پردازش سیگنال ECG در سیستم مدولاسیون پالس کد تفاضلی

حسین بالازاده بهار و یحیی صوتی خیابانی

چکیده: مدولاسیون پالس کد تفاضلی یا DPCM[1]، نقش مهمی را در سیستم‌های مخابراتی ایفا می‌کند. در این مقاله بر اساس مطالعه نظری به عمل آمده در شبیه‌سازی سیستم DPCM، طراحی درجه پیشگوکننده و کوانتایزر بهینه به‌نحو مطلوبی انجام گرفته است. به‌جای کدگذاری مستقیم سیگنال، سیستم DPCM تفاضل بین سیگنال ورودی و سیگنال خروجی پیشگو را کدگذاری می‌کند. اختلاف حاصله از دو سیگنال، از نظر مقدار خیلی کوچک بوده و با تعداد بیت‌های کمتری می‌تواند کوانتایزه شود. در طراحی پیشگو، الگوریتم لوینسن- دربین[2] و در تعیین سطوح کوانتایزر، روش کلاسیک و روش لوید[3] به کار گرفته شده است. در عمل هر کدام از روش‌های به‌کار رفته از ویژگی‌های متفاوتی برخوردار می‌باشند. DPCM طراحی‌شده دارای کمترین تعداد بیت‌های لازم برای انتقال داده‌های ECG می‌باشد. در این مطالعه از طریق کوانتایزر دوبیتی در حالت عادی و سه‌بیتی در حالت کوانتایزر بهینه و پیشگوی درجه ۲، نتیجه مطلوبی در پردازش سیگنال ECG حاصل شده است.

کلید واژه: **DPCM، پیشگو، کوانتایزر، MSE، ECG.**

۱- مقدمه

الکتروکاردیوگرام یا ECG نماد عینی فعالیت الکتریکی قلب است که به شکل تغییرات پتانسیل الکتریکی در سطح پوست منعکس می‌شود و می‌توان آن را روی نوار یا روی صفحه اسیلوسکوپ مشاهده‌نمود. الکتروکاردیوگرام از قطعات متعددی از سیگنال‌ها تشکیل شده است که تغییرات این سیگنال‌ها از حالت عادی می‌تواند ما را در تشخیص وضعیت‌هایی که مانع کار طبیعی قلب می‌شوند یاری دهد [۱]. از این رو برای تشخیص بیماری‌های قلبی افراد، داشتن سیگنال الکتروکاردیوگرام بسیار ضروری بوده و در صورت نیاز باید بتوان این سیگنال را که به‌صورت آنالوگ است به فرم دیجیتال تبدیل نموده و انتقال داد.

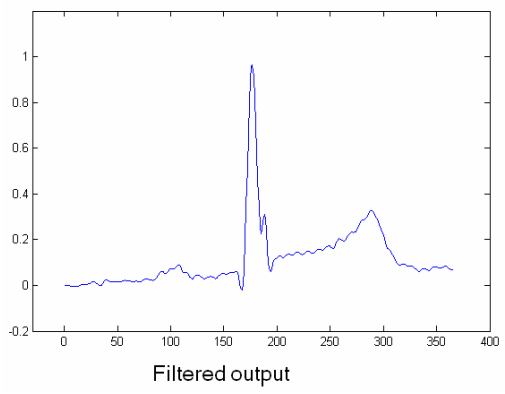
در راستای پردازش سیگنال در سیستم مدولاسیون پالس کد تفاضلی آقای لوکاس هیو [۲] برای کدینگ سیگنال ویدئو یک روش تطبیقی با استفاده از کاربرد DPCM ارائه کرده است و آقای جیانجون لی [۳] برای کدینگ تصویر نیز از DPCM بهره‌برداری کرده‌اند. روش‌های به‌کار رفته نشانگر پتانسیل بالای کاربرد DPCM در زمینه پردازش سیگنال می‌باشد. در مقالات ذکرشده به بهینه‌سازی کوانتایزر و پیشگو اشاره‌ای نشده است؛ لیکن در این مقاله قسمت اعظم کار با استفاده از DPCM بر روی انتخاب کوانتایزر و پیشگوی بهینه کار و نتیجه‌گیری شده است.

این مقاله در تاریخ ۲۸ بهمن ماه ۱۳۸۵ دریافت و در تاریخ ۳۱ مرداد ماه ۱۳۸۸ بازنگری شد.

حسین بالازاده بهار، دانشکده فنی مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه تبریز، تبریز (email: hbbahar@tabrizu.ac.ir).

یحیی صوتی خیابانی، دانشکده فنی مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه تبریز، تبریز.

1. Differential Pulse Code Modulation
2. Levinson-Durbin
3. Lloyd



شکل ۱: سیگنال ECG اولیه خروجی فیلتر.

هدف از ارائه این مقاله نیز بررسی چگونگی استفاده از مزایای سیستم DPCM در انتقال سیگنال ECG و بررسی روش‌های مناسب برای کاهش میزان خطا در ارسال آن می‌باشد. در ساختار اصلی سیستم DPCM، پیشگوها[4] و کوانتایزرها[5] واحدهای اساسی آن می‌باشند [۴] تا [۶]. این واحدها از نظر طراحی و ساخت حائز اهمیت بوده و در این کار اهمیت آنها با طراحی کوانتایزر و پیشگوی بهینه لحاظ شده است. در واحد کوانتایزر برای تعیین سطوح آن از روش کلاسیک و روش لوید و برای طراحی پیشگوی بهینه از الگوریتم لوینسن- دربین استفاده شده است که در ادامه مقاله به بررسی هر یک از این واحدها خواهیم پرداخت [۷]. در DPCM برای کاهش تعداد بیت‌های انتقالی، از نوعی کدگذاری تفاضلی استفاده می‌شود که تفاوت بین خود سیگنال و سیگنال پیشگو را کدگذاری می‌کند [۵]. بدین منظور قسمت‌های مختلف سیستم DPCM به‌نحوی طراحی شده است تا نتیجه حاصله از شبیه‌سازی در حد مطلوب و بهینه‌ای باشد. برای تمام شبیه‌سازی‌ها از برنامه‌نویسی در محیط MATLAB استفاده شده است. قابل ذکر است که هر پریود کامل سیگنال ECG، تقریباً از ۳۶۵ نمونه تشکیل شده است و سرعت نمونه‌برداری ۵۱۲ نمونه در ثانیه است. در پریودهای بررسی‌شده، اثر نویزهای زمینه در سیگنال ECG مشاهده شده است. برای حذف نویزهای زمینه از میان انواع فیلترهای IIR، فیلتر باتروث[6] پایین‌گذر با فرکانس قطع ۴۰ هرتز به‌دلیل داشتن پاسخ فرکانسی تخت در باندگذر، انتخاب شده است. در مبحث پردازش سیگنال نحوه طراحی فیلترها و اعمال آنها بر روی سیگنال‌ها به‌طور مبسوطی شرح داده شده است [۶] و [۷]. پریودی از سیگنال ECG آماده برای انتقال در سیستم DPCM بعد از حذف نویز آن در شکل ۱ به‌عنوان نمونه نشان داده شده است.

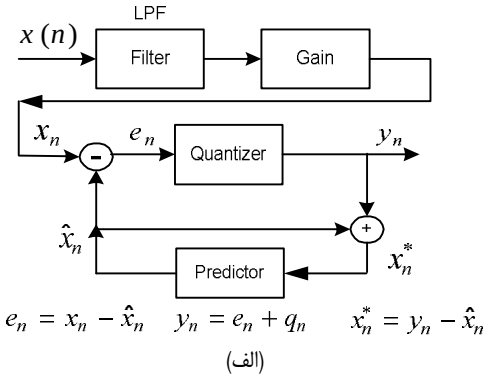
۲- ساختار DPCM

تکنیک‌های کدگذاری تفاضلی DPCM در زمینه‌های مختلفی مانند پردازش صوت و تصویر به‌طور گسترده‌ای به‌کار می‌روند. DPCM نوعی

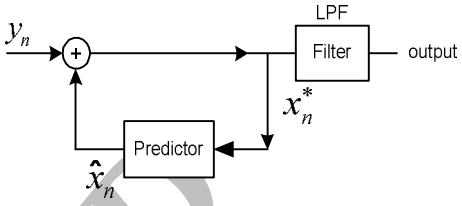
4. Predictor
5. Quantizer
6. Butterworth

Archive of SID

www.SID.ir



(الف)



(ب)

شکل ۲: ساختار کامل DPCM، (الف) فرستنده DPCM و (ب) گیرنده DPCM.

کدگذاری تفاضلی حلقه بسته است که در حلقه فیدبک آن از نوعی فیلتر دیجیتال غیر برگشتی[1] که پیشگو گفته می‌شود، استفاده شده است. در DPCM به‌جای رمزگذاری مستقیم سیگنال، از نوعی کدگذاری تفاضلی استفاده شده است که در آن تفاوت بین سیگنال ورودی و سیگنال پیشگو را کدگذاری می‌کند.

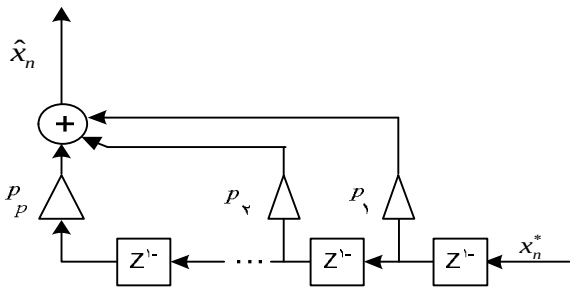
در شکل ۲ ساختار کلی DPCM با مدار پیشگو در فرستنده و گیرنده نشان داده شده است. پیشگو مداری است که در مسیر فیدبک معمولاً توسط یک پیشگوی خطی پیاده‌سازی می‌شود. در پیشگو از آخرین نمونه‌های قبلی برای تخمین مقدار نمونه بعدی استفاده می‌شود.

در سیستم DPCM تفاضل بین نمونه‌های داده ورودی x_n (که در این پروژه نمونه پریودهای سیگنال ECG که از فیلتر پایین‌گذر عبور داده شده است، مد نظر است) و داده‌های تخمینی $\hat{x}_n$ (بر اساس نمونه‌های قبلی) که با e_n نشان داده است به کوانتایزر اعمال می‌شود. کوانتایزر بر اساس مقدار e_n، در خروجی نمونه y_n را به گیرنده ارسال می‌کند. در DPCM مقدار حاصله از تفاضل دو سیگنال، e_n، در مقایسه با مقدار ورودی x_n، خیلی کوچکی می‌باشد. بنابراین در کوانتایزر مقدار e_n با تعداد بیت‌های کمتری کوانتیزه می‌شود. در نتیجه به‌کارگیری DPCM می‌تواند در انتقال سیگنال، تعداد کمتری رقم ارسال کرده که موجب افزایش سرعت در انتقال داده‌ها با حداقل تجهیزات می‌گردد [۴] و [۵].

۳- طراحی پیشگوی خطی بهینه

پیشگویی خروجی یک سیستم دینامیک، تنها با در نظر گرفتن مقادیر قبلی خروجی آن، همواره یکی از مسایل مهم ریاضی بوده است. در اینجا برای سیگنال نمونه‌برداری شده از الگوریتم پیشگوی خطی[2] استفاده شده است [۸].

پیشگوی خطی، یک فیلتر پایین‌گذر زمان- گسسته با پاسخ ضربه محدود[3] (FIR) است. یک پیشگوی خطی مرتبه p عنصر با تأخیر زمانی z^{-1} در نمونه‌های ورودی با خروجی $\hat{x}_n$ در شکل ۳ نشان داده



شکل ۳: پیشگوی خطی.

شده است [۴] و [۵].

طراحی DPCM بهینه در دو مرحله انجام می‌گیرد:

۱) در مرحله اول پیشگوی خطی بهینه بدون در نظر گرفتن کوانتایزر طراحی می‌شود.

۲) در مرحله دوم کوانتایزر برای گسسته‌سازی و کدبندی به مقادیر سیگنال تفاضل ورودی، بهینه‌سازی می‌شود.

در مرحله اول برای طراحی پیشگوی خطی بهینه، خطای مربع میانگین[4] (MSE) پیشگو باید دارای مینیمم مقدار باشد.

الگوریتم لوینسن- دربابن به‌طور مکرر ضرایب پیشگوی مرتبه ۱ تا p را حل می‌کند و تا حدی خطای پیشگویی را به یک آستانه‌ای کاهش می‌دهد. مراحل این الگوریتم در پایین آورده شده است. a_j^p ضرایب پیشگوی مرتبه p است و $E_p = E[d[n]^2]$ که در آن $d_n = x_n - \hat{x}_n$ است، می‌نیمم خطای پیشگو برای پیشگوی مرتبه p می‌باشد [۴] و [۵]

$$E_0 = r[0] \ , \ i = 0 \qquad (1)$$

$$i = i + 1 \qquad (2)$$

$$k_i = \frac{-1}{E_{i-1}}[\sum_{i=1}^{i-1} a_j^{i-1} r[i-j] + r[i]] \qquad (3)$$

$$a_i^i = k_i \qquad (4)$$

$$a_j^i = a_j^{i-1} + k_i a_{i-j}^{i-1} \quad \text{for} \quad j = 1,2,\ldots,i-1 \qquad (5)$$

$$E_i = (1-k_i^2)E_{i-1} \qquad (6)$$

$$\text{if} \quad i < p \quad \text{go to} \quad (2) \qquad (7)$$

$$[a_1 a_2 \ldots a_p] = [a_1^p a_2^p \ldots a_p^p] \qquad (8)$$

بردار $[a_1 a_2 \ldots a_p]$، بردار ضرایب پیشگوی بهینه است. وقتی که ابعاد ماتریس R بزرگ باشد، الگوریتم لوینسن- دربابن کارایی خود را نشان می‌دهد.

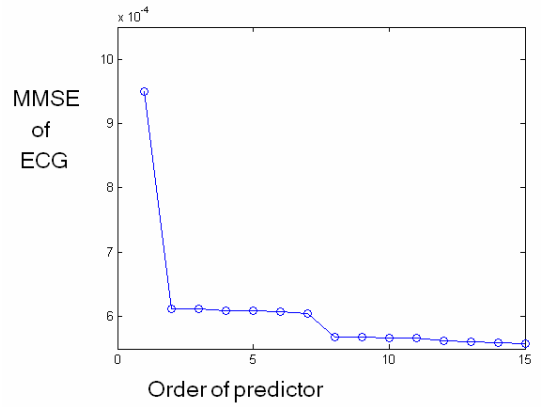
به‌منظور محاسبه ضرایب پیشگوی خطی بهینه برنامه نرم‌افزاری بر اساس الگوریتم لوینسن- دربابن نوشته شد. این برنامه با نام lpcspeech در محیط MATLAB، به شکل تابع[5] در این کار استفاده شده است

$$[A, E] = \text{lpcspeech}(sig, p)$$

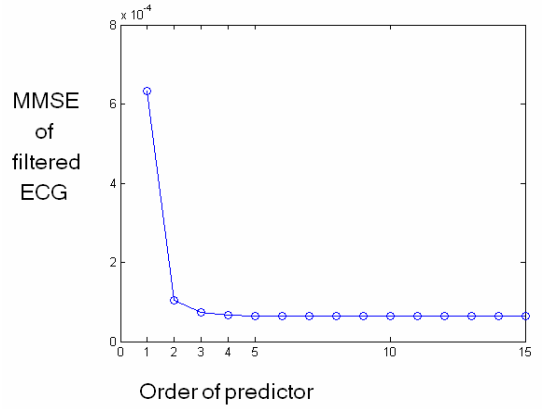
در برنامه lpcspeech ابتدا ضرایب همبستگی برای سیگنال داده‌شده محاسبه می‌شوند. سپس $[A, E] = \text{lpc}(sig, p)$ بر اساس الگوریتم لوینسن- دربابن برای هر سیگنال داده‌شده، ضرایب پیشگوی بهینه مرتبه p را محاسبه و در بردار A قرار می‌دهد و خطای مربع میانگین پیشگو در آرگومان E قرار می‌گیرد [۸].

1. Non-Recursive
2. Linear Prediction
3. Finite Impulse Response Low-Pass Filter
4. Mean Square Error
5. Function

Archive of SID
www.SID.ir



شکل ۴: منحنی MSE پیشگویی بر حسب درجه پیشگو برای سیگنال ECG فیلترنشده.



شکل ۵: منحنی MSE پیشگوی بر حسب درجه آن.

برای سیگنال مورد نظر، MSE (خطای مربع میانگین) باید به اندازه لازم کوچک باشد و کمترین درجه ممکن را باید برای پیشگو در نظر گرفت. پس به‌ازای درجه‌های مختلف از $p=1$ تا $p=15$، MSEهای پیشگو محاسبه شده‌اند. این کار یک بار برای سیگنال ECG فیلترنشده و یک بار هم برای سیگنال ECG که از فیلتر پایین‌گذر با فرکانس قطع ۴۰ Hz عبور کرده، اجرا شده و نتایج در شکل‌های ۴ و ۵ به‌ترتیب مشاهده می‌شوند.

با مطالعه شکل‌های ۴ و ۵، MSE به‌دست آمده برای سیگنال فیلترنشده، حدوداً ۶ برابر MSE به‌دست آمده برای سیگنال فیلترشده می‌باشد. در نتیجه فیلترکردن سیگنال که به نوعی تغییرات شدید سیگنال در اثر نویز را کاهش می‌دهد، باعث کاهش خطای پیشگویی و متعاقب آن کاهش درجه لازم برای پیشگو می‌شود. بنابراین برای سیگنال ECG فیلترشده که از DPCM عبور داده می‌شود، درجه پیشگو را ۲ انتخاب می‌کنیم.

٤- بررسی کوانتیزاسیون در سیستم DPCM

پروسه کوانتیزه‌کردن، محدوده پیوسته‌ای از دامنه سیگنال را به تعدادی از مقادیر گسسته می‌نگارد. در این کار، در شبیه‌سازی DPCM از دو نوع کوانتایزر، کوانتایزرهای چند سطحی عادی و کوانتایزرهای چند سطحی بهینه بر اساس الگوریتم لوید، استفاده شده است. خروجی کوانتایزرهای چند سطحی، یک بیتی، دو بیتی و سه بیتی هستند که مقادیر آنها بر اساس کدبندی CSD[1] می‌باشند [۴]. در کوانتیزاسیون چندسطحی ورودی به کوانتایزر باید به کمک تنظیم بهره به روش آزمایش و خطا در محدوده مشخص قرار گیرد تا کوانتیزه‌کردن به درستی انجام گرفته و خطای کوانتیزاسیون از حد مجاز تجاوز نکند (به شکل ۲ مراجعه شود). برای بهبود عملکرد کوانتایزر و کاهش خطای کوانتیزاسیون، می‌توان تعداد بیت‌های کوانتایزر را افزایش داد که این کار موجب ارائه تقریب بهتری از سیگنال خطای مورد نظر می‌گردد. معیار اصلی برای سنجش خطای کوانتیزاسیون، تعیین مقادیر RMS[2] می‌باشد. علاوه بر روش مذکور، استفاده از الگوریتم لوید می‌تواند در این راستا مؤثر باشد. در این روش ابتدا سطوح کوانتیزاسیون حدسی از پیش تعیین شده مد نظر قرار می‌گیرند. سپس از یک پروسه متوالی جهت کاهش انحراف مربع میانگین استفاده می‌گردد و در نهایت سطوح و محدوده‌های مجاز در کوانتیزاسیون بهینه برای نمونه‌های ورودی به کوانتایزر تعیین می‌گردند.

با تعیین پارامترهای به‌دست آمده برای کوانتیزه‌کردن سیگنال، می‌توان میزان انحراف مربع میانگین را برای مقادیر بهینه‌شده به‌نحو مطلوبی نسبت به مقادیر حدسی تعیین نمود.

از جمله مزایای روش لوید در مقایسه با روش‌های قبلی می‌توان به امکان امتحان هر تعداد سطوح کوانتیزاسیون و تنظیم بهره بدون روش سعی و خطا اشاره نمود. کوانتایزر بهینه موجب کاهش خطای RMS در کوانتیزاسیون در مقایسه با سایر روش‌ها گردیده است.

٤-١ DPCM با کوانتایزر یک‌بیتی

اولین برنامه نوشته‌شده برنامه dpcm1 است که یک سیستم DPCM با پیشگوی بهینه و کوانتایزر یک‌بیتی را شبیه‌سازی می‌کند. کوانتایزر یک‌بیتی مورد نظر، سه‌سطحی است و از کدبندی CSD استفاده می‌کند. شکل کلی دستور dpcm1 به‌صورت زیر است

$$[pr, rms, irms, orms] = dpcm1(sig, gain, ord)$$

اولین آرگومان، sig، سری مربوط به نمونه‌های سیگنال ورودی است. دومین آرگومان، gain، بهره تقویت‌کننده است که در مسیر ورودی قبل از DPCM قرار می‌گیرد (شکل ۲). آرگومان سوم، ord، مربوط به درجه پیشگو است. در کوانتایزر سه‌سطحی بردارهای codebook و partition به‌صورت زیر تعریف شده‌اند

$$partition = [-0.5 \quad 0.5]$$
$$codebook = [-1 \quad 0 \quad 1]$$

بهره به‌کار رفته طوری تنظیم شده است که خطای پیش‌بینی در محدوده ۱٫۵- و ۱٫۵ قرار گیرد و سیگنال بازسازی شده بهترین حالت را دارا باشد. با بررسی شکل ۶ متوجه می‌شویم که اگرچه سیگنال بازسازی شده تا حدی به سیگنال اصلی شبیه است، لیکن از دقت کافی برخودار نبوده و DPCM نیاز به کوانتایزر دوبیتی دارد.

٤-٢ DPCM با کوانتایزر دوبیتی

برنامه نوشته‌شده dpcm2 نام دارد و بردارهای partition و codebook با استفاده از کوانتایزر ۲بیتی و کدبندی CSD دارای ۷ سطح می‌باشد. در کوانتایزر ۷ سطحی بردارهای codebook و partition به صورت زیر تعریف شده‌اند

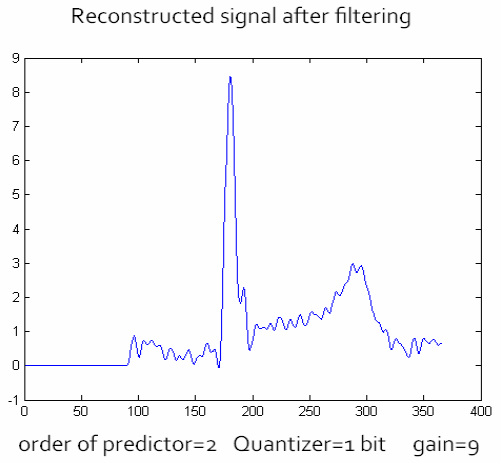
$$partition = [-2.5 \quad -1.5 \quad -0.5 \quad 0.5 \quad 1.5 \quad 2.5]$$
$$codebook = [-3 \quad -2 \quad -1 \quad 0 \quad 1 \quad 2 \quad 3]$$

نتایج شبیه‌سازی DPCM با کوانتایزر ۷ سطحی برای درجه‌های مختلف پیشگو در جدول ۱ آورده شده است.

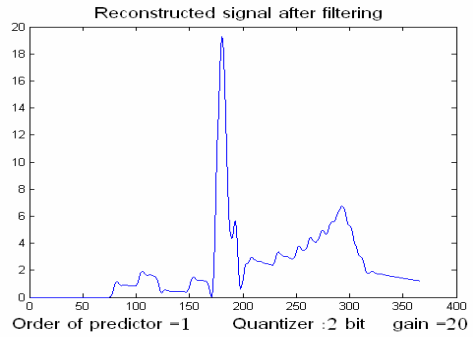
1. Canonical Sing Digit (-1,0,1)
2. Root Mean Square

Archive of SID

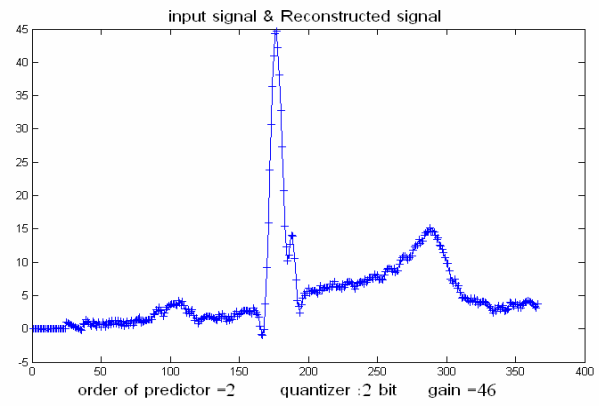
www.SID.ir



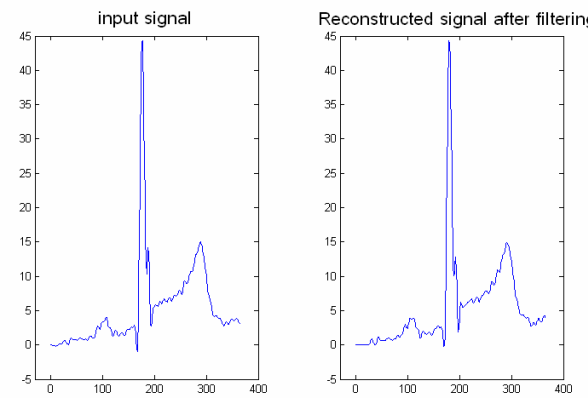
شکل ۶: سیگنال بازسازی شده، پس از عبور از فیلتر برای کوانتایزر یک‌بیتی و پیشگوی درجه ۲.



شکل ۷: سیگنال بازسازی شده، پس از فیلترکردن برای کوانتایزر دوبیتی با پیشگوی درجه ۱.



شکل ۸: مقایسه سیگنال بازسازی شده و سیگنال ورودی در کوانتایزر دوبیتی با پیشگوی درجه ۲.



شکل ۹: مقایسه بین سیگنال اصلی و سیگنال بازسازی شده پس از فیلترکردن، پیشگوی درجه ۲ و کوانتایزر دوبیتی.

جدول ۱: مقادیر خطای کوانتایزر ۷ سطحی برای درجه‌های مختلف پیشگو.

حالت	Predictor Order	Gain	Error (e)	RMS
حالت اول	۱	۲۰	$-۲٫۸< e <۳٫۴$	۰٫۲۸۳۶
حالت دوم	۲	۴۶	$-۲٫۸< e <۳٫۱$	۰٫۲۷۷۸
حالت سوم	۳	۳۲	$-۲٫۵< e <۲٫۹$	۰٫۲۸۰۱

با توجه به شکل ۷ که در آن از کوانتایزر مرتبه دو با پیشگوی درجه یک استفاده شده است، به‌دلیل خطای بالای پیشگو، نتایج مطلوبی حاصل نشده است. با انتخاب پیشگوی درجه ۲، مقایسه سیگنال اصلی (ورودی) و سیگنال خروجی فیلتر شده در شکل‌های ۸ و ۹ نشان می‌دهد که در این حالت از DPCM نتیجه مطلوبی حاصل شده است.

افزایش درجه پیشگو به ۳ و مقایسه سیگنال اصلی (ورودی) با سیگنال خروجی DPCM در شکل ۱۰ نشان می‌دهد که بهبود برای پیشگوی درجه ۳ نسبت به پیشگوی درجه ۲ به‌حدی نیست که ملزم به استفاده از پیشگوی درجه ۳ باشیم. بنابراین بهترین سیستم DPCM با کمترین پیچیدگی و هزینه، سیستم DPCM با کوانتایزر دوبیتی، پیشگوی درجه ۲ و بهره ۴۶ است. دلیل افزایش بهره با افزایش تعداد بیت‌های کوانتایزر، تنظیم محدوده مجاز جهت کاهش RMS می‌باشد.

۳-٤ DPCM با کوانتایزر بهینه به روش لوید

برای طراحی کوانتایزر، بردار partition محدوده‌هایی مجاور، بدون اشتراک در مقادیر را با استفاده از اعداد حقیقی تعریف می‌کند و بردار codebook مشخص‌کننده تخصیص سطحی برای هر کدام از رنج‌های partition می‌باشد. به‌عنوان مثال برای کوانتایزر سه‌سطحی بردار partition و codebook به‌صورت زیر تعریف می‌شوند

$$\text{partition} = [-۰٫۵ \quad ۰٫۵]$$
$$\text{codebook} = [-۱ \quad ۰ \quad ۱]$$

شکل کلی دستور لوید در نرم‌افزار MATLAB به‌صورت زیر است

$$[\text{partition}, \text{codebook}] = \text{lloyds}(\text{sig}, \text{init_codebook})$$

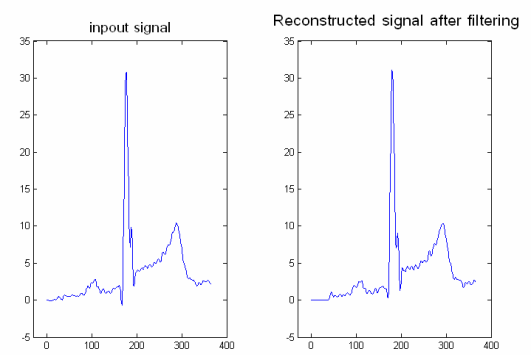
دستور لوید پارامترهای کوانتیزاسیون را بر اساس الگوریتم بهینه می‌کند و بر اساس sig که نمونه‌های سیگنال ورودی به کوانتایزر است و همچنین init_codebook که برداری با حداقل طول ۲ است بردارهای codebook و partition را به شکل بهینه حساب می‌کند [۸].

نتایج شبیه‌سازی انتقال سیگنال ECG با استفاده از روش لوید، برای کوانتایزر سه‌بیتی (با ۸ سطح کوانتیزاسیون) و پیشگوی درجه ۲ در شکل ۱۱ نشان داده شده است. مقدار RMS و محدوده تغییرات خطا عبارتند از

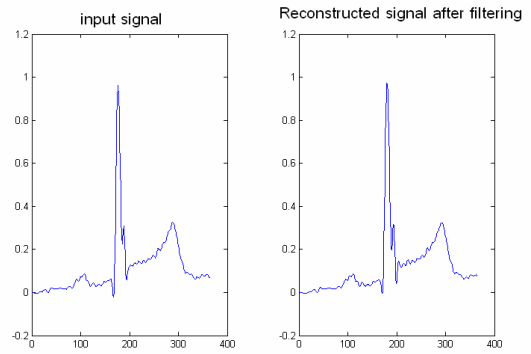
$$-۰٫۱۳ < \text{Error} < ۰٫۰۷۵ \qquad \text{RMS} = ۰٫۰۱۳۱$$

خطای حاصله از روش لوید و مقایسه آن با نتایج روش‌های کلاسیک نشان می‌دهد که روش لوید در طراحی کوانتایزرها روش مطلوبی می‌باشد.

Archive of SID
www.SID.ir



شکل ۱۰: مقایسه بین سیگنال اصلی و سیگنال بازسازی شده پس از فیلترکردن، پیشگو درجه ۳ و کوانتایزر دوبیتی.



شکل ۱۱: مقایسه سیگنال اصلی و سیگنال بازسازی شده پس از فیلترکردن با کوانتایزر سه‌بیتی.

۵- نتیجه‌گیری

در این مطالعه با استفاده از مزیت‌های DPCM با طراحی کوانتایزر و پیشگوی بهینه، انتقال سیگنال ECG به‌طور مطلوبی انجام گرفته است. با مطالعه روش‌های مختلف در کوانتایزرها، روش لوید در انتقال سیگنال مقدار خطا را به حداقل می‌رساند. با مطالعه پیشگوکننده‌ها با درجه‌های مختلف، به‌منظور پردازش سریع و حداقل خطا در تخمین سیگنال، پیشگوی درجه ۲ می‌تواند مقدار بهینه‌ای در پردازش سیگنال ECG باشد. مطالعه روش‌های مختلف نشان می‌دهد که با بهره ثابت، روش لوید و پیشگو با درجه ۲ می‌تواند ساختار بهینه‌ای در انتقال سیگنال ECG در روش DPCM باشد.

مراجع

[۱] هاریسون، *اصول طب داخلی هاریسون: بیماری‌های قلب و عروق*، زیر نظر س. ح. عارفی، ح. چاپ اول، تهران، مرکز نشر اشارات، ۱۳۷۳.

[2] L. Hui and T. Kogure, "An adaptive hybrid DPCM/DCT method for video coding," *Signal Processing: Image Communication*, vol. 5, no. 1-2, pp. 199-208, Feb. 1993.

[3] J. Li and C. N. Manikopoulos, "Nonlinear prediction with neural networks applied to 1-D DPCM image coding," *J. of Visual Communication and Image Representation*, vol. 3, no. 3, pp. 247-254, Sep. 1992.

[4] H. Balazadeh Bahar, *Digital Filtering Techniques Having Improved Computational Efficiency*, Cardiff, UK, 1982.

[5] K. S. Shanmugan, *Digital and Analog Communication System*, John Wiley and Sons Inc, 1979.

[6] A. V .Openheim and R. W. Schafer, *Discrete Time Signal Processing*, Prentice-Hall, 1989.

[7] S. S. Haykin, *Adaptive Filter Theory*, Englewood Cliffs, N.J., Prentice-Hall, 2002.

[8] A. Spanias, *MATLAB Adaptive Filtering, and Predication*, Mar. 2002.

حسین بالازاده بهار تحصیلات خود را در مقاطع کارشناسی فیزیک کاربردی و کارشناسی ارشد فیزیک رادیاسیون به‌ترتیب در سالهای ۱۳۵۰ و ۱۳۵۳ از دانشگاه تبریز و در مقاطع کارشناسی ارشد و دکتری مهندسی الکترونیک در سالهای ۱۹۸۰ و ۱۹۸۳ از دانشگاه Wales انگلستان به پایان رسانده است و هم‌اکنون دانشیار دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر دانشگاه تبریز می‌باشد. زمینه‌های تحقیقاتی مورد علاقه ایشان عبارتند از: تحقیقات کاربردی در پردازش سیگنال دیجیتالی (DSP) و هوش مصنوعی (AI) در سیستم‌های صنعتی. علاوه بر فعالیتهای علمی در دانشگاه، ایشان مدیرعامل شرکت تحقیقاتی و مهندسی گسترپژوه بوده که در زمینه طراحی صنعتی سیستم‌های مبتنی بر هوش مصنوعی، مخابراتی و طراحی سیستم‌های مرتبط با نیاز کشور در این شرکت مشغول به فعالیت می‌باشند.

یحیی صوتی خیابانی تحصیلات خود را در مقاطع کارشناسی مهندسی الکترونیک و کارشناسی ارشد مخابرات به‌ترتیب در سالهای ۱۳۸۵ و ۱۳۸۷ در دانشگاه تبریز به پایان رسانده است. زمینه‌های تحقیقاتی مورد علاقه ایشان عبارتند از: پردازش سیگنال دیجیتالی (DSP) در مهندسی پزشکی و سیستم‌های مخابراتی.

Archive of

www.SID.ir