

## 同相信号除去： ECGサブシステムとより優れた性能を 得るために使用する技術に対する関連性

by Bill Crone, Healthcare Systems Engineer,  
Analog Devices, Inc.

### 要約

この記事に書かれている ECG サブシステムの同相信号除去を最適化する技術は、優れた診断性能が得られると共に最前線での患者とオペレータの安全に対する要求を満足する事が長い間証明されています。

ECG サブシステムのアプリケーションによっては、非常に高い CMR (同相信号除去) が要求される臨床環境があります。AAMI(医療機器促進協会) は満たさなければならない標準的な電極インピーダンスの不平衡とオフセットのテスト方法を規定しています。IEC, UL や各国の医療規制などの他の規格にも同相信号除去に関する各種テストがあります。

この記事では同相信号除去に影響する人体インピーダンス・ミスマッチ、電極、ケーブル設計、保護回路、右足駆動の採用、その他の考慮について述べ、ECG サブシステムで CMR を強化する各種方法を提案します。

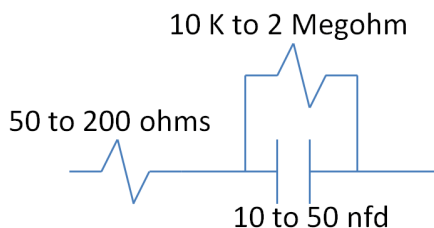


図 1.人体組織 → 電解質 → 電極モデル

## 同相信号除去、安全性、RFI

ECG システムで同相信号除去を最適化するにはいくつかの設計上のトレードオフを検討する必要があります。

これらトレードオフの評価を安全性から始めます。ほとんどの規格で、ECG システムの“通常状態”動作では 10  $\mu$ A rms (DC ~ 1.00 kHz) が上限になっております。“単一故障状態”の場合、ある規格では 50  $\mu$ A rms までの増加が許容されていますが、35  $\mu$ A rms 程度の低い電流でも心筋を害する可能性があります。従って“単一故障状態”には 10  $\mu$ A rms を推奨します。(リファレンス 1 を参照)。

AC 主電源のリーク電流をこの最大レベルに制限しなければなりません。各種の規格では各電極間、共に接続した電極、大地グラウンド基準の AC 主電源から電力を受けた電極のソースとシンク電流が測定されます。

規格や特別な国の指令は時間とともに変わるので、設計者は安全規格 (確実に適合させるために使用されるテスト方法と人間被験者のための、周波数の関数である最大許容ソース、シンク電流を含む) に継続的に適合させるため最新リリースの電流を維持します。

さらに、ECG サブシステムを細動除去器のパルス (バイポーラ又はユニポーラ) から守らなければならないので、in-amp(計装アンプ) の間に電流制限回路を追加して回路を保護します。ESD(静電放電) 保護回路も必要です。

## 基本性能

安全性に対する要求に加え、ECG サブシステムは周辺の RFI (無線周波数干渉) が高い電気メスによる切除手術や他の厳しい環境の中での“基本性能”として IEC 60601-1-1 や派生の規制に記載されている内容に対応できなければなりません。これには飛行物体、レーダ、車両、船舶のような環境を含みます。

## 同相信号の源

同相電圧の源は一般的にライン電圧が 264 VAC rms 程度で 50 Hz 又は 60 Hz の AC 主要電源周波数です。ヨーロッパの車両のように 16.666 Hz で動作する特別な環境も又同相入力の原因になる可能性があります。

## 人体の同相モデルと ESG サブシステムの他の回路経路

図 2 に示すように、同相信号は“人間の胴体”を通り、皮膚表面から電解質、電極を通じて ECG 電極線に結合され、

アナログ・デバイセズ社は、提供する情報が正確で信頼できるものであることを期していますが、その情報の利用に関して、あるいは利用によって生じる第三者の特許やその他の権利の侵害に関して一切の責任を負いません。また、アナログ・デバイセズ社の特許または特許の権利の使用を明示的または暗示的に許諾するものでもありません。仕様は、予告なく変更される場合があります。本紙記載の商標および登録商標は、各社の所有に属します。※日本語資料は REVISION が古い場合があります。最新の内容については、英語版をご参照ください。

©2010 Analog Devices, Inc. All rights reserved.

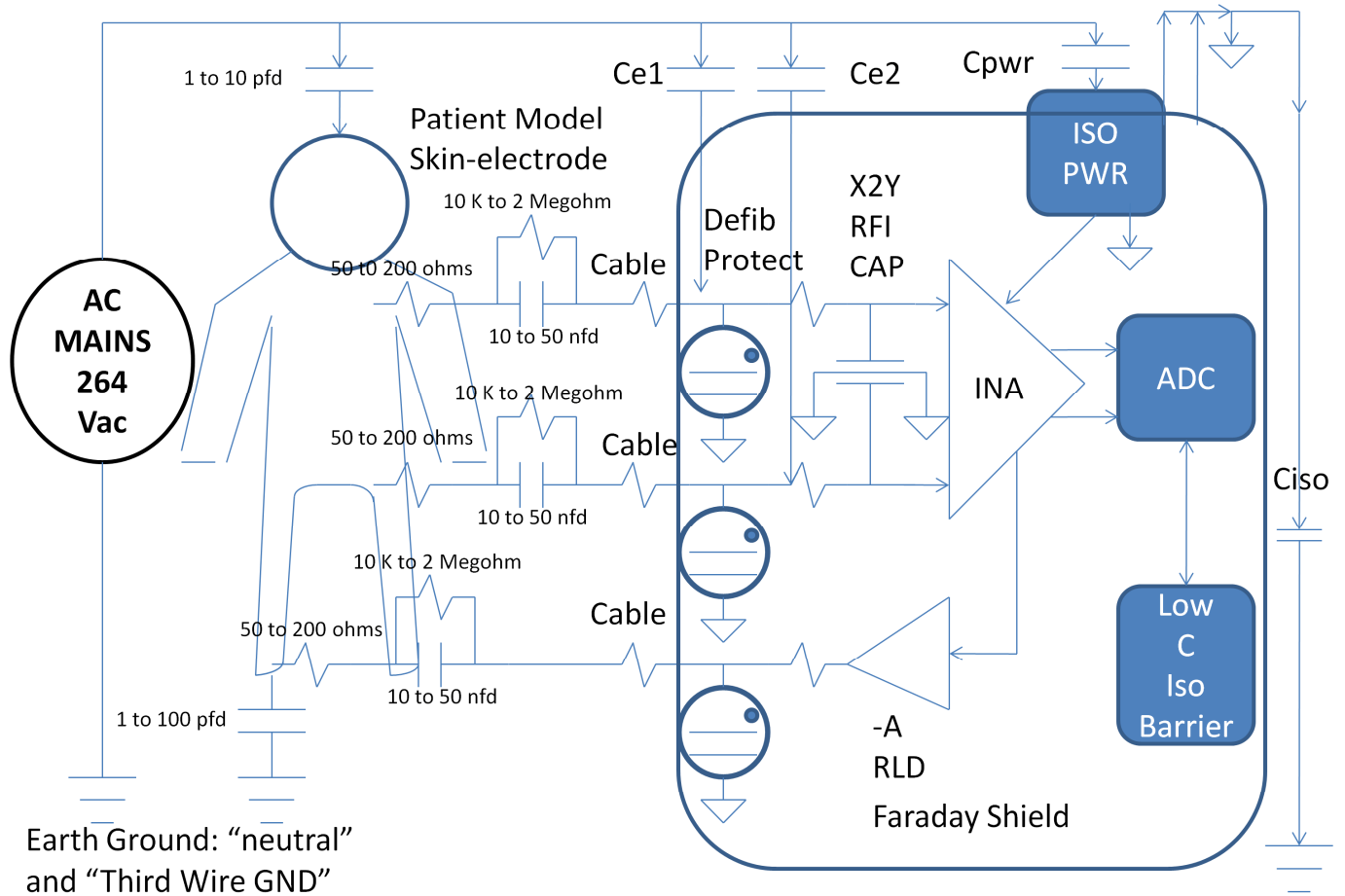


図 2.ECG サブシステムのブロック図

細動除去器保護回路、RFI入力フィルタ、計装アンプを通じて絶縁グラウンドと大地グラウンド間の容量を通り大地グラウンドへ結合されます。図1は皮膚表面へのECG電極とそのインターフェースのインピーダンス・モデルを表します。AC主電源は又、ECGケーブル、細動除去器パルスのような外部トランジェントから保護する入力保護回路、絶縁された電源を通した直接結合を通じてECG“入力回路”に結合される可能性もあります。計装アンプ入力で潜在的に起こり得るRFIの整流は又計装アンプ同相信号除去の問題になる可能性があります。

### 同相信号から差動信号への変換

ACとECG信号は両方ともECGプリアンプ・サブシステムの電極を通して測定されるので、同相信号が“差動信号”に変換されないようにする事が非常に重要になります。ECG電極、ケーブル容量、細動除去器保護に関連した保護回路（一般的に抵抗とSCR/アルゴン電圧リミッタの形をとります。）などのインピーダンスのミスマッチの組み合わせにより同相信号から差動信号への変換がさらに進みます。

### 組織/電極の問題

皮膚の一番外側の層“角質層”は電極に対して皮膚組織の中で最大のインピーダンスをもつ部分であり、低周波で大きく変動し周波数の関数として変化します。インピーダンスは使用する電極の材料、大きさ、接着材、電解質と皮膚自信の外側層/状態の関数です。電極インターフェースのインピーダンスを最小にし、より高い安定性を得るために、ある皮膚下準備技術では電極を接続する前に“スキン・プレブ”として紙やすりを使用します。銀/塩化銀電極の各種混合物のいくつかは他の一般的に使用される材料の中でインピーダンスとオフセットが最小です。電極間インピーダンスの違いは一連の周波数で50,000Ωくらいの大きさになる可能性があります。このミスマッチを低減する事により同相信号から差動信号への変換を低く抑えることができます。（リファレンス2を参照）。

### ECG ケーブル

あるECGケーブルには（回路の細動除去器保護のため）2.5 kΩから49.9 kΩの範囲の保護抵抗が埋め込まれています。もし抵抗がケーブル内にはない場合には一般的にPCBレイアウト上にあります。それはRFIフィルタに接続されるので、これらの抵抗がマッチングしている事が重要です。ケーブル・インピーダンスのミスマッチの影響を最小限にするために使用される一つの技術はケーブル・シールドのアクティブ駆動です。

### RFI フィルタ

計装アンプの入力段にRFIが侵入するのを防ぐために使われる一般的なX2Y RFIフィルタは差動インピーダンスと同相インピーダンスがマッチングしてなければなりません。集積化した2XY RFIフィルタは標準表面実装型コンデンサより優れた仕様になっておりますが、その優れた性能は構造によります。（リファレンス6を参照）。

## 混入する同相信号を低減するために使用される技術

### RLD

Winter, Wilson, Spinelli, et.alによって記述されている右足駆動（リファレンス4と5）は計装アンプの差動入力に現れる同相信号の混入レベルを下げる技術です。同相信号除去の改善レベルは患者に供給されるRLD電流の大きさにより制限されます。Spinelliが述べているようにRLDにトランス・インピーダンス・アンプの使用を検討するべきです。

### ファラデー・シールド

ファラデー・シールドは図2に示したように、ECG前段回路を覆って周辺のRFIやAC主電源の結合から守るためにしばしば使用されます。ファラデー・シールドはCe1やCe2のような計装アンプ入力の前の信号経路に沿った他の各種入力点にAC主電源が混入するのを低く抑える助けをします。

### 計装アンプ

計装アンプは差動入力電圧範囲と同相入力電圧範囲（±1.0 Vtp）に対応できるように十分高い電源電圧で動作させなければなりません。より高い差動入力レベル（±2.0 V）が必要なアプリケーションもあります。計装アンプはバイアス電流が1nAかそれ以下（できれば100 pA）、超低ノイズ電流、超低ノイズ電圧で、最大AC主電源周波数の5次高調波まで高同相信号除去を維持する必要があります。問題となる一般的な周波数：16.666 Hz, 50 Hz, 60 Hz, 100 Hz, 120 Hz, 150 Hz, 180 Hz。

初段計装アンプの差動DCゲインは一般的に5と10の間に設定されます。入力計装アンプが信号のDC部分ではなくAC部分にゲインがある場合は、より高いゲインが現実的です。トレードオフはノイズ性能、ダイナミック入力範囲、電源電圧です。

### DSP は同相信号を低減する。

“ハードウェア”により低減した後、残りの同相信号をデジタル領域で処理する事ができます。利用されているいくつかの技術にはFIRノッチ・フィルタ、適応型フィルタ、同相信号それ自身の“デジタル減算”があります。設計者はこれらの各種技術を使用する事によりECG信号の“診断の完全性”が損なわれ、いくつかの可能な技術により臨床医“鑑別診断”に悪影響を及ぼさないように注意する必要があります。ノッチ・フィルタの使用は、対象信号の位相/振幅歪に対する影響によりしばしば禁忌されません。ECGシステムは“診断の帯域”の規格に適応しなければなりません。

### まとめ

高同相信号除去をもつECGサブシステムを設計は、最前線の患者とオペレータの安全性に対する要求を満たさなければなりません。ある技術は同相信号除去を大きくできるが、実際にはリーク電流が増える可能性があるため避けねばなりません。ここで記述されている技術は優れた診断性能になる事が長年証明されています。

## リファレンス

1. "Revisiting the Question: Will Relaxing Safe Current Limits for Electromedical Equipment Increase Hazards to Patients?" Michael M. Laks, MD; Robert Arzbaeher, Ph.D.; David Geselowitz, Ph.D.; James J. Bailey, MD; Alan Berson, Ph.D. *Circulation*. 2000; 102: 823-825.
2. "High Quality Recording of Bioelectric Events, Part I: Interference Reduction, Theory, and Practice." A.C. Metting Van Rijn, A. Peper, C.A. Frimbergen. Academic Medical Center, Medical Physics Department, Meibergdreef 15 1105 AZ Amsterdam, The Netherlands
3. "X2Y RFI Filter." Johanson Dielectrics. Retrieved 1/11 from <http://www.johansondielectrics.com/x2y-products/x2y-for-emi-filtering.html>
4. "Driven-Right-Leg Circuit Design," Bruce Winter, John G. Webster. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. Volume BME-30 January 1983.
5. Enrique Mario Spinelli, et al. "A Transconductance Driven-Right Leg Circuit." *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. Vol. 46, No. 12, December 1999.

## 資料

ヘルスケア信号処理技術とアプリケーションについてもっと学ぶには [healthcare.analog.com](http://healthcare.analog.com) をご覧ください。

