

بهبود عمل نویز برداری در سیگنال‌های نوار قلب با استفاده از فیلتر کالمن بازگشتی

سارا معین^(۱) - زهرا بهشتی^(۲)

(۱) دانشکده فنی مهندسی - دانشگاه مالزی

(۲) دانشکده کامپیوتر - دانشگاه تکنولوژی مالزی

خلاصه: امروزه فیلتر کالمن کاربردهای زیادی در حل مسایل دنیای واقعی پیدا کرده است. این فیلتر یک فیلتر بازگشتی کارآمد است که حالت یک سیستم پویا را از یک سری اندازه‌گیری‌های پیچیده برآورد می‌کند و از کاربردهای آن می‌توان به پردازش سیگنال‌ها اشاره کرد. ما در این مقاله، از فیلتر کالمن در جهت حذف نویز از سیگنال الکتروکاردیوگرام یا نوار قلب استفاده می‌کنیم و مقایسه‌ای بین فیلتر FIR^۱ و فیلتر کالمن در جهت حذف نویز از این سیگنال‌ها انجام می‌دهیم. برای شبیه‌سازی از نرم‌افزار MATLAB استفاده شده است و کارایی هر دو فیلتر توسط میانگین مربعات خطا^۲ با یکدیگر مقایسه گردیده است.

کلمات کلیدی: حذف نویز، فیلتر کالمن، فیلتر FIR، میانگین مربعات خطا.

۱- مقدمه

یکی از ساده‌ترین و مناسب‌ترین روش‌ها برای مشخص شدن فعالیت قلب در پزشکی، استفاده از نوار قلب^۳ است که به اختصار به آن ECG نیز گفته می‌شود. اصلی‌ترین کاربرد آن در بررسی بیماری‌هایی مانند آنژین صدری و سکته قلبی می‌باشد. در این بیماری‌ها نوار قلب دچار تغییرات خاصی می‌شود که حتی می‌تواند محل سکته و شدت آن را بازگو نماید. همچنین تشخیص دقیق بی‌نظمی قلبی از موارد بسیار مهمی است که تنها با انجام نوار قلب میسر است [۱]. از آنجایی که نوار قلب یک نوع بررسی وضعیت الکتریکی یا انقباضی قلب است می‌تواند اختلالات هدایتی و عضلانی قلب را به خوبی نشان دهد. این نوار نه تنها وضعیت قلب را نشان می‌دهد بلکه در بررسی وضعیت کلی بدن نیز حائز اهمیت است، به عنوان مثال میزان پتاسیم خون تاثیر مستقیمی روی نوار قلب می‌گذارد [۲]. نوار قلب به دلیل کارایی و نقش موثر در تشخیص بیماری‌های قلبی، کم‌هزینه بودن، در دسترس بودن آن در اکثر مراکز قلب و عروق و اهمیت آن در زندگی بیماران قلبی، کاربرد زیادی پیدا کرده است [۳]. پزشکان بعد از مشاهده نوار قلب می‌توانند بیماری‌های قلب را تشخیص دهند. نویز روی این سیگنال‌ها باعث عدم خوانایی آنها می‌گردد. این نویزها به دلایل بیولوژیکی و محیطی ایجاد می‌گردند. در این مقاله تلاش گردیده تا نویزهای پایین گذر از روی این نوار بدون آسیب به نقاط بحرانی آن

حذف گردد. سازماندهی مقاله به این صورت است که در ادامه، مطالعات پیشین انجام شده در جهت حذف نویزهای نوار قلب، پس از آن فیلتر کالمن و فیلتر FIR مورد بررسی قرار می‌گیرند و سپس سیگنال‌های قلب توسط دو فیلتر نویز برداری می‌گردند. در پایان هم نتیجه‌گیری از بحث خواهیم داشت.

۲- تحقیقات انجام شده در جهت حذف نویزهای نوار قلب

همانطور که اشاره شد به دلیل اهمیت نوار قلب در پزشکی، تحقیقات بسیاری در این زمینه صورت گرفته است. در حال حاضر نوار قلب به عنوان یک ابزار ساده برای تشخیص اولیه بسیاری از ناهماهنگی‌های سیستم قلبی عروقی یا بیماری‌های مربوط به آنها کاربرد بی‌شماری پیدا کرده است. در [۴] روشی برای حذف نویزهای این نوار ارائه گردیده است که در آن با دانستن محل هر قسمت از موج P-QRS-T و موقعیت زمانی آن داده نویزی از سیگنال حذف می‌شود. همچنین روش دیگری در [۵] با استفاده از فیلتر FIR برای حذف نویزها از روی نوار قلب پیشنهاد گردیده است. فیزیوبانک [۶]، پایگاه داده‌های سیگنال‌های ECG، آرشیو بسیار بزرگی از ثبت دیجیتالی سیگنال‌های فیزیولوژیکی و داده‌های مربوط به آن است، که در مطالعات گسترده به راحتی در اختیار محققان قرار گرفته است. ما نیز در این تحقیق، داده‌های مورد نیاز ورودی را از این پایگاه داده تأمین می‌کنیم.

۳- فیلتر کالمن

فیلتر کالمن یکی از ابزارهای قدرتمند محاسباتی است که نقشی اساسی در حل مسائل دنیای واقعی پیدا کرده است [۷ و ۸]. این فیلتر یکی از بهترین تخمین‌زنده‌های ممکن برای یک کلاس بزرگ مسایل و بسیار موثر و مفید برای یک زوج کلاس بزرگتر است [۹]. عملکرد فیلتر کالمن شامل دو مرحله است: مرحله اول پیش‌بینی و مرحله دوم تصحیح. در اولین مرحله، حالت سیستم با مدل دینامیکی پیش‌بینی می‌گردد و در مرحله دوم با مدل مشاهده، اصلاح می‌شود تا کواریانس خطای تخمین حداقل گردد و تخمین بهینه شود. در بسیاری از اوقات مدلی از یک شی در محیط نویزی قرار می‌گیرد. در چنین شرایط نیازمند بردار Z هستیم، در حالی که بردار X را مشاهده می‌کنیم. X و Z بردارهای خصیصه^۴ هستند که بیانگر حالت سیستم در شرایط مختلف می‌باشند. در شرایطی که مشاهده از طریق دنباله‌ای از تصاویر^۵ صورت می‌گیرد، می‌توانیم مدل‌ها و مشاهدات خود را به دو روش زیر مورد استفاده قرار دهیم [۱۰]:

(الف) مشاهدات متعدد Z_1, Z_2, \dots باید این امکان را به ما بدهند تا یک تقریب مناسب از مدل X را به دست آوریم.

(ب) تقریب X در زمان k ممکن است یک پیش‌بینی برای مشاهده X_{k+1} و بنابراین برای Z_{k+1} در اختیار ما قرار بدهد.

در چنین حالتی کالمن یک مکانیزم بازخوردی^۶ را پیشنهاد نمود [۱۱، ۱۰] که توسط آن از طریق مشاهده Z_k, X_k تقریب زده می‌شود، X_{k+1} و Z_{k+1} پیش‌بینی می‌گردند و سپس Z_{k+1} مشاهده می‌شود. فیلتر کالمن به شکل کلی روابط (۳) و (۴) مدل می‌شود [۱۱].

$$X_{k+1} = AX_k + W_k \quad (3)$$

$$Z_k = H_k X_k + V_k \quad (4)$$

X_{k+1} : پیش‌بینی در فریم آینده

Z_k : مشاهده در فریم فعلی

A : توصیف‌کننده چگونگی شکل‌گیری^۷ حالت‌های مدل مورد بررسی

W_k : نویز گوسین با میانگین صفر

V_k : یک بردار نویز با میانگین صفر و کواریانس R_k برروی متغیر اندازه‌گیری شده در فریم k

کالمن پس از انجام محاسبات [۱۱]، رابطه (۵) را اثبات نمود:

$$X_k^+ = X_k + \frac{p_0 \times (Z_k - X_k)}{r + kp_0} \quad (5)$$

r : واریانس نویز بردار خطا

P_0 : کواریانس خطا بعد از مشاهده در فریم ۰

X_k^+ : تقریب مدل در فریم k بعد از مشاهده

X_k^- : تقریب مدل در فریم k قبل از مشاهده

K : فاکتور کالمن

۴- فیلتر FIR

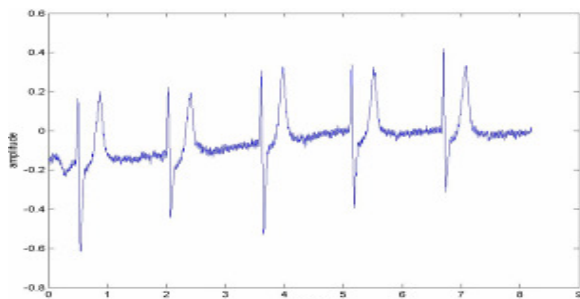
FIR یک فیلتر دیجیتال است که می‌تواند به منظور حذف نویز از انواع مختلف سیگنال‌ها طراحی شود. دلایلی وجود دارد که باعث جذابیت

فیلترهای FIR برای طراحی‌های سیستمی می‌گردد. از جمله می‌توان به موارد زیر اشاره کرد [۱۴ و ۱۵].

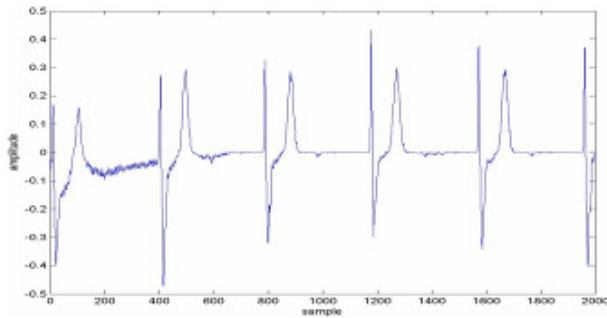
- راهکار بسیار قوی برای به دست آوردن و طراحی فیلترهای دیجیتال
 - پایداری در پیاده‌سازی‌های غیربازگشتی
 - سادگی در طراحی‌های فازی خطی
 - حمایت خاص سخت‌افزاری FIR از طرف برخی فروشندگان
- با این حال فیلترهای FIR ضعفهایی نیز دارند [۱۶]. از جمله آنها می‌توان به گران قیمت بودن و کیفیت پایین فیلتر FIR نسبت به فیلتر کالمن در کاهش نویز در برخی از انواع سیگنال‌ها اشاره کرد. در ادامه سیگنال نوار قلب (ECG) به عنوان مثالی برای اثبات برتری کیفیت فیلتر کالمن نسبت به فیلتر FIR مورد بحث قرار می‌گیرد.

۵- فیلتر FIR برای حذف نویز از سیگنال نوار قلب

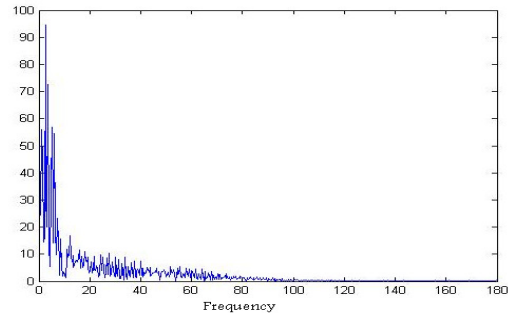
عمل طراحی یک فیلتر به منظور حذف نویز از سیگنال قلب کار ساده‌ای نمی‌باشد [۱۴]. نکته‌ای که باید در نظر داشت آن است که سیگنال‌های نوار قلب دارای فرکانس پایین‌گذر^۸ می‌باشند و نویزهای پایین‌گذر در رنج وسیعی از فرکانس‌ها در سیگنال توزیع می‌شوند. یک فیلتر پایین‌گذر^۹ فیلتری است که اجازه عبور تمام اجزاء فرکانسی یک سیگنال که مقداری کمتر از فرکانس برش^{۱۰} را دارا باشند، بدهد و مانع عبور مقادیر فرکانسی بزرگتر از فرکانس برش در سیگنال شود. نکته اساسی آن است که فیلتری با حداقل تعداد ضرایب مؤثر، طراحی شود که توانایی حفظ سیگنال از تمامی مقادیر ناخواسته را داشته باشد [۱۷، ۱۸]. طراحی یک فیلتر با تعداد ضرایب زیاد، زمان محاسبات را افزایش می‌دهد و در موارد عملی و مسایل دنیای واقعی، محاسبات را غیر ممکن می‌سازد [۱۹]. نمودار (۱) یک سیگنال نوار قلب نویز دار را نشان می‌دهد. در این نمودار با استفاده از یک فیلتر FIR با به کارگیری تابع پنجره hanning تلاش نموده‌ایم تا نویز پایین‌گذر را از سیگنال نوار قلب حذف نماییم. نمودار (۲)، نمایش سیگنال در حوزه فرکانسی می‌باشد و نمودار (۳) سیگنال نوار قلب را پس از اعمال فیلتر طراحی شده، با مرتبه ۱۰۰۰ در فرکانس ۳۰ HZ نمایش می‌دهد.



نمودار (۱): یک سیگنال نوار قلب نویز دار



نمودار (۴): سیگنال نوار قلب را پس از اعمال فیلتر کالمن



نمودار (۲): سیگنال قلب در حوزه فرکانسی

نرم افزار MATLAB به عنوان ابزار پیاده سازی کننده فیلتر کالمن و اجرای آن می باشد. نمودار (۴) سیگنال نوار قلب را پس از اعمال فیلتر کالمن نمایش می دهد.

۷- تحلیل

میانگین مربعات خطا (MSE)، روشی است برای اندازه گیری دقت یک الگوریتم که به وسیله مجموع مربع اختلاف دو مقدار واقعی و پیش بینی شده که توسط الگوریتم به دست می آید [۲۰] و در رابطه (۶) نشان داده شده است.

$$E = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} (x_o - x_f)^2 \quad (6)$$

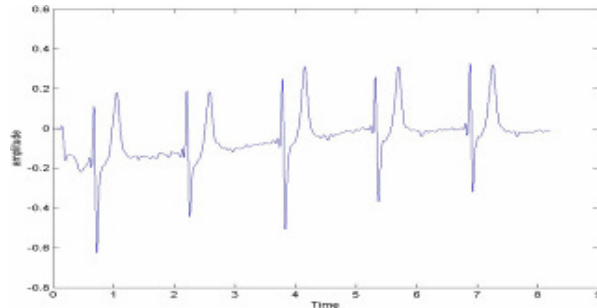
X_o : سیگنال نویزدار

X_f : سیگنال بعد از نویز برداری

n: تعداد نمونه ها

به منظور تشریح و تحلیل کارایی فیلتر FIR و فیلتر کالمن در حذف نویز از سیگنال نوار قلب کافی است به وسیله محاسبه فاکتور میانگین مربعات خطا، به بررسی و مقایسه این دو فیلتر بپردازیم. جدول (۱) میانگین مربعات خطا را نشان می دهد. با مشاهده ردیف اول این جدول و مقایسه دو مقدار MSE برای سیگنال نویز برداری شده توسط فیلتر کالمن و مقدار به دست آمده توسط فیلتر FIR، واضح است که فیلتر کالمن با دقت بسیار بیشتری عمل نویز برداری را انجام داده است.

در آزمایشی دیگر، سیگنال نوار قلب در شرایط استرس، ضبط گردیده است و تلاش بر آن است که داده ناخواسته در این سیگنال حذف شود. در این نوع سیگنال انواع انحرافات اتفاقی در نقاط مختلف زمان می تواند اتفاق افتد [۲۱]. بنابراین این آزمایش محک مناسبی به منظور تشخیص و تصمیم گیری در مورد کارایی فیلتر کالمن است. نمودار (۵) سیگنال نویزدار قلب در شرایط استرس را نمایش می دهد. در ابتدا، از فیلتر FIR به منظور حذف نویز کمک می گیریم. نمودار (۶) این سیگنال را در حوزه فرکانسی نشان می دهد و در نمودار (۷) به نمایش سیگنال قلب پس از اعمال فیلتر FIR که توسط تابع پنجره hanning طراحی گردیده است، پرداخته ایم. در گامی دیگر، فیلتر کالمن را پارامترگذاری اولیه نموده ایم. سپس فیلتر پارامتر گذاری شده را روی سیگنال نویز دار اعمال می کنیم. نمودار (۸) نتیجه حاصل از عملیات



نمودار (۳): سیگنال نوار قلب پس از اعمال فیلتر FIR

۶- فیلتر کالمن برای بر طرف کردن نویز از سیگنال نوار قلب

در این بخش تلاش بر آن است که کارایی فیلتر کالمن در حذف نویز را نمایش دهیم. بدین منظور سیگنال ذکر شده در بخش قبل که در نمودار (۱) نیز نمایش داده شده، به منظور آزمایش برای حذف نویز توسط فیلتر کالمن استفاده می کنیم. تعداد ۲۰۰۰ نمونه برای این آزمایش مورد استفاده قرار گرفته است. پارامترگذاری اولیه فیلتر کالمن نقش بسیار مهمی را در طراحی این فیلتر و عملیات نویز برداری ایفا می نماید [۱۲]. پارامترهایی مورد استفاده عبارتند از:

$$R = \text{var}(X), A = 1, \quad f_c = 100 \text{ Hz}, \quad f_s = 80 \text{ Hz},$$

$$w = 2\pi \frac{f_0}{f_s}, \quad Q = \max(|x|) \times 10^{-2},$$

$$X_0 = \{x_0, x_1, \dots, x_{n-1}\},$$

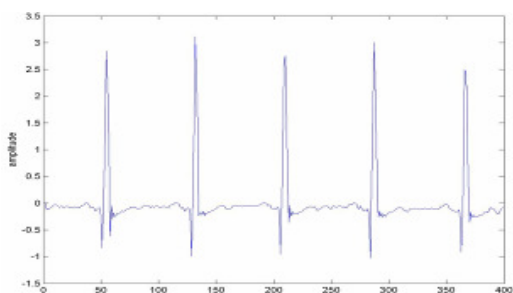
$$S_0 = \{0, 0, \dots, 0\},$$

$$P_0 = \{0, 0, \dots, 0\},$$

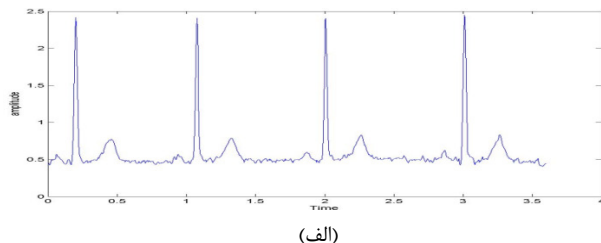
$$K_0 = \{0, 0, \dots, 0\},$$

$$Z_0 = \{0, 0, \dots, 0\}$$

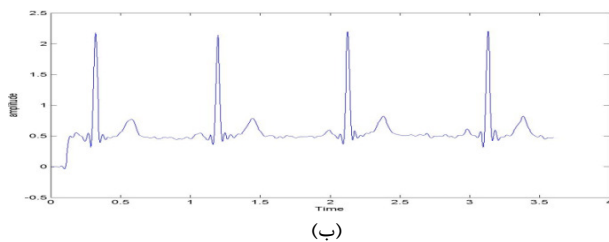
به طوری که X سیگنال ورودی و n تعداد عناصر آرایه می باشد.



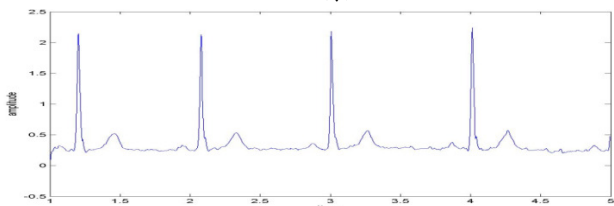
نمودار (۸): سیگنال نوار قلب در شرایط استرس پس از اعمال فیلتر کالمن



(الف)



(ب)



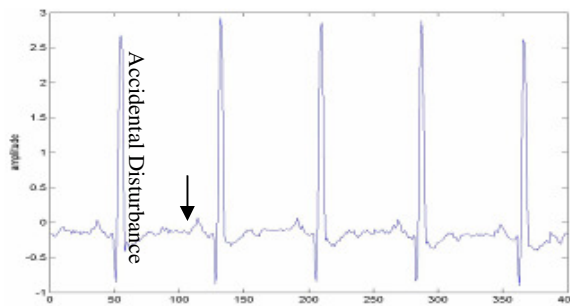
(ج)

نمودار (۹): سیگنال نوار قلب میو کاردیتیس (الف) سیگنال نویزی (ب) سیگنال پس از اعمال فیلتر FIR (ج) سیگنال پس از اعمال فیلتر کالمن

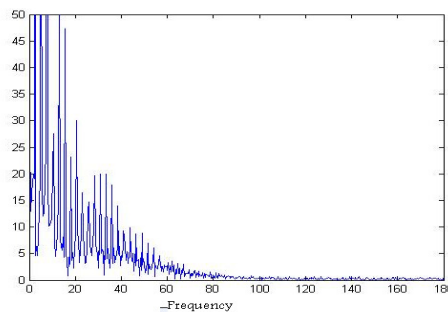
جدول (۱): نمایش میانگین مربعات خطا

No.	Description	Kalman	FIR
1	Normal ECG	0.0008	1.4324
2	ECG + accidental disturbances	0.0126	0.0224
3	Myocarditis ECG	0.0994	0.2318
4	Bundle branch block ECG	0.0553	0.1618
5	Dysrhythmia ECG	0.7348	4.3551
6	Myocarditis ECG	0.0546	0.7620
7	Myocardial infarction ECG	0.0459	1.0705
8	Myocardial infarction ECG	0.0949	0.4147
9	Miscellaneous ECG	0.0185	1.3523
10	Miscellaneous ECG	0.1550	1.4866
11	Heart failure ECG	0.0261	2.1950
12	Heart failure ECG	0.0474	0.1829
MSE Average		0.1121	1.1389

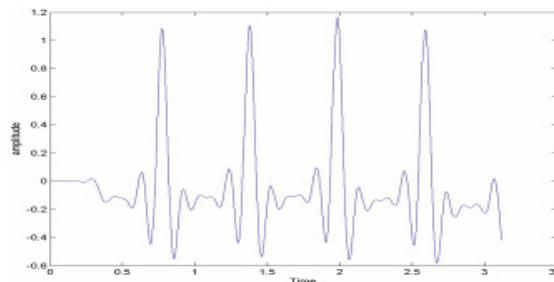
نویز برداری توسط فیلتر کالمن روی این سیگنال را نشان می‌دهد. ردیف دوم جدول (۱) بیانگر میزان MSE پس از اعمال فیلتر کالمن و FIR بر روی سیگنال یاد شده می‌باشد. همچنین تعداد ۱۰ سیگنال که به صورت تصادفی از مجموعه سیگنال قلب در پایگاه داده فیزیوبانک انتخاب گردیده‌اند، تحت عملیات نویز برداری قرار گرفته‌اند که نمودار (۹) نویز برداری از سیگنال قلب بیمار مبتلا به میوکاردیتیس را به عنوان نمونه نشان می‌دهد. ردیف سوم تا دوازدهم جدول (۱) نمایانگر MSE برای سیگنال‌های انتخابی پس از نویز برداری توسط فیلتر کالمن و FIR می‌باشد.



نمودار (۵): سیگنال نویزی نوار قلب در شرایط استرس



نمودار (۶): سیگنال قلب در حوزه فرکانس فرکانسی



نمودار (۷): سیگنال نوار قلب در شرایط استرس پس از اعمال FIR

۸- تست T

تست T بیانگر آن است که میانگین حاصل از نتایج دو آزمایش مختلف به چه میزان از لحاظ آماری با یکدیگر متفاوت می‌باشند. نتایج حاصل از تست آماری T نشان می‌دهد که اختلاف MSE برای FIR و کالمن فیلتر کاملاً قابل توجه است. شکل (۱) نمایش نتایج تست T می‌باشد. عدد $p=0.0087$ مبین آن است که اگرچه فقط ۱۲ نمونه سیگنال مورد بررسی قرار گرفته است، با این حال فیلتر کالمن توانایی بسیار بیشتری برای عملیات نویز برداری نسبت به FIR می‌باشد.

۹- نتیجه‌گیری

این مقاله کاربرد فیلتر کالمن برای حذف نویز از سیگنال نوار قلب را تشریح می‌کند. در کلیه سیگنال‌های انتخابی، با توجه به تست T و مقدار کمتر MSE متعلق به فیلتر کالمن، به این نتیجه می‌رسیم که فیلتر کالمن قدرتمندتر از فیلتر FIR برای حذف نویز پایین گذر از سیگنال‌های قلب می‌باشد. به منظور کارهای آتی، بهبود فیلتر کالمن با استفاده از آموزش سیستم به وسیله شبکه عصبی مصنوعی مورد بررسی قرار خواهد گرفت. از سوی دیگر، طراحی یک واسط کاربر به منظور پارامترگذاری اولیه فیلتر کالمن موضوعی است که می‌تواند مورد بحث قرار گیرد.

پی‌نوشت:

- 1- Finite Impulse Response
- 2- MSE: Mean Square Error
- 3- Electrocardiogram
- 4- Feature Vectors
- 5- Image Sequences
- 6- Feed back
- 7- Evolution
- 8- Low pass
- 9- Low pass filter
- 10- Cut off frequency

<p>t= -2.88 sdev= 0.873 degrees of freedom = 22 The probability of this result, assuming the null hypothesis, is 0.0087 Group A: Number of items= 12 8.000E-04 1.260E-02 1.850E-02 2.610E-02 4.590E-02 4.740E-02 5.460E-02 5.530E-02 9.490E-02 9.940E-02 0.155 0.735</p> <p>Mean = 0.112 95% confidence interval for Mean: -0.4105 thru 0.6347 Standard Deviation = 0.201</p> <hr/> <p>Group B: Number of items= 12 2.240E-02 0.162 0.183 0.232 0.415 0.762 1.07 1.35 1.43 1.49 2.19 4.36</p> <p>Mean = 1.14 95% confidence interval for Mean: 0.6163 thru 1.662 Standard Deviation = 1.22</p>
--

شکل (۱): نتایج تست T

مراجع

- [1] J.L.Willems, P.Arnaud, J.H.van Bommel, P.J.Bourdillon, R.Degani, B.Denis, I.Graham, F.M.A.Harms, P.W.Macfarlane, G.Mazzocca, J.Meyer, C.Zywietz, "A reference data base for multi-lead electrocardiographic computer measurement programs", J.Am. coll. cardiol., pp.1313-1321, 1987.
- [2] M.E.Nygards, J.Hulting, "An automated system for ECG monitoring", Comput. Biomed., Res.1979, 12:181-202.
- [3] M.Bodson, J.S.Jensen, S.C.Douglas, "Active noise control for periodic disturbances", IEEE Trans. Con. Sys. Tech. 9 (1), 200-205, Jan. 2001.
- [4] H.SadAbadi, M.Ghasemi, A.Ghaff ari, "A mathematical algorithm for ECG signal denoising using window analysis", Biomed. Pap. Med. Fac. Univ. Palacky. Olomouc. Czech. Repub., 151(1), pp.73-78, 2007.
- [5] A.K.Ziarani, A.Konrad, "A nonlinear adaptive method of elimination of power line interferences in ECG signals", IEEE Trans. Biomed. Eng., 49 (6), pp.540-547, June 2002.
- [6] [Http://www.physionet.org/physiobank/database/](http://www.physionet.org/physiobank/database/).
- [7] M.Karimi-Ghartemani, M.R.Iravani, "A nonlinear adaptive filter for on-line signal Anal. in Pow. Sys.: Applications", IEEE Trans. Pow. Del., 17 (2), pp.617-622, April 2002.
- [8] M.Karimi-Ghartemani, A.K.Ziarani, "A nonlinear time frequency analysis method", IEEE Trans. signal process, 52 (6), 1585-1595, June 2004.
- [9] R.Brown, P.Hwang, "Introduction to random signals and applied kalman filtering", 2nd. Ed., Wiley, New York, 1992.
- [10] M.S.Grewal, A.P.Andrews, "Kalman filtering: Theory and practice using MATLAB", 2nd. Ed., Wiley, New York, 2001.
- [11] S.M.Bozic, "Digital and kalman filtering: An introduction to discrete-time filtering and optimal linear estimation", Wiley, New York, 1983.
- [12] R.G., P.Y.C.Hwang, "Introduction to random signals and applied kalman filtering", Second edition, John Wiley &

- Sons, Inc., 1992.
- [13] Grewal, S.Mohinder, P.Angus, Andrews, "Kalman filtering theory and practice", Upper saddle river, NJ USA, Prentice Hall, 1993.
- [14] L.Sornmo, "Time-varying digital filtering of ECG baseline wander", Med. Biol. Eng. Comp., 31(5):503-8, Sep. 1993.
- [15] L.Christov, I.K.Daskalov, "Filtering of electromyogram artifacts from the electrocardiogram", Med. Eng. Phys. 1999 Dec; 21(10):731-6, J Am Coll Cardiol., 10(2):448-55, Aug. 1987.
- [16] R.A.Losada, "Design finite impulse response digital filters. Part I", Microwaves & RF, Vol.43, pp.66-80, Jan. 2004.
- [17] R.A.Losada, "Design finite impulse response digital filters: Part II", Microwaves & RF, Vol.43, pp.70-84, Feb. 2004.
- [18] S.J.Orfanidis, "Introduction to signal processing", Upper saddle river, New Jersey: Prentice Hall, 1996.
- [19] T.Saramaki, "Handbook for digital signal processing", S.K.Mitra, J.F.Kaiser Eds., Ch.4, Finite impulse response filter design, pp.155-278. New York, New York: Wiley-Interscience, 1993.
- [20] L.R.Rabiner, B.Gold, "Theory and application of digital signal processing", Englewood Cliffs, New Jersey: Prentice Hall, 1975.
- [21] S.Mahesh, R.A.Agarwala, M.DUplane, "Digital elliptic filter application for noise reduction in ECG signal", WSEAS Trans. on Elect., Vol.3, Issue 1, pp.65-70, Jan. 2006.

رزومه



سارا معین متولد سال ۱۳۶۲ نجف‌آباد اصفهان می‌باشد. وی لیسانس و فوق لیسانس خود را از دانشگاه آزاد اسلامی واحد نجف‌آباد در سال‌های ۱۳۸۴ و ۱۳۸۶ اخذ نمود. با توجه به فعالیت قابل توجه در زمینه بیوانفورماتیک و مطالعات بیولوژیکی هوشمند به عضویت انجمن بین‌المللی بیولوژیک هوشمند (ISIBM- International Society of Intelligent Biological Medicine) پذیرفته گردیده است. به علاوه عضویت در کمیته برنامه چند کنفرانس بین‌المللی و بررسی مقالات متعدد به منظور چاپ از دیگر فعالیت‌های وی می‌باشد. حاصل مطالعات او در مقالات متعدد در مجموعه کتاب‌های منتشر شده توسط ناشرین معتبر و برخی مجلات به چاپ رسیده است. زمینه فعالیت وی بیوانفورماتیک و زمینه بیولوژیکی در کامپیوتر می‌باشد. در حال حاضر نیز دانشجوی دکتری در دانشگاه مالتی مدیا مالزی است و در زمینه پردازش سیگنال‌های قلب توسط شبکه‌های عصبی مصنوعی فعالیت می‌نماید.



زهرا بهشتی متولد اصفهان، فارغ التحصیل کارشناسی مهندسی کامپیوتر - نرم افزار (۷۴-۷۰) و کارشناسی ارشد در همان رشته (۷۸-۷۶) از دانشگاه آزاد اسلامی واحد نجف‌آباد می‌باشد که از سال ۸۰ تا کنون به عنوان عضو هیات علمی تمام وقت گروه کامپیوتر با آن دانشگاه همکاری خود را آغاز کرده است. همچنین در زمینه طرح‌های تحقیقاتی و اتوماسیون سیستم‌های اداری با دانشگاه صنعتی اصفهان همکاری داشته است و هم اکنون دانشجوی دکتری دانشگاه تکنولوژی مالزی می‌باشد، زمینه تحقیقات و فعالیت‌های علمی وی، سیستم‌های اطلاعاتی، سیستم‌های هوشمند، یادگیری، محاسبات نرم، و زمینه‌های بیولوژیکی در کامپیوتر می‌باشد.