الحد من الضجيج في إشارة تخطيط القلب الكهربائية باستخدام خوارزميات الترشيح التكيفية

طالبة الماجستير : م. رنيم أكرم عطيه

كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية اختصاص: هندسة الكترونيات

المشرف : د. حسام الوفائي

ملخص البحث:

مخطط كهربية القلب **Electrocardiogram (ECG)** هو إشارة تصف النشاط الكهربائي للقلب ، يعدّ تحليل مخطط كهربية القلب ضرورياً جداً لتشخيص مشاكل القلب. عادةً ما تتأثر إشارة ECG بأنواع مختلفة من الضجيج .

يقدم هذا البحث خوارزميات الترشيح التكيفية لإزالة الضجيج من مخطط كهربية القلب حيث تم استخدام الترشيح التكيفي لتقليل الضجيج من إشارات ECG المرغوبة باستخدام خوارزمية **Least Mean Square (LMS)** و **Normalized Least Mean square (NLMS)** وتم استخدام برنامج Matlab لمحاكاة التقنيات المدروسة.

في هذا البحث تم إجراء دراسة لأداء خوارزميتي الترشيح التكيفية LMS و NLMS لإزالة الضجيج من إشارة مخطط كهربية القلب. وتحليل الأداء من حيث نسبة الإشارة إلى الضجيج ((SNR(db) ومتوسط الخطأ التربيعي (MSE) وجذر متوسط الخطأ التربيعي (RMSE).

و تم التوصل لنتائج مشجعة في مجال تحسين إشارة ECG عن طريق استخدام خوارزميات الترشيح التكيفية .

الكلمات المفتاحية: الترشيح , متكيف , Least Mean Square (LMS) , Normalized Least Mean square(NLMS) , Matlab, إشارة تخطيط القلب الكهربائية.

Reduction noise from electrocardiogram using adaptive filtering algorithms

Paper Research

Master's Student: Eng. Raneem Akram Attiah

Faculty of Mechanical and Electrical Engineering

Specialization: Electronics Engineering

Supervisor: Dr. Hossam Al-Wafa'i

Abstract

Electrocardiogram (ECG) is a signal that describes the electrical activity of the heart. The ECG signal is usually affected by different types of noise.

This paper presents adaptive filtering algorithms to remove noise from the electrocardiogram, where adaptive filtering was used to reduce noise from the desired ECG signals using the Least Mean Square (LMS) and Normalized Least Mean square (NLMS) algorithm and Matlab software was used to simulate the studied techniques.

In this paper, a study was conducted to perform the adaptive filtering algorithms LMS and NLMS to remove noise from ECG signal. And analyze the performance in terms of SNR(db), mean square error (MSE), and root mean squared difference (RMSE).

Encouraging results have been reached in the field of improving the electrocardiogram signal by using adaptive filtering algorithms.

Key words: filtering, adaptive, (LMS) Least Mean Square, Normalized Least Mean square (NLMS), Matlab, ECG signal.

1- مقدمة :

مخطط كهربية القلب (ECG) هو إشارة تصف النشاط الكهربائي للقلب ، ويلعب مخطط كهربية القلب دوراً مهماً جداً في اعطاء معلومات عن القلب. وهنا يتم تحويل الإشارة إلى الأشكال الموجية الكهربائية، والتي يمكن عرضها على شاشات مثل راسم الذبذبات.

بشكل عام ، تتراوح إشارة ECG في نطاق 2 ميللي فولط[5] ويتراوح التردد من 0.05 إلى 100 هرتز .و نظراً لأن اشارة ECG اشارة ضعيفة ، وذات تردد منخفض لذا من السهل ان تتأثر بالضجيج، لذلك نحن بحاجة إلى الحدّ من هذا الضجيج للحصول على إشارة تخطيط القلب الدقيقة بشكل صحيح ودقيق، وذلك لتشخيص المرض بدقة .[12]

تم اعتماد عمليات ترشيح مختلفة لتقليل التشوهات الناتجة عن إشارة ECG المتأثرة بالضجيج ، وفي هذا البحث تم تناول إزالة الضجيج من إشارة ECG باستخدام خوارزميات الترشيح المتكيفة .

في البحث [1] تمت معالجة إشارة ECG باستخدام خوارزمية NLMS ، وتم إظهار دورها المهم في التطبيقات الطبية الحيوية.

في البحث [13] تم شرح تقنيات معالجة الإشارة الرقمية و الإضاءة على إشارة ECG ، و كيفية تصميم مرشح تكيفي .

في البحث [7] تم دراسة أنواع مصادر الضجيج الشائعة في إشارات ECG وتقنيات معالجة الإشارة البسيطة لإزالتها ؛ حيث تم إزالة تداخل خطوط الطاقة (ضوضاء 50 أو 60 هرتز من مصدر التيار الكهربائي) باستخدام مرشح شق بتردد قطع 50 أو

60 هرتز، والضجيج الناتج عن العضلات هو ضجيج عالي التردد يزيد عن 100 هرتز ، وبالتالي تمت إزالته بواسطة مرشح تمرير منخفض بتردد قطع مناسب، يمكن تخفيف حركة القطب الكهربائي عن طريق تقليل الحركات التي يقوم بها المريض.

2- هدف البحث:

وفقاً لأحدث الإحصاءات الصادرة عن منظمة الصحة العالمية ، تظلّ أمراض القلب والأوعية الدموية السبب الرئيسي المحدد للوفيات في أي منطقة من العالم .

يهدف البحث إلى إجراء دراسة للحد من الضجيج الذي يؤدي إلى تشوه ECG باستخدام خوارزميات الترشيح التكيفية ، و مقارنة أداء بعض هذه الخوارزميات ومحاكاة النتائج عن طريق برنامج MATLAB ، بالإضافة إلى تقديم نتائج تبيّن مدى التحسن في إشارة ECG بعد تطبيق هذه الخوارزميات .

3- أهمية البحث:

بعض مشاكل القلب الأكثر شيوعاً ، هي احتشاء عضلة القلب (النوبة القلبية) ، تسرع القلب البطيني ، الرجفان البطيني أو الرجفان الأذيني ؛ حيث يكون الاكتشاف المبكر لظهور الأعراض الأولى أمراً بالغ الأهمية ، مما يقلل بشكل كبير من معدل الوفيات ، أو العلاج الطبي المركز. وهذه أسباب كافية للنظر في إشارة ECG كإشارة ذات صلة، ويجب مراقبتها و قياسها بالشكل الأمثل ، وبأقل أخطاء ممكنة .[1]

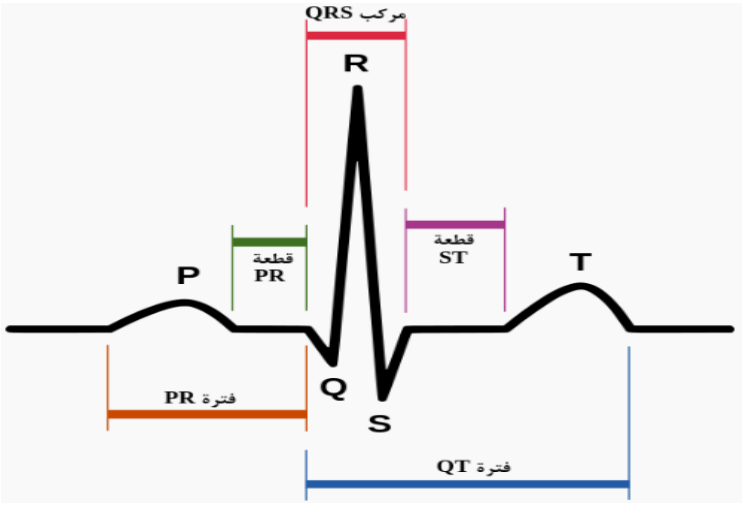
لذلك تكمن أهمية بحثنا في استنتاج إشارة ECG واضحة و خالية تقريباً من الاخطاء، التي من الممكن أن تؤدي إلى تشخيص خاطئ نتيجة وجود ضجيج و انحراف في اشارة ECG ؛ حيث تكون إشارة ECG هي الأساس في التشخيص الأولي الذي يعتمد عليه الطبيب .

4- مواد وطرق البحث :

يبدأ البحث بإجراء دراسة عن إشارة ECG و البحث في مصادر الضجيج التي تؤدي إلى تشوه هذه الإشارة و دراسة خوارزميات الترشيح التكيفية ، بعد ذلك تمت المقارنة بين الخوازميات من حيث ادائها في الحد من الضجيج في إشارة ECG . اعتمدنا في الدراسة العملية على برنامج MATLAB ، حيث تم التوصل لنتائج مهمة و واعدة في مجال الحد من الضجيج في إشارة ECG .

5- إشارة تخطيط القلب الكهربائية(ECG):

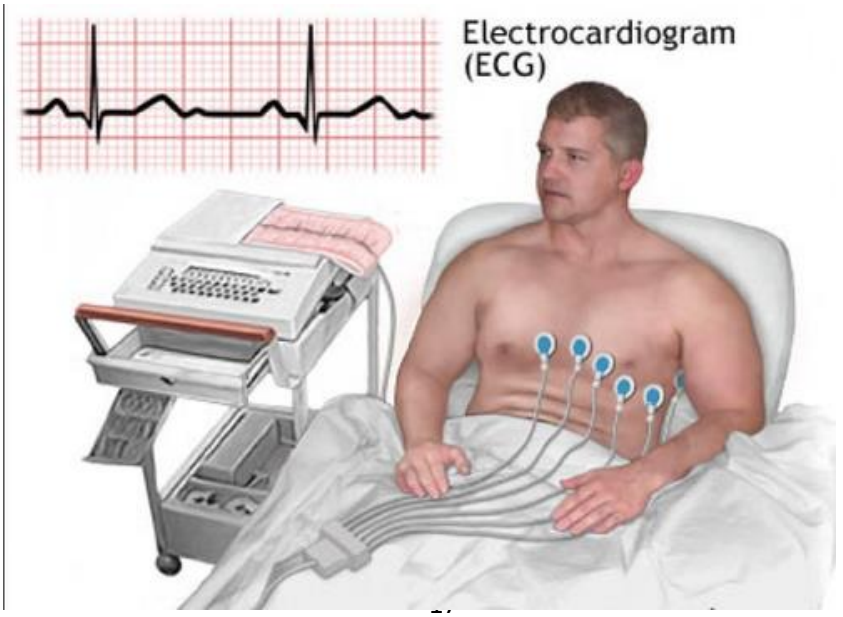
إشارة تخطيط القلب الكهربائية (ECG) هي إشارة تصف النشاط الكهربائي للقلب ، يتم إنشاؤها عن طريق الانقباض (إزالة الاستقطاب) والاسترخاء (عودة الاستقطاب) لعضلات القلب الأذينية والبطينية. تحتوي إشارة تخطيط القلب على موجة P (بسبب إزالة الاستقطاب الأذيني) ، ومركب QRS (بسبب عودة الاستقطاب الأذيني وإزالة الاستقطاب البطيني) وموجة T (بسبب عودة الاستقطاب البطيني). تظهر إشارة تخطيط القلب النموذجية في (الشكل1).[6][7]



الشكل (1) : إشارة تخطيط القلب الكهربائية (ECG)

من أجل تسجيل إشارة ECG ، يتم وضع الأقطاب الكهربائية (محولات الطاقة) في مواضع محددة على جسم الإنسان , يتم تسجيل البيانات ، إما على الورق أو على الشاشة كما في الشكل (2)، ثم يتم تحليل هذه البيانات من قبل الخبراء. مع كل نبضة قلب ، يتم إنتاج الاهتزازات عبر القلب وتميل العضلات إلى الانقباض واستخراج الدم من القلب .[2]

تتأثر إشارة ECG بالضجيج لأنها إشارة ذات تردد منخفض ويكون الضجيج على شكل إشارات غير مرغوب فيها يتم دمجها مع إشارة تخطيط القلب ، وفي بعض الأحيان تخلق عقبات أمام الأطباء من إجراء تشخيص حقيقي[11]. وبالتالي ، من الضروري إزالتها من إشارة ECG باستخدام طرائق معالجة الإشارة المناسبة ، وفي هذا البحث تم تناول إزالة الضوضاء من إشارة ECG باستخدام خوارزميات الترشيح المتكيفة .



الشكل (2): طريقة تخطيط القلب وإظهار النتيجة على الورق الميللمتري

6- الضوضاء الطبية الحيوية Biomedical Noises:

توجد الضوضاء في جميع البيئات تقريباً ، ويمكن تعريفها على أنها إشارة غير مرغوب فيها تتداخل مع الإشارة المرغوبة. كما أنّ الضوضاء في حدّ ذاتها هي إشارة يمكن أن تتولد من عدّة مصادر ، وتأخذ توزيعات مختلفة من الطيف و إنّ الإشارات الكهربائية الطبية الحيوية ، والتي هي نطاق هذا العمل ، ملوثة دائماً بنوع من الضوضاء . تتضمن إشارات التداخل التداخلات من مصادر الطاقة ، والتشوهات الحركية بسبب حركة المريض ، وتداخل التردد اللاسلكي ، والتداخلات من معدات المراقبة الأخرى ، وما إلى ذلك.[5]

فأثناء تسجيل مخطط كهربية القلب ، يتم إنشاء إشارات كهربائية حيوية من خلايا أخرى ، مثل عضلات الهيكل العظمي التي يتم التقاطها بواسطة أقطاب تخطيط القلب ، مما يؤدي إلى تلوث إشارة تخطيط القلب الكهربائية.[6]

يصبح قياس المخطط الكهربائي للقلب أمراً صعباً نظراً لوجود إزاحة كبيرة للتيار المستمر وإشارات التداخل المختلفة ؛ حيث يمكن أن تصل هذه الجهود إلى 300 مللي فولت للإلكترود النموذجي ، وهو أكبر بعدة مرات من إشارة تخطيط القلب. لذلك يعدّ تقليل الضوضاء مَهمّة ضرورية جداً لحلّ الإشارات الطبية الحيوية .[7]

6-1 مصادر الضجيج :

غالبًا ما تكون الضوضاء عاملاً مقيداً في أداء الأجهزة الطبية ، مما يؤدي إلى التباين في القياسات الطبية الحيوية و ترتبط إشارات **ECG** دائماً بضوضاء خلفية ،

كما أن مصادر الضوضاء كثيرة جداً لدرجة أن تقليل الضوضاء أصبح المهمّة الأساسيّة لمعالجة الإشارات الطبية الحيوية. الضوضاء الأكثر شيوعاً التي يجب أخذها في الاعتبار هي: تداخل خط الطاقة ، التقلصات العضلية (**EMG**) ، الضوضاء الناتجة عن الأجهزة الإلكترونية ، و انحراف خط الأساس.[7]

2-6 Signal-to-Noise Ratio نسبة الإشارة إلى الضجيج :

نعتبر الإشارة والضجيج مصطلحين نسبيين ؛ حيث تكون الإشارة هي شكل الموجة محل الاهتمام بينما الضجيج هو كل إشارة اخرى تسبب تشوه في شكل الموجة المدروسة. كلاهما يقاس بسعة متوسط الجذر التربيعي Root-Mean-Square (RMS). وعادةً ما يتم تحديد نسبة الإشارة والضجيج الموجودة في شكل موجة بواسطة SNR ، وغالبا ما يتم التعبير عن SNR بالديسيبل (dB) :

$$SNR = 20log\frac{Signal}{Noise}$$

للتحويل من مقياس ديسيبل إلى مقياس خطي :

$$SNR_{linear} = 10^{\frac{dB}{20}}$$

- على سبيل المثال ، تعني النسبة 20 ديسيبل أن قيمة RMS للإشارة كانت 10 أضعاف قيمة RMS للضجيج ، لأن $10^{20/20}= 10$.[9]

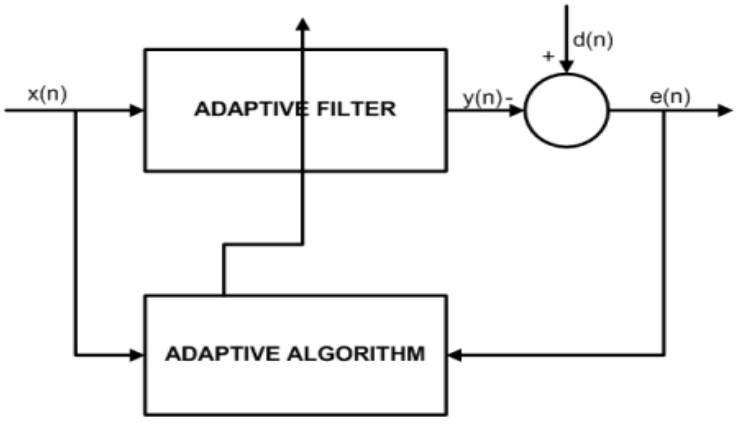
7- الخوارزمية التكيفية:

من الطرائق الأساسية لإلغاء الضجيج تحليل طيف الإشارة وقمع مكونات التردد غير المرغوب فيها. وتكمن المشكلة في أن الضجيج يمكن أن يتداخل مع الإشارة بأكملها

، وهذا التداخل يؤدي إلى فقدان إشارة مخطط كهربية القلب الخاصة بنا للمعلومات والتي بدورها توفر تشخيصاً غير صحيح في هذه الحالات تكون الطرق التقليدية لتقليل التشويش غير كافية وغير مفيدة .

لذلك و للتغلب على هذه الصعوبة ، يجب أن تؤخذ في الاعتبار الأساليب الجديدة القائمة على تقنيات معالجة الإشارات المتقدمة مثل معالجة الإشارات التكيفية. حيث يمكن أن تؤدي طرق معالجة الإشارات التكيفية الى ضبط معاملات الترشيح الخاصة بها بطريقة تحسن أدائها.[1]

يجد المرشح التكيفي تطبيقه ؛ حيث تكون الخصائص الثابتة غير معروفة أو لا يمكن تحقيقها بواسطة المرشحات الثابتة للوقت ، لذلك في هذا النوع من المواقف ، تعتبر المرشحات التكيفية هي الأفضل [10]، ويتم تعريف هذه المرشحات على أنها نظام ذاتي التصميم يعتمد على خوارزمية تكرارية لتشغيله كما هو مبين بالشكل (3). تسمح هذه الخوارزمية للمرشح بأداء دقة جيدة للإشارات حتى في حالة عدم توفر إحصاءات الإشارات المرغوبة.[11]



الشكل (3) : الهيكل العام للمرشح التكيفي

من بين الخوارزميات التكيفية المختلفة التي درسناها خوارزمية LMS وخوارزمية NLMS.

1-5 *Least Mean Square Algorithm (LMS)*:

كانت إحدى الخوارزميات الأولى المستخدمة في معالجة الإشارات التكيفية هي Least Mean Square (LMS) التي طورها Widrow and Hoff في عام 1959. وتستخدم هذه الخوارزمية حالياً على نطاق واسع نظراً لقوتها وبساطتها.[4]

تُستخدم خوارزمية متوسط مربع الخطأ (LMS) في المرشحات التكيفية لإيجاد معاملات المرشح ، وتنتج أقل متوسط لمربع إشارة الخطأ ، وهي خوارزمية شائعة الاستخدام للترشيح التكيفي [8] . تتمثل السمات المهمة لخوارزمية LMS في البساطة والمتانة وإمكانيات التتبع الفعّالة ، فيما يتعلق بالحمل الحسابي وسهولة التنفيذ. تعالج خوارزمية LMS معاملات المرشح وتولّد تغيّرات بكميّة مكافئة للقيمة التقريبية الحاليّة لمتوسط الخطأ .

وتكون معادلة تحديث المعاملات لخوارزمية LMS بالشكل .[4]

$$W(n+1) = W(n) + \mu(n)e(n)x(n) \qquad (1)$$

حيث x (n) هو ناقل الإشارة المرجعي للطول L في الوقت n، μ هو عامل التقارب للتحكم في السرعة التكيفية والاستقرار ، وهو ما يسمى بحجم الخطوة . w (n) هو متجه معامل المرشح الذي يتم تحديثه بشكل تكيفي لتقليل المتوسط التربيعي للخطأ.

يتم حساب الضوضاء المقدرة y (n) ، من المرشح التكيفي w (n) و e (n) هي إشارة الخطأ e (n) وتعطى بالشكل: $e(n) = d(n)-y(n)$ (2)

حيث d(n) تمثل إشارة الإستجابة المرغوبة .[8][4]

يؤثر حجم الخطوة ، μ ، على أداء خوارزمية LMS ، حيث يمكن أن يحقق حجم الخطوة الكبير ($\mu = 0.01$) سرعة تقارب أسرع ، ولكنه يزيد أيضاً من التشويه في الإشارة . من ناحية أخرى ، يوفر حجم خطوة صغير ($\mu = 0.0001$) تشويهاً ضئيلاً ، ولكن بتقارب بطيء للغاية لتتبع ضوضاء الحركة السريعة ، وبالتالي يجب أن يكون هناك مفاضلة في اختيار حجم خطوة مناسب وفقاً لمستوى الضوضاء عبر الوقت.[1]

2-5 *Normalized Least Mean Square (NLMS)*:

تم تقديم خوارزمية (NLMS) المعيارية مع تعديل حجم الخطوة المتغير لتحسين سرعة التقارب والأداء الجيد الثابت المحدد ، في البداية يتم اختيار حجم خطوة معين ويتم تسويته باستخدام المعادلة التالية .[3]

$$\mu(n) = \frac{\mu}{\|X(N)\|^2} \quad (3)$$

وتكون معادلة تحديث المعاملات لخوارزمية NLMS بالشكل.[4]

$$W(n+1) = W(n) + \mu(n)e(n)x(n) \quad (4)$$

الاختلاف الوحيد بين NLMS و LMS هو حجم الخطوة. تزداد سرعة التقارب في NLMS على حساب زيادة التعقيد الحسابي ولكن تعطي أداء أفضل عند حجم خطوة صغير وتزداد بذلك نسبة الإشارة إلى الضجيج .[1]

8- الدراسة العملية :

يعتبر برنامج MATLAB(Matrix-Laboratory) هو البرنامج الرائد في التطبيقات الهندسية والرياضية وهو من إنتاج شركة Mathworks ؛ MATLAB يسمح بالتلاعب حسابياً بالمصفوفات، بالرسم البياني للتوابع الرياضية، بتنفيذ الخوارزميات المختلفة، إنشاء واجهات المستخدم الرسومية، والتواصل مع البرامج المكتوبة بلغات أخرى، بما في ذلك C ، C++، java . يستخدم البرنامج مع العديد من التطبيقات والأدوات المساعدة الأخرى مثل(Simulink) .

تم الاستعانة ببرنامج MATLAB في هذا البحث لدارسة أداء خوارزميات الترشيح التكيفية في الحد من الضجيج في إشارة تخطيط القلب الكهربائية ، وسنعرض نتائج المحاكاة في الجداول و المخططات التالية .

يتم أخذ إشارة ECGالحقيقية ذات 31 نبضة من قاعدة بياناتMIT−BIHarrhythmia التي يبلغ عدد عيناتها 4000 عينة وسعة 1 مللي فولت [14]، يتم إنشاء الضجيج باستخدام وظيفة randn في MATLAB .

في المحاكاة ، تكون d هي الإشارة المرغوبة المرجعية وN هي إشارة الضجيج و x هي عبارة عن إضافة إشارة الضجيج إلى الإشارة المرغوبة أي x =d+ N .

تمت الدراسة العملية و عملية المقارنة بالاعتماد على البارامترات التالية :

- **Signal-to-Noise Ratio** (SNR) تمت دراسته و شرح كيفية حسابه في الفقرة 2-6 .
- **Mean-Square- Error** (MSE) : هو متوسط الخطأ التربيعي ويتم استخدامه لتقييم جودة المعلومات المحفوظة في إشارة ECG بعد اجراء عملية الترشيح ويتم حسابه بالشكل (5)

$$MSE = \frac{1}{M}\sum_{m=0}^{M-1}[x(m) - y(m)]^2$$

- **Root- Mean-Square- Error** (RMSE) : وهو جذر متوسط الخطأ التربيعي يتم حسابه كالتالي: (6) $RMSE = \sqrt{MSE}$

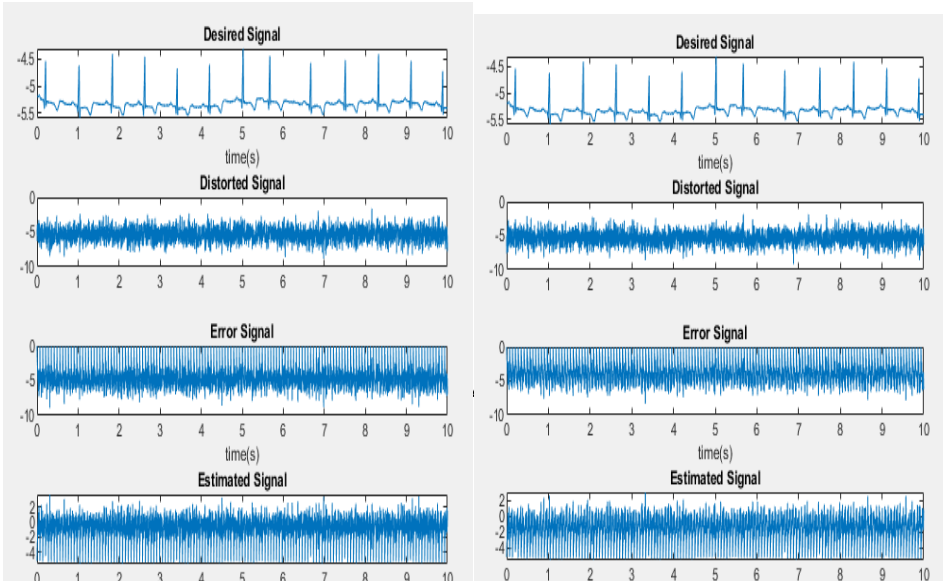
تتم إزالة الضوضاء باستخدام مرشحين متكيفين يعتمدان على خوارزمية LMS و NLMS. وتتم محاكاة الخوارزميات بالمواصفات التالية المبينة بالجداول أدناه .

1-8 أولاً: قمنا بتثبيت طول المرشح على القيمة L=25 و غيّرنا بقيمة حجم الخطوة فكانت النتائج بالجدول (1):

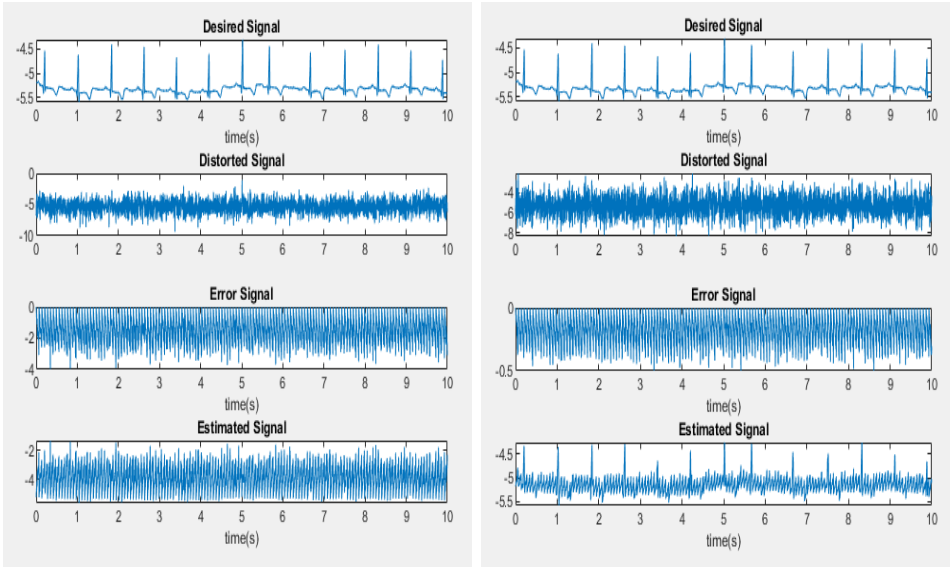
جدول (1)

L	μ	LMS			NLMS		
		MSE	RMSE	SNR(dB)	MSE	RMSE	SNR(dB)
25	0.01	20.92	4.57	-4.42	0.52	0.72	8.44
25	0.005	16.72	4.08	-3.99	0.14	0.37	13.96
25	0.001	1.97	1.42	2.88	0.006	0.07	27.52
25	0.0001	0.04	0.2	18.97	0.04	0.007	47.67

المخطط (1) محاكاة للنتائج المذكورة في الجدول للخوارزمية LMS :



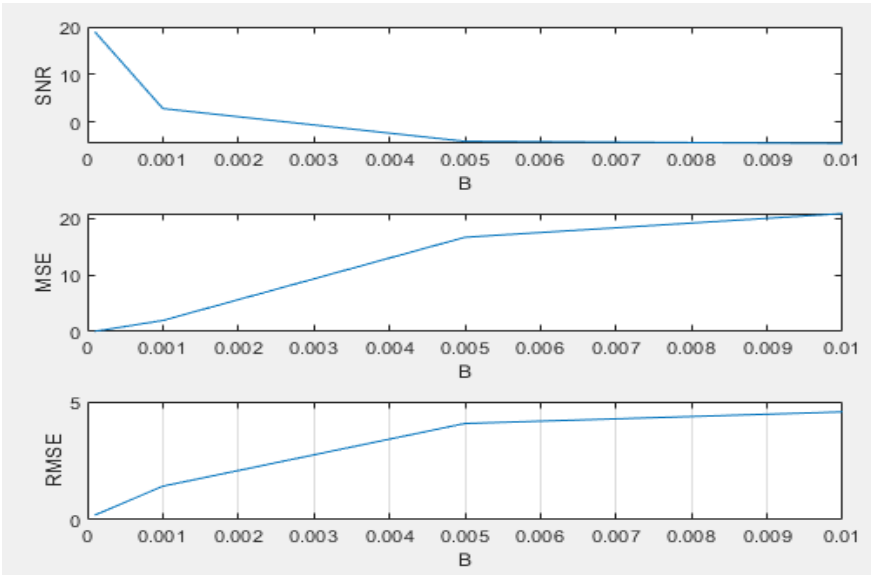
L=25 μ=0.01 L=25 μ=0.005



L=25 μ=0.0001 L=25 μ=0.001

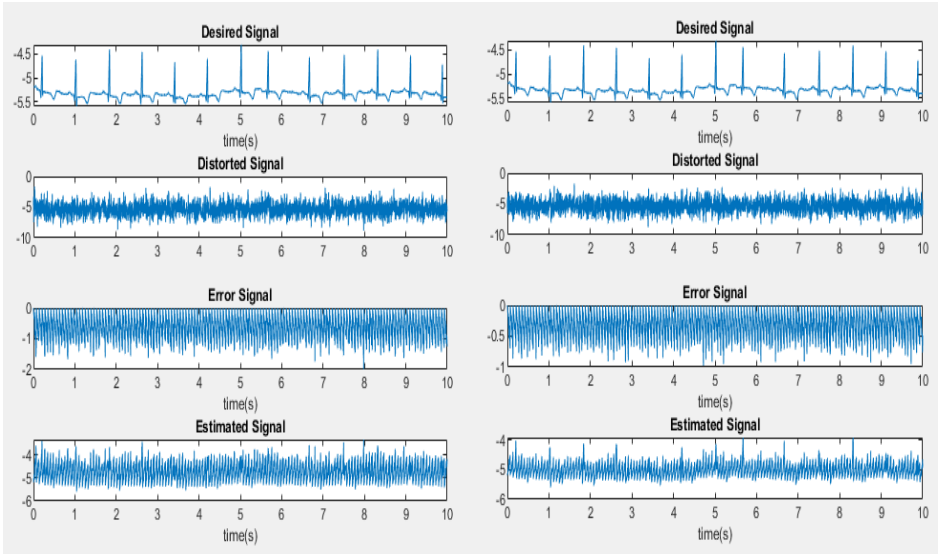
المخطط (1)

يوضح الشكل(4) الرسم البياني لنتائج خوارزمية LMS في الجدول (1) :

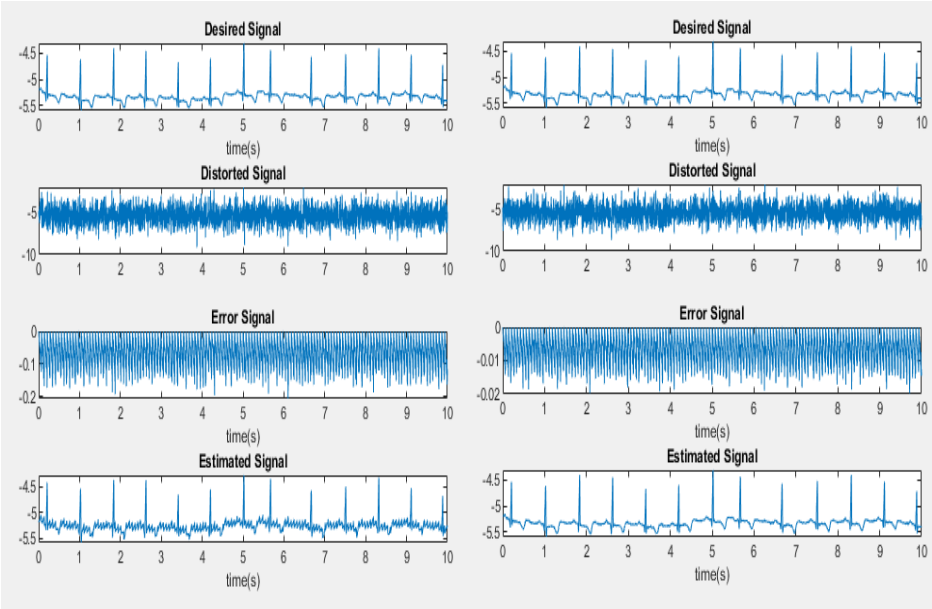


الشكل(4) : الرسم البياني لنتائج خوارزمية LMS

المخطط (2) محاكاة للنتائج المذكورة في الجدول للخوارزمية NLMS :



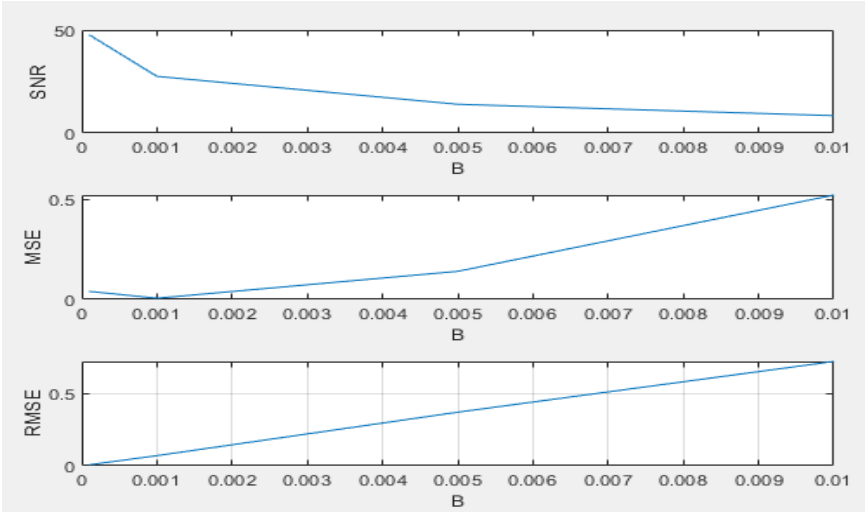
L=25 μ=0.01 L=25 μ=0.005



L=25 μ=0.001 L=25 μ=0.0001

المخطط (2)

يوضح الشكل (5) الرسم البياني لنتائج خوارزمية NLMS في الجدول (1):



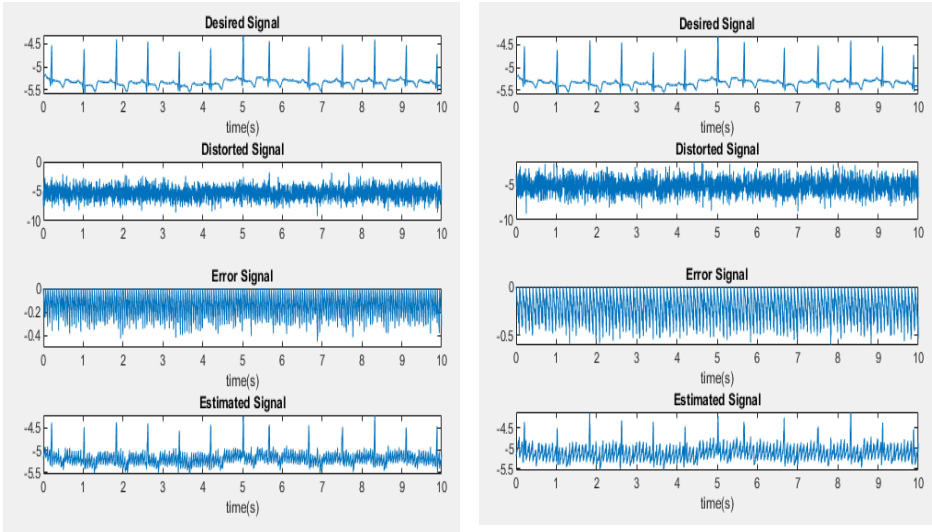
الشكل(5) : الرسم البياني لنتائج خوارزمية NLMS

2-8 ثانياً: قمنا بتثبيت حجم الخطوة على القيمة μ =0.0001 و غيّرنا بطول المرشح فكانت النتائج بالشكل التالي:

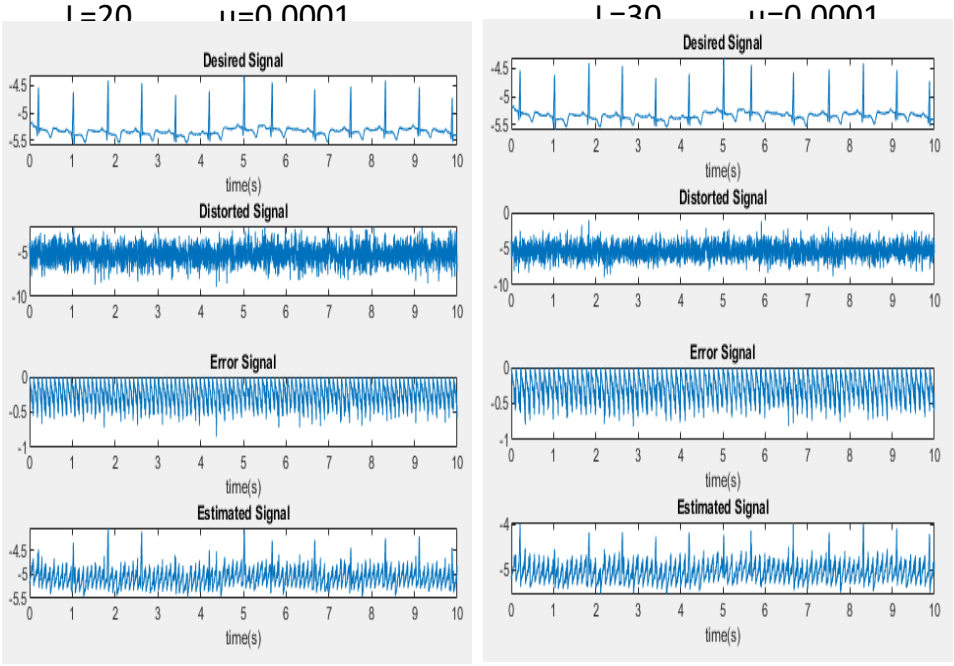
L	μ	LMS			NLMS		
		MSE	RMSE	SNR(dB)	MSE	RMSE	SNR(dB)
20	0.0001	0.02	0.16	20.70	0.02	0.006	49.37
30	0.0001	0.04	0.20	19.07	0.06	0.009	46.09
35	0.0001	0.08	0.29	16.28	0.02	0.011	44.69
40	0.0001	0.11	0.33	14.80	0.03	0.012	43.15

الجدول (2)

المخطط (3) محاكاة للنتائج المذكورة في الجدول (2) للخوارزمية LMS :



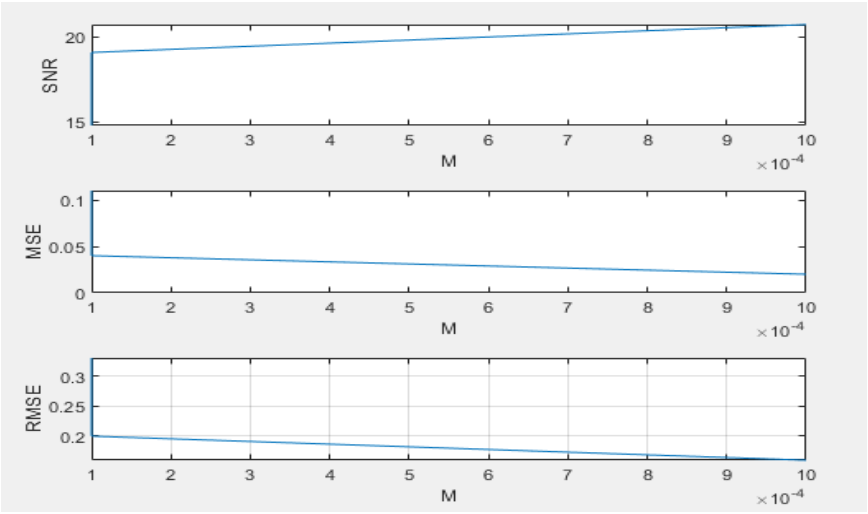
L=20 μ=0.0001 L=30 μ=0.0001



L=35 μ=0.0001 L=40 μ=0.0001

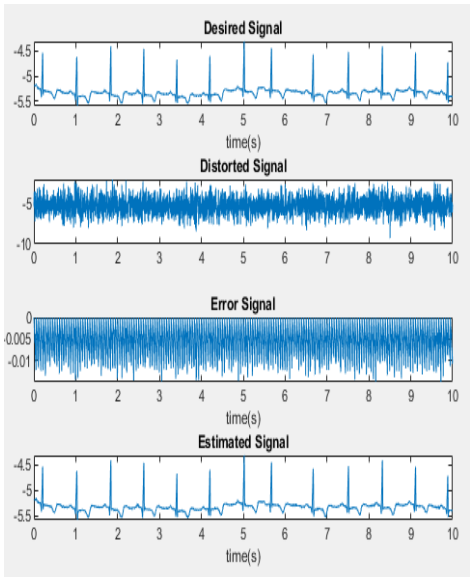
المخطط (3)

يوضح الشكل (6) الرسم البياني لنتائج خوارزمية LMS في الجدول (2):

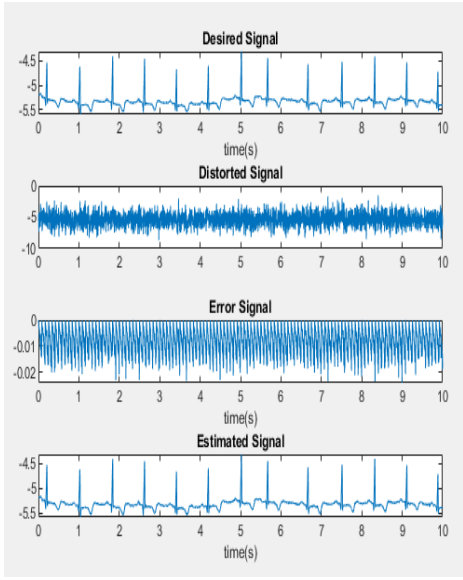


الشكل(6): الرسم البياني لنتائج خوارزمية LMS

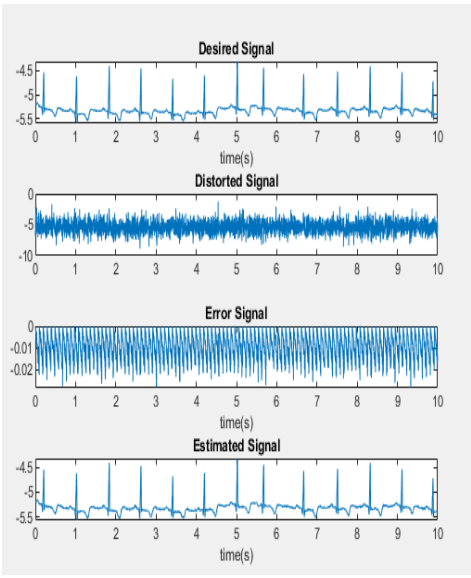
المخطط (4) محاكاة للنتائج المذكورة في الجدول (2) للخوارزمية NLMS :



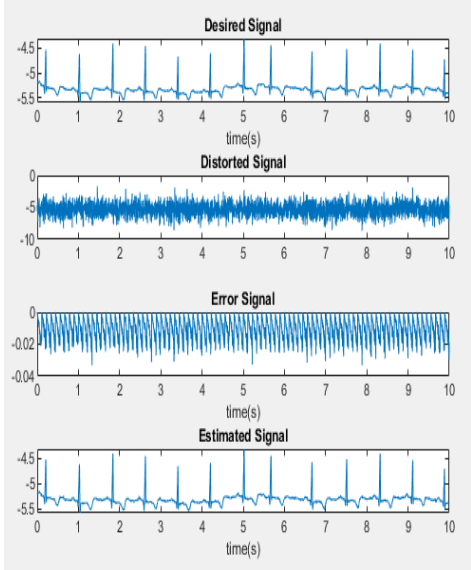
L=20 μ=0.0001



L=30 μ=0.0001



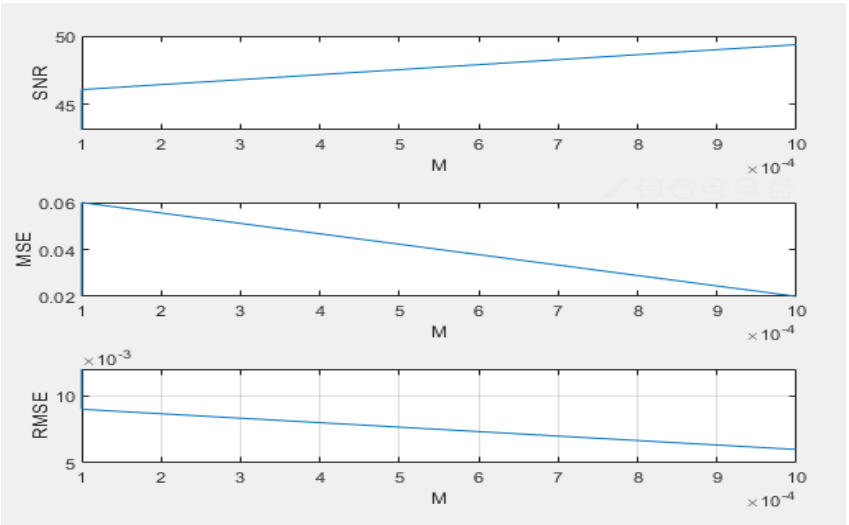
L=35 μ=0.0001



L=40 μ=0.0001

المخطط (4)

يوضح الشكل(7) الرسم البياني لنتائج خوارزمية NLMS في الجدول (2):



الشكل(7): الرسم البياني لنتائج خوارزمية NLMS

9- النتائج و المناقشة:

تصور المحاكاة السابقة تحليل أداء المرشحات التكيفية المختلفة بقيمة مختلفة لحجم الخطوة و طول المرشح و الهدف الأساسي من هذا التحليل هو التحقق من قدرة الخوارزميات على إلغاء الخطأ حيث تعتمد إمكانية إلغاء الخطأ هذه على طول المرشح وحجم الخطوة.

توضح هذه النتائج أن خوارزمية LMS لها تقارب بطيء ولكنها سهلة التنفيذ وتعطي نتائج جيدة إذا تم اختيار حجم الخطوة بشكل صحيح ومناسب للبيئة الثابتة ،وإنّ خوارزمية NLMS هي الأفضل عند اختيار حجم خطوة أصغر وبالتالي تقارب أسرع و نسبة SNR أكبر .

بالنسبة لترتيب مرشح أقل (<20) ، أثبتت الخوارزميات المدروسة أنها تعطي أقل MSE وأقل RMSE وأعلى نسبة SNR، ولكن مع زيادة ترتيب المرشح (> 20) أظهرت النتائج عكس ذلك ، لذلك نحتاج إلى أخذ ذلك في عين الاعتبار عند استخدام هذه الخوارزميات لتطبيق معين.

وبشكل عام نلاحظ من النتائج السابقة تفوّق في أداء المرشحات القائمة على خوارزمية NLMS عن المرشحات القائمة على خوارزمية LMS ... لذلك يمكن استخدام تقنية إلغاء الضوضاء التكيفية القائمة على NLMS في جميع التطبيقات العملية.

10- الاستنتاجات و التوصيات :

في هذا العمل تم تقييم أداء المرشح التكيفي القائم على خوارزميتي LMS و NLMS لإزالة الضجيج من إشارة ECG. وتم تنفيذ العملية ،أي أنّه تم الحد من ضجيج إشارة ECG مع معاملات مختلفة قدر الإمكان.

يمكن تحسين هذه العمليّة بتقليل المتطلبات الحسابية إذا تمّت عمليّة تحقيق أوزان فروع المرشح Wiener في كتل بدلاً من كل عينة. سيتأثر الأداء ، ولكن قد يكون هذا حلاً احترافياً لأنظمة الأجهزة الحسابية ذات الأداء المنخفض.

سيكون من المهم أيضاً تطوير خوارزميّة لضبط حجم الخطوة ديناميكياً ، والتي قد تكون مفيدة لتكييف الخوارزمية مع مصادر الضوضاء المختلفة.

References: **المراجع**

1-Ms. Chhavi Saxena, Mr. Vivek Upadhyaya, Dr. Hemant Kumar Gupta,Dr. Avinash Sharma– 2018 –**Analysis for Denoising of ECG Signals Using NLMS Adaptive Filters** – Jaipur, Rajasthan, India.

2- Markus Huoglinger- November 2016- **ECG Preprocessing**- Bachelor's Thesis, Austria.

3-Adyasha Sahu Prasanta–Kumar Parida–2019– **NOISE REDUCTION FROM ELECTROCARDIOGRAM SIGNAL USING SIGNAL PROCESSING TECHNIQUES** Burla,Odisha,India

4- Sadaf Khan, Syed Muhammad Anwar, Waseem Abbas, Rizwan Qureshi–2016– **A NOVEL ADAPTIVE ALGORITHM FOR REMOVAL OF POWER LINE INTERFERENCE FROM ECG SIGNAL**– Pakistan.

5- Krishna Kant Singh– Mohamed Elhoseny– Akansha Singh Ahmed A. Elngar-2021- **Machine Learning and the Internet of Medical Things inHealthcare-** Academic Press.

6- Chengyu Liu • Jianqing Li-2020- **Feature Engineering and Computational Intelligence in ECG Monitoring**- Nanjing, China.

7- Rahul Kher-2019- **Signal Processing Techniques for Removing Noise from ECG Signals-** Gujarat, India.

8- Anissa Khiter-2021**- Filtering of Electrocardiogram (ECG) signals-** People's Democratic Republic of Algeria.

9-Zia-ul-Haque, Rizwan Qureshi, Mehmood Nawaz, Faheem Yar Khuhawar, Nazish Tunio, Muhammad Uzair-2019- **Analysis of**

ECG Signal Processing and Filtering Algorithms- (IJACSA) International Journal of Advanced Computer Science and Applications.

10-Rizwan Qureshi ,Syed Ali Raza Rizvi, Sayed Haider Abbas Musavi, Sadaf Khan, Khurram Khurshid-2017- **Performance Analysis of Adaptive Algorithms for removal of Low Frequency Noise from ECG Signal-** Pakistan.

11-Nitika Sharma and Jaspinder Singh Sidhu-2016-**Removal of Noise From ECG Signal Using Adaptive Filtering.** Punjab, India.

12- Ms. Geeta Kadam, Prof.P.C.Bhaskar,2012-**REDUCTION OF POWER LINE INTERFERENCE IN ECG SIGNAL USING FIR FILTER,** India.

13- K. Deergha Rao M. N. S. Swamy -2018-**Digital Signal Processing.** Theory and Practice- Canada.

14- https://archive.physionet.org/cgi-bin/atm/ATM .