

تصميم نظام تحصيل بيانات بالاعتماد على متحكم صغري ومرشحات رقمية ذات استجابة إهليلجية Elliptic Response قابل للاستخدام في إلغاء الضجيج المرافق لإشارات التخطيط الكهربائي للدماغ EEG

الدكتور بلال عبد الكريم شياح*

عصام محمود اسعد**

(تاريخ الإيداع 10 / 3 / 2015. قُبِلَ للنشر في 18 / 6 / 2015)

□ ملخص □

إنَّ كَوْنِ مطال إشارات التخطيط الكهربائي للدماغ EEG شديد الصَّغَرِ يجعل من الصعب التقاطها بدون النقاط الكثير من إشارات الضجيج (الناجمة عن العوامل الموجودة في الوسط المحيط) التي تؤثر على إشارة تخطيط الدماغ الأصلية، ولذلك سيكون استخدام المرشحات ضرورة حتمية لحذف الضجيج والحصول على إشارة صحيحة وواضحة. سنتطرق في هذه الدراسة لتصميم دائرة إلكترونية بالاعتماد على متحكم صغري ومضخم تجهيزي Instrumentation Amplifier ومضخم عملياتي Operational Amplifier تقوم بثلاث عمليات أساسية، هي استقبال إشارات تخطيط كهربائي من رأس (دماغ) المريض ثم تحويلها من الشكل التشابهي إلى الشكل الرقمي، ثم إرسال الإشارة الرقمية الناتجة إلى مجموعة مكونة من ثلاثة مرشحات رقمية. كما سنتطرق لتصميم ثلاثة مرشحات رقمية ذات استجابة إهليلجية Elliptic Response قابلة للاستخدام في الزمن الحقيقي للمساهمة في عملية ترشيح الضجيج المترابك مع إشارات تخطيط الدماغ الكهربائية (التي تُظهر حالة دماغ المريض) لتكون ضمن الجزء البرمجي المتمم للجزء الدارتي في نظام النقاط هذه الإشارات. وفي النهاية سنقوم بعرض طريقة استخدام الدارة الإلكترونية المصممة مع المرشحات الرقمية الثلاثة المصممة وعرض النتائج ومناقشتها. تم استخدام البرنامج Eagle 6.6 لتصميم ورسم الدارة الإلكترونية، والبرنامج CodeVision AVR 3.12 لكتابة البرنامج المثبت على المتحكم الصغري، كما تم استخدام البرنامج Mathworks MATLAB 2014a لتصميم المرشحات الرقمية والأداة Mathworks MATLAB 2014a Simulink لإجراء التجارب والحصول على النتائج. **الكلمات المفتاحية:** إشارات التخطيط الكهربائي للدماغ، متحكم صغري، مضخم تجهيزي، مضخم عملياتي، إشارة تشابهية، إشارة رقمية، مرشح رقمي، زمن حقيقي، ضجيج.

* مدرس - قسم هندسة الحاسبات والتحكم الآلي - كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية - جامعة تشرين - اللاذقية - سورية .
** طالب دراسات عليا (ماجستير) - قسم هندسة الحاسبات والتحكم الآلي - كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية - جامعة تشرين - اللاذقية - سورية.

Data Acquisition System Design Using a Microcontroller and Digital Elliptic Filters that are able to Remove Noise from EEG signals

Dr. Bilal Chiha*
Isam Asaad**

(Received 10 / 3 / 2015. Accepted 18 / 6 / 2015)

□ ABSTRACT □

Since Electroencephalogram (EEG) signals have very small magnitude, it's very hard to capture these signals without having noise (produced by surrounding artifacts) affect the real EEG signals, so it is necessary to use Filters to remove noise.

This work proposes a design of an electronic circuit using a microcontroller, an instrumentation amplifier and an operational amplifier able to capture EEG signals, convert the captured signals from analog state to digital one and send the converted signal (digital signal) to a group of three digital filters.

This paper gives a design of three digital elliptic filters ready to be used in real time filtering of EEG signals (which preliminary represents the condition of the brain) making the software part which complements the hardware part in the EEG signals capturing system.

Finally we are going to show the way of using the designed electronic circuit with the three designed digital filters, demonstrate and discuss the results of this work.

We have used Eagle 6.6 software to design and draw the circuit, CodeVision AVR 3.12 software to write the program downloaded on the microcontroller, Mathworks MATLAB 2014a software to design the three digital filters and Mathworks MATLAB 2014a Simulink tool to make the appropriate experiments and get the results.

Keywords: EEG, Microcontroller, Instrumentation Amplifier, Operational Amplifier, Analog Signal, Digital Signal, Digital Filter, Real Time Filtering, Noise.

* Assistant professor, Department of Computers and Automatic Control Engineering, Faculty of Mechanical and Electrical Engineering, Tishreen University, Lattakia, Syria.

** Postgraduate Student, Department of Computers and Automatic Control Engineering, Faculty of Mechanical and Electrical Engineering, Tishreen University, Lattakia, Syria.

مقدمة:

تتميز جميع الإشارات الكهربائية المأخوذة من جسم الإنسان بمطالها الصغير (من مرتبة ميلي فولت وما دون)، ومن شبه المؤكد أنها ستعرض لتأثير الإشارات الموجودة في الوسط المحيط، حيث يمكن اعتبار أي إشارة غير مأخوذة من جسم الإنسان تشويشاً أو ضجيجاً أو إشارة غير مرغوبة يجب التخلص منها لأنها تؤثر على صحة ودقة الإشارة المأخوذة من جسم الإنسان مما قد يعطي معلومات خاطئة عن الحالة الصحية للمريض.

يوجد العديد من الدراسات حول حذف الضجيج من الإشارات الكهربائية المأخوذة من جسم الإنسان، فمثلاً اقترح Lenng PM و ChoyTT استخدام مرشح منع حزمة Notch Filter للتخلص من الإشارات الناتجة عن الشبكة الكهربائية ذات التردد 60Hz [1] منفذاً بواسطة معالج صغري يعمل بالزمن الحقيقي، كما اقترح ferdJallah M و Barr RE الاعتماد على طريقة التقسيم أو الضرب المتتالي بمجموعة من الترددات مركزها التردد 60Hz [2]، وأخيراً نذكر اقتراح Yang Y و Wu Y باستخدام طريقة Levkov [3].

في هذه الدراسة سنتعامل مع إشارات التخطيط الكهربائي لدمغ الإنسان، والتي قد تتعرض لتشويش من مصادر مختلفة مثل شبكة التغذية المنزلية ذات التردد 50Hz والإشارات الصادرة عن مختلف التجهيزات الكهربائية الموجودة قرب المريض، حيث نعرض في هذه الدراسة دارة إلكترونية لالتقاط إشارات التخطيط الكهربائي لدمغ الإنسان ونقترح استخدام مرشحات ذات استجابة إهليلجية (أو مرشحات Causer) مصممة باستخدام برنامج Mathworks MATLAB 2014a من الأنواع تمرير منخفض، تمرير مرتفع ومنع حزمة للتخلص من هذا الضجيج غير المرغوب، وبما أن ترددات إشارات التخطيط الكهربائي لدمغ الإنسان المفيدة للاختصاصيين تتراوح بين 1Hz و 100Hz سنقوم باستخدام هذه المرشحات لحذف الإشارات ذات الترددات الأعلى من 100Hz والأخفض من 1Hz والترددات التي تتوضع حول القيمة 50Hz.

بعد الانتهاء من عرض الدارة الإلكترونية والمرشحات المصممة، سنقوم بتوضيح طريقة استخدام الجزئين الدارتي والبرمجي معاً للحصول على نظام كامل لتحصيل إشارات التخطيط الكهربائي لدمغ الإنسان.

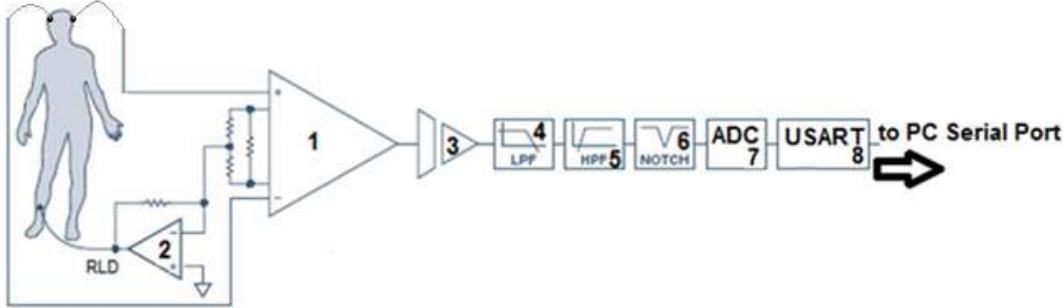
أهمية البحث وأهدافه:

يقترح البحث بشكل أساسي تحويل جزء من الدارة الإلكترونية المستخدمة لالتقاط إشارات التخطيط الكهربائي لدمغ الإنسان إلى شكل برمجي، حيث يتم استخدام مرشحات رقمية مصممة برمجياً للقيام بعمليات الترشيح المنفذة في الدارة الإلكترونية، ويظهر في الشكل (1-2) مراحل الدارة الإلكترونية المستخدمة لالتقاط إشارات التخطيط الكهربائي لدمغ الإنسان.

نرى في الشكل (1-2) ثمان مراحل أساسية يمكن تلخيصها كالتالي:

- (1) مضخم تجهيزي يضخم الفرق بين الإشارتين الواردتين من جسم الإنسان.
- (2) دارة قيادة الرجل اليمنى (Right Leg Driver (RLD): تعمل كدارة لتوحيد المرجع بين جسم الإنسان والدارة الإلكترونية المستخدمة لالتقاط إشارات التخطيط الكهربائي لدمغ الإنسان.
- (3) مرحلة تضخيم ثانية لتضخيم الإشارة الواردة من المضخم التجهيزي.
- (4) مرشح تمرير منخفض للتخلص من الإشارات ذات الترددات الأعلى من 100Hz.
- (5) مرشح تمرير مرتفع للتخلص من الإشارات ذات الترددات الأقل من 1Hz.

مرشح منع حزمة للتخلص من الترددات حول تردد مركزي معين (ويكون أكبر تخميداً للتردد المركزي) وهو في دراستنا 50Hz.



الشكل (1-2): المراحل التي تحويها الدارة الإلكترونية المستخدمة لالتقاط إشارات التخطيط الكهربائي لدمغ الإنسان.

(6) مبدل إشارة من الشكل التشابهي إلى الشكل الرقمي.

(7) وحدة USART لإرسال الإشارة الرقمية الناتجة من المرحلة السابقة إلى منفذ تسلسلي للحاسوب.

نقترح في هذه الدراسة نقل المراحل 4 و 5 و 6 من الدارة الإلكترونية إلى الجزء البرمجي من نظام النقاط إشارات التخطيط الكهربائي لدمغ الإنسان بالاعتماد على مرشحات رقمية مصممة ببرنامج Mathworks MATLAB 2014a، الأمر الذي يعطي مرونة في التصميم وسهولة في الصيانة والتعديل إضافةً للتوفير المادي في كلفة نظام النقاط إشارات التخطيط الكهربائي لدمغ الإنسان مع التأكيد على أن أداء المرشحات الرقمية أفضل من أداء المرشحات التشابهيّة من حيث الدقة ومن حيث تجنب الضياعات التي تطرأ على الإشارة المرشحة (مع الأخذ بعين الاعتبار استخدام معدل أخذ عينات مناسب عند التحويل من الشكل التشابهي إلى الشكل الرقمي)، وبذلك سيصبح الجزء الدارتي من نظام النقاط إشارات التخطيط الكهربائي لدمغ الإنسان مقتصرًا على المراحل 1، 2، 3، 7، 8.

طرائق البحث ومواده:

يمكن تقسيم البحث إلى ثلاثة أجزاء أساسية هي:

- (1) تصميم الدارة الإلكترونية المكونة من المراحل الأولى والثانية والثالثة والسابعة والثامنة من الشكل (1-2).
- (2) تصميم المرشحات الرقمية ذات الاستجابة الإهليلجية من الأصناف الثلاثة تمرير منخفض وتمرير مرتفع ومنع حزمة باستخدام برنامج Mathworks MATLAB 2014a (المراحل الرابعة والخامسة والسادسة من الشكل (1-2)).

(3) عرض طريقة استخدام الجزء الدارتي مع الجزء البرمجي المصمّمين في الجزئين الأول والثاني.

- (1-3) تصميم الدارة الإلكترونية التي ستقوم بالنقاط إشارات التخطيط الكهربائي لدمغ الإنسان وإرسالها إلى الجزء البرمجي الموجود على الحاسوب:

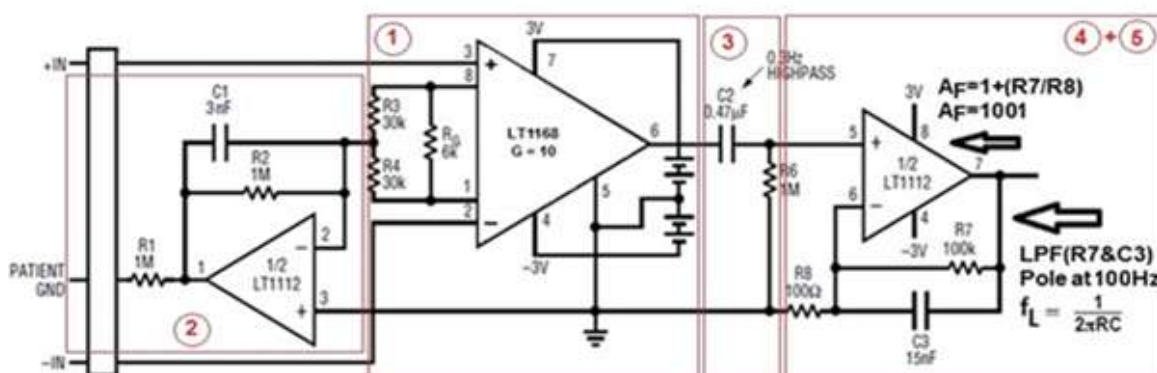
تتألف الدارة الإلكترونية المقترحة في هذه الدراسة من جزئين أساسيين:

- (1) جزء مسؤول عن النقاط إشارة التخطيط الكهربائي من دماغ الإنسان.

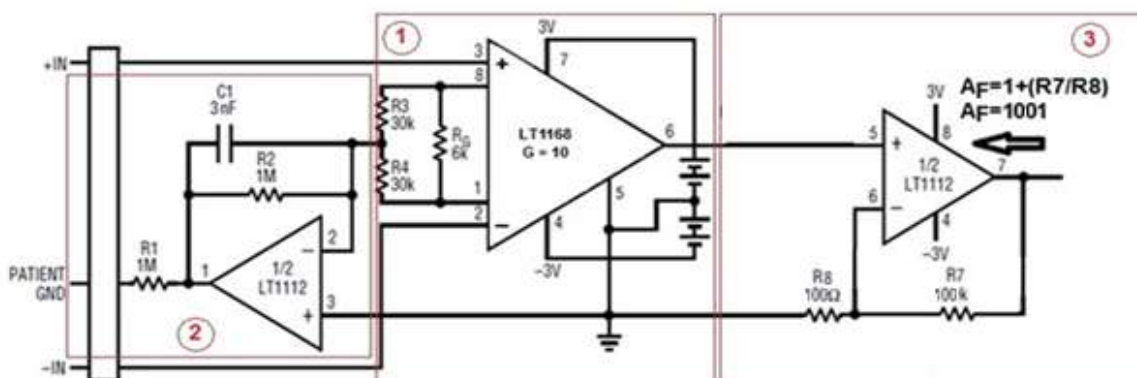
(2) جزء مسؤول عن تحويل الإشارة الملتقطة من الشكل التشابهي إلى الشكل الرقمي ثم إرسال الإشارة المحولة إلى المنفذ التسلسلي للحاسوب.

3-1-1) تصميم الجزء المسؤول عن النقاط إشارة التخطيط الكهربائي من دماغ الإنسان:

يتكون هذه الجزء من المراحل الثلاثة الأولى من الشكل (1-2)، ولتحقيق هذه المراحل سنختار النموذج المقترح من شركة Linear Technology المتخصصة بإنتاج الدارات الإلكترونية المتكاملة، ويظهر هذا النموذج في الشكل (1-3) [4]، وسنقوم بتعديل هذا النموذج ليصبح موافقاً للشكل (1-3-2) حيث سنقوم بإزالة المرشحين الموجودين في الجزء 3 والجزء (4+5).



الشكل (1-3-1): النموذج المقترح من شركة Linear Technology لانتقاط إشارات التخطيط الكهربائي لدماغ الإنسان (رقم كل مرحلة موجود في المستطيل الذي يحيط بها).



الشكل (1-3-2): النموذج الناتج بعد إزالة المرشحات من النموذج الموضح في الشكل (1-3-1).

نلاحظ في الشكل (1-3-2) ثلاثة مراحل هي:

1) مرحلة التضخيم التفاضلي:

إن الإشارات الكهربائية التي سيتم التقاطها من رأس (دماغ) الإنسان هي إشارات ذات مطال صغير جداً من رتبة الميكرو فولت، لذلك ستتأثر بالكثير من الإشارات الموجودة في الوسط المحيط، ولهذا السبب نحتاج لطريقة لحذف الإشارات التي ستتداخل مع الإشارة الواردة من الجسم، وأشهر الطرق التي تؤدي هذا الغرض هي استخدام المضخم التجهيزي Instrumentation amplifier.

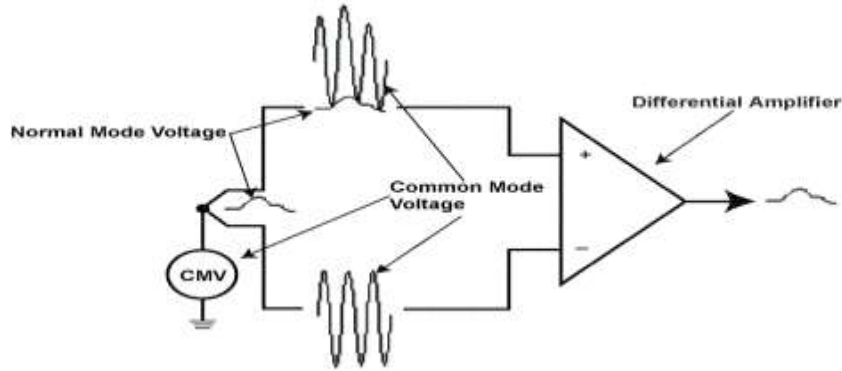
باعتبار أن كل نقطة من جسم الإنسان ستخضع لنفس التشويش، سنقوم بالتقاط الإشارة من نقطتين من الجسم ونقلها إلى مدخلَي المضخم التجهيزي (الشكل (1-3-3)) الذي سيقوم بحذف التشويش (المتماثل) وإبقاء الفرق بين

الإشارتين المفيدتين الواردتين من دماغ الإنسان وتضخيمه، وقد استخدمنا المضخم التجهيزي في هذه الدارة لتضخيم الفرق بمقدار 10 أضعاف.

(2) دارة قيادة الرجل اليمنى (Right Leg Driver (RLD):[5]

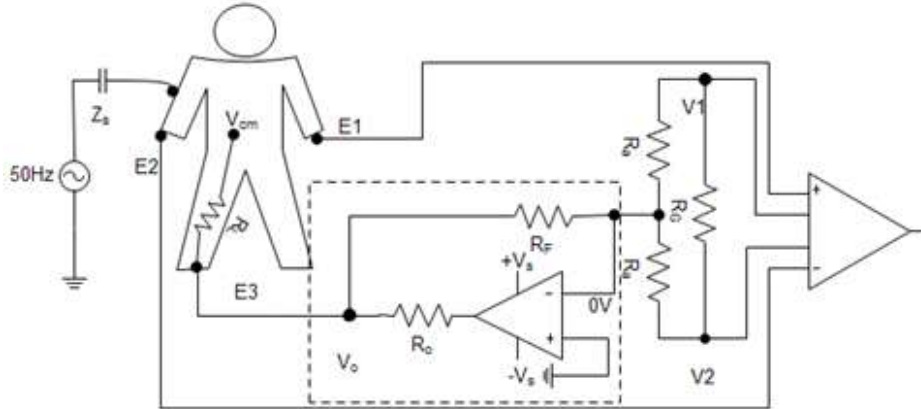
من أبرز المشكلات التي تظهر عند التقاط الإشارات الكهربائية من جسم الإنسان هي الإشارة التي يلتقطها جسم الإنسان من شبكة التغذية الكهربائية ذات التردد 50Hz، حيث يظهر جهد النمط المشترك V_{cm} (Common Mode Voltage) بقيمة تتراوح بين $10\mu V$ و $100mV$ يلتقطها جسم الإنسان من أسلاك الشبكة الكهربائية المحيطة به، وهي قيمة غير مرغوبة يجب التخلص منها ومن ثم تضخيم الإشارة المفيدة التي نهدف لدراستها.

يوجد أكثر من أسلوب لحذف إشارات النمط المشترك، ويُعتبر استخدام دارة قيادة الرجل اليمنى (Right Leg Driver) Leg Driver) الموضحة في الشكل (3-1-4) من أشهر هذه الأساليب.



الشكل(3-1-3): نموذج عن شكل دخل وخرج المضخم التجهيزي.

يظهر في الشكل(3-1-4) ضمن المستطيل المنقَط دارة قيادة الرجل اليمنى وهي عبارة عن دارة مضخم عاكس فيه مقاومة التغذية العكسية R_F وعلى خرجه مقاومة R_O تليها مقاومة الرجل اليمنى (Right Leg Resistor R_{RL}) أو مقاومة الإلكترود (Electrode Resistance) ودخل المضخم العاكس هو النقطة بين المقاومتين المتساويتين R_A .



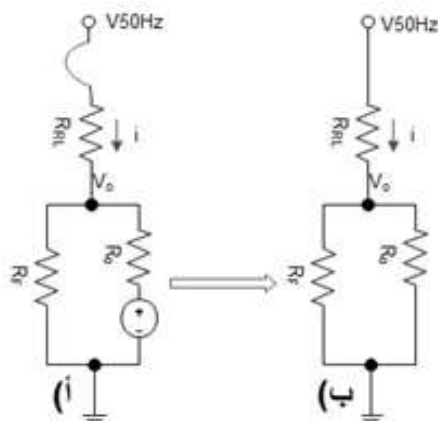
الشكل(3-1-4): مخطط توصيل دارة RLD مع جسم الإنسان.

تظهر أهمية دارة قادة الرجل اليمنى في حالتين:

(1) دارة حماية، حيث يكون المريض متصلاً مع مصدر التغذية الكهربائية المتناوبة ذات التردد 50Hz وتُدعى هذه الحالة (Large Transient V_{cm} (or Fault): ستكون في هذه الحالة الدارة المكافئة للمريض ودارة قيادة الرجل اليمنى هي الدارة الموضحة في الشكل (3-1-5-أ) وسيتم إشباع مضخم العمليات، لذلك ستكون قيمة الجهد على خرج مضخم العمليات هي $|V_o| \leq +V_s$ ويمكن تقريب الدارة إلى الحالة الموضحة في الشكل (3-1-5-ب) (بعد قصر منبع التغذية)، وبذلك تكون قيمة المقاومة الناتجة عن دارة قيادة الرجل اليمنى هي $R_{eq} = R_{RL} + R_F || R_o$ و في دارتنا اخترنا $R_F = R_o = 1M\Omega$ لتأمين الحماية للمريض وللدارة الكهربائية من مرور تيار كبير.

(2) دارة لتوحيد مرجع الدارة الإلكترونية ومرجع الجسم البشري: حيث يكون المريض غير متصل بمصدر التغذية

الكهربائية المنزلية المتناوبة ذات التردد 50Hz، وسيكون مضخم العمليات غير مشبع في هذه الحالة.



الشكل (3-1-5): أ+ب) الدارة المكافئة للمريض ودارة RLD عندما يكون المريض متصلاً بمصدر التغذية المنزلية المتناوبة.

3) مرحلة التضخيم الثانية:

تم تنفيذها باستخدام مضخم عملياتي LT1112 (مع المقاومين R_6 و R_7 في الجزء (3) من الشكل (3-1-2)) موصول ليعمل كمضخم غير عاكس، إذ يتم استخدام تغذية عكسية سالبة يعاكس تأثيرها تأثير الإشارة الموجودة على المدخل غير العاكس، وقد تم استخدام هذه المرحلة لتضخيم الإشارة الواردة من مرحلة التضخيم الأولى (المضخم التجهيزي) بمقدار 1001 ضعف.

استخدمنا في تصميم دارتنا المضخم التجهيزي من الدارة المتكاملة LT1168 ومضخمين عمليائيتين من الدارة المتكاملة LT1112 كما يظهر في الشكل (3-1-2) لتنفيذ المراحل الثلاثة الأولى من الدارة الإلكترونية المقترحة في هذه الدراسة، حيث تمتاز الدارة المتكاملة LT1168 بحساسية عالية للإشارات الصغيرة، فعند توافر الشروط $T_A = 25^\circ C, V_S = \pm 15V, V_{CM} = 0V, R_L = 10k$ تكون قيمة جهد انزياح الدخل V_{io} (Input Offset Voltage) بين $15\mu V$ و $40\mu V$ [4] (جهد انزياح الدخل هو قيمة الجهد الذي إذا طُبّق على مدخل مضخم العمليات يكون خرجها $0V$).

3-1-2) تصميم الجزء المسؤول عن تحويل الإشارة الملتقطة من الشكل التشابهي إلى الشكل الرقمي ثم**إرسال الإشارة المحولة إلى المنفذ التسلسلي للحاسوب:**

سنستخدم لتنفيذ هذا الجزء وحدة المبدل ADC والوحدة USART من المتحكم ATmega32 من شركة Atmel (و سنستخدم مع هذا المتحكم مصدر نبضات ساعة خارجي ذو تردد 16MHz)، لهذا سنستخدم الدارة الموضحة في الشكل (3-1-6) الذي يوضح توصيل المتحكم الصغري ليستقبل الإشارة على المدخل ADC0 وطريقة توصيل المتحكم مع العازل الضوئي والدارة المتكاملة FT232BL، كما سنقوم بكتابة مجموعة من المقاطع البرمجية الخاصة بضبط إعدادات واستخدام الوحدتين USART و ADC باستخدام البرنامج CodeVision AVR 3.12 كالتالي:

1) استخدام الوحدة USART:

سنقوم باستخدام الوحدة USART من المتحكم ATmega32، وهي دارة ترسل بيانات تسلسلية تعمل باتجاهين،

قادرة على توليد Baud Rate دقيق يصل حتى 115200bps، وقادرة على توليد إيجابية فردية وزوجية، تعمل بالنمطين المتزامن وغير المتزامن، قادرة على تبادل إطارات بيانات ذات أطوال تتراوح بين 5 و 9 خانات (bits)، وقادرة على اكتشاف أخطاء الإيجابية وأخطاء الإطار.

سنستخدم هذه الوحدة لتبادل محارف بطول 8 خانات (bits) مع خانة (bit) توقف واحدة، و Baud Rate=115200bps، بدون توليد إيجابية، وسنستخدم المقطع البرمجي التالي لتهيئة الوحدة USART لتعمل بهذه المواصفات:

```
// USART Communication Parameters: 8 Data, 1 Stop, No Parity,USART Receiver:
On
```

```
//USART Transmitter: On,USART Mode: Asynchronous,USART Baud Rate:
115200
```

```
UCSRA=(0<<RXC) | (0<<TXC) | (0<<UDRE) | (0<<FE) | (0<<DOR) | (0<<UPE) |
(0<<U2X) | (0<<MPCM);
```

```
UCSRB=(1<<RXCIE) | (0<<TXCIE) | (0<<UDRIE) | (1<<RXEN) | (1<<TXEN) |
(0<<UCSZ2) | (0<<RXB8) | (0<<TXB8);
```

```
UCSRC=(1<<URSEL) | (0<<UMSEL) | (0<<UPM1) | (0<<UPM0) | (0<<USBS) |
(1<<UCSZ1) | (1<<UCSZ0) | (0<<UCPOL);
```

```
UBRRH=0x00;
```

```
UBRRL=0x08;
```

نلاحظ من الشكل (3-1-6) استخدام العازل الضوئي (الدارة المتكاملة 6N139)، حيث يتم استخدام هذه الدارة

لعزل المستخدم (المريض) عن الحاسوب، ما يكافئ عزل المستخدم عن أي خطر كهربائي يمكن أن ينتج عن جهد

تغذية الحاسوب 220V، كما نلاحظ استخدام الدارة المتكاملة FT232BL التي تقوم بوظيفتين أساسيتين هما:

أ) مبدل TTL ↔ USB.

ب) تنشئ منفذ COM افتراضي (VCP) Virtual COM Port يضاف لنظام التشغيل الموجود على الحاسوب.

2) استخدام الوحدة ADC:

سنقوم باستخدام الوحدة ADC من المتحكم ATmega32 التي تتميز بمجموعة من الميزات، منها:

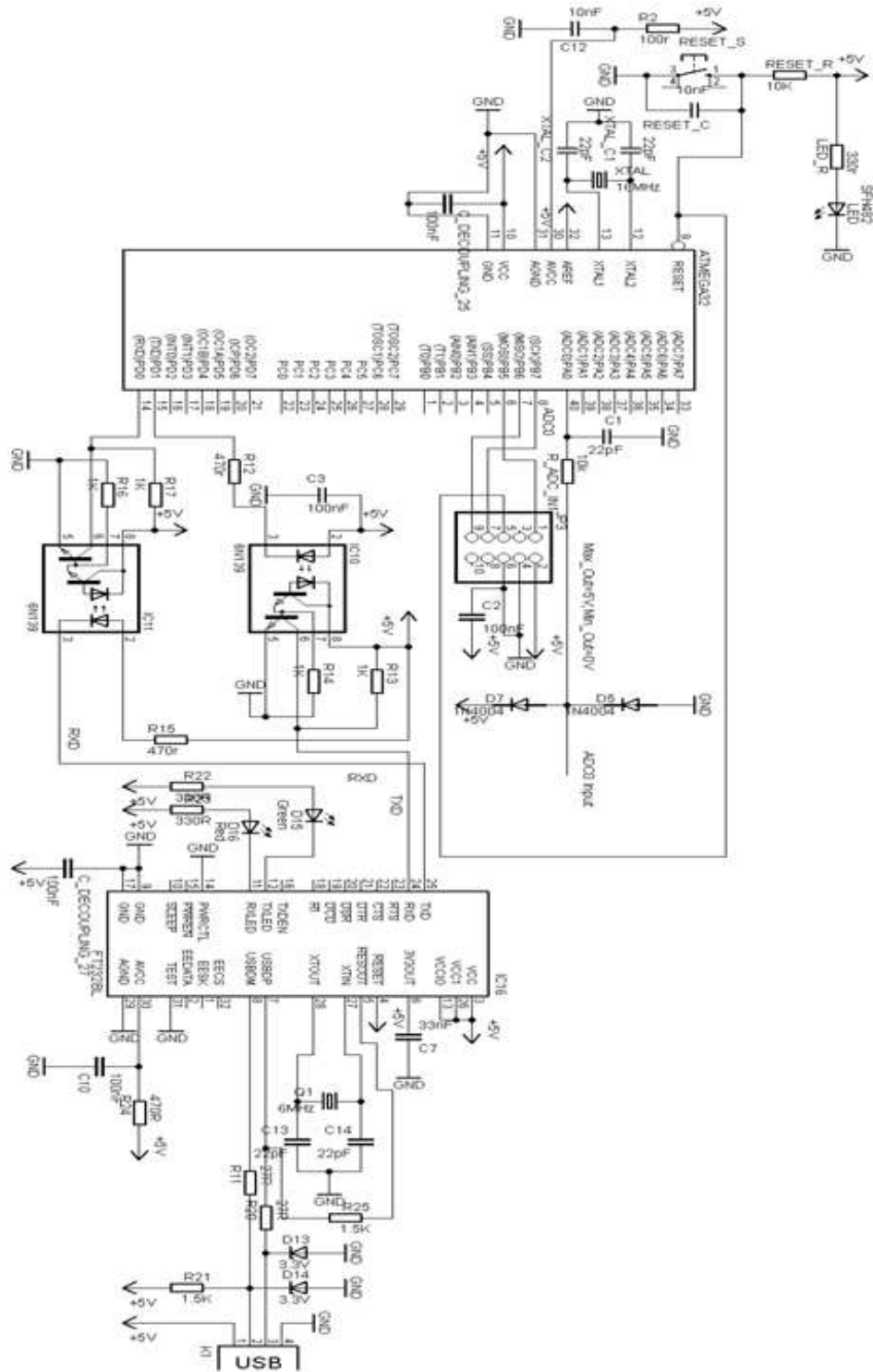
أ) وحدة تمتلك ثمانية مداخل: الأمر الذي يجعلنا قادرين على بناء نظام تحصيل بيانات ذو عدد قنوات يتراوح بين 1-8 قنوات، ولقراءة القيم من هذه القنوات ما علينا إلا تغيير محتوى المسجل الذي يضبط ناخب قناة الدخل المستخدمة من الوحدة ADC (المسجل ADMUX).

ب) تعطي دقة خرج بمقدار 8 خانات (bits) أو 10 خانات (bits): أي أن الخرج يمكن أن يأخذ قيمة من أصل $2^8=256$ قيمة ضمن المجال 0V-5V، أو قيمة من أصل $2^{10}=1024$ قيمة ضمن المجال 0V-5V.

ت) تحتاج لإنجاز عملية التحويل الواحدة زمنياً يعادل 25 نبضة ساعة في نمط التحويل المفرد Single Conversion Mode بينما تحتاج زمنياً يعادل 13 نبضة ساعة في نمط التحويل المستمر Free Running Mode، ما يعني أن الوحدة قادرة (نظرياً) على إنجاز $16000000/25=640000$ عملية تحويل في الثانية في نمط التحويل المفرد، وقادرة على إنجاز $16000000/13\approx 1230769$ عملية تحويل في الثانية، مع ملاحظة أن كل عملية تغيير للقناة المنتخبة تستغرق زمناً لاستقرار المبدل يصل إلى $10\mu\text{sec}$ أو ما يعادل 160 نبضة ساعة. سنقوم في هذه الدراسة بإعداد الوحدة ADC للقيام بأخذ عينات من إشارة تشابهية واحدة (سنستخدم قناة واحدة من قنوات الوحدة ADC) بطريقتين:

أ) بدقة 10 خانات (bits)، وهذا يحقق باستخدام المقطع البرمجي التالي:

```
// ADC Clock frequency: 1000.000 kHz, ADC Voltage Reference: AREF pin
// ADC Auto Trigger Source: ADC Stopped
ADMUX=0x00;//choose the first channel of ADC
```



الشكل (3-1-6): توصيل المتحكم الصغري ليستقبل الإشارة على المدخل ADC0

وطريقة توصيل المتحكم مع العازل الضوئي والدارة المتكاملة FT232BL.

```
ADCSRA=(1<<ADEN) | (0<<ADSC) | (0<<ADATE) | (0<<ADIF) | (0<<ADIE) |
(1<<ADPS2) | (0<<ADPS1) | (0<<ADPS0);
SFIOR=(0<<ADTS2) | (0<<ADTS1) | (0<<ADTS0);
```

وتابع أخذ العينة وإرسال القيمة الرقمية للعينة إلى المنفذ التسلسلي كالتالي:

```
unsigned int adc_data;
float handled_value;
unsigned char result[5];
void adc_1(void)
{
  adc_data=ADCW; // Read the AD conversion result
  handled_value=((float)(adc_data*(long)5)/1024); // حساب نتيجة التحويل
  //Sending Result to Serial Port
  ftoa(handled_value,3,result); //result تحويل النتيجة إلى الشكل ×.××× ووضعها في المصفوفة
  putchar(result[0]); //Sending the Value left of the point
  putchar(result[1]); //Sending "."
  putchar(result[2]); //Sending the first Decimal
  putchar(result[3]); //Sending the second Decimal
  putchar(result[4]); //Sending the third Decimal
  printf("\r\n"); //Sending carriage return and new line characters
}
```

بقي لدينا تحديد عدد العينات المأخوذة في الثانية، وهذا يتم بالاعتماد على وحدة مؤقت/عداد Timer/Counter، حيث يتم تفعيل مقاطعة عند مرور فترة زمنية معينة (بلوغ وحدة المؤقت/عداد قيمة معينة)، ولهذا سنستخدم الوحدة Timer/Counter0 في الوضع CTC (Clear Timer on Compare match) الذي يتم فيه تفسير محتوى المؤقت/عداد عند بلوغ قيمة معينة (توافق زمنياً معيناً).

سنقوم بإعداد المؤقت/عداد 0 ليقيم بتفعيل مقاطعة عند بلوغ القيمة المرغوبة Timer0 output compare interrupt والتي توافق زمنياً قدره 1msec الأمر الذي يوافق أخذ 1000 عينة في الثانية، ويتم إعداد المؤقت/عداد 0 لتحقيق هذه المواصفات باستخدام المقطع البرمجي التالي:

```
//Timer/Counter 0 initialization,Clock source: System Clock,Clock value: 250.000
kHz
//Mode: CTC top=OCR0,OC0 output: Disconnected,Timer Period: 1 ms
TCCR0=(0<<WGM00) | (0<<COM01) | (0<<COM00) | (1<<WGM01) | (0<<CS02)
| (1<<CS01) | (1<<CS00);
TCNT0=0x00;
OCR0=0xF9;
```

ويتم استدعاء تابع أخذ العينة عند تفعيل المقاطعة Timer0 output compare interrupt كالتالي:

```
//Timer 0 output compare interrupt service routine
interrupt [TIM0_COMP] void timer0_comp_isr(void) {adc_1();}
```

وبذلك سيتم أخذ عينة وإرسالها عبر المنفذ التسلسلي كل 1msec، حيث نحتاج 25 نبضة ساعة

(1.5625µsec) لإجراء عملية تحويل قيمة العينة إلى الشكل الرقمي، وسيتم إرسال سبعة محارف (كل محرف يضاف إليه خانة (bit) التوقف) أي $(8+1) \times 7 = 63 \text{ bit}$ أي تستغرق عمليات الإرسال زمنياً قدره 546.785µsec، أي أنه خلال كل 1msec نحتاج لزمناً قدره 548.4375µsec لأخذ العينة وإرسال القيمة الرقمية الموافقة إلى المنفذ التسلسلي.

(ب) بدقة 8 خانات (bits)، وهذا يحقق باستخدام المقطع البرمجي التالي:

```
//ADC Clock frequency: 1000.000 kHz //ADC Voltage Reference: AREF pin
//ADC Auto Trigger Source: ADC Stopped
```

```
//Only the 8 most significant bits of the AD conversion result are used
ADMUX=0x00;
ADCSRA=(1<<ADEN) | (0<<ADSC) | (0<<ADATE) | (0<<ADIF) | (0<<ADIE) |
(1<<ADPS2) | (0<<ADPS1) | (0<<ADPS0);
SFIOR=(0<<ADTS2) | (0<<ADTS1) | (0<<ADTS0);
```

وتابع أخذ العينة وإرسال القيمة الرقمية للعينة إلى المنفذ التسلسلي كالتالي:

```
unsigned char adc_data;
void adc_1(void)
{ // Read the AD conversion result
  adc_data= ADCW;
  putchar(adc_data);}
```

مع استخدام نفس الإعدادات بالنسبة للوحدة مؤقت/عداد 0 ونفس طريقة استخدام المقاطعة للحصول على 1000 عينة في الثانية، وبتكرار المناقشة لأجل الطريقة (ب)، نجد أنه سيتم أخذ عينة وإرسالها عبر المنفذ التسلسلي كل 1msec، حيث نحتاج 25 نبضة ساعة (1.5625µsec) لإجراء عملية تحويل قيمة العينة إلى الشكل الرقمي، وسيتم إرسال محرف واحد (يضاف للمحرف خانة (bit) التوقف) أي 8+1=9bit أي تستغرق عمليات الإرسال زمناً قدره 78.125µsec مقارنةً بـ 546.785µsec في الطريقة (أ)، أي أنه خلال كل 1msec نحتاج لزمناً قدره 79.6875µsec لأخذ العينة وإرسال القيمة الرقمية الموافقة إلى المنفذ التسلسلي مقارنةً بـ 548.4375µsec في الطريقة (أ) الأمر الذي يجعل الطريقة (ب) الأنسب عند الحاجة لقراءة عدة إشارات، مع ملاحظة أن الطريقة (ب) تعطي قيماً تتراوح بين 0 و 255 أما الطريقة (أ) تعطي قيماً تتراوح بين 0.000 و 4.999 (سنحصل على 1024 حالة فقط من أصل 5000 حالة متاحة).

ملاحظة: يظهر في الشكل (3-1-6) استخدام ديودين موصولين بتوصيلة الانحياز العكسي مع المدخل ADC0 بغرض حماية دخل المتحكم من الجهود التي تقع خارج المجال 0-5V، كما تم استخدام مقاومة لتحديد التيار الداخل إلى القناة ADC0.

3-2) تصميم المرشحات الرقمية ذات الاستجابة الإهليلجية من الأصناف الثلاثة تمرير منخفض وتمرير

مرتفع ومنع حزمة:

يمكن إيجاد المرشحات ذات الاستجابة الإهليلجية Elliptic Response تحت اسم مرشحات Cauer أو Zolotarev أو Elliptic، وسميت الاستجابة بالاسم Elliptic Response بسبب استخدام توابع من النوع Jacobi Elliptic لتشكيل تابع الاستجابة المطالية $|H(j\omega)|$.

كما يظهر في الشكل (3-2-1) [6] البارامترات اللازمة لتصميم مرشح تمرير منخفض ذو استجابة إهليلجية

وهي:

$$(1) A_{max}: \text{أصغر قيمة للاستجابة ضمن منطقة التمرير (توافق أكبر تخميد ضمن منطقة التمرير)،}$$

تُقدَّر بالديسيبل عند عدم استخدام محاور مضبوطة Normalized (محاور مضبوطة تعني أن قيم محور المطال مُقسَّمة على القيمة العظمى لـ $H(j\omega)$ وبالتالي ليس للمحور $H(j\omega)$ واحدة، علماً أن أكبر قيمة للاستجابة الإهليلجية في مرحلة التمرير بالنسبة لاستجابة مضبوطة هي 1db وهذا ما يظهر في الشكل (3-2-1)).

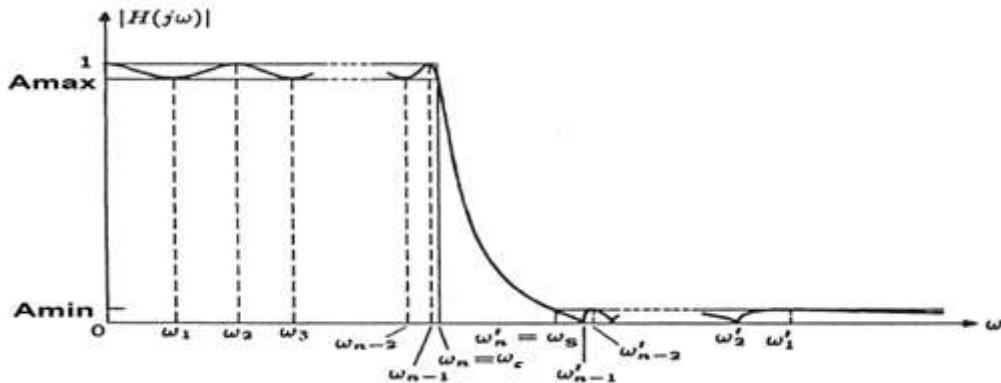
$$(2) A_{min}: \text{أكبر قيمة للاستجابة ضمن منطقة المنع (توافق أصغر تخميد ضمن منطقة المنع)، تُقدَّر}$$

بالديسيبل عند عدم استخدام محاور مضبوطة.

$$(3) \quad \omega_s: \text{التردد الزاوي لبداية منطقة المنع.}$$

$$(4) \quad \omega_c: \text{التردد الزاوي لبداية منطقة القطع وتكون قيمة الاستجابة عندها موافقة للقيمة } A_{\max}.$$

كما يظهر أيضاً في الشكل (3-2-1) أن استجابة مرشح تمرير منخفض Elliptic من الدرجة n يظهر فيها في كل من منطقة التمرير ومنطقة المنع $n-1$ قمة وقاع.

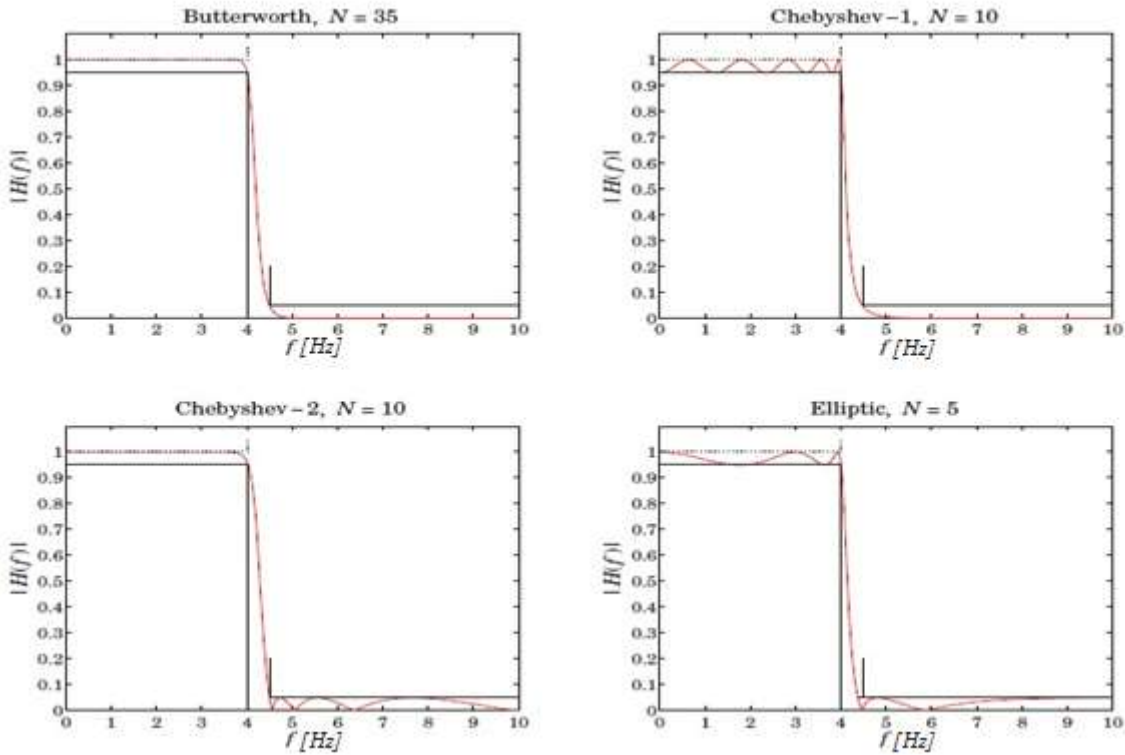


الشكل (3-2-1): الاستجابة المطلوبة لمرشح تمرير منخفض ذو استجابة إهليلجية والبارامترات اللازمة لتصميمها.

تمتاز هذه المرشحات بأنّ تابع النقل الخاص بها يحقق أفضل انحدار لاستجابة مطالية مقارنة مع توابع الاستجابة ذات نفس الدرجة (درجة مرشح هي درجة تابع النقل الموافق للمرشح، وبالنسبة للمرشحات غير الفعالة Passive Filters تدل على عدد العناصر المطلوبة لتنفيذ المرشح، وكلما ازدادت درجة المرشح اقترب شكل استجابته الترددية من استجابة المرشح المثالي الموافق لكن مع ازدياد تأخير الطور لإشارة الخرج) للمرشحات من الأنواع الأخرى كما يظهر في الشكل (3-2-2) [7]، حيث نشاهد أن الانحدار الذي يحققه مرشح ذو استجابة إهليلجية من الدرجة الخامسة يحققه مرشح تشبيبيشيف من الدرجة العاشرة ومرشح بترورث من الدرجة الخامسة والثلاثين. نجد في الشكل (3-2-2) أن مرشحات بترورث تمتاز بأكثر استجابة مسطحة في منطقتي التمرير والمنع لكنها تحتاج لدرجة عالية لتحقيق استجابة توافق الانحدار المطلوب، بينما نلاحظ أن مرشحات تشبيبيشيف تعطي استجابة توفر حلاً وسطياً بالنسبة للانحدار، وتعرجات في منطقة التمرير في النوع الأول وتعرجات في منطقة المنع في النوع الثاني، بينما تمتاز المرشحات ذات الاستجابة الإهليلجية بأفضل انحدار للاستجابة بين منطقتي التمرير والمنع باستخدام أقل درجة مقارنة مع الأصناف الثلاثة السابقة، لكنها تعاني من تعرجات في منطقة التمرير، ويمكن التغلب على هذه المشكلة من خلال تنفيذ مرشحات ذات استجابة إهليلجية تكون قيمة التخميد فيها صغيرة جداً في منطقة التمرير وهو ما سننقده عندما سنصمّم مرشحات ذات استجابة إهليلجية وتخمد أعظمي في منطقة التمرير لا يتجاوز 0.15db.

يبدأ تصميم جميع المرشحات من تحديد تابع النقل، ويعتبر تحديد تابع النقل للمرشحات ذات الاستجابة الإهليلجية صعباً نوعاً ما لأنه يحتاج إلى الكثير من الخطوات الرياضية، لذلك قام المختصون بوضع جداول مقابلة لقيم قياسية لبارامترات التصميم يمكن من خلالها إيجاد توابع النقل اللازمة لتصميم مرشحات قياسية، يمكن تعديلها لتحقيق المرشح المطلوب تماماً، ومن ثم يتم الاعتماد على طريقة الرواسب والحذف المتتالي للأقطاب لتحقيق الدارة الموافقة لتابع النقل.

وسنعمد لتجنب الخوض في هذه التفاصيل على برنامج Mathworks MATLAB 2014a لتصميم المرشحات الرقمية الثلاثة ذات الاستجابة الإهليلجية باستخدام التابع $[z,p,k] = \text{ellip}(n,Rp,Rs,Wp,'ftype')$ ، حيث n درجة المرشح و Rp (A_{\max}) القيمي العظمى للتخميد في منطقة التمرير و Rs (A_{\min}) القيمة الصغرى للتخميد في منطقة المنع و Wp تردد القطع في مرشحي التمرير المنخفض والمرتفع ويؤخذ هذا البارامتر بحيث يحقق شرط ناكويسست، فمثلاً إذا كان تردد أخذ العينات 1000 عينة/ثانية، سنأخذ تردد القطع بالنسبة لنصف معدّل أخذ العينات، أي لتحديد تردد قطع لمرشح التمرير المنخفض نو قيمة 100Hz، نختار $Wp=100/500$ (الإشارات ذات التردد الأعلى بين إشارات التخطيط الكهربائي لدماع الإنسان هي إشارات Gamma التي لا يتجاوز ترددها 90Hz)، ولتحديد تردد قطع



الشكل (2-3-2): مقارنة بين أداء أربع أنواع من مرشحات التمرير المنخفض.

لمرشح التمرير المرتفع ذو قيمة 1Hz، نختار $Wp=1/500$ ، ولتحديد التردد 50Hz المراد التخلّص منه باستخدام مرشح منع الحزمة نختار $Wp=[49.9/500 \ 50.1/500]$ ، أما بالنسبة للبارامتر 'ftype' فهو يحدد نوع المرشح المراد تنفيذه، ويعيد هذا التابع المصفوفات Z وتحتوي أصفار تابع النقل للمرشح، و p تحوي أقطاب تابع النقل للمرشح، و k ثابت للتابع Jacobi Elliptic المُستخدَم في تشكيل تابع الاستجابة المطالية $|H(j\omega)|$ للمرشح، وبذلك يكون تصميم المرشحات الثلاثة باستخدام السطور البرمجية الثلاثة التالية:

```
[z1,p1,k1] = ellip(8,0.15,80,100/500,'low'); % Lowpass Filter
```

```
[z2,p2,k2] = ellip(8,0.15,80,1/500,'high'); % Highpass Filter
```

```
[z3,p3,k3] = ellip(8,0.15,80,[49.9/500 50.1/500],'stop'); % Notch Filter
```

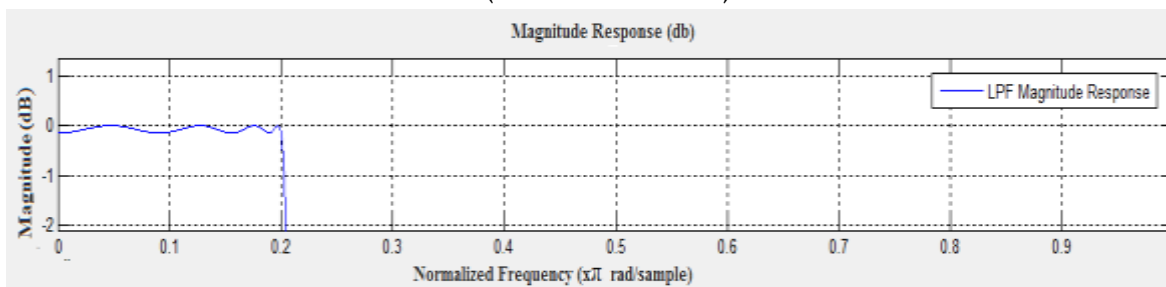
ولعرض الأشكال (3-2-3) (4-2-3) (5-2-3) التي تمثل الاستجابة المطالية لمرشح التمرير المنخفض والتمرير المرتفع ومنع الحزمة على التوالي نحتاج أن ننفذ المجموعة التالية من السطور البرمجية (لأجل كل مرشح وعلى سبيل المثال تكون التعليمات اللازمة لعرض الاستجابة المطالية لمرشح التمرير المنخفض كالتالي:

```
[b,a] = zp2tf(z1,p1,k1);
[sos1,g1] = zp2sos(z1,p1,k1); % Convert to SOS form
Hd1 = dfilt.df2tsos(sos1,g1); % Create a dfilt object
h1 = fvtool(Hd1) % Plot magnitude response
```

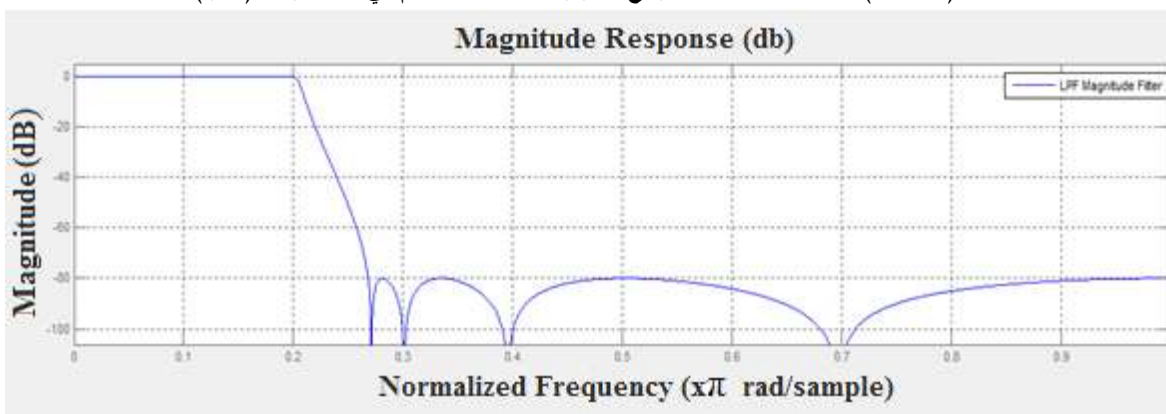
وقد اخترنا تصميم مرشحات من الدرجة الثامنة لتكون موافقةً لدارات متكاملة موجودة في السوق مثل الدارة

MAX293 التي تعطي أداءً مشابهاً لمرشح التمرير المنخفض المصمّم في هذه الدراسة.

نرى في الشكلين (3-2-3) و(4-2-3) الاستجابة المطالية لمرشح التمرير المنخفض المصمّم، حيث نلاحظ في الشكل (3-2-3) وجود تعرجات في منطقة التمرير تعطي تخميدياً لا يتجاوز 0.15db والتردد الموافق للنقطة -3db هو $0.2054 \times 500 = 102.7\text{Hz}$ ، كما نلاحظ في الشكل (4-2-3) وجود تعرجات في منطقة المنع تعطي تخميدياً لا يقل عن 80db، ويظهر أيضاً أنّ بداية الانحدار عند النقطة 0.2 ($0.2 \times 500 = 100\text{Hz}$)، ونلاحظ تخميدياً أكبر من 100db عند النقطة 0.27 ($0.27 \times 500 = 135\text{Hz}$).

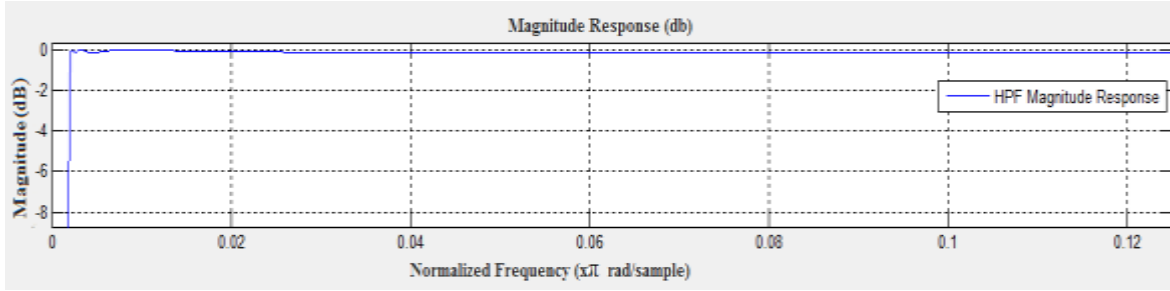


الشكل (3-2-3): الاستجابة المطالية لمرشح التمرير المنخفض المصمّم في هذه الدراسة (مكبّرة).



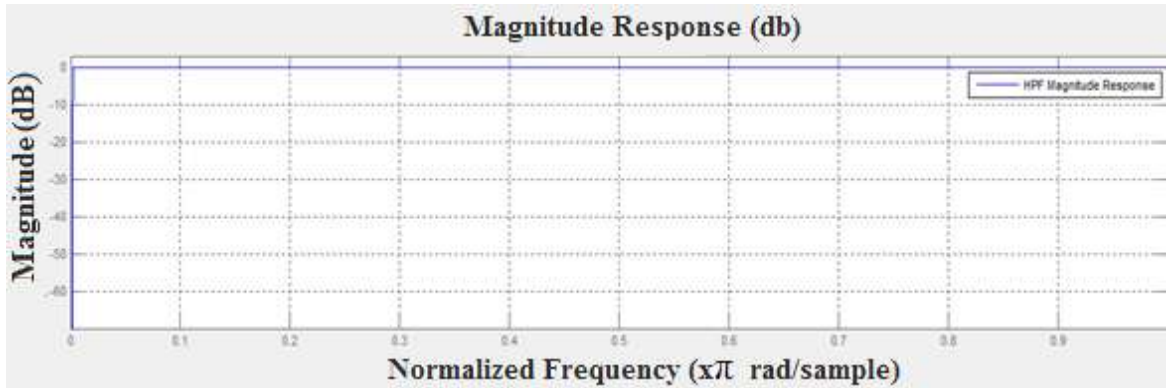
الشكل (4-2-3): الاستجابة المطالية لمرشح التمرير المنخفض المصمّم في هذه الدراسة (بدون تكبير).

ونرى في الشكلين (5-2-3) و(6-2-3) الاستجابة المطالية لمرشح التمرير المرتفع المصمّم، حيث نلاحظ في الشكل (5-2-3) تخميدياً بمقدار 3db عند النقطة 0.0021 ($0.0021 \times 500 = 1.05\text{Hz}$) ونلاحظ في الشكل (6-2-3) تخميدياً بمقدار 80db عند النقطة 0.0022 ($0.0022 \times 500 = 1.1\text{Hz}$).

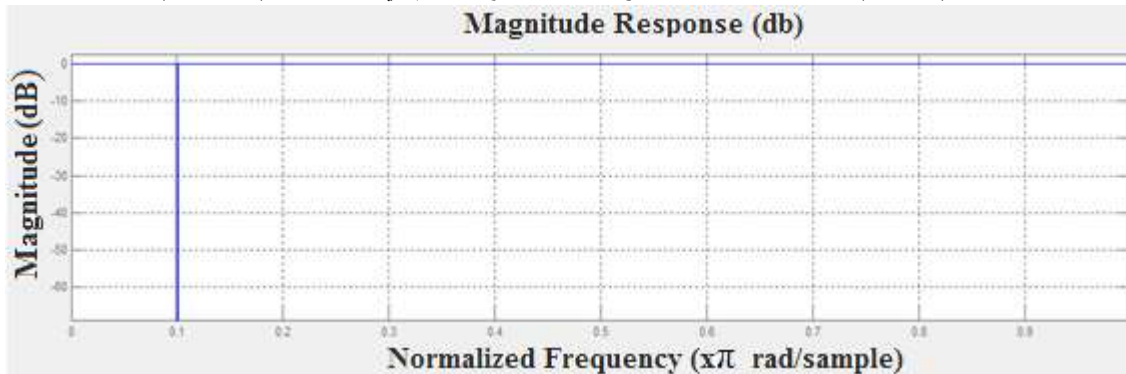


الشكل(3-2-5): الاستجابة المطالية لمرشح التمرير المرتفع المصمّم في هذه الدراسة (مكبّرة).

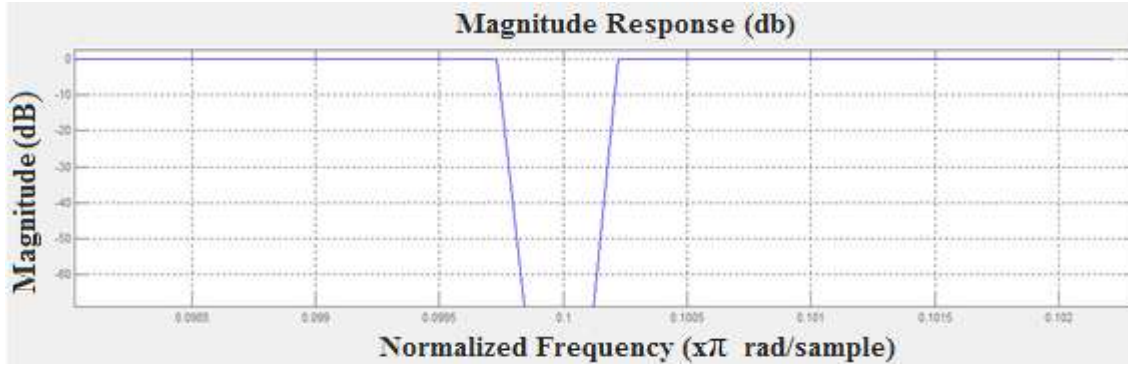
ونرى في الشكلين (3-2-7) و(3-2-8) الاستجابة المطالية لمرشح منع الحزمة المصمّم، حيث نلاحظ في الشكل (3-2-8) أن المنطقة التي يتجاوز فيها التخميد 80db باستخدام مرشح منع الحزمة المصمّم هو ضمن المجال [0.0998,0.10002] أي أن قيمة التخميد تتجاوز 80db ضمن المجال [49.99,50.01]Hz أي أن منطقة المنع متناظرة حول التردد 50Hz وهي ضيقة جداً بحيث لا يتم تخميد أي ترددات تقع خارج هذا المجال، ونلاحظ أن قيمتي التردد الموافقتين للتخميد 3db هما التردد قبل مركز حزمة المنع وقيمه 0.09974 ($0.09974 \times 500 = 49.87\text{Hz}$) والتردد بعد مركز حزمة المنع وقيمه 0.10022 ($0.10022 \times 500 = 50.11\text{Hz}$).



الشكل(3-2-6): الاستجابة المطالية لمرشح التمرير المرتفع المصمّم في هذه الدراسة (بدون تكبير).



الشكل(3-2-7): الاستجابة المطالية لمرشح منع الحزمة المصمّم (بدون تكبير)



الشكل(3-2-8): الاستجابة المطالية لمرشح منع الحزمة المصمم مع تكبير لمنطقة منع الحزمة ومركزها التردد $0.1 \times 500 = 50\text{Hz}$.

3-3 طريقة استخدام الجزء الداراتي مع الجزء البرمجي المصممين في الفقرتين (1-3) و(2-3):

حتى نستطيع استخدام المرشحات التي قمنا بتصميمها في الفقرة (2-3) علينا تحويلها إلى كائنات (لكل منها مدخل وحيد ومخرج وحيد)، ولذلك سنقوم بمجموعة من الخطوات لأجل كل مرشح، يمكن تلخيصها كالتالي:

- 1 تفتح الأداة fdatool الخاصة بتصميم المرشحات.
- 2 تستورد المرشح من ال Workspace من خلال استيراد مصفوفتي الأصفار والأقطاب والثابت k.
- 3 إنشاء المرشح Realize Model مع تفعيل الخيار Build Model Using Basic Elements.
- 4 تحفظ المرشح المنفذ باختيار Store Filter من القائمة File لأجل إتاحة إعادة استخدام المرشح المنفذ أو

تعديله

فيما بعد.

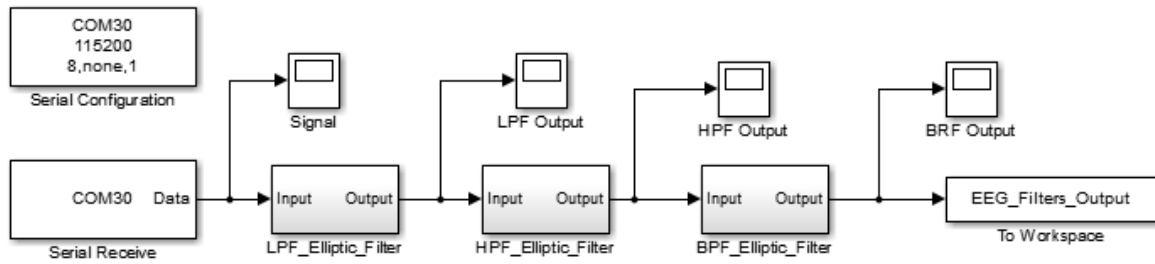
- 5 تصدّر المرشح المنفذ إلى نموذج ال Simulink الذي نعمل ضمنه من خلال اختيار Export to Simulink Model من القائمة File.

وبتنفيذ الخطوات الخمسة السابقة، مع إضافة المرحلتين Serial Configuration و Serial Receive لضبط

إعدادات المنفذ التسلسلي (وضبط إعدادات المنفذ التسلسلي الذي سنستقبل عليه الإشارة ليعمل بمعدل نقل بيانات Baud Rate=115200bps وحجم إطار 8 خانات (bits) مع خانة (bit) توقف واحدة وعدم استخدام الإنجابية)، وإضافة المرحلة Bit to Integer Converter للحصول على القيمة الرقمية للمحرف المستقبل التي تقع ضمن المجال 0-255، نحصل على الشكل (1-3-3) والذي يحوي ثلاثة صناديق تكافئ مراحل الترشيح 4،5،6 الموضحة في الشكل(1-2) مع المرحلتين اللازميتين لاستقبال البيانات عبر المنفذ التسلسلي المطلوب.

ملاحظة1: يجب ضبط زمن المحاكاة على القيمة inf.

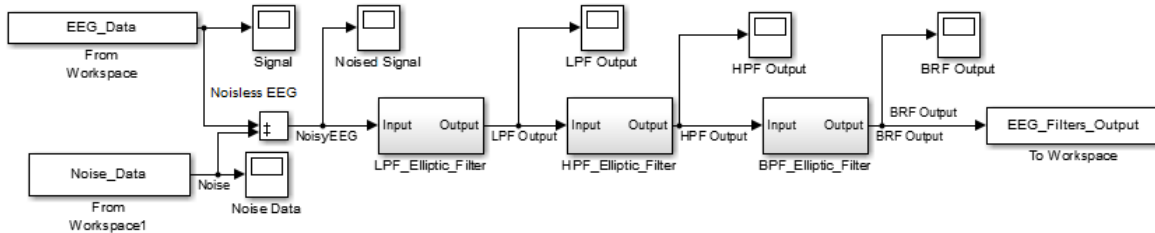
ملاحظة2: يجب إعداد الوحدة ADC باستخدام الطريقة(ب) لتتناسب مع المخطط الموجود في الشكل(1-3-3).



الشكل (3-3-1): المخطط المنفذ في برنامج Mathworks MATLAB 2014a Simulink لتحقيق المرشحات الثلاثة المنفذة في هذه الدراسة مع مرحلتَي استقبال البيانات عبر المنفذ التسلسلي.

النتائج والمناقشة:

سنقوم بعرض النتائج من خلال إظهار أداء المرشحات الثلاثة في حذف الضجيج المتركب على إشارة EEG المدروسة، حيث سنقوم في هذا الجزء بعرض بيانات مأخوذة من قاعدة البيانات CHB-MIT Scalp EEG Database (chbmit) [8]، علماً أن قاعدة البيانات منقذة بمعدل أخذ عينات 1000 عينة/ثانية، وسنقوم بإضافة ضجيج إلى الإشارة الأصلية مكون من ثلاث ترددات هي 500Hz لتوضيح أداء مرشح التمرير المنخفض و 0.5Hz لتوضيح أداء مرشح التمرير المرتفع والتردد 50Hz لتوضيح أداء مرشح منع الحزمة، ولذلك سننفذ المخطط الصندوقي الموضح في الشكل (4-1)، وللحصول على المصفوفات التي تحوي المعلومات من قاعدة البيانات والضجيج ذو



الشكل (4-1): المخطط المنفذ في برنامج Mathworks MATLAB 2014a Simulink للحصول على النتائج في الأشكال (4-6) حتى (4-10).

الترددات المذكورة أعلاه سنستخدم مجموعة التعليمات التالية (جميع المصفوفات بطول 1000 عينة):

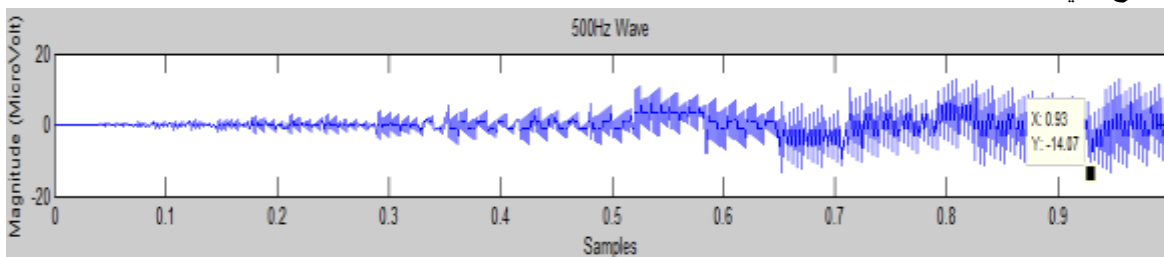
```
load chb01_01_edfm.mat; %Load Database
samples=1000;%Number of Samples
x1 = val(7,1:samples)'; %Getting 1000 Sample (Noiseless EEG)
t=0.001:0.001:samples/1000;% Time Samples
tt=t';
EEG_Data=[tt x1];
Noise_Data=[tt v];
Multiplier500Hz=2* 10^13;
Multiplier0_5Hz=20;
Multiplier50Hz=20;
f = 500; % Input Signal Frequency
```

```

x500Hz = sin(2*pi*f*t); % Generate a 500Hz Wave
plot(t,Multiplier500Hz*x500Hz)% Figure (2-4)
title('500Hz Wave')
xlabel('Samples')
ylabel('Magnitude (MicroVolt)')
f=0.5;
x0_5Hz = sin(2*pi*f*t); % Generate a 0.5Hz Sine Wave
plot(t,Multiplier0_5Hz*x0_5Hz) % Figure (3-4)
title('0.5Hz Sine Wave')
xlabel('Samples')
ylabel('Magnitude (MicroVolt)')
f=50;
x50Hz = sin(2*pi*f*t); % Generate a 50Hz Sine Wave
plot(t,Multiplier50Hz*x50Hz) % Figure (4-4)
title('50Hz Sine Wave')
xlabel('Samples')
ylabel('Magnitude (MicroVolt)')
noise=Multiplier500Hz*x500Hz+Multiplier0_5Hz*x0_5Hz+Multiplier50Hz*x50Hz;
plot(t,noise) % Figure (5-4)
title('Noise Signal')
xlabel('Samples')
ylabel('Magnitude (MicroVolt)')

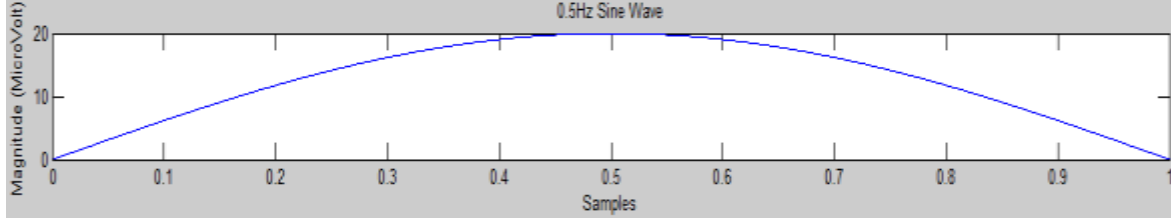
```

ويتنفيذ المقطع البرمجي السابق سنحصل على الشكل (2-4) الذي تظهر فيه إشارة ذات تردد 500Hz والشكل (3-4) الذي تظهر فيه إشارة ذات تردد 0.5Hz والشكل (4-4) الذي تظهر فيه إشارة ذات تردد 50Hz والشكل (4-4) الذي تظهر فيه إشارة مكونة من مجموع الإشارات الثلاثة في الأشكال (2-4) و(3-4) و(4-4) وهي ستكون إشارة الضجيج التي سنضيفها إلى الإشارة الأصلية.

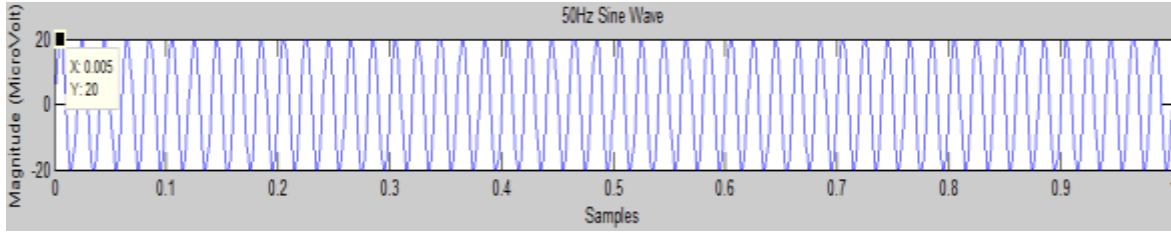


الشكل (2-4): إشارة ذات تردد 500Hz.

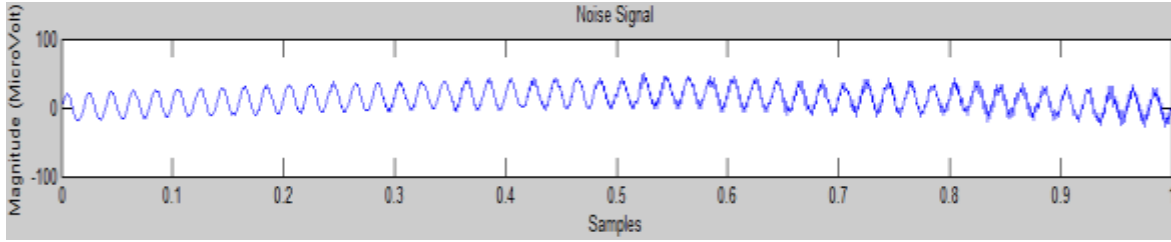
ثم بتشغيل عملية محاكاة النموذج الموضَّح في الشكل (4-1) نحصل على الشكل (4-6) الذي تظهر فيه الإشارة الأصلية الخالية من الضجيج Noiseless Signal وهي الإشارة المأخوذة من قاعدة البيانات، والشكل (4-7) الذي



الشكل(4-3): إشارة ذات تردد 0.5Hz.

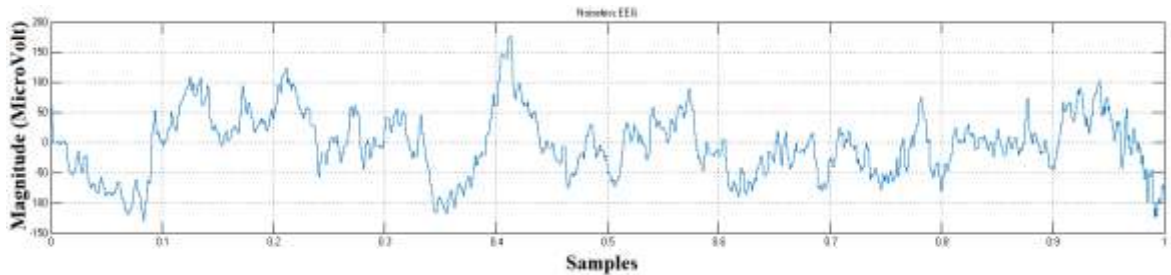


الشكل(4-4): إشارة ذات تردد 50Hz.



الشكل(4-5): مجموع الإشارات الثلاثة في الأشكال (2-4) و(3-4) و(4-4) (إشارة الضجيج التي سنضيفها إلى الإشارة الأصلية).

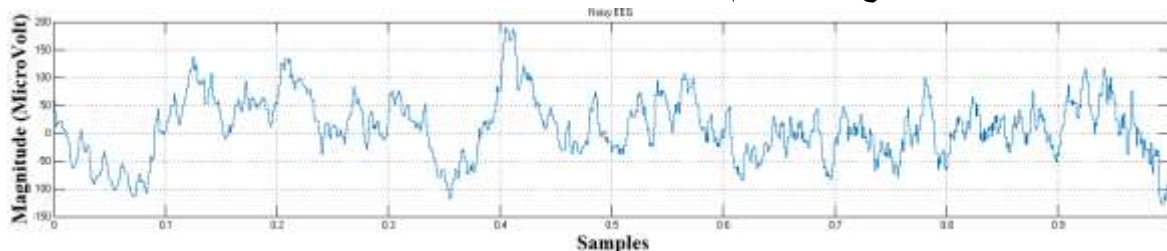
تظهر فيه الإشارة Noisy EEG وهي الإشارة الناتجة عن جمع الإشارة الخالية من الضجيج مع إشارة الضجيج (الشكل(4-5))، والشكل(4-8) يظهر فيه ناتج ترشيح الإشارة Noisy EEG باستخدام مرشح التمرير المنخفض (LPF Output) وكمثال على أداء هذا المرشح نلاحظ في المجال [0.8-0.9] (على المحور الأفقي) إزالة تغيرات الإشارة Noisy EEG التي يزيد ترددها عن 100Hz، والشكل(4-9) يظهر فيه ناتج ترشيح الإشارة القادمة من مرشح التمرير المنخفض باستخدام مرشح التمرير المرتفع (HPF Output) وكمثال على أداء هذا المرشح نلاحظ عند النقطة 0.43 انخفاض مطال الإشارة عن مقابلتها في المرحلة السابقة الموضحة في الشكل (4-8)، والشكل(4-10) يظهر فيه ناتج ترشيح الإشارة القادمة من مرشح التمرير المرتفع باستخدام مرشح منع الحزمة (BRF Output) وكمثال على أداء هذا المرشح نلاحظ عند النقطة 0.4 عودة شكل الإشارة إلى شكل قريب للإشارة الأصلية Noiseless EEG.



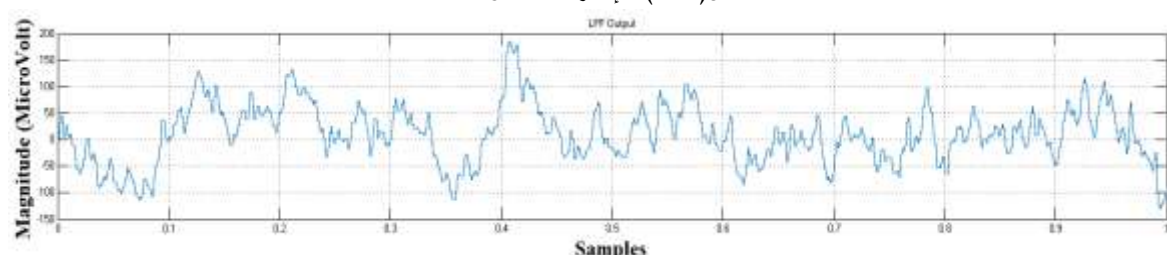
الشكل(4-6): الإشارة الأصلية الخالية من الضجيج Noiseless Signal.

الاستنتاجات والتوصيات:

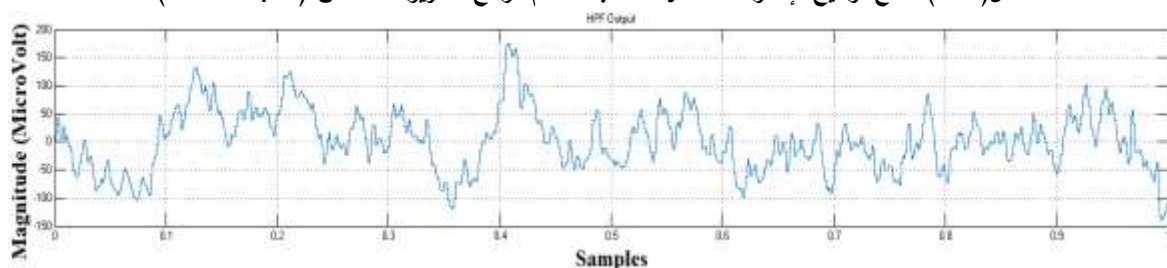
1 - إن النظام المصمّم في هذه الدراسة سهل التركيب والنقل والاستعمال ويستهلك طاقة كهربائية قليلة، حيث لا يتجاوز التيار الذي تحتاجه الدارة الإلكترونية 420mA والجهد المطلوب لتشغيلها 6V وبذلك يمكن أن تعمل على بطارية ذات جهد 12V مع إضافة منظم جهد LM7806، كما أن الدارة الإلكترونية المصمّمة لا تتجاوز



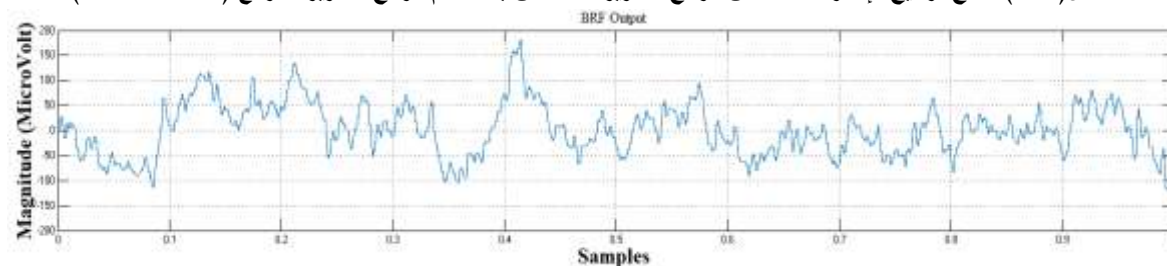
الشكل(4-7): الإشارة Noisy EEG.



الشكل(4-8): ناتج ترشيح الإشارة Noisy EEG باستخدام مرشح التمرير المنخفض (LPF Output).



الشكل(4-9): ناتج ترشيح الإشارة القادمة من مرشح التمرير المنخفض باستخدام مرشح التمرير المرتفع (HPF Output).



الشكل(4-10): ناتج ترشيح الإشارة القادمة من مرشح التمرير المرتفع باستخدام مرشح منع الحزمة (BRF Output).

أبعادها 8x8cm ويوجد جهاز حاسوب محمول نحصل على جهاز تخطيط كهربائي للدماغ سهل النقل والتركيب.

2- إن جزء الدارة الإلكترونية المصمّم في الفقرة (3-1-1) يمكن أن يُستخدم لالتقاط إشارات تخطيط قلب الإنسان ECG بإجراء تعديل بسيط يتمثل بإنقاص التضخيم في المرحلة الثالثة من الشكل (3-1-2) من 1001ضعف إلى 101ضعف أي باستخدام $R7=10K\Omega$ بدلاً من $100K\Omega$.

- 3 - إن جزء الدارة الإلكترونية المصمّم في الفقرة (3-1-2) قابل للاستخدام لتحصيل قيم أي إشارة لا يتجاوز ترددها 500Hz وذلك للمحافظة على تحقيق شرط نايبويست (تردد أخذ العينات يجب أن يكون مساوياً أو أكبر من ضعف أعلى تردد ضمن الإشارة التي يتم أخذ العينات منها) حيث أننا نأخذ العينات بمعدل 1000 عينة بالثانية، مع مراعاة تعديل مطال الإشارة المقروءة ليتراوح بين 0-6V لكي يتناسب المطال مع مجال عمل المتحكم الصغري.
- 4 - عند استخدام الطريقة (أ) لإعداد الوحدة ADC، يمكن بتقليل عدد البايتات المرسلّة عند أخذ كل عينة من 7 إلى 4 محارف (بايتات) تعديل النظام المصمّم ليأخذ ثلاث إشارات بمعدل أخذ عينات 1000 عينة في الثانية لكل إشارة.
- 5 - إن المخطط الموضح في الشكل (3-3-1) قابل للاستخدام في أي عملية تحصيل بيانات عبر منفذ تسلسلي مع مراعاة تعديل معدل نقل البيانات Baud Rate حسب الحاجة (مع استخدام الطريقة (ب) لإعداد الوحدة ADC للمتحكم الصغري).
- 6 - يمكن أن نضيف للمخطط الموضح في الشكل (3-3-1) مرحلتين Serial Configuration و Serial Send لإعادة إرسال الإشارة المرشحة عبر منفذ تسلسلي آخر.
- 7 - إن التصميم البرمجي للمرشحات يعطي سهولة في عملية التعديل، فمثلاً يمكن ببساطة تعديل مرشح منع الحزمة ليتناسب مع الشبكات الكهربائية ذات التردد 60Hz بدلاً من 50Hz.

المراجع:

- 1) Choy, TT.; Leung, PM. *Real time microprocessor-based 50 Hz notch filter for ECG*, J Biomed Eng. ,1988 May.
- 2) Ferdjallah, M.; Barr, RE. *Frequency domain digital filtering techniques for the removal of power line noise with application to the electrocardiogram*, Computer Biomed Res. ,1990 Oct.
- 3) Wu, Y.; Yang, Y. *A new digital filter method for eliminating 50Hz interference from the ECG*, Zhongguo Yi Liao Qi Xie Za Zhi.,1999 May.
- 4) LT1168 Datasheet, Linear Technology Corporation, 2000.
- 5) Venkatesh, A. *Improving Common-Mode Rejection Using the Right-Leg Drive Amplifier*, Texas Instruments Application Report SBAA188, July 2011.
- 6) Kendall L. Su, *Handbook of Tables for Elliptic-Function Filters*, Georgia Institute of Technology, 1990, 5.
- 7) Sophocles, J. Orfanidis, *Lecture Notes on Elliptic Filter Design*, Department of Electrical & Computer Engineering, Rutgers University, 2006 Nov.
- 8) <<http://physionet.org/cgi-bin/atm/ATM>>, 2015 Feb.