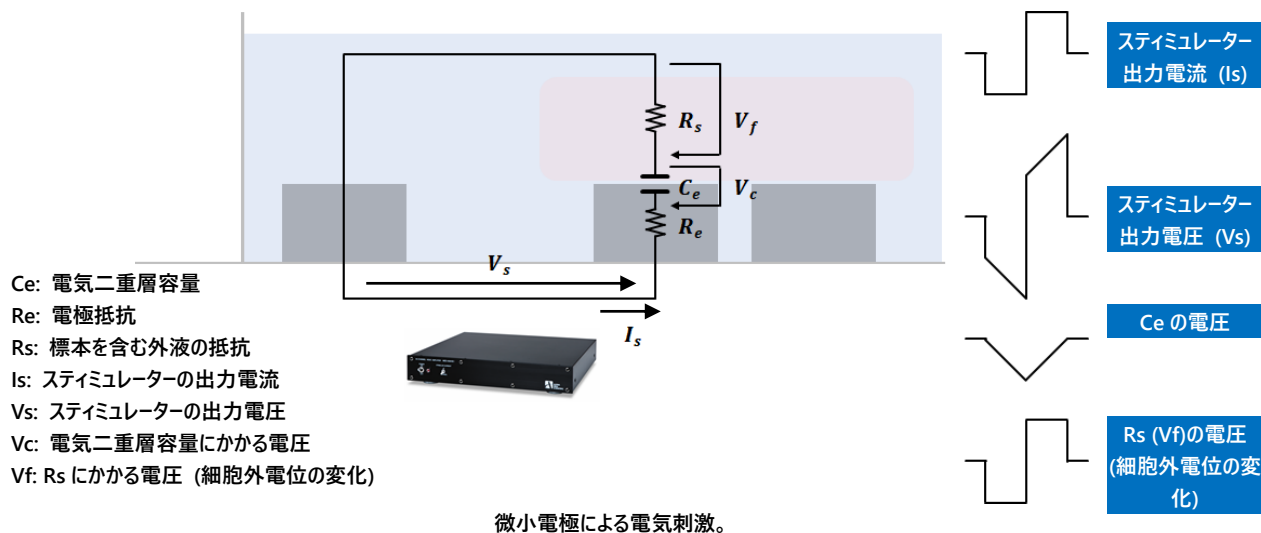
信号の減衰を避けるために必要な入力インピーダンス

平面微小電極に固有の特徴の一つは、電極と電解液の界面の間に形成される“電気二重層容量”です。電気二重層容量は電極の低周波領域のインピーダンスを上昇させます (下図参照)。電極インピーダンスがアンプの入力インピーダンスよりも高くなる場合、取得信号は減衰します。MED プロブ上の白金黒電極は非常に低いインピーダンスであり (信号周波数 1 kHz において 50 μm 角電極 10 k Ω 、20 μm 15k Ω)、低周波領域においても低くなっています。そのため、MED64 システムの 100 M Ω の入力インピーダンスは十分に高く、脳スライス標本の誘発電位や消化管筋層組織標本のペースメーカー電位等の低域信号を減衰することなく、取得できます。もし無めっきの ITO 電極で 1 Hz の信号を取得する場合、電極インピーダンスは 100 M Ω よりも高いため、信号は減衰します (下図青線)。しかし、白金黒電極の場合は電極インピーダンスが 100 M Ω よりも低いため、信号は減衰しません。



7.2.2. MED64 システムでの電気刺激 -平面微小電極への電流印加

MED64 ヘッドアンプは 2 チャンネルの電流駆動スティミュレーターを搭載しており、任意の 64 電極への電気刺激を可能にします。下図は MED64 システムによる電気刺激の等価回路です。選択した電極から参照電極へと刺激電流が流れます。刺激電流は電極表面で電気二重層容量に蓄電し、電極電位を変化させます。この電位変化は細胞外電位を変化させ、細胞膜の脱分極を誘発します。下図の右側に示すように、出力電流 (Is) に従って細胞外電位 (Vf) は変化します。



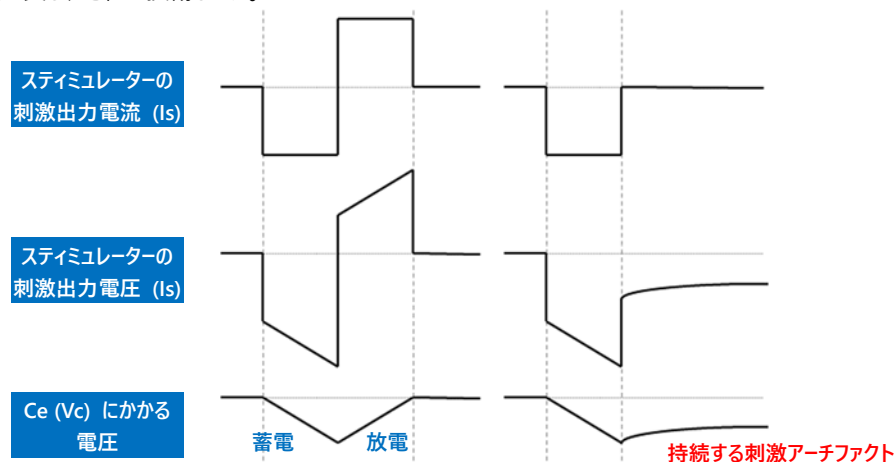
7.2.3. 刺激アーチファクトと二相性刺激

電極間のクロストークにより、刺激パルス波形は全記録電極に“刺激アーチファクト”として認められます。刺激アーチファクトは実際の刺激パルスが終了した後も持続し、生体由来の信号波形に干渉します。主に以下の要因に由来します。

1. 刺激アーチファクトの振幅は MED64 メイン・ヘッドアンプの最大許容電圧である 5 mV を超えることが多く、一時的な入力飽和状態の原因となり、その状態からの回復には時間を必要とします。この遅延時間は刺激出力電圧 (V_s) に比例して大きくなります。
2. 電極は蓄電よりも放電に長い時間を必要とします。この遅延時間も C_e (V_c) の電圧に比例して長くなります。

電極の低インピーダンス (高キャパシタンス) により、 V_s と V_c はどちらも小さくなるため、刺激アーチファクトの時間幅が最小限度となるよう適切に MED64 システムを運用しなければなりません。以下の指示に従い、刺激アーチファクト幅を最小化します。

1. 下図に示すように同一幅の陰性及び陽性パルスで構成される電流駆動の二相性パルス刺激を適用します。二相性パルス刺激を印可すると、電極はすばやく蓄電、放電します。しかし、単相性パルス刺激をした場合、電極は蓄電よりも放電に長い時間を必要とし、刺激アーチファクトを劇的に延長し、電極を損傷します。



二相性パルス刺激と単相性パルス刺激。

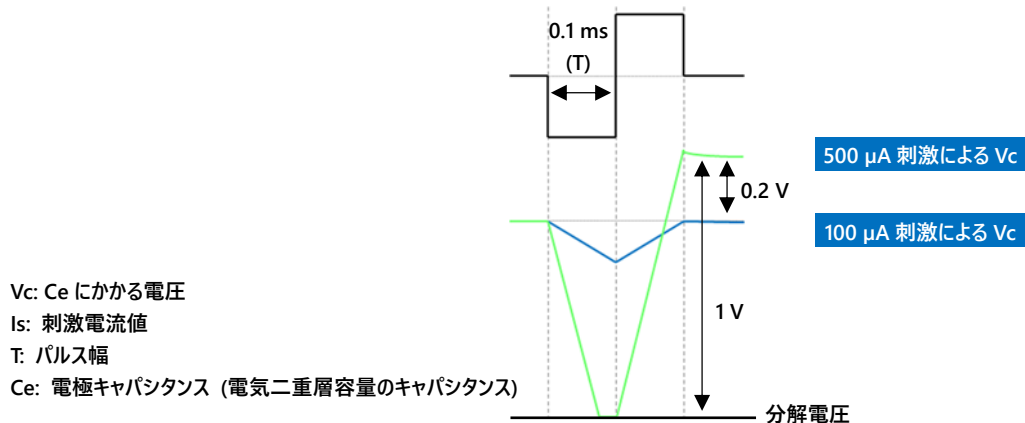
注: MED64 システムでは同一幅の陰性及び陽性パルスで構成される電流駆動の二相性刺激が推奨です。単相性パルス刺激は電極を損傷します。

2. 追加の参照電極としての白金線を使用します。p.15「5.7. MED 灌流キャップの白金線の接地」をご参照ください。

7.2.4. 刺激電流値と電気分解

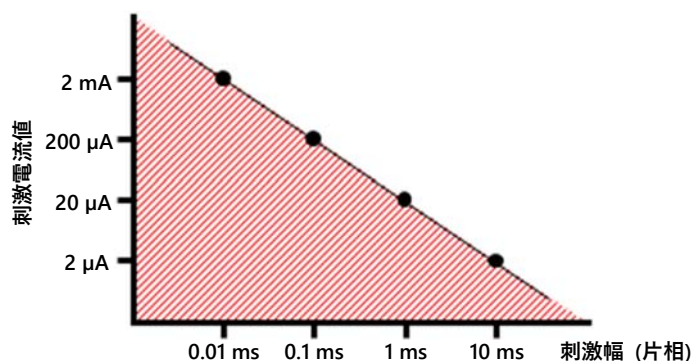
前節で説明したように、刺激電流は電気二重層容量に蓄電されて V_c の電圧の原因となります (下図参照)。 V_c の電圧が 1 V を超えると、電

極は電気分解を引き起こし、H₂を放出します。それにより、刺激効率は劇的に低下し、刺激アーチファクトが極端に大きくなり、細胞や電極を損傷します。そのため、刺激電流 (Is) により分解電圧に達しないようにしなければなりません。



Vc は $V_c = I_s \times T / C_e$ と定義されます。MED プロブの電極キャパシタンス (Ce) は 50×50 μm サイズの電極で 50000 pF であり (20×20 μm サイズの電極で 22000 pF)、200 μA の刺激電流で 0.2 ms 幅 (片相 0.1 ms) までは許容できます。

注: 下図の陰影範囲外に及ぶ刺激電流値及び刺激幅では印加しないようにします。グラフ中の数値は“単一パルス刺激”に基づきます。1 s 未満の短い刺激間隔での複数パルス刺激を印可する場合は、刺激電流値及び刺激幅をグラフの 80%に抑えます。

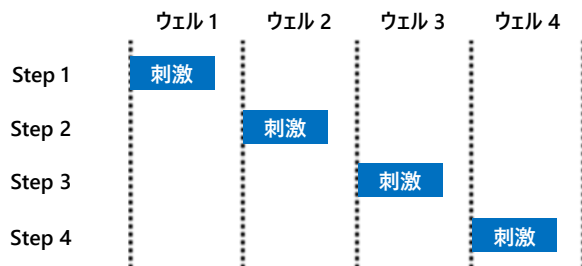


7.2.5. Mobius での刺激パターンの設定

刺激電流値及び刺激電極は Mobius の Acquire MED64R2 Data w/Stim モジュール上で設定します (詳しくは Mobius チュートリアルをご参照ください)。アンプは刺激電極でのミュートの解除 (ベースラインノイズの回復) におよそ 5 秒は必要とする点にご注意ください。そのため、トレース間隔は 5 秒以上空けるよう設定します。

MED64-Quad II 及び MED64-Allegro での刺激

刺激の構成に際し、異なるステップを使用してウェルごとの刺激タイミングをずらし、順次刺激を切り替えることが可能です。トレース間隔は 5 秒以上空けます。



本書は予告なく変更される場合があります。本書の一部または全てを著作権者であるアルファメッドサイエンティフィック株式会社の許可なしに複製、転載することを禁止します。本書の作成にあたっては細心の注意を払っておりますが、本書の記述にいかなる誤りや欠落があろうとも、またそれらの誤記や本書内で紹介するプログラムやソースコードによりいかなる損害が生じようとも、執筆者はいかなる責任も負わないものとします。いかなる場合でも、本書により直接的または間接的に生じた損害に対して、発行者および執筆者は責任を負いません。

© 2019 アルファメッドサイエンティフィック株式会社 ★不許複製・禁無断転載

Version: 1.00; 2019 年 7月24日

■ 企画・製造

アルファメッドサイエンティフィック株式会社

〒567-0085 大阪府茨木市彩都あさぎ 7 丁目 7-15 彩都バイオインキュベータ 209 号

TEL: 072-648-7973 FAX: 072-648-7974

E-mail: info@amedsci.com Web: <https://alphamedsci.com>

■ 販売

株式会社 SCREEN ホールディングス ライフサイエンス事業室 細胞関連機材営業課

〒612-8486 京都市伏見区羽束師古川町 322

TEL : 075-931-7824 FAX : 075-931-7826