

# 外来雑音対策を施した筋電表面電極の製作

歯学部 歯科補綴学第一講座  
平野 秀利

## 1. はじめに

近年、生体計測用測定機器の性能はめざましく進歩し、機器の内部雑音及び外来雑音除去能力は向上してはいるものの、シールド・ルームをもたない外来及び顎機能検査室では様々な電氣的雑音が放射・伝導されていて、雑音対策が完備されている測定機器においてもシステム化された場合や、システムの変更など測定環境が変わった場合は、思いも依らない雑音障害を受けることがしばしばある。

そこで、当科外来及び、顎機能検査室での雑音調査と、雑音の影響を受けにくい筋電表面電極の製作を試み検討を行った。

## 2. 雑音の発生源と種類

雑音対策を実際に行う際には、この発生源と伝導経路とを確認することが重要である。ここでは、ノイズ・サーチ・プローブアンテナを自作利用し、参考値としての電圧波形・周波数及び雑音の種類と伝導経路を観察した。

### 1) 雑音の発生源と種類

歯科外来では、歯牙切削用のエアタービン・ハンドピース、マイクロモーター・ハンドピース等の治療機器による雑音の放射、又、顎機能検査室では、生体計測用機器システムの電源部からのスイッチング雑音(主にモニター記録機器内のスイッチング電源)が、コンピュータ機器においては、信号ライン等からの雑音が放射・伝導されていた。又、電源の供給源である電源コンセント、テーブルタップにも雑音が伝導されていた。図1に示す波形は観察された各種外来雑音波形で、雑音周波数が50 Hz～22 KHzの範囲にあるため、雑音の大きさの程度にもよるが、筋電図の周波数帯域と重なり合い雑音障害となる。その中で、比較的シールド効果があるのは、OA機器用のテーブルタップにシールドテープを巻いてグラウンドに接続したものであり、テーブルタップにライン・フィルタが入っているものが、よりいっそう雑音除去効果があると思われる。

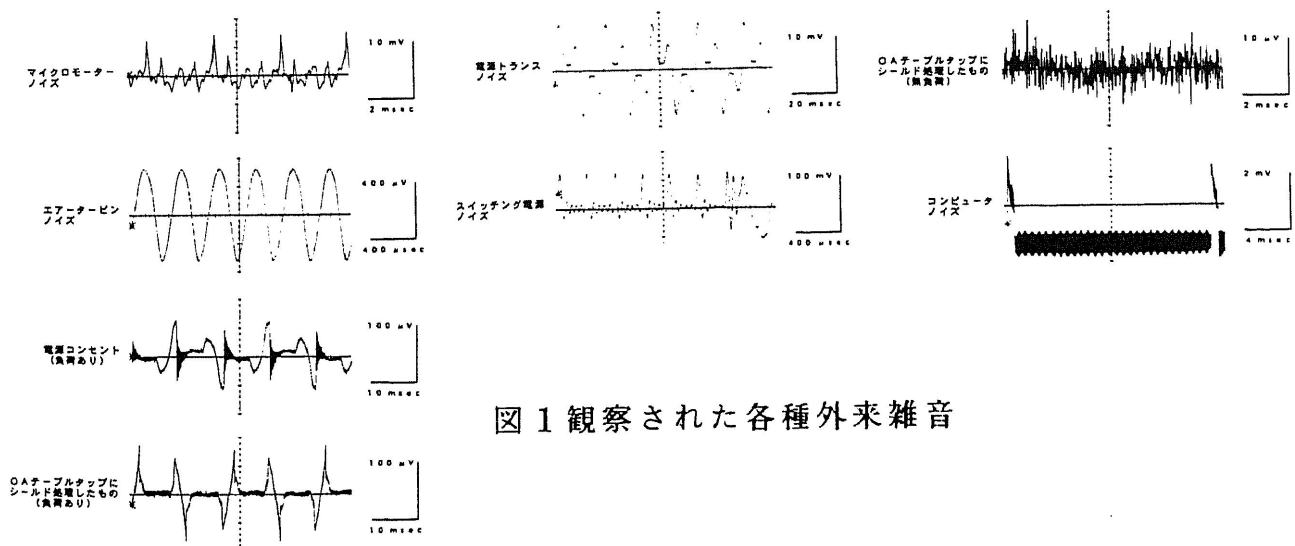


図1 観察された各種外来雑音

### 2) 雑音の伝導経路

雑音の伝導経路には、誘導によるものと共通インピーダンス結合及びグラウンド・ループによるものに大別され、さらに、誘導には静電誘導作用と電磁誘導作用があり、静電誘導はインピーダンスの高い回路が影響を受けやすく電磁誘導はインピーダンスの低いほうが影響を受けるという特徴がある。誘導雑音の発生は、

2本の導線間に介在する浮遊容量やインダクタンスの影響から、導線の面積、導線間距離、雑音周波数、回路を流れる電流の大きさや、電流ループの面積により影響仕合うので、回路インピーダンスや導線の引き回し方に大きく支配される。又、共通インピーダンス結合（同相雑音）とグラウンド・ループによる雑音の発生は、複数の回路がインピーダンスをもったグラウンド・ラインに共通に接地されている状態で、ある回路からグラウンドに雑音電流が流れると、そこには雑音電圧が生じ、その影響が他の回路に現れる。又、グラウンド・ラインにループができると、ループを通り抜ける磁束の変化によって電流が流れ電磁誘導を生じ、他の回路で雑音の原因ともなる。

### 3. 電氣的雑音の除去対策

生体計測上、検出する信号が微弱なため、検出部に電氣的雑音やアーチファクト雑音（人為的な雑音）が信号と同種類のエネルギーで混入して検出信号と雑音が重なることも少なくないため、とくに電氣的雑音対策は重要である。

#### 1) 入力導線

##### (1) シールド線とシールド・ドライブ

微小信号の導出において、外来雑音の混入防止にシールド線を使用することがあるが、シールド線には浮遊容量が存在し、信号源インピーダンスとの作用で低域通過型フィルタを形成するため、信号源の周波数の影響による入力インピーダンスの低下をまねき、実質的な利得が落ちる現象が起こる。そこで、バッファ・アンプを使用することにより、シールド線の外被をバッファ・アンプの出力に接続してゼロインピーダンスに保ち、かつ入力信号線と同一電位となるため、浮遊容量を中和して入力インピーダンスを特定の帯域まで高く保つことができる。

##### (2) 入力導線を撚り合わせる

入力導線を不平衡状態（単なる平行導線）のまま使用すると、大きなループが形成され、通り抜ける磁束の変化による電磁誘導障害を受ける。導線の撚り合わせは、電磁誘導の抑制を目的とするもので、右ネジの法則に従って雑音起電力が発生する。しかし、個々の撚り合わせの領域では、同一導線の雑音起電力が逆位相となるので、打ち消し合い相殺される。ただし、これは導線の特性インピーダンスが次の回路に完全に整合される場合であって、場合によっては、2本の導線に同じように誘起されている雑音を取り除く差動増幅器が必要となる。

##### (3) 信号源インピーダンスを低くする

筋電図測定では、極力、双極電極と皮膚間の接触抵抗を低く設定しなければならないが、電極・入力導線を含む信号源インピーダンスが高く、電極相互間の抵抗値が平衡していないと、計測用増幅器の入力インピーダンスとのバランスが崩れ同相除去比の低下を伴い雑音の除去能力が低下する。又、信号源インピーダンスの増加は容量成分の増加を伴うので、静電誘導作用による雑音障害を引き起こすことになるので、バッファ・アンプによるインピーダンス変換が必要となる。

#### 2) 誘導雑音（静電誘導・電磁誘導）

##### (1) ライン・フィルタ

雑音の伝導経路の一つに電源コードからの侵入があり、交流電源の2本の導体と機器筐体間の3本の導体にそれぞれ静電シールドを施した、3線式のライン・フィルタを使用することにより、同相・差動成分雑音を除去する効果がある。

##### (2) 各種シールド

交流電源を使用した機器類は、ほとんどが電源部に商用周波数用のトランスやスイッチング電源用の高周波トランスを使用しているので、雑音対策を完備した

ものとするには、それらを静電・電磁シールドし、特にスイッチング電源の内部に発生した雑音が、交流電源ラインに戻って外部に伝導される雑音は、ライン・フィルタを強化しなければならない。さらに、雑音が大きくて満足できないか、電源コード（テーブルタップ等）の引き回しによる誘導雑音に対しては、電源コードに2芯シールド線の利用や、ライン・フィルタ入りのOA機器用テーブルタップにシールドテープを巻いたものが効果的である。

(3) 接地とグラウンド・ループ

接地には保安用のための接地と、回路の接地やシールドを目的とした接地がある。一般には、一つの室内にコンセントや接地端子数が多数あるが、接地を無造作にした多点接地は、接地端子間に抵抗が介在する形となるので生体計測システムの間で並列になり、多点接地線の一部に大きな短絡電流が流れた場合、生体にも電流が流れ危険である。これらは、接地端子ボックス等により一点に集中させた一点接地を行う。これらは、計測システム内のグラウンド・ループの縮小にもつながり雑音対策にも有効である。

3) 同相雑音の除去

単独機器で測定する限り、外来雑音に影響されることなく測定できることが多いが、いったん別の機器とシステム化すると必ずと言っていいほど、共通インピーダンスが存在して同相雑音が発生する。そのためには、交流電源入力端で同相雑音成分を除去するのが最善であるが、それでも効果薄である場合は、差動増幅器の使用により、優れた同相成分除去比による効果的な除去が期待できる。

4. 雑音対策を施した表面電極の製作

以上の様に、雑音対策の手法には様々なものがあるが、雑音障害は完全に除去されるものではないので、トラブルとならない雑音レベルに目標を置いた対策が現実的である。今回の製作での試みは、手法の中で比較的簡単に対処出来ると思われる手法を取り入れた。

1) 回路構成と動作原理

図2はバッファ電極ユニットの構成図で、増幅器の性能はともに、筋電図増幅器に要求される条件を充分満たしたものを使用した。動作原理は、関電極にバッファ・アンプを内蔵した計測用差動増幅器で2点間の筋活動電位を導出し、不関電極にはバッファ・アンプを逆接続して、不関電極の接触インピーダンス（共通インピーダンス）を強制的に低インピーダンスにして、回路のグラウンド電位と等電位にすることにより、グラウンド・ラインからの同相雑音の除去に効果がある。

2) 表面電極の製作

図3に使用するICを示す。ICには、図中左のDIP型と右のSOP型があり、大きさはDIP型が9mm×7mm×3mm、重さ0.5g、SOP型が5mm×4mm×1.5mm、重さ0.07gである。今回は、付加する部品の都合上、DIP型

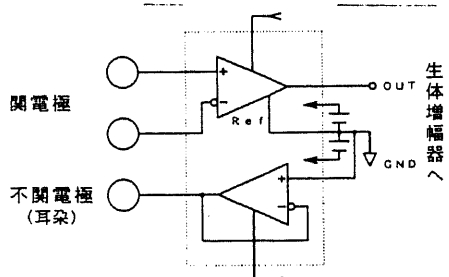


図2 バッファ電極ユニット構成図

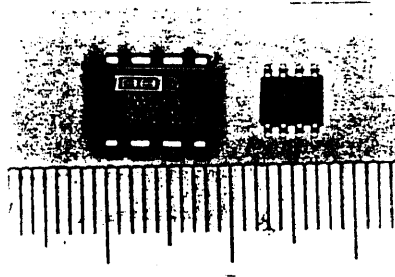


図3 差動増幅器とバッファ・アンプ

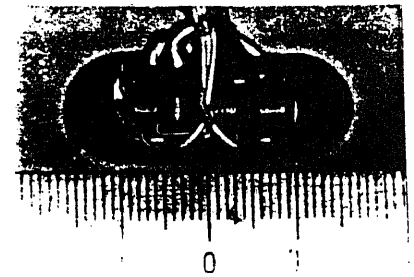


図4 部品の配置と配線

ICを使用した。電極ユニットのベース材は、X線写真用マウントのプラスチックシートを利用したもので、図4の如く、電極間距離20mm、幅12mmになる様に成形し、表面にICを接着固定し、付加する部品のハンダ付けと配線をする。バッファ・アンプの出力ワイヤーは、0.5mmφのワイヤーを使用し、ワイヤーを誘導雑音の混入防止のため丹念に編む。図5は、その裏面の写真で、プラスチックシート上に銀/塩化銀電極を電極間距離20mmになる様に、歯科用アクリル系レジン粉末を硬化液で筆で盛り付け接着固定する。

完成したバッファ電極ユニットを図6に示す。図中左が関電極部、右が不関電極部で、配線と部品は防水と固定のためエポキシ樹脂で覆う。大きさは30mm×12mm×7mm、重さ3.4gになったが、小型軽量であるSOP型のICを用いれば1.2g程度小型軽量化できる。

図7は、実際に筋電図の測定部位に接着固定した様子で、電極の接触インピーダンスを出来るだけ下げるため、皮膚面の前処理を行い、両面テープで接着固定する。不関電極は皮膚の動揺のない耳朶に固定する。装着感は違和感もなく、自由度があり問題はなかった。

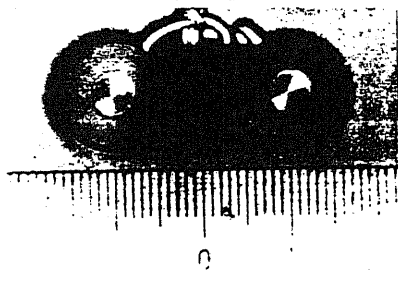


図5 電極を固定した様子

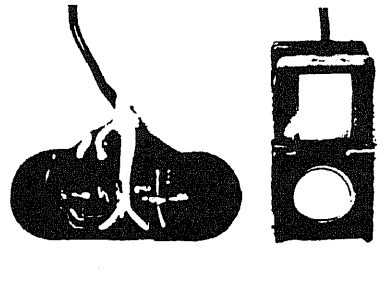


図6 バッファ電極ユニットの外観



図7 臨床応用時の設置状態

### 5. 耐雑音性の検証

ここで、耐雑音性の比較検証を行うため、3種類の電極、いわゆるバラバラの状態の素線電極、電極ワイヤーを編んだ編組電極、新たに製作したバッファ電極について(図8, 図9)、雑音シュミレーターとして第2章1)節で観察された雑音と同機能の雑音を誘導して筋電図に及ぼす影響について検証してみた。

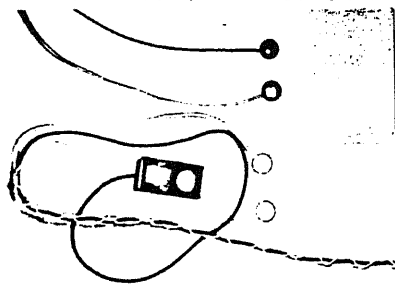


図8 上段が素線電極  
下段が編組電極

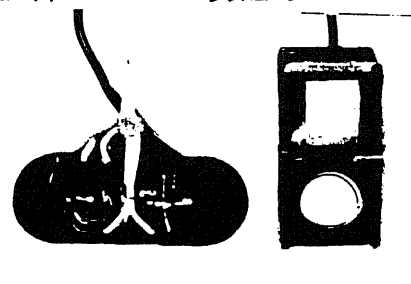


図9 バッファ電極

雑音の誘導条件は、臨床応用の際、微弱な筋活動によって起こり得る極端な雑音障害の環境を想定するため、電極部及びワイヤー部に、各種雑音を15cm位近接させて1分間70回の速さで咬みしめた筋電図を測定した。

図で示す筋電図は、事象の例として電極部についてのみ示す。

図10-1は、被験者を歯科治療椅子に腰掛けさせ、体位を安静に保った状態で、雑音を誘導させていないもので、3種類の筋電図出力は安定している。

図10-2は、電極ワイヤーを手で揺らしたもので、素線電極では、モーショ

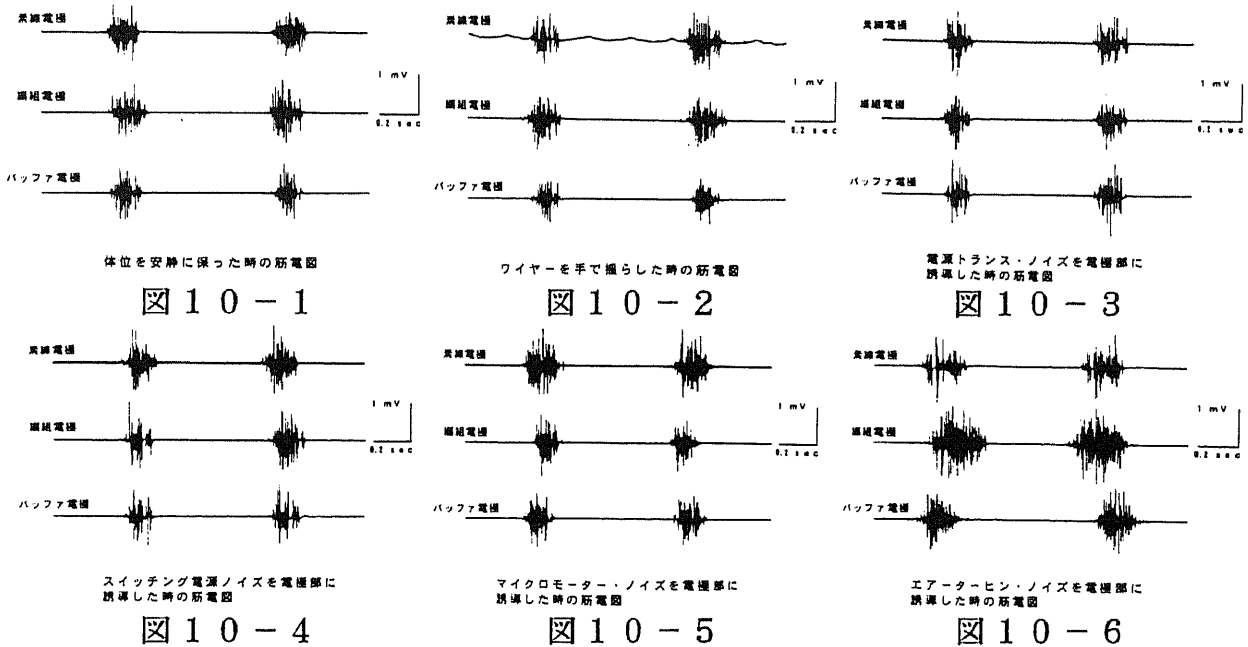
ン・アーチファクトと静電誘導による交流障害雑音（ハム）の混入，編組電極では，ハムのみがそれぞれ認められ，バッファ電極では全く影響なかった。

図10-3は，電源トランスのリケージ・フラックス雑音を電極部に誘導したもので，素線電極，編組電極とも電磁誘導雑音が同レベル認められ，バッファ電極では，ほとんど影響なかった。

図10-4は，スイッチング電源雑音を電極部に誘導したもので，放射伝導雑音が素線電極では大きく，編組電極では中程度認められ，バッファ電極ではほとんど影響なかった。

図10-5は，歯科用マイクロモーター雑音を電極部に誘導したもので，電磁誘導雑音が素線電極では大きく，編組電極では中程度認められ，バッファ電極ではほとんど影響なかった。

図10-6は，歯科用エアタービン雑音を電極部に誘導したもので，エアによって回転する羽根の摩擦による静電気雑音が，素線電極，編組電極ともにレベルは相当低いものの，アーチファクトとして認められた。バッファ電極では全く影響なかった。



## 6. 各種誘導雑音におけるS/N比の評価

図11は，各種電極に対するS/N比の評価をレーダーチャートで表したものの

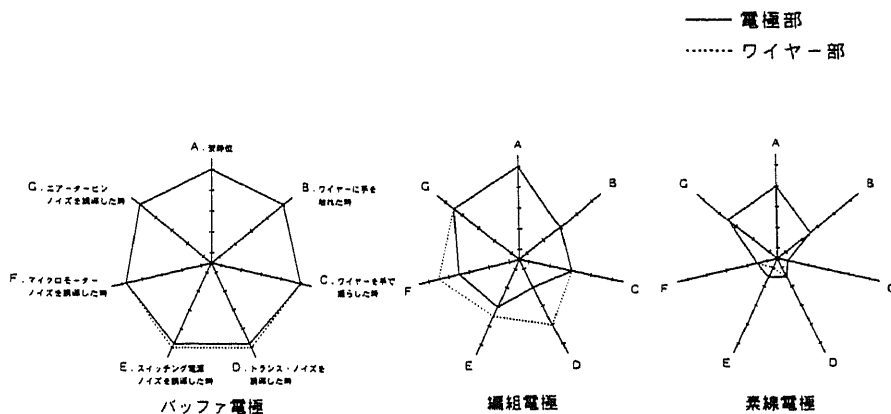


図11 各種電極に対するS/N比の評価

で、シールドルームの備わっていない苛酷な状況下においても、バッファ電極は安定した測定が出来る事が認められた。外来雑音が電極に与える影響について整理してみると、素線電極では、電磁誘導雑音は電極部、ワイヤー部とも同程度混入し、パルス状の放射・伝導雑音は、電極部よりもループになっているワイヤー部に混入しやすい傾向にあった。編組電極では、電磁誘導雑音、放射・伝導雑音とも電極部に混入しやすく、ワイヤー部に混入しにくい傾向にあった。このことは、第3章1)節(2)項の理論による効果であると思われる。

#### 7. まとめ

- 1) 生体計測での外来雑音は主に、電極及びワイヤーから混入するが、雑音から筋活動電圧信号を守るため、バッファ増幅器、計測用差動増幅器を介して低インピーダンス変換すると、同相雑音が除去され信号に雑音が混入しにくくなる。又、信号成分は、バッファ増幅器を介しても変化しない利点がある。
- 2) 一般の電極は、電極とワイヤーの接続点取り扱い等により、断線や接触不良を引き起こす事があり、注意が必要である。
- 3) バッファ電極ユニットは小型・計量で一体化されているので、電極の貼付・清掃・点検が容易である。又、常に電極間距離が一定となり、電極間抵抗の安定化が図られ、同一被験者において筋電図の経時的再現性が良くなる。
- 4) 大規模なシールド・ルームの必要性がなくなる。
- 5) 外来雑音除去能力が大きいので、外来治療椅子サイド、ポータブル機器に応用可能である。
- 6) 安価である。