

AMCoR

Asahikawa Medical University Repository <http://amcor.asahikawa-med.ac.jp/>

電子情報通信学会技術研究報告 (2017.5) 117(41):19-21.

胎児ドプラオーディオ信号のためのエンベロープを歪ませない瞬時
AGC/ALCの検討

松本 成史, 幸田 学, 竹内 康人

胎児ドプラオーディオ信号のためのエンベロープを歪ませない瞬時 AGC/ALC の検討

松本成史¹、幸田 学²、竹内康人³

¹旭川医科大学病院 臨床研究支援センター、²秋葉が丘研究所、³旭川医科大学 脳機能医工学研究センター
連絡著者 (竹内): y.takeuchi@ieee.org

あらまし: オーディオ信号処理に一般的に用いられている瞬時 AGC/ALC (自動ゲイン・レベル制御) を胎児ドプラ信号の受信システムに適用すると、エンベロープの形状に歪みを生じ、心拍数の計測に僅かながら不確定性を招き入れる場面がある。これは AGC/ALC のフィードバックチャンネルにおけるアタックとディケイの最適化しただけでは済まない問題である。この研究においては制御情報の採取経路と被制御信号の迂回路とを僅かな遅延時間において別々にすることにより、この問題を可及的に解決ないし改善する事を試みる。中間結果として、このコンセプトの有効性は実験的に検証できたが、現実の胎児ドプラ信号の場合には他の多くの変動要素が混在するので、この方法自身の有効性が顕在化しない場合がある事が伺われ、さらなる追求が必要であると考えられる。

キーワード: ドプラ、胎児監視、AGC、ALC、アタック、ディケイ、心拍細変動

Distortion-Free AGC/ALC for Fetal Doppler Audio Signal Envelop

¹S. Matsumoto, ²M. Koda, ³Y. Takeuchi

¹Asahikawa Medical University Hospital, ²Akibagaoka Laboratory, ³Asahikawa Medical University.

Corresponding author (Takeuchi): y.takeuchi@ieee.org

Abstract: When applying an instantaneous AGC/ALC to fetal Doppler signal, the envelop distortion caused by rapid gain changing on attack process causes erroneous or uncertain heart rate measurement due to modified envelop of the signal. The syndrome can't be solved only by adjusting its attack and/or decay time constant. In this study we try to use detoured/delayed signal AGC/ALC system where the delayed main channel gain is controlled by un-delayed sub channel AGC/ALC control parameter, in order not to distort envelop of heart beat signal. This method was found effective in experiment, however, in real signal a variety of other variation prevented its unanimous effectiveness. The project is left open for further study.

Keywords: Doppler, Fetal Monitoring, AGC, ALC, Attack, Decay, Heart Rate Variability

研究の背景および解決したい課題

胎児監視においてほぼ完全にデファクトスタンダード化しているのはドプラ方式である。しかしながら現実には観測される胎児ドプラ信号にはレベルや波形に大きなフェーディングを伴う事が知られている。ここでそういう問題も含めて後段の瞬時心拍数連続計測にはフィルタードエンベロープ適応自己相関法(1)が殆どの問題を実用上解決してくれている。が、拍ごとのレベルや波形構造の変動はどの計測方法においても誤って心拍周期の変動と見なされる可能性があり、それは信号採取の段階に遡って避けたい現象である。この研究では信号レベルを恒常化するための AGC/ALC がその挙動の副作用で却って波形修飾ないし波形変動をもたらす問題を取り上げ、その解決策の 1 つとして 2 経路擬似先回り型の AGC/ALC を立案、試作、試用する。

AGC/ALC の一般問題

AGC(automatic gain control) ないし ALC(automatic level control) の概念は古くは通信用受信器ないしラジオにおいて AVC(automatic volume control、自動音量制御) と呼ばれて来た(1)。さらに FM ラジオにおける自動周波数追尾やテレビジョン受信機における偏向系の同期の維持において AFC(自動周波数制御) や PLL(位相同期ループ) として同じ概念が別な語られ方で語られていた(2)。この概念は時代が下がって計測自動制御の世界でサーボ機構やフィードバックコントロールにおける一般論に発展集約されるが、引き込み時と維持時で追従挙動を別な視点で捉える事は共通概念の内にある。

試作例の構成、構造、特徴点

AGC/ALC の思想にはいくつかのバリエーションがあるが、パルスないしバースト状の信号に対して瞬時に応答し効果を発揮するには対象のパルスの幅より短いアタックタイムとパルス間周期に匹敵する長いディケータタイムとを有する構成が必要である。胎児信号(心音、ドプラ)に対して実績のある回路例を図 1 に示す。これにおいて図 2 に示す如きソース・ドレンが対称な JFET のチャンネルを用いた可変抵抗素子が採用されている。ただしこの回路はアタックの過程で 1 拍分の波形の前半分でゲインを変えるのでその区間の波形が変わってしまい、まま折悪しく心拍周期の変動と見なされる副作用を呈する事がある。そこで図 3 の如くこの回路を 2 つ並行して動作させ、従チャンネルの方で応答の早い AGC/ALC を実行させてゲインの修正値が確定した段階で主チャンネルの方でそのゲイン制御情報で遅延線路を迂回して来た信号にそのゲイン制御地を適用する。主チャンネルにおいては確定した(しばらくは一定の)ゲイン制御情報が適用された状態で迂回信号がゲイン制御されるので、そのエンベロープ波形を歪ませる事はない。この迂回路に挿入する遅延の時間長は心拍周期の最短値の半分程度が必要かつ十分であり、胎児心拍数計の場合 125ms 前後になる。

もちろんこの手続きを A/D 変換を介してデジタル的ソフトウェア的に実行することを妨げないが、ここでは動作機序の検証また試行錯誤最適化の目的で 1 見わかりやすい純アナログ手法で構築した。

結果と考察

図 4 に単純な高速応答 AGC/ALC により原信号を直接処理した例と、本研究の手法を適用して迂回信号をレベル制御した例の心拍数図を示す。それらは各々図 3 の“副出力”と“主出力”であると考えて良い。これに見るごとく、この手法は信号振幅が激変を繰り返す場面においては振幅変化が心拍数変化に誤解される事を抑圧するために一定の効果があると認められる。しかしながら図示せぬ他の場面ではそのような効果が顕著には認められない事もあり、また元来現象が持つ心拍数細変動との区別が本質的に難しいので効果を議論する材料にならない事も認められ、今後のさらなる実験ないし検討が必要である。

参考文献

- (1) F. E. Terman, "Radio Enginner' s Handbook" Chaoter 7, pp558-560. McGeowHill, 1943
- (2) テレビジョン画像情報工学ハンドブック 1990 年版、テレビジョン学会 編集、第 14 編 2.4.1 “同期回路” pp890-892.

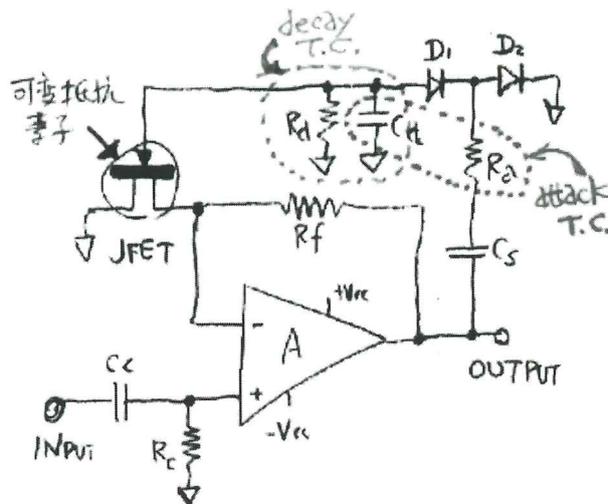


図1：本研究で採用した Attack と decay を独立して決められるオーディオ信号用の AGC/ALC 回路の一例。制御用に JFET のチャンネルを電圧制御可変抵抗素子として利用している。

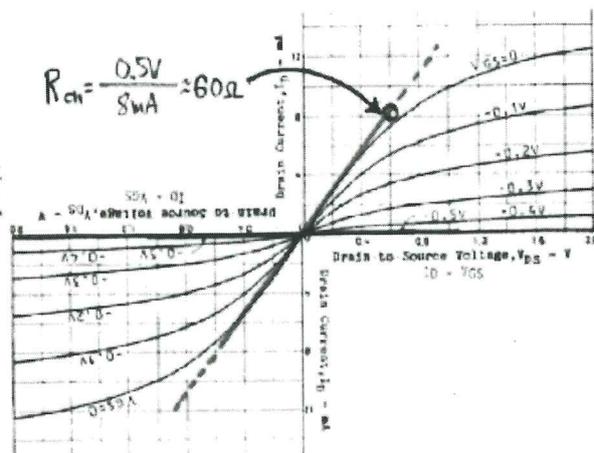


図2：左記にて採用されている電圧制御可変抵抗素子の制御特性。ゲート電圧ゼロで 60 Ω 程度、-0.5V 辺りでピンチオフするまでの∞まで連続制御できる。

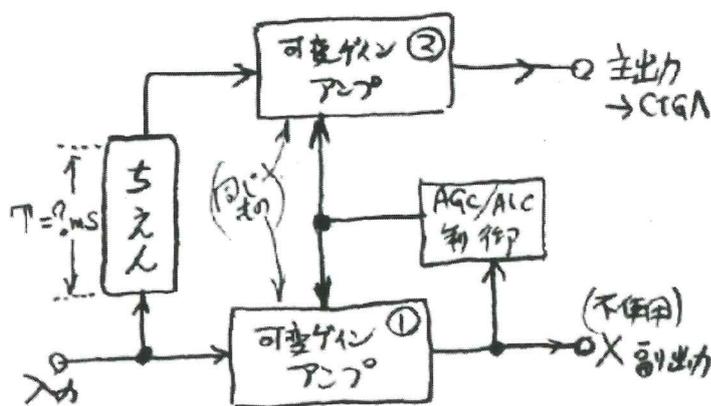


図3：本研究で採用した2経路擬似先回り型のエンベロープを歪ませない AGC/ALC の構成。主出力を得るための迂回路側に挿入される遅延の必要量ないし最適量は最短心拍周期の半分程度、胎児ドプラ信号の場合 125mSec とかになる。

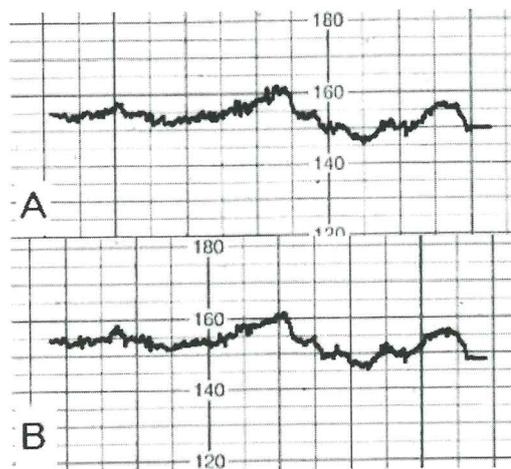


図4：アタック時にエンベロープを修正してしまった信号から得られた心拍数図(A) (左図の副出力)と、迂廻遅延によりエンベロープの形態を担保した信号(左図の主出力)から得た心拍数図(B)を比較する。振幅激変時に振幅変化が心拍数計測へ干渉するのが防止されている。