



الجمهورية العربية السورية
وزارة التعليم العالي
جامعة طرطوس
كلية الهندسة التقنية
قسم هندسة الأتمتة الصناعية

تحريك ذراع آلي اعتماداً على معالجة إشارات الدماغ
**Movement of Automatic Arm depending on Brain
signals processing**

(رسالة أعدت لنيل درجة الماجستير في قسم هندسة الأتمتة الصناعية)

إعداد

م. شادي يعقوب علي

مشرف مشارك

د.م. محمد أيهم درويش

مشرف رئيسي

أ.د.م. قيس عبود

2019

الملخص:

تم في هذه الرسالة دراسة إمكانية قراءة إشارات الدماغ، ومعالجتها للحصول على معلومات تفيد في إصدار أمر تحكم لتحريك ذراع آلي بهدف تعويض المصابين أو أصحاب الإعاقات الخاصة عن أطرافهم المفقودة.

يتناول الفصل الثاني من الرسالة تعريف الأمواج الدماغية والتميز بينها تبعاً للمجال الترددي الذي تعمل ضمنه، وتقسيم واجهة (دماغ - حاسوب) إلى ثلاث أنواع تبعاً لطريقة التقاط الإشارات الدماغية، واختيار جهاز Neurosky لتسجيل الإشارات. ويتناول الفصل الثالث أهم الأدوات المستخدمة في معالجة إشارات الدماغ، واختيار برنامج Labview لمعالجة الإشارة Offline، ثم الانتقال إلى معالجة الإشارة Online بهدف قراءة إشارات الدماغ وعزل الموجات الدماغية. يستعرض الفصل الرابع التحويلات التي تعتمد على نقل الإشارة من مجال الزمن إلى مجال التردد، حيث تم تسجيل إشارات الدماغ لعشرة أشخاص تبعاً لبروتوكول سريري مدروس ومعد لغرض الدراسة، وتم تحليل تلك الإشارات تبعاً للمطال وتبعاً للتردد باستخدام تحويل Wavelet Transform وتحويل Discrete Wavelet transform بهدف الحصول على أمر تحكم عند إغلاق العين. ويستعرض الفصل الخامس تصميم طرف صناعي علوي بدرجة حرية واحدة اعتماداً على مادة الفوم بداية ثم تصميم الحركة باستخدام برنامج Solidwork وطباعة الطرف من مادة البلاستيك، وبالنهاية تم تصميم الطرف باستخدام الألياف الزجاجية، كما يستعرض خوارزمية تشكيل أمر التحكم وإرساله إلى شريحة أردوينو.

بالنتيجة تمكنا من قراءة إشارة الدماغ بالاعتماد على جهاز Neurosky وإرسالها إلى الحاسب عبر تقنية بلوتوث، وتمكنا من معالجة الإشارات باستخدام برنامج Labview وعزل الموجات الدماغية، كما تمكنا من تحليل تلك الإشارات تبعاً للمطال والتردد باستخدام التحويل المويجي والتحويل المويجي المنقطع واستخدمنا التحويل المويجي المنقطع لتمييز الإشارة عند غمزة العين وإصدار أمر تحكم، وتمكنا من تصميم ذراع آلي من مادة الألياف الزجاجية وتحريكها باستخدام محرك سيرفو تبعاً لغمزة العين.

كلمات مفتاحية:

واجهة التخاطب بين الدماغ والحاسوب - جهاز التخطيط الكهربائي الدماغى - لاب فيو - أردوينو - تحويل فورييه - تحويل فورييه قصير زمنياً - التحويل المويجي - طرف صناعي.

Abstract:

In this research, The possibility of reading and processing brain signals was studied for information on a control command to move an arm to compensate the injured or disabled for their lost limb.

In the second chapter, brain waves were identified and differentiated according to the frequency band within which they operate. The brain-computer interface was divided into three types depending on how the brain signals were captured and the Neurosky signal was selected. In chapter 3, the most important tools used in the treatment of brain signals were introduced, Labview was selected to process the offline signal, and the signal was switched to Online for the purpose of reading brain signals and isolating brain waves. In the fourth chapter, the transforms of the signal from the time domain to the frequency field was studied. The brain signals were then recorded for 10 persons according to a studied clinical protocol prepared for the study. These signals were analyzed according to the amplitude and according to the frequency using the wavelet transform and the discrete wavelet transform to obtaining a control command when the eye is closed. In the fifth chapter, the design of industrial limb was studied with a single degree of freedom, depending on the foam material, then motion design using Solidwork. The limb was then printed from the plastic material. Finally, the fiberglass design was constructed, The algorithm was then built to send the data to the Arduino chip.

As a result, we were able to read the brain signal using Neurosky and send it to the computer via Bluetooth technology, The signals were processed using Labview program and brain waves were isolated. We were able to analyze these signals according to the frequency and amplitude using wavelet transform and discrete wavelet transform, We used the discrete wavelet transform to distinguish the signal at the eye blink and execute a control order, and we were able to design a fiberglass arm and move it using a servo motor depending on the eye blink.

Key words:

Brain computer interfaces – EEG(electroencephalographic) - Labview – Arduino
Fourier Transform – STFT – Wavelet Transform – Industrial limb.

الفهرس

| الموضوع | رقم الصفحة |
|--|------------|
| قائمة الأشكال | |
| قائمة الجداول | |
| المختصرات العلمية | |
| الملخص باللغة العربية | |
| الملخص باللغة الإنكليزية | |
| الفصل الأول: الإطار العام للبحث | |
| 1-1- المقدمة | 1 |
| 1-2- إشكاليات البحث | 2 |
| 1-3- هدف البحث وأهميته | 2 |
| 1-4- الدراسات المرجعية | 3 |
| 1-5- طرائق البحث ومواده | 10 |
| الفصل الثاني: الحصول على البيانات | |
| 2-1- مقدمة | 12 |
| 2-2- الأمواج الدماغية: | 12 |
| 2-2-1- أنواع الأمواج الدماغية | 13 |
| 2-2-2- تسجيل النشاط الدماغى | 15 |
| 2-3- واجهة التخابط بين الدماغ والحاسوب | 16 |
| 2-3-1- Invasive BCI Acquisition : | 16 |
| 2-3-2- Partially Invasive BCI Acquisition: | 17 |
| 2-3-3- Non Invasive BCI Acquisition: | 18 |
| 2-4- جهاز تحسس إشارات الدماغ Neurosky | 19 |
| الفصل الثالث: معالجة الإشارة | |
| 3-1- مقدمة | 22 |
| 3-2- الأدوات المستخدمة في معالجة إشارة الدماغ | 23 |
| 3-3- برنامج LABVIEW | 24 |
| 3-4- معالجة الإشارة Offline باستخدام Labview | 26 |
| 3-5- معالجة الإشارة Online باستخدام Labview | 28 |
| الفصل الرابع: استخلاص المميزات وتصنيفها | |
| 4-1- مقدمة | 33 |
| 4-2- تحويل فورييه Fourier Transform | 33 |
| 4-3- تحويل فورييه قصير الزمن (STFT) | 34 |

| | |
|--|--|
| 35 | 4-4- التحويل المويجي (Wavelet transform) |
| 38 | 4-4-1- الموجة الأم |
| 40 | 4-4-2- التحويل المويجي المتقطع (Discrete Wavelet transform): |
| 42 | 4-5- تجربة تحليل الإشارة تبعاً لمطال الموجة |
| 44 | 4-6- تجربة تحليل الإشارة باستخدام Wavelet |
| 45 | 4-7- تجربة تحليل الإشارة باستخدام تحويل DWT |
| الفصل الخامس: تحريك ذراع آلي | |
| 48 | 5-1- مقدمة |
| 48 | 5-2- تعريف البتر |
| 48 | 5-3- مستويات البتر في الطرف العلوي |
| 49 | 5-4- أنواع الأذرع الصناعية |
| 49 | 5-4-1- التحكم الميكانيكي لليد الصناعية |
| 49 | 5-4-2- التحكم الكهربائي لليد الصناعية |
| 50 | 5-5- مواصفات الأطراف الصناعية |
| 51 | 5-6- تصميم طرف صناعي بدرجة حرية واحدة |
| 52 | 5-6-1- برنامج Solidwork |
| 55 | 5-7- بناء خوارزمية التحكم |
| 56 | 5-8- تصميم دائرة التحكم |
| 56 | 5-8-1- مكونات دائرة التحكم |
| 57 | 5-8-2- برنامج التحكم |
| الفصل السادس | |
| 58 | 6-1- النتائج والمناقشة |
| 58 | 6-2- الاستنتاجات |
| 59 | 6-3- التوصيات |
| 60 | 6-4- قائمة المراجع |
| الملاحق | |
| الملحق (I): المواصفات الفنية للعناصر المستخدمة في دارات التحكم | |

قائمة الأشكال

| متسلسل | الشكل | رقم الصفحة |
|--------|--|------------|
| 1 | الشكل (1-1): مراحل تصميم واجهة التخابط بين الدماغ والحاسوب | 10 |
| 2 | الشكل (1-2): موجة دلتا | 13 |
| 3 | الشكل (2-2): موجة ثيتا | 14 |
| 4 | الشكل (3-2): موجة ألفا | 14 |
| 5 | الشكل (4-2): موجة بيتا | 15 |
| 6 | الشكل (5-2): موجة غاما | 15 |
| 7 | الشكل (6-2): أنواع واجهة التخابط بين الدماغ والحاسوب | 16 |
| 8 | الشكل (7-2) : Invasive BCI electrodes | 17 |
| 9 | الشكل (8-2) : Partially invasive BCI electrodes | 17 |
| 10 | الشكل (2-9) : A wireless noninvasive signal capturing device | 18 |
| 11 | الشكل (10-2) : موضع الأقطاب لجهاز EEG على الرأس | 19 |
| 12 | الشكل (11-2): جهاز NeuroSky | 20 |
| 13 | الشكل (3-1): خوارزمية قراءة الإشارة وعزل الضجيج. | 27 |
| 14 | الشكل (3-2): برنامج قراءة الإشارة وعزل الضجيج. | 27 |
| 15 | الشكل (3-3): موجة ثيتا. | 27 |
| 16 | الشكل (3-4): LabVIEW Neurosky Driver. | 28 |
| 17 | الشكل (3-5): خوارزمية قراءة إشارة الدماغ. | 28 |
| 18 | الشكل (3-6): برنامج قراءة إشارة الدماغ. | 29 |
| 19 | الشكل (7-3): برنامج تحديد العينات وعرض الإشارة | 29 |
| 20 | الشكل (8-3): برنامج عزل موجات الدماغ عن بعضها | 30 |
| 21 | الشكل (3-9): موجة Alpha | 30 |
| 22 | الشكل (3-10): موجة Beta | 31 |
| 23 | الشكل (3-11): موجة Delta | 31 |
| 24 | الشكل (3-12): موجة Theta | 31 |
| 25 | الشكل (1-4): تحويل فورييه بترددات مختلفة | 33 |
| 26 | الشكل (2-4): تحويل فورييه قصير الزمن STFT | 34 |
| 27 | الشكل (3-4): تحويل فورييه قصير الزمن عند ترددات مختلفة | 35 |
| 28 | الشكل (4-4): تحويل المويجة | 36 |
| 29 | الشكل (5-4): تحويل المويجة عند تدريجات مختلفة | 36 |

| | | |
|----|--|----|
| 38 | الشكل (4-6): Morlet wavelet | 30 |
| 39 | الشكل (4-7): Haar wavelet | 31 |
| 39 | الشكل (4-8): Mexican hat wavelet | 32 |
| 42 | الشكل (4-9): شكل إشارة الدماغ عند إغلاق العين. | 33 |
| 44 | الشكل (4-10): برنامج تحصيل المعطيات | 34 |
| 44 | الشكل (4-11): برنامج تحويل الموجة المستمر | 35 |
| 45 | الشكل (4-12): Continuouse Wavelet Transform | 36 |
| 45 | الشكل (4-13): برنامج تحويل الموجة المتقطع | 37 |
| 46 | الشكل (4-14): Discrete Wavelet Transform | 38 |
| 46 | الشكل (4-15): برنامج الحصول على أمر التحكم | 39 |
| 50 | الشكل (5-1): اليد المتحكم بها حيويًا Cyber Hand | 40 |
| 51 | الشكل (5-2): ذراع آلية مصنوعة من مادة الفوم | 41 |
| 52 | الشكل (3-5): بيت محرك السيرفو | 42 |
| 53 | الشكل (4-5): محور الدوران | 43 |
| 53 | الشكل (5-5): مكان تموضع محور الدوران | 44 |
| 53 | الشكل (6-5): مقطع جانبي للذراع | 45 |
| 54 | الشكل (5-7): ذراع آلي مصممة باستخدام طابعة 3D | 46 |
| 54 | الشكل (5-8): طرف صناعي مصمم من مادة الألياف الزجاجية | 47 |
| 55 | الشكل (9-5): خوارزمية التحكم | 48 |
| 55 | الشكل (10-5): برنامج التحكم | 49 |
| 56 | الشكل (4-4): شريحة أردوينو Uno | 50 |
| 57 | الشكل (6-4): محرك سيرفو MG995 | 51 |

قائمة الجداول

| رقم الصفحة | الجدول | متسلسل |
|------------|---|--------|
| 22 | جدول (1-3) : مقارنة بين أشكال الموجات الدماغية المختلفة | 1 |
| 43 | جدول (4-1): مطال الإشارة مع الزمن | 2 |

قائمة الرموز والمصطلحات العلمية

| الاختصار | المصطلح باللغة الانكليزية | المصطلح باللغة العربية |
|----------|---------------------------------------|---|
| BCI | Brain Computer Interface | واجهة الدماغ الحاسوب |
| EEG | Electroencephalographic | جهاز التخطيط الكهربائي |
| MEG | Magnetoencephalography | تصوير الإصدار البوزيتروني المقطعي، تخطيط الدماغ المغناطيسي |
| FMRI | Functional Magnetic Resonance Imaging | تصوير الرنين المغناطيسي الوظيفي |
| fNIRS | Functional Near-Infrared Spectroscopy | مطيافية بالأشعة القريبة من تحت الحمراء |
| SPECT | Single Photon Emission Tomography | مطيافية الرنين المغناطيسي النووي، تخطيط قشرة الدماغ، التصوير بأشعة جاما |
| FT | Fourier Transform | تحويل فورييه |
| STFT | Short Time Fourier Transform | تحويل فورييه قصير الزمن |
| WT | Wavelet transform | التحويل المويجي |
| DWT | Wavelet transform Discrete | التحويل المويجي المنقطع |

الفصل الأول: الإطار العام للبحث

1-1 - مقدمة:

تزايدت أعداد المصابين بشكل كبير جراء الحرب الأخيرة على بلدنا وبالأخص أصحاب البتور حيث لا يوجد إحصائيات واضحة لعددهم حتى اليوم، لذلك تم طرح فكرة البحث بهدف التوصل لأطراف صناعية حية مقادة عن طريق الإشارات الدماغية لتعويض المصابين عن أطرافهم المفقودة، وهنا لابد من تعريف تقنية BCI (Brain-computer interfaces) وهي تقنية تساعد الباحثين في بناء قناة اتصال بين الدماغ البشري والحاسوب، حيث أثبتت علوم الأعصاب وجود 100 مليار خلية عصبية في دماغ الإنسان، والتي تتميز بالخاصية الكهروكيميائية، يمكن قياسها ووصفها عن طريق ستة أشكال لموجات الدماغ (Delta- Theta- Alpha- Beta- Gamma-) (Mu, 2011). هذه الموجات تصف نشاطات الدماغ المختلفة (حركة - خمول - تفكير - نوم ...)، فعلى سبيل المثال يمكن ملاحظة تغير نشاط موجات إلفا من حيث التردد الأعظمي ومطال الموجة بالإضافة إلى المجال الترددي الذي تعمل ضمنه هذه الموجة كاستجابة لفتح وإغلاق العين [3,2] تمنح قناة التواصل ما بين الدماغ والحاسوب إمكانية نقل المعلومات من وإلى الدماغ على شكل إشارات كهربائية، حيث يعتمد المبدأ العام على قراءة النشاطات الكهربائية من الدماغ باستخدام أقطاب كهربائية تُوضع على سطح الجمجمة (Non Invasive BCI) أو على سطح الدماغ مباشرة (Invasive BCI) [4]، وهذا مايساعد في إمكانية الحصول على معلومات مفيدة قادرة على إيضاح طبيعة الموجات، وتصنيفها، وتحليلها، ومن ثم استثمارها للحصول على أمر تحكم يقوم بتحريك ذراع آلي بهدف إطلاق أمر بدء إجراء مؤتمت، أو تنفيذ أطراف صناعية حية لتعويض المصابين أو أصحاب الإعاقات الخاصة عن أطرافهم المفقودة [5,6].

على الرغم من وجود العديد من الطرق لمساعدة أصحاب الإعاقة على سبيل المثال (التحكم الصوتي، استخدام الإيماءات، استخدام حركة العين أو استخدام جويستيك إلخ)، ولكن لا يمكن استخدامها من قبل مرضى السكتة الدماغية أو المرضى المصابين بالشلل لذلك كانت تقنية BCI هي الأفضل، لذلك قام الباحثان [Geethu Suresh, S.Shanmugaraju] في عام (2016) بتصميم نظام تحكم لاسلكي لكرسي متحرك مقاد عن طريق موجات الدماغ وباستخدام حساسات Mindwave Mobile، يمكن للكرسي الحركة للأمام والخلف تبعاً لقوة ومضة العين ويمكن أن يتحرك باتجاه عقارب الساعة عن طريق شدة الانتباه ، تم تزويد الكرسي بحساس أمواج فوق صوتية بهدف تجاوز العقبات. [7]

قام الباحثون [Marwan Nafea et al] في عام (2018) بتصميم نظام تحكم بمنزل ذكي بهدف مساعدة أصحاب الإعاقات وكبار السن بأداء الوظائف اليومية، يسمح النظام للمستخدم بتشغيل وإطفاء أربعة أجهزة عن طريق ومضة العين وشدة التركيز ولكن لاحظ الباحثون وجود أوامر غير مقصودة بسبب حركة العضلات والضجيج الناتج عن قراءات غير دقيقة. [8]

قام الباحثون [Tharani.k et al] في عام (2019) بطرح فكرة ثورية هي إمكانية استخدام الواقع الافتراضي في صناعة أمر التحكم ضمن تقنية BCI الأمر الذي يوفر إمكانيات أكبر في المعالجة وتوفير في الطاقة حيث يصبح الجهاز المحمول قادراً على القيام بعمليات أقل. [9]

تم إجراء بحث اعتماداً على قراءة إشارات الدماغ وتحليل هذه الإشارات ودراسة إمكانية استنباط أمر تحكم يعتمد على تمييز الإشارة عند صدور أمر التحكم من الدماغ. تم تحديد إشكاليات البحث كمايلي:

2-1- إشكاليات البحث:

- هل يمكن قراءة إشارات الدماغ ومعالجتها للحصول على معلومات تفيد في إصدار أمر تحكم لتحريك ذراع آلي ؟
- هل يمكن التقاط الإشارات الكهربائية للدماغ وتضخيمها لتصبح قابلة للقياس؟
- هل توجد آلية لتحليل إشارات الدماغ التي هي إشارات عشوائية غير منتهية ؟
- هل يمكن عزل هذه الإشارات؟
- هل تحليل الإشارات العشوائية سيفضي إلى معلومات مفيدة تتحول إلى أوامر تحكم بالذراع الآلي؟

3-1- هدف البحث وأهميته:

يهدف البحث إلى دراسة إمكانية تحويل إشارات الدماغ إلى أمر حركي، وذلك اعتماداً على الأهداف الفرعية التالية:

- 1- تسجيل إشارة الدماغ باستخدام أحد البرامج الحاسوبية.
- 2- بناء خوارزمية معالجة إشارة الدماغ وتحصيل المعطيات
- 3- توليد أمر تحكم تبعاً لتغير محدد في شكل إشارة الدماغ
- 4- إرسال أمر التحكم إلى دائرة إلكترونية خارجية

تكمّن أهمية البحث في أنه يفتح الباب أمام تقنيات تكنولوجيا الأعصاب وتسجيل وتحليل إشارات الدماغ والذي يجسد في الآونة الأخيرة محط اهتمام أغلب مراكز الأبحاث في العالم حيث يؤمل أن يساهم تحويل الإشارات الكهربائية إلى حركية في التوصل لأطراف صناعية بديلة تستطيع القيام بنفس وظائف الأطراف الحية بهدف تعويض المصابين عن أطرافهم المفقودة.

4-1- الدراسات المرجعية:

[1] بحث بعنوان " Mind Controlled Robotic Arm " في مجلة " Journal of Electronics and Communication Engineering (IOSR-JECE) " بتاريخ 2015.

قام الباحث Devashish Salvekar وآخرون بتنفيذ ذراع آلي مقاد عن طريق مستوى التركيز للدماغ لمساعدة الأشخاص أصحاب الإعاقة أن يعيشوا حياة مستقلة، ويعتمد المبدأ العام على قراءة إشارات الدماغ عن طريق سماعة Neurosky Mindwave التي تقوم بتحويل البيانات إلى حزم ونقلها عبر البلوتوث إلى الحاسب المحمول، حيث يتم استخراج الإشارة ومعالجتها باستخدام منصة Matlab، بعد ذلك يتم إرسال أوامر التحكم إلى الذراع الآلي لاسلكياً لمعالجة وتنفيذ الإجراءات، وذلك عن طريق النافذة التسلسلية ووحدة RF التي تساعد على نقل مستويات الاهتمام والتأمل المكتسبة عن طريق Matlab إلى متحكم من نوع PIC يقود 5 محركات سيرفو والتي بدورها مسؤولة عن تحريك أصابع الذراع الآلي

بالنتيجة تمكن الباحثون من تصنيف بيانات الدماغ والحصول على 6 مخرجات للتحكم بالذراع، ولكن النظام كان يفتقد للدقة وبالتالي ظهرت الحاجة إلى تقليل تعقيد المهمة أو تحسين فعالية نظام التصنيف المستخدم.

[2] بحث بعنوان " EEG Signal Processing " في جامعة " Malaya " بتاريخ 15 April 2015

استخدم الباحث Harmony Tan Shi Le جهاز التخطيط الكهربائي eeg حيث قام الباحث بوضع أقطاب رطبة من نوع (Ag-AgCl) في ستة مواقع على فروة الرأس لشخص عمره 21 عاماً ذو شعر خفيف لتقليل المقاومة (Fp1، Fp2، C3، C4، O1، O2) تم وضعها تبعاً للنظام الدولي 10\20 الذي يحدد مكان توضع الأقطاب واعتمد الباحث بروتوكول محدد لتسجيل إشارات EEG (دقيقتان عيون مغلقة – دقيقتان عيون مفتوحة) ثم عشر مجموعات متتالية بعدها تبعاً للبروتوكول (5 ثوان عيون مفتوحة – 5 ثوان عيون مغلقة) ليكون إجمالي تسجيل الإشارة 340 ثانية واستخدم تردد 256Hz في قراءة العينات ثم تم تصديرها إلى برنامج ماتلاب

بصيغة ASCII ومعالجتها باستخدام الفلاتر الرقمية و التحويل المويجي للحصول على موجات (Delta- Theta- Alpha- Beta- Gamma) ورسمها في مجال الزمن ليقوم في النهاية بمقارنة مطال الإشارة لكل من موجات ألفا وبيتا أثناء فتح وإغلاق العين.

بالنتيجة وجد الباحث أن مخططات الإشارة التي تم التوصل إليها باستخدام الفلاتر الرقمية أوضح منها في التحويل المويجي وذلك بسبب وجود ترددات خارج النطاق المرغوب عند استخدام التحويل المويجي ولاحظ الباحث زيادة في نشاط موجة ألفا أثناء إغلاق العين ونقصان في نشاطها أثناء فتح العين على عكس نشاط موجة بيتا الذي يزداد أثناء فتح العين وينخفض عند إغلاق العين.

[3] بحث بعنوان " EEG Analysis for Brainwaves under Closed Eye and Open Eye "
" في مجلة " International Journal of Engineering Research and General Science "
" بتاريخ July-August, 2015 .

قام الباحث **Upendra Kumar Bhusan** وآخرون بدراسة تغير نشاط موجات الدماغ أثناء فتح وإغلاق العين حيث تم إجراء اختبار eeg على 14 شخص (8 ذكور و 6 إناث) تتراوح أعمارهم بين (20- 30) عاماً، وكان يجب عليهم عدم تناول الكافيين وعدم استخدام منتجات تصفيف الشعر يوم الاختبار، وطلب من الأشخاص الجلوس على كرسي مريح لقياس النشاط الكهربائي في أجزاء مختلفة من الدماغ عن طريق 64 قناة رطبة توضع على فروة الرأس، تم تقسيم الأشخاص إلى مجموعتين، تم تسجيل إشارة الدماغ للمجموعة الأولى وأعينهم مفتوحة والمجموعة الثانية أثناء إغلاق العين، ومن ثم تحميل هذه البيانات في MATLAB، وتم فصل الموجات تبعاً للتردد إلى (دلتا ، ثيتا ، ألفا وبيتا) ثم معالجتها باستخدام تحويل FFT .

وقد بينت نتائج البحث انخفاض في طاقة موجات ألفا وبيتا وبالتالي تغير واضح في تعقيد إشارة الدماغ أثناء إغلاق العين وبالتالي فإن الأشخاص ذوي العين المغلقة سوف يشعرون بمزيد من السلام والسعادة بالمقارنة مع الأشخاص ذوي العين المفتوحة لذلك ينصح الباحثون بإغلاق العين والتأمل عند التعرض لحالات التوتر.

[4] بحث بعنوان " Basics of Brain Computer Interface " في مجلة " Springer "
" International Publishing " بتاريخ 2015.

قام الباحث **Rabie A. Ramadan** وآخرون بدراسة المفاهيم الرئيسية لتقنية BCI التي تهدف إلى بناء قناة مباشرة بين الدماغ البشري والحاسوب، قام الباحثون بدراسة تشريح الدماغ من

أجل فهم الإشارات التي يقدمها ثم عرض التقنيات المتبعة في قراءة تلك الإشارة وكانت تقنية EEG الأنسب، قسم الباحثون مراحل بناء واجهة الدماغ الحاسوب إلى ثلاث مراحل هي : جمع البيانات ومعالجة الإشارة وتصنيف البيانات، في المرحلة الأولى تم عرض الدارة المكونة للقطب الكهربائي وفي المرحلتين الثانية والثالثة تم عرض أهم البرمجيات المستخدمة مثل (Matlab - Labview - Mac OS C++ - Html/Jscript).

بالنتيجة تم عرض أهم عيوب هذه التقنية والتي هي انخفاض قوة الإشارة وانخفاض معدل نقل البيانات (استجابة بطيئة) الأمر الذي يؤدي بالنتيجة إلى ارتفاع معدل الخطأ.

[5] بحث بعنوان Noninvasive Electroencephalogram Based Control of a BioMed " Arm for Writing Task Using Hybrid BCI System " في مجلة " Research International " بتاريخ 1 June 2017

قم الباحث Qiang Gao وآخرون بتصميم نظام EEG-EMG-BCI الهجين للتحكم بذراع آلي والذي يتكون بشكل أساسي من ثلاث أقسام وهي (جهاز Emotiv EPOC - كمبيوتر مضيف - ذراع روبوتية) الهدف من النظام هو القيام بعملية الكتابة في الزمن الحقيقي لتعزيز قدرة المستخدم على التفاعل مع بيئته حيث يتم قراءة إشارات الدماغ بواسطة جهاز Emotiv EPOC بالإضافة إلى إشارة عضلة الوجه التي تعطي أمر تحكم عند الضغط على الأسنان يكفي أن يقوم المستخدم بتخيل الحركة والضغط على أسنانه ليتم إرسال أوامر التحكم إلى الحاسب حيث يتم معالجتها وفك تشفيرها عن طريق متحكمات موجودة على شبكة الإنترنت وباستخدام تحويل الموجة المتقطع DWT ، ثم يتم إرسال أمر التحكم لاسلكياً إلى الذراع الآلي لتبدأ برسم الكلمة التي تم تخيلها في الزمن الحقيقي.

تم تنفيذ التجارب على ثمانية أشخاص (7 ذكور وأثنى واحدة) أعمارهم حوالي 24 عاماً ولم يمتلكوا أية خبرة سابقة في التعامل مع النظام، جلس الأشخاص على مسافة 50cm من الحاسب ووضعت الذراع على الطاولة في الجهة اليسرى من الشخص، وكان المطلوب منه كتابة كلمة (HI) واحتاج تنفيذ ذلك 15 خطوة وتم تقييم الأداء تبعاً لزمان الإنجاز وعدد الخطوات اللازمة لتنفيذ المهمة.

وبالنتيجة توصل الباحثون إلى أن نظام BCI الهجين هو مقترح فعال للتحكم بالذراع في الزمن الحقيقي ويحتاج عدد أقل من الخطوات مقارنة بالنظم المستقلة.

[6] بحث بعنوان "BRAIN CONTROLLED WHEELCHAIR FOR DISABLED"
في مجلة " International Journal of Computer Science Engineering and Information Technology Research (IJCSEITR) Apr 2014 بتاريخ Impact Factor (JCC): 6.8785

قام الباحث **ANUPAMA H. S** وآخرون بتصميم واجهة (دماغ - حاسوب) للتحكم بكرسي متحرك لشخص معاق حيث تم التقاط موجات الدماغ عن طريق جهاز EEG وإرسالها إلى برنامج Lab View الذي يقوم بمعالجتها عن طريق تحويل فورييه القصير زمنياً FFT لتمييز الإشارة تبعاً لشدة التركيز وغمزة العين، ومن ثم يتم تصنيف البيانات واستخلاص أمر التحكم منها (يمين - يسار - أمام - توقف)، ثم يتم إرسال الأمر عبر منفذ الاتصال RS232 ودارة MAX232 على شكل محرف إلى متحكم من نوع MSP430G2231 الذي يستخدم تقنية PWM لقيادة المحركات المسؤولة عن توجيه الكرسي .

[7] بحث بعنوان " E-Sense Algorithm Based Wireless Wheelchair Control Using Brain Waves "
في مجلة " IOSR Journal of Electrical and Electronics Engineering (JEEE) May. – Jun. 2016 بتاريخ

قام الباحثان **Geethu Suresh, S.Shanmugaraju** بتصميم نظام تحكم لاسلكي لكرسي متحرك مقاد عن طريق موجات الدماغ حيث تقوم حساسات Mindwave Mobile بقراءة الإشارات الكهربائية وإرسالها على شكل حزم عبر البلوتوث إلى برنامج Matlab ليتم استخراج الإشارة ومعالجتها باستخدام تحويل فورييه القصير زمنياً FFT لإزالة الضجيج، ثم إرسال أوامر التحكم إلى الكرسي الذي يحوي متحكم من نوع ARM7 والذي يقود محركات التيار المستمر المسؤولة عن حركة الكرسي، يمكن للكرسي الحركة للأمام والخلف تبعاً لقوة ومضة العين ويمكن أن يتحرك باتجاه عقارب الساعة عن طريق شدة الانتباه، تم تزويد الكرسي بحساس أمواج فوق صوتية بهدف تجاوز العقبات.

بالنتيجة يتكون مخطط نظام التحكم اللاسلكي في الكرسي المتحرك من ثلاثة أجزاء هي وحدة التقاط الإشارة العصبية ووحدة معالجة البيانات ووحدة الكرسي المتحرك التي تحوي محركات DC، وعلى الرغم من وجود العديد من الطرق لجعل الكرسي المتحرك يعمل على سبيل المثال (التحكم الصوتي، استخدام الإيماءات ، استخدام حركة العين أو استخدام جويستيك إلخ)، ولكن لا يمكن استخدامها من قبل مرضى السكتة الدماغية أو المرضى المصابين بالشلل لذلك كانت تقنية BCI هي الأفضل.

[8] بحث بعنوان "Brainwave-Controlled System for Smart Home Applications"
في مجلة " International Conference on BioSignal Analysis, Processing and "
Systems (ICBAPS) " بتاريخ Nov 8, 2018

قام الباحث **Marwan Nafea** وآخرون بتصميم نظام تحكم بمنزل ذكي بهدف مساعدة أصحاب الإعاقات وكبار السن بأداء الوظائف اليومية، يتكون النظام من جهاز NeuroSky MindWave EEG يقترن مع تطبيق Android، تم تطوير التطبيق عن طريق Android Studio بالاعتماد على برامج NeuroSky EEG ليتحكم بأربعة أجهزة منزلية وذلك عن طريق ربطه بشريحة أردوينو عبر البلوتوث وشريحة HC-05، يسمح النظام للمستخدم بتشغيل وإطفاء أربعة أجهزة عن طريق ومضة العين وشدة التركيز، حيث يعطي التطبيق قيمة رقمية تتراوح من (0-255) لشدة الانتباه ويعطي قيمة رقمية تتراوح من (0-100) لومضة العين مرتين متتاليتين.

بالنتيجة تمكن المستخدم من النجاح بأداء كافة الوظائف عن طريق التدريب على النظام لفترة قصيرة ولاحظ الباحثون وجود أوامر غير مقصودة بسبب حركة العضلات والضجيج الناتج عن قراءات غير دقيقة.

[9] بحث بعنوان " BRAIN-BASED COMPUTERINTERFACES IN VIRTUAL "
في مجلة " REALITY International Journal of Innovative Research in "
Advanced "Engineering (IJIRAE) بتاريخ 20, March 2019.

قم الباحث **Tharani.k** وآخرون بعمل دراسة استقصائية عن واجهة (الدماغ - الحاسوب) في الواقع الافتراضي وأهمية الواقع الافتراضي للمطورين لإنشاء قاعدة بيانات وقدرات معالجة أكبر في الزمن الحقيقي، فالإنسان يستشعر ماحوله عن طريق الحواس ويرسل المعلومات إلى الدماغ المرتبط بجهاز EEG الذي يقوم بدوره بنقل البيانات إلى الحاسب، يقوم الحاسب بإرسال إشارة تخطيط الدماغ ليتم معالجتها وتحليلها عبر الواقع الافتراضي. عرض الباحثون أبحاث تقنية BCI VR المعززة بالواقع الافتراضي من ثلاث جوانب رئيسية: في الجانب الأول يتم دراسة التخطيط الكهربائي للدماغ المعتمد على واجهة (الدماغ - الحاسوب) ومكونات نظام BCI وأهمية استخدام خوارزمية التصنيف في ترجمة أمر التحكم. في الجانب الثاني تم التطرق إلى خوارزميات تعلم الآلة المتبعة في تقنية BCI أما الجانب الثالث يعرض تقنية (SVM) التي تعني دعم توجيه الآلة من خلال الواقع الافتراضي. ويتطرق البحث إلى استخدام تقنية BCI في الترفيه والألعاب .

أظهرت النتائج إمكانية استخدام الواقع الافتراضي في صناعة أمر التحكم ضمن تقنية BCI والاستفادة من شبكة الأنترنت الأمر الذي يوفر إمكانيات أكبر في المعالجة وتوفير في الطاقة حيث أصبح الجهاز المحمول يقوم بعمليات أقل.

[10] بحث بعنوان " BRAIN WAVE CONTROLLED ROBOT USING "MATLAB في مجلة " International Journal of Mechanical Engineering and Technology (IJMET) بتاريخ 12, December 2017 .

قام الباحث **Madhu Nakirekanti** وآخرون بتصميم روبوت بعجلتين والتحكم بحركته بثلاث اتجاهات (أمام - يمين - يسار) عن طريق معالج ARM يقود محركات تيار مستمر عن طريق الدارة L293D، وتم توصيل شاشة LCD بالمعالج، تم التحكم بالمعالج عن طريق واجهة تخاطبية مبنية في بيئة Matlab، حيث يتلقى الحاسب البيانات القادمة من سماعة Mind wave من خلال وحدة Bluetooth، تتضمن البيانات معلومات عن شدة الانتباه وومضة العين يتم عرضها بشكل رقمي أو ضمن واجهات رسومية، ثم تم معالجتها وإرسالها إلى المتحكم ARM لاتخاذ الإجراء المناسب وتحريك الروبوت.

وقد أكدت الدراسة أن الروبوتات المتحركة تحتاج إلى مستوى أمان أعلى في حال استخدامها من قبل أشخاص معاقين.

[11] بحث بعنوان " Robot Control using Brain Waves " في مجلة "IJRSI" بتاريخ July 2015.

قام الباحثان **Prashanth Kambli, Lingaraju G M** بتطوير تطبيق لتحسين عملية الاتصال بين الروبوت والدماغ من خلال إشارات EEG حيث تم استخدام جهاز Emotiv EPOC في التقاط إشارات الدماغ والذي يستخدم بطارية ليثيوم و14 مستشعر EEG ويعمل ضمن مجال ترددي قدره 0.16-43 هرتز، توضع المستشعرات المغطاة بجل الإلكترونيات عالي التوصيل على فروة رأس المستخدم، بعد التقاط الإشارة تقوم المكتبات مثل edk.dll & edkutils.dll بالعمليات الأساسية لسماعة Emotiv، ثم يتم كتابة الموجات الدماغية للشخص إلى ملف بتنسيق csv. يقوم التطبيق ب جلب البيانات من الملف ومعالجتها ثم إرسالها إلى متحكم يقود حركة الروبوت (أمام - يمين - يسار)، تم تصميم الدوائر الالكترونية المطلوبة لعمل المشروع، كما تم إجراء التدريب لتوليد الأفكار اللازمة للسيطرة على حركات الروبوت ويجب أن تكون سرعة الروبوت معتدلة إلى الأمام.

[12] بحث بعنوان " Quadcopter control in three-dimensional space using a "noninvasive motor imagery-based brain-computer interface " في مجلة " Journal of "Neural Engineering بتاريخ 2013.

قام الباحث Karl LaFleur وآخرون بتصميم نظام BCI بهدف التحكم عن بعد بطائرة روبوتية Quadcopter في الفضاء المادي ثلاثي الأبعاد (D3) وذلك بالاعتماد على إشارات EEG الملتقطة من البشر، تم تركيب 64 قطب EEG تبعاً للنظام الدولي 10\20 لتوزيع الأقطاب، ثم تم أخذ عينات من إشارات تخطيط كهربية الدماغ بتردد 1000Hz وتصفيتها إلى 200Hz ثم تم تضخيم الإشارة وإرسالها إلى برنامج BCI2000 الذي يعالجها بدوره ويرسلها عبر WIFI إلى الطائرة.

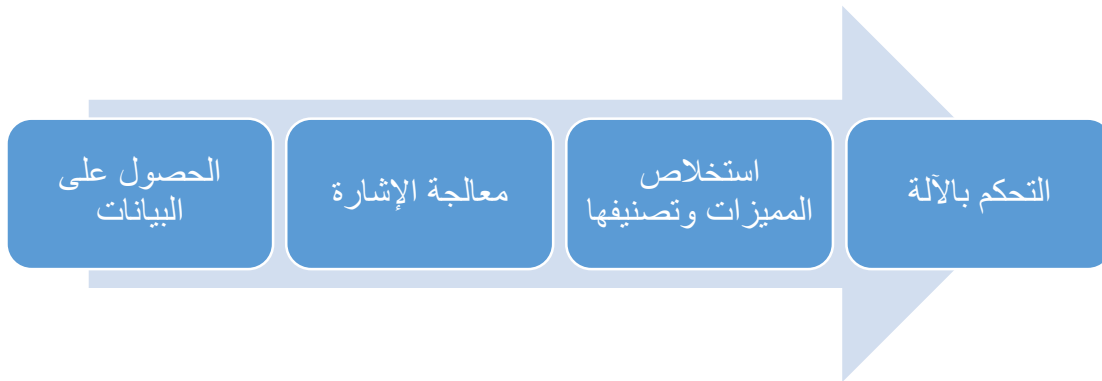
تم تزويد الطائرة بكاميرات مراقبة و تألفت الدراسة من مراحل التدريب والمعايرة، حيث أن الأشخاص الخاضعين للاختبار قاموا بإجراء 10 تجارب للتحكم بالطائرة، وقد أظهرت النتائج القدرة على التحكم بالطائرة بدقة وبسرعة وبشكل مستمر عن طريق أفكارهم فقط وتم الوصل إلى الهدف المرغوب بنسبة 70 %.

5-1 - مواد البحث و طرائقه:

تم الاعتماد على جهاز Neurosky لقراءة إشارات الدماغ وإرسالها إلى الحاسب عبر تقنية بلوتوث، كما تم بناء خوارزمية لمعالجة إشارة الدماغ واستخلاص أمر تحكم منها وتم إجراء التجارب على عشرة أشخاص بهدف ملاحظة تغير التردد والمطال تبعاً لإغلاق العين ثم إرسال أمر التحكم إلى شريحة أردوينو تقود ذراع آلية تمتلك درجة حرية واحدة

تم توصيف جميع مراحل العمل لتسجيل إشارات الدماغ وتصميم التجربة العملية حيث تتكون مراحل التطبيق العملي من أربعة أجزاء رئيسية:

- 1- الحصول على البيانات
- 2- معالجة الإشارة.
- 3- استخلاص المميزات وتصنيفها.
- 4- التحكم بالآلة، وفق المخطط الصندوقي المبين في الشكل (1).



شكل (1-1): مراحل تصميم واجهة التخابط بين الدماغ و الحاسوب.

الفصل الثاني: تحصيل البيانات

Data Acquisition

2-1- مقدمة

2-2- الأمواج الدماغية

2-2-1- أنواع الأمواج الدماغية

2-2-2- تسجيل النشاط الدماغي

2-3- واجهة التخابط بين الدماغ والحاسوب

2-3-1- تحصيل الإشارات من خلايا الدماغ : Invasive BCI Acquisition

2-3-2- تحصيل الإشارات من سطح الجمجمة : Partially Invasive BCI Acquisition

2-3-3- تحصيل الإشارات من فروة الرأس : Non Invasive BCI Acquisition

2-4- جهاز التقاط إشارة الدماغ Neurosky

1-2 - المقدمة:

واجهة الدماغ والحاسوب تعبر عن نظام تواصل مباشر بين الدماغ وجهاز الحاسب الآلي، هذه القناة تمنح إمكانية نقل المعلومات من وإلى الدماغ على شكل إشارات كهربائية، حيث يتم قراءة النشاطات الكهربائية من الدماغ باستخدام أقطاب كهربائية تُوضع على سطح الجمجمة (قراءة خارجية) أو سطح الدماغ مباشرة (قراءة داخلية)، وهذا النوع من الإتصال (دماغ-حاسوب) يسمح للمستخدم أن يرسل أوامر للحاسوب عن طريق التفكير، كما أنه يمكن إرسال المعلومات إلى الدماغ (حاسوب - دماغ) عن طريق تحفيز الدماغ بإرسال إشارات كهربائية ضعيفة.[4]

إنطلقت البحوث في هذا المجال في سبعينيات القرن الماضي في جامعة كاليفورنيا-لوس انجلوس في إطار منحة من مؤسسة العلوم الوطنية، وكان مجال البحث هو التركيز في المقام الأول على الأطراف الاصطناعية العصبية في التطبيقات التي تهدف إلى استعادة تلف السمع أو البصر أو الحركة، وفي آخر عشر سنوات لقي هذا المجال اهتمام الكثير من الباحثين من مختلف المجالات، والسبب الرئيسي يعود إلى تطور الأدوات التقنية والخوارزميات الرياضية لمعالجة إشارات الدماغ بشكل أفضل.[16]

أصبح هذا المجال خصباً لإستقطاب الباحثين في الكثير من المجالات على رأسها المجالات الطبية والهندسية، بالرغم من إنطلاق هذا المجال في سبعينيات القرن الماضي إلا أن الطريق مازال طويلاً لتطوير نظام يستطيع التفاعل مع الدماغ بشكل عملي، وهناك تطبيقات كثيرة لهذا المجال، ابتداءً من التطبيقات الطبية لمساعدة المعاقين على التحكم بالأطراف الصناعية إلى الإستخدامات العملية والترفيهية مثل كتابة رسائل نصية عن طريق التفكير.[5]

2-2 - الأمواج الدماغية:

الموجات الدماغية عبارة عن موجات كهربائية ذات ترددات معينة، وهي تنتج عن عمل ونشاط الخلايا العصبية في الدماغ، أو "العصبونات Neurons". فعلياً تمثل الموجات الدماغية أفكارنا ومشاعرنا وأحاسيسنا وردات فعلنا.[1]

تقسم الموجات الدماغية لعدة حزم ترددية Bandwidths، حيث تمثل كل حزمة من هذه الحزم نمطاً معيناً من النشاطات العقلية. ومن المنطقي أن نلاحظ أن الحزم عالية التردد تمثل النشاط العقلي المركز والشديد (وهي المعروفة باسم أمواج Gamma) بينما تمثل الحزم منخفضة التردد نشاطاً عقلياً منخفضاً، أي حالات النوم مثلاً (والتي تمثلها الأمواج Delta).[8]

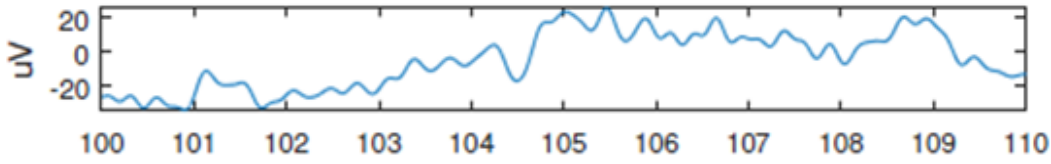
وبالتالي فإن الموجات الدماغية ستختلف بحسب النشاط العقلي الذي يقوم به الإنسان وبحسب الأحاسيس التي يشعر بها. فعندما نشعر بالتعب والاسترخاء، تكون الموجات الدماغية ذات الترددات الأخفض هي المهيمنة والأكثر انتشاراً، بينما تنتشر الموجات الدماغية عالية التردد عندما نكون بحالة التركيز العالي والنشاط الشديد.[2]

يتم قياس تردد الأمواج الدماغية بوحدة “الهرتز”، وفيما يلي تصنيف الأمواج الدماغية وفقاً للحزم الترددية التي تنتمي إليها.[1]

2-2-1- أنواع الأمواج الدماغية:

موجات دلتا Delta Waves 0.1 – 3 Hz

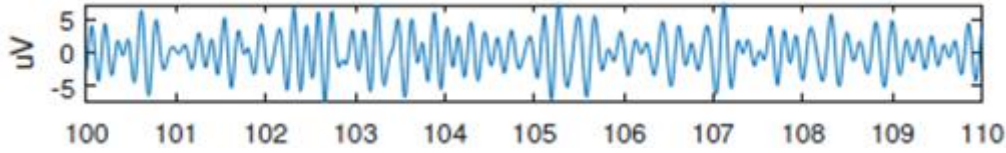
موجات دلتا هي أبطأ الموجات الدماغية من حيث سرعة الانتشار، وهي ذات تردد منخفض جداً، ويتم توليد هذه الأمواج في الحالات التي تتسم بنشاط عقلي عميق، مثل حالات التأمل الهادئ أو النوم العميق، كما أن موجات دلتا مصدر المشاعر الخاصة بالتعاطف، ويبين الشكل (1-2) شكل موجة دلتا. [1,2]



شكل (1-2): موجة دلتا [2]

موجات ثيتا Theta Waves 4 – 8 Hz

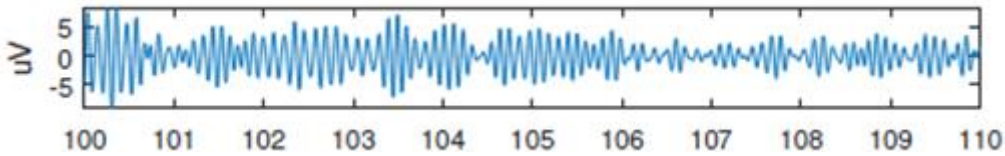
تظهر موجات ثيتا في معظم الأحيان أثناء النوم (ليس النوم العميق الذي تظهر فيه موجات دلتا)، وقد تظهر أحياناً بحالات التأمل الطويل والعميق. يتم تشبيه موجات ثيتا على أنها الطريق للوصول للذكريات والمعلومات المخزنة ضمن الدماغ، كما أن موجات ثيتا مسؤولة عن سحب حواسنا من التركيز على الوسط المحيط، إلى التركيز على الإشارات التي يتم توليدها ضمن الدماغ. موجات ثيتا أيضاً هي المسؤولة عن الأحلام، حيث تعمل موجات ثيتا على توليد صور ومشاهد حية ومعلومات ومعارف لا ترتبط بالإدراك الواعي المباشر الذي نحصل عليه من حواس السمع والبصر والشم وغيرها، ويوضح الشكل (2-2) موجة ثيتا.[4]



شكل (2-2): موجة ثيتا [2]

موجات ألفا 8 – 12 Hz

تظهر موجات ألفا أثناء النشاطات العقلية المتصلة بالإدراك الواعي، ولكنها تمثل نشاطاتٍ عقلية هادئة، حيث تمثل موجات ألفا الحالة الهادئة للدماغ، وهي تعني أن الدماغ واعي ويدرك ما حوله، ولكنه غير نشيط أو فعال، ويمكننا تشبيهها بحالة “Stand By” الخاصة بجهاز الحاسوب، حيث أن الحاسوب لا يقوم بتنفيذ أي فعل يتطلب قدرات المعالج، إلا أنه جاهز لاستقبال أي إشارة أو تنبيه، والشكل (2-3) يوضح موجة ألفا. [1]



شكل (2-3): موجة ألفا [2]

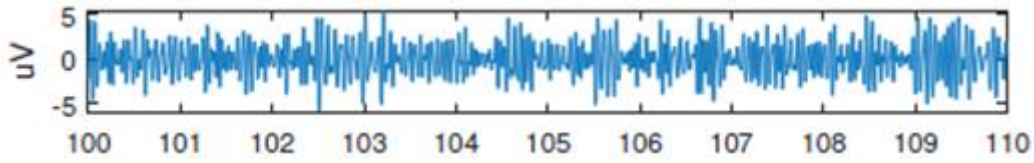
موجات بيتا 13 – 39 Hz

تظهر موجات بيتا بشكل كبير عندما يكون الدماغ بحالة وعي وإدراك ويقوم أيضاً بتنفيذ وظائف ومهام متنوعة، وهي ترتبط جميعها بالإدراك الواعي الناتج عن الحواس. تمثل أمواج بيتا حالة “النشاط” الدماغى، وعندما تنتشر عبر الدماغ فهذا يعني أننا نقوم بوظائف متنوعة، مثل التفكير وحل المشاكل والنظر والاستماع ونتلقى التنبيهات المختلفة، ويبين الشكل (2-4) شكل موجة بيتا، وتنقسم موجات بيتا بدورها إلى ثلاث حزم أخرى: [4]

موجات بيتا المنخفضة Beta1: وهي الموجات التي تغطي الحزمة الترددية من 13 – 15 هرتز، وهي تمثل أخفض حالة من نشاطات اليقظة والوعي الإدراكي الدماغى. [1]

موجات بيتا Beta2: وهي الموجات التي تغطي الحزمة الترددية من 16 – 20 هرتز، وهي تمثل تزايد تركيز النشاط العقلي الدماغى. [1]

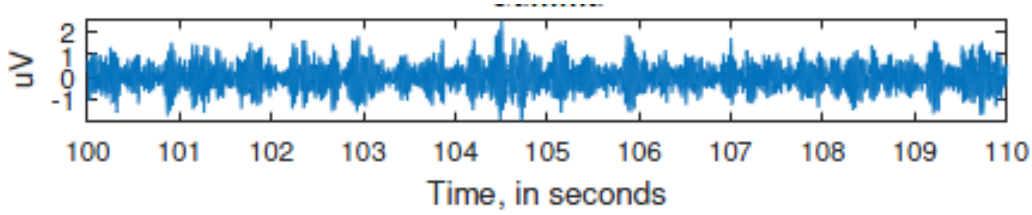
موجات بيتا العالية Beta3: وهي الموجات التي تغطي الحزمة الترددية من 20 – 30 هرتز. تمثل هذه الموجات الأفكار المعقدة، وتعلم الخبرات الجديدة، وحالات الإثارة الدماغية. [1]



شكل (4-2): موجة بيتا [2]

موجات غاما > 30 Hz Gamma Waves

موجات غاما هي أسرع الموجات الدماغية وأعلىها من حيث قيمة التردد. تمثل موجات غاما حالات التركيز العقلي الشديد والتفكير المركز والمنظم، كما تمثل أيضاً استجابة عدة مناطق دماغية من أجل المساهمة في عملية تفكير مركزة واحدة. سابقاً، كانت موجات غاما تعتبر عبارة عن نشاط دماغي إضافي ليس له أي معنى، إلا الأبحاث قد بينت أنها تمثل فعلياً أعلى درجات النشاط الدماغي، والشكل (5-2) يبين موجة غاما. أحد الألفاز المتعلقة بموجات غاما أنها تمتلك تردداً أعلى من قيمة تردد انتقال الإشارات عبر العصبونات نفسها، وكيفية توليد ونشوء موجات غاما الدماغية لا يزال يعتبر أحد الألفاز الهامة في مجال علم الأعصاب. [4]



شكل (5-2): موجة غاما [2]

2-2-2- تسجيل النشاط الدماغي

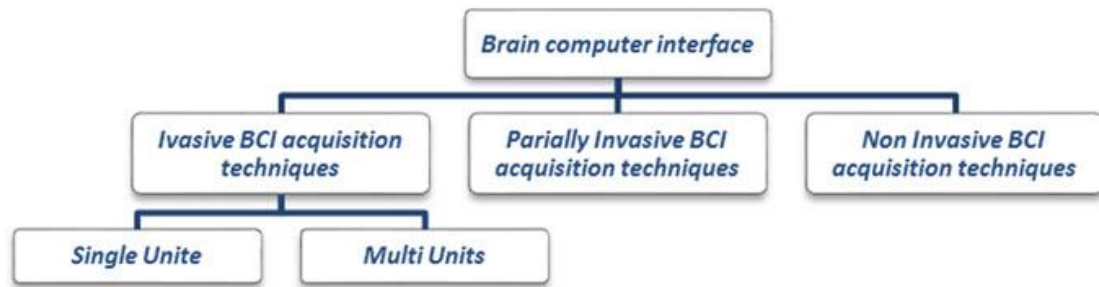
يوجد العديد من التقنيات المستخدمة في تسجيل النشاط الدماغي والتي تقيس التقلبات في الجهد الناتجة عن تيارات أيونية في عصبونات الدماغ، نذكر منها:

- التخطيط الكهربائي (Electroencephalography (EEG)
 - التخطيط المغناطيسي (Magnetoencephalography (MEG)
 - التصوير بالرنين المغناطيسي (Functional Magnetic Resonance Imaging (FMRI)
 - التحليل الطيفي بالأشعة تحت الحمراء (Functional Near-Infrared Spectroscopy (FNIRS)
 - التصوير المقطعي بالإصدار الفوتوني الأحادي (Single Photon Emission Tomography (SPECT)
 - التصوير المقطعي بالانبعاثات (Proton Emission Tomography (PET)
- وقد اخترنا تقنية EEG للأسباب التالية:

- كلفة المعدات أقل بكثير من كلفة معدات التقنيات الأخرى
- إمكانية تطبيق تقنية EEG في أماكن مختلفة لعدم احتوائها على معدات كبيرة وثابتة على عكس التقنيات الأخرى
- لا تتأثر نسبياً بحركة المجرب على عكس معظم تقنيات التصوير العصبي
- لا تتضمن التعرض لمجال مغناطيسي عالي الكثافة (أعلى من 1 تسلا)
- لا تتضمن التعرض إلى إشعاعات قد تؤثر على الوظائف الحيوية للخلايا العصبية. [4]

2-3- واجهة التخابط بين الدماغ والحاسوب:

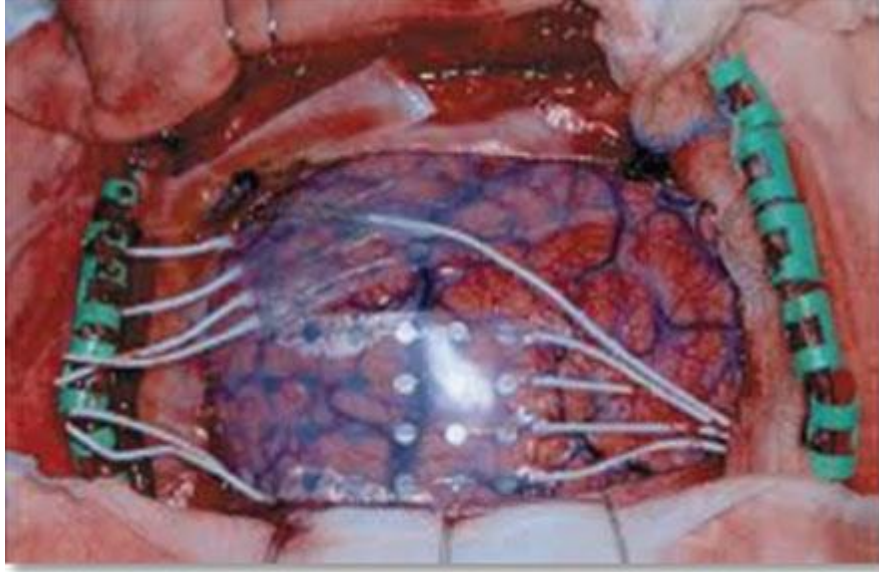
تعرف تقنية BCI (Brain-computer interfaces) بأنها نظام يستلم إشارات حيوية مقروءة من المستخدم ويتنبأ (بشكل مباشر في نفس الوقت) بالأمر أو الفكرة التي يحاول المستخدم التفكير بها، ويمكن تصنيف واجهة (الدماغ - الحاسوب) إلى ثلاث مجموعات رئيسية تبعاً للطريقة التي يتم فيها التقاط الإشارات الكهربائية من الخلايا العصبية الموجودة في الدماغ، كما هو موضح في الشكل (2-6): [4]



شكل (2-6): أنواع واجهة التخابط بين الدماغ والحاسوب [4]

2-3-1- تحصيل الإشارات من خلايا الدماغ Invasive BCI Acquisition :

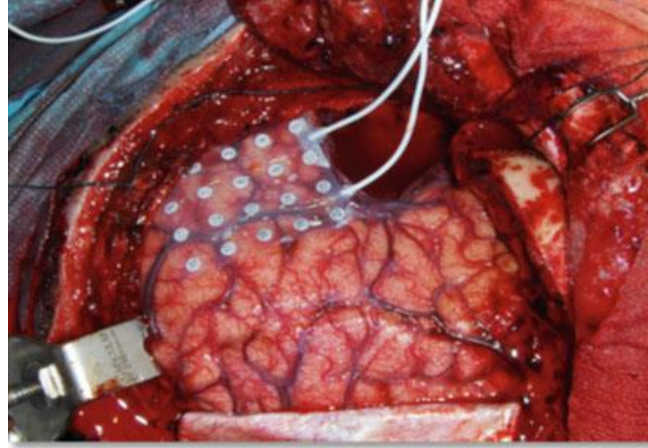
في هذه التقنية يجب استخدام جهاز خاصة تعرف باسم Invasive BCI Devices وتقسم إلى أجهزة تعتمد على التقاط الإشارات من منطقة واحدة من الخلايا الدماغية وتسمى بالوحدات المنفردة (Single Unit) وأجهزة تعتمد على التقاط الإشارات الدماغية من مناطق مختلفة من القشرة المخية تسمى بالوحدات المتعددة (Multi Units) تدرج هذه الأجهزة إلى الدماغ وبالتحديد إلى المادة الرمادية بعملية جراحية حرجية نسبياً كما هو موضح في الشكل (2-7)، تمتلك هذه الأجهزة أعلى مستويات الجودة للإشارات الدماغية وأقلها تشويشاً ولكن بالمقابل لها مخاطر تشكل ندب نسيجية وفي بعض الأحيان يعتبرها الجسم أجسام غريبة ويبدأ بمهاجمتها مما يؤدي إلى حصول مشاكل تقنية للأقطاب. [13]



الشكل (2-7) : تحصيل الإشارات من خلايا الدماغ

2-3-2-تحصيل الإشارات من سطح الجمجمة Partially Invasive BCI Acquisition:

تختلف عن التقنية السابقة بطريقة إدراج الأقطاب الكهربائية حيث نجد في هذه التقنية أن الأقطاب تندس في الجمجمة على الجزء العلوي من الدماغ كما هو موضح في الشكل (2-8)، تمتلك هذه الأجهزة جودة أقل من سابقتها ولكن في الوقت نفسه تخفف من إمكانية حصول ندب نسيجية.[14]



الشكل (2-8) : تحصيل الإشارات من سطح الجمجمة

2-3-3-تحصيل الإشارات من فروة الرأس Non Invasive BCI Acquisition:

تعد هذه التقنية الأكثر أمناً من بين التقنيات الأخرى والأقل تكلفة، لكنها تلتقط أضعف الإشارات الدماغية ويعود السبب في ذلك إلى مقاومة الجمجمة، في هذه التقنية يتم الكشف عن الإشارات

الدماغية عن طريق عدد من الأقطاب التي تتوضع على فروة الرأس كما هو مبين في الشكل (2-9). [15].



الشكل (2-9) : جهاز التخطيط الكهربائي EEG

تبنى معظم هذه التقنيات من تسجيل التخطيط الكهربائي للدماغ (EEG) من فروة الرأس، تمتلك أجهزة (EEG) أعلى درجات الدقة في هذه الفئة، يعود ذلك إلى استخدام أعداد كبيرة من الأقطاب قد تزيد عن 256 قطب، ويتم توزيع الأقطاب تبعاً للنظام الدولي 20\10 الذي يعطي لكل قطب اسم مرجعي يعكس المنطقة التي ينتمي إليها كما هو موضح في الشكل (2-10)، Fp أقطاب جبهية، F أقطاب أمامية، C أقطاب مركزية، P أقطاب جدارية، O عظم قذالي، A أقطاب أذينية، G أقطاب أرضية. [4].

وتحتوي البرمجيات المرفقة مع الجهاز على تقنية ThinkGear التي تدعم عملية التفاعل بين الجهاز والحاسب. [8,1]

بعد الضغط على مفتاح الطاقة سيومض مؤشر LED باللون الأحمر ثم باللون الأزرق عند تحقيق الاتصال مع البلوتوث، إذا كان كلا اللونين بحالة وميض، فهذا يدل على أن البطارية منخفضة ويجب استبدالها.



شكل (2-11) جهاز NeuroSky [8]

الفصل الثالث: معالجة الإشارة

signal processing

3-1- مقدمة

3-2- الأدوات المستخدمة في معالجة إشارة الدماغ

- 3-2-1- أداة معالجة إشارة الدماغ (BioSig) مطورة في معامل TU Graze
- 3-2-2- أداة معالجة إشارة الدماغ (BCI2000) مطورة في مركز Wadsoworth
- 3-2-3- أداة معالجة إشارة الدماغ (Open Vipe) مطورة في مركز Inria
- 3-2-4- أداة معالجة إشارة الدماغ (g.BSanalyze) تم تطويرها من قبل G.tec
- 3-2-5- أداة معالجة إشارة الدماغ (BCILAB) تم تطويرها في مركز Swartz

3-3- برنامج LABVIEW

- 3-4-1- اللوحة الأمامية The Front Panel :
- 3-4-2- المخطط الصندوقي The Block Diagram :
- 3-4-3- الأيقونة والوصلات The Icon and Connector Pan :
- 3-4-4- البرمجة باستخدام تدفق المعطيات
- 3-4-5- معالجة الإشارة Offline باستخدام LABVIEW
- 3-5- معالجة الإشارة Online باستخدام LABVIEW

3-1- مقدمة:

إن عملية معالجة إشارات الدماغ تعتمد على عوامل ومتغيرات مجهولة مسبقاً، تختلف من شخص لآخر وتختلف أيضاً بحسب الأمر (المهمة المطلوب التفكير بها)، حيث يختلف شكل انطواء القشرة الدماغية من شخص لآخر (حتى عند التوائم)، كما تختلف خريطة الدماغ الوظيفية، وبالتالي يختلف مكان توضع الحساسات من تجربة إلى أخرى ونضيف إلى ذلك أن ديناميكية الدماغ غير ثابتة وتختلف مع مرور الزمن لذلك كان لابد من استخدام مجموعة من البرامج والأدوات لمعالجة تلك الإشارة وفهمها. [16]

تتكون الإشارات التي تمت قراءتها من الدماغ من إشارات الدماغ بالإضافة إلى إشارات تشويش (الإشارات الناتجة من مصادر غير الدماغ) وتنتج إما من مصادر حيوية مثل حركة العين والعضلات أو من مصادر خارج جسم الإنسان مثل حركة الأقطاب الكهربائية. [2]

يتم تحديد التشويش عن طريق ترشيح الإشارات الكهربائية ذات التردد الأعلى أو الأقل من تردد إشارات الدماغ الطبيعية كما وتصنف الإشارات الدماغية تبعاً للمنطقة التي تنشط بها والمجال الترددي إلى مجموعة موجات مبينة في الجدول (3-1): [2]

جدول (3-1) : مقارنة بين أشكال الموجات الدماغية المختلفة.

| نوع الموجة | المنطقة التي تنشط بها | المجال الترددي | الحالة الطبيعية التي تنشط بها |
|------------|-----------------------|----------------|--------------------------------|
| Delta | الجبهة | 0.5-4 HZ | لتأمل - النوم العميق |
| Theta | القشرة الصدغية | 4-8 HZ | الأحلام |
| Alpha | مؤخرة الرأس | 8-13 HZ | الراحة أثناء إغلاق العين |
| Beta | جانبي الرأس | 13-30 HZ | الإدراك الواعي - النشاط العقلي |

3-2-الأدوات المستخدمة في معالجة إشارة الدماغ:

إن جميع حساسات الدماغ تقوم بقراءة إشارات تشابهية في نفس الوقت وبالتالي فإن إشارة الدماغ ستكون متداخلة لذلك تعتبر معقدة رياضياً مما يستوجب استخدام خوارزميات علم الإحصاء لفصل تلك النشاطات الكهربائية المتراكبة للحصول على واجهة ذات أداء مثالي، تم تطوير مجموعة من الأدوات مبنية في بيئات برمجية مختلفة بهدف معالجة تلك الإشارات. [16]

يوجد العديد من الأدوات المتاحة التي تمكننا من معالجة إشارات الدماغ نذكر منها:

3-2-1-BioSig:

- تم تطويرها في معامل TU Graze منذ عام 2002م.
- تعتبر من أقدم الأدوات المتوفرة كمصدر مفتوح لاستخدامها مع برنامج MATLAB.
- تحتوي على عدد كبير من مختلف البيانات الإحصائية .
- لا تدعم التطبيقات التي تتطلب تجاوز مباشر (Real Time) ولكن تستخدم في التحليلات بشكل غير مباشر (Offline Analysis).
- لا تحتوي على واجهة رسومية لاستخدامها ، وإنما تتطلب كتابة أكواد مما يجعل التعامل معها نوعاً ما صعب على المستخدم. [17]

3-2-2-BCI2000 :

- تم تطويرها في مركز Wadsoworth منذ 1999م.
- نظام مطور باستخدام لغة C++ .
- تم تطويره لكي يتم استخدامه في تطبيقات واجهة الدماغ الحاسوب التي تتطلب العمل بشكل مباشر (معالجة فورية).
- تحتوي على نظام متكامل يشمل معالجة إشارات ويسمح بالتحكم الكامل للتجربة.
- يدعم معظم أجهزة قياس النشاطات الكهربائية.
- تفتقد إلى معالجة الإشارة بطرق متطورة وخوارزميات تعلم الآلة (من الصعب على المستخدم تطوير النظام). [15]

3-2-3-Open Vipe:

- تم تطويرها في INRIA منذ 2011 باستخدام لغة C++ .
- تستخدم البرمجة المرئية Visual Programming وبرمجة تدفق البيانات Datafiow Programming .

- تحتوي على واجهة سهلة الاستخدام.
- تركز على استخدام معالجة الإشارة بطرق بسيطة (غير مطورة).
- لا تدعم معالجة الأنظمة لإضافة ملاحق برمجية لتطوير النظام. [18]

3-2-4: g.BSanalyze

- نظام تجاري تم تطويره من قبل g.tec .
- قائم على برنامج Matlab .
- يحتوي على كم هائل من الخوارزميات المطورة .
- يحتوي على واجهة مستخدم رسومية ذات دقة عالية.
- تدعم الأجهزة التي يتم تطويرها من قبل g.tec فقط . [19]

3-2-5: BCILAB

- تم تطويره في مركز Swartz منذ عام 2010م.
- يعتمد في تشغيله على برنامج MATLAB .
- يدعم التحليل المباشر والغير المباشر.
- يحتوي عدد كبير من الخوارزميات المتعلقة بواجهة الدماغ الحاسوب (معالجة إشارة وتعلم آلة وغيرها).
- يحتوي على واجهة مستخدم رسومية
- يقبل إضافة ملاحق برمجية لتطوير نظام واجهة الدماغ الحاسوب.
- لا يدعم الكثير من الأجهزة الخارجية ولكن يمكن ربطه بشكل مباشر باستخدام الأنظمة الأخرى مثل BCI2000. [20]

3-3: برنامج LABVIEW

LabVIEW هو عبارة عن بيئة برمجية وأداة تطويرية متكاملة أنتجتها شركة (National Instruments) الرائدة في صناعة الالكترونيات الدقيقة والنظم الموسعة ويمكن اعتبارها أداة تعتمد في عملها على لغة البرمجة المرئية (Visual Programming) ، حيث تستخدم لغة الـ (G) المعروفة بإمكانيتها الرسومية وتطبيقاتها. [22]

تعد البيئة البرمجية (LabVIEW) أداة عمل قوية في أعمال القياسات والاختبار والأتمتة الصناعية وتحليل البيانات، حيث يستخدم في المجالات التالية: تحصيل البيانات، اختبار أنظمة الأتمتة، تحليل ومعالجة الإشارة، تصميم النظم الموسعة، التحكم الصناعي (Industrial)

(Control)، حيث تستخدم هذه التقنية في أعمال الأبحاث والتطوير والإنتاج والاختبار وذلك ضمن العديد من المجالات كالصناعات الخدمية والسيارات... الخ

يتكون برنامج Labview من ثلاث عناصر اساسية هي : اللوحة الأمامية front panel والمخطط الصندوقي block diagram و لوحة الرابط connector pane [21].

3-3-1 اللوحة الأمامية The Front Panel :

هي واجهة البرنامج وتتكون من Controls التي هي وحدات الادخال في VI مثل knobs و push buttons و dials وغيرها، وهي تماثل وحدات الادخال في الاجهزة الالكترونية الحقيقية، و Indicators هي وحدات الاخراج او الاظهار في VI مثل graphs و leds وغيرها، وهي تماثل وحدات الاخراج و الاظهار في الاجهزة الالكترونية الحقيقية، و ما يحدث في البرنامج انه تنتقل البيانات من Controls الى Block Diagram ليتم تنفيذ كود البرنامج عليها ثم تظهر النتائج من Block Diagram الى Indicators [21].

3-3-2 المخطط الصندوقي The Block Diagram :

هو كود البرنامج الذي تم تصميمه بالرسم، لكل عنصر تحكم Control أو عنصر إظهار Indicator موجود في واجهة المستخدم Front Panel يوجد بالمقابل له طرفية terminal في واجهة البرمجة Block Diagram، هذه الطرفية توضع تلقائياً في واجهة البرمجة بمجرد وضع عنصر تحكم أو عنصر إظهار في واجهة المستخدم، وعند حذف عنصر تحكم أو عنصر إظهار من واجهة المستخدم يتم حذف الطرفية الخاصة به تلقائياً، ولا تستطيع حذف الطرفية terminal إلا بحذف العنصر المقابل لها، تحتوي واجهة البرمجة Block Diagram بالإضافة الى الطرفيات terminals على SubVIs ودوال (Functions) و ثوابت وهياكل بيانية (Structures) ووصلات (Wires) التي تكون مسار البيانات [21].

3-3-3 الأيقونة والوصلات The Icon and Connector Pan :

لكل برنامج VI يوجد أيقونة تظهر في الطرف الاعلى على اليمين من النافذة ، هذه الأيقونة يمكن ان تحتوى على رسم او كتابة او كلاهما، وتمثل VI عندما تستخدم كدالة في VI اخرى و تسمى VI المستخدمة عندئذ باسم SubVI.

خطوط الوصل Connectors Pane هي عبارة عن مجموعة وصلات تبين و تحدد طريقة وصل SubVI في واجهة البرمجة، و تعتبر هذه الوصلات هي المداخل و المخرج لـ SubVI [21].

3-3-4- البرمجة باستخدام تدفق المعطيات :

إن اللغة التي استخدمت في برمجة بيئة LabVIEW هي اللغة المسماة G، والتي يصطلح تسميتها بلغة برمجة تدفق المعطيات Dataflow Programming Language، والتي يحدد تنفيذ التعليمات فيها ببنية مخطط صندوق لا بأوامر سطرية على غرار لغات البرمجة الأخرى، ويأخذ الملف التنفيذي في هذه اللغة اسم VI-Source Code الذي يقوم المبرمج فيه بالربط بين صناديق التتابع بواسطة أسلاك افتراضية يقوم برسمها، وتقوم هذه الأسلاك المرسومة بنشر المعطيات ودفعها ما بين العقد، وتقوم العقد بتنفيذ البرنامج طالما وجدت لديها معطيات دخل حديثة للتنفيذ، وبما أن هذا الأداء يخلق فرصة لوجود حالات دخل متعدد في نفس اللحظة فقد تمتعت هذه اللغة البرمجية بقدرات معالجة وتنفيذ متوازٍ للبيانات والتتابع، وتتطوي عملية المعالجة المتوازية تلك على الاستفادة من الكيان الصلب للحاسوب في عمليات وصل ومعالجة أوتوماتيكية ومجدولة، حيث يقوم نظام التشغيل المنصب على الحاسب بلعب دور حلقة الوصل بين وحدة المعالجة الأساسية في كتلة البرنامج والعقد التي تقع على عاتقها تنفيذ البرنامج، إن المنهجية التنفيذية التي تم شرحها تتلخص في ربط متتالٍ لمخارج العقد بمدخل عقد أخرى.[22]

3-4- معالجة الإشارة Offline باستخدام LABVIEW:

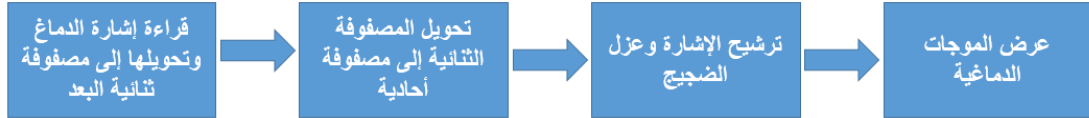
تم استخدام برنامج Labview للتمكن من الربط مباشرة مع العتاد الصلب للحاسب والذي يعتمد في عمله على لغة البرمجة المرئية (Visual Programming).[22].

تم بناء برنامج قراءة الإشارة وعزل الضجيج ضمن بيئة Labview كما في الشكل (2-3):

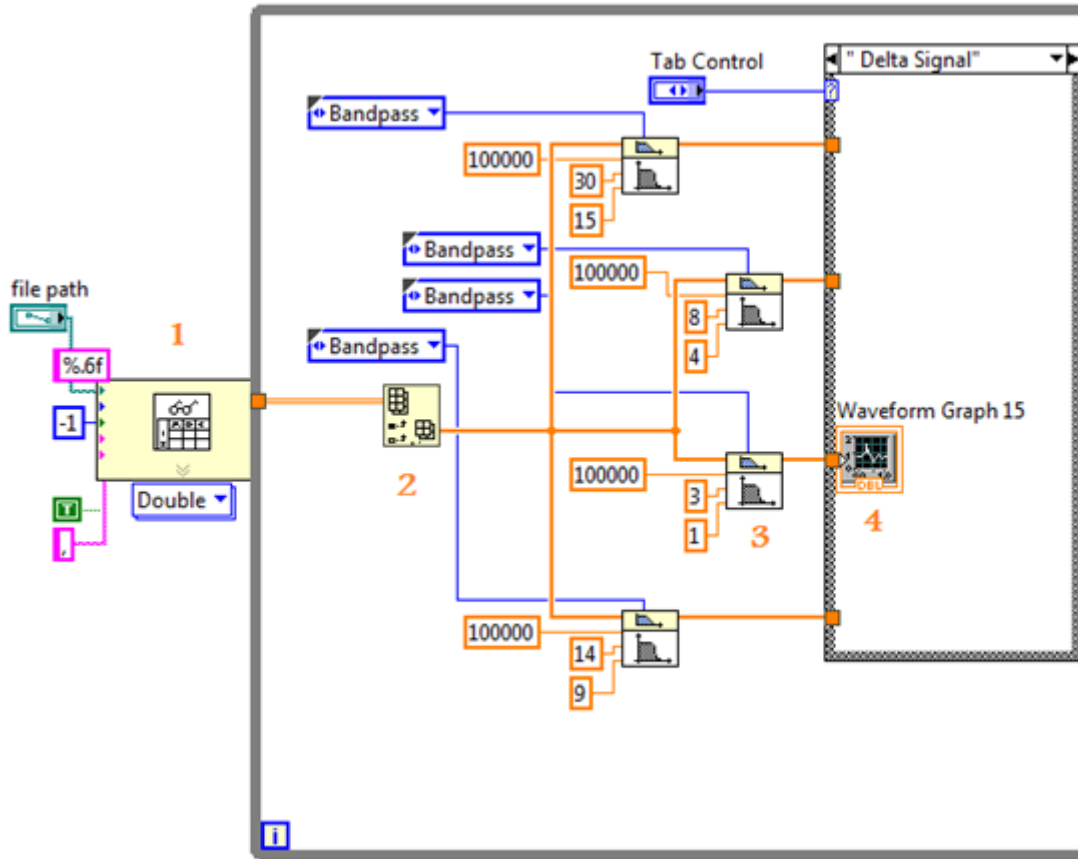
الأدوات المستخدمة في بناء البرنامج:

- 1- Read from spreadsheet file IV : تم استخدام هذه الأداة من أجل قراءة عدد محدد من الصفوف من ملف نصي رقمي وتم تحويل النص المقروء إلى مصفوفة ثنائية البعد من الأعداد الصحيحة وبالإمكان ضبط المصفوفة البيانية تبعاً للهدف المطلوب منها.
- 2- Index array : تم استخدام هذه الأداة لتحويل المصفوفة الثنائية إلى مصفوفة أحادية.
- 3- Butterworth filter : مرشح تم استخدامه لعزل إشارات الضجيج وتحديد المجال الترددي لكل موجة.

- 4- Graph chart : تم استخدام هذه الأداة لعرض الموجات الدماغية بعد الترشيح.

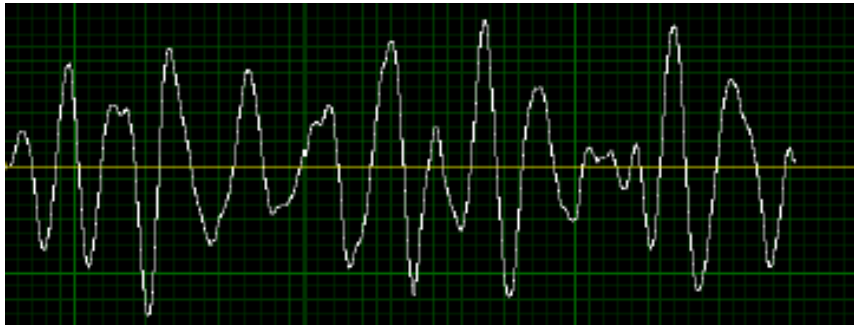


شكل (3-1): خوارزمية قراءة الإشارة وعزل الضجيج.



شكل (3-2): برنامج قراءة الإشارة وعزل الضجيج.

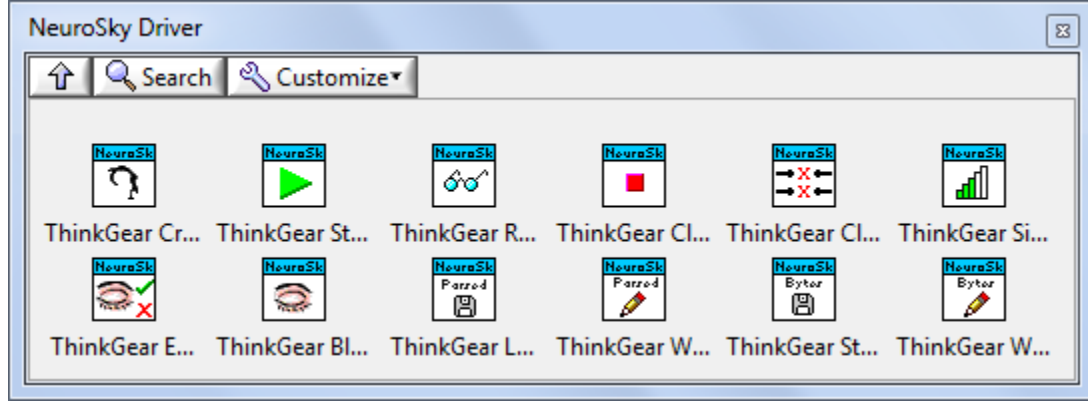
تم استخدام مرشح من نوع Bandwidth لفصل الموجات الدماغية عن بعضها عن طريق تحديد المجال الترددي والشكل (3-3) يوضح موجة ثيتا بعد استخدام المرشح.



شكل (3-3): موجة ثيتا.

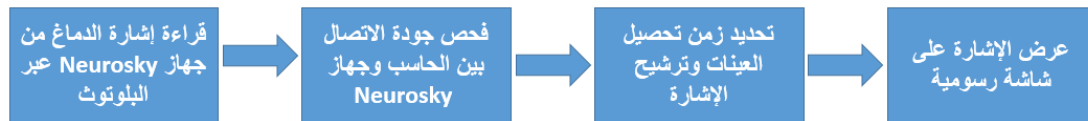
5-3- معالجة الإشارة Online باستخدام LABVIEW:

تم الانتقال في المرحلة الثانية لدراسة الإشارة Online بالاعتماد على جهاز Neurosky وربطه مع برنامج Labview عبر تقنية بلوتوث الذي يتطلب تحميل مكتبة Neurosky الموضحة في الشكل (3-4) إلى برنامج Labview والتي تحتوي الأدوات التالية:

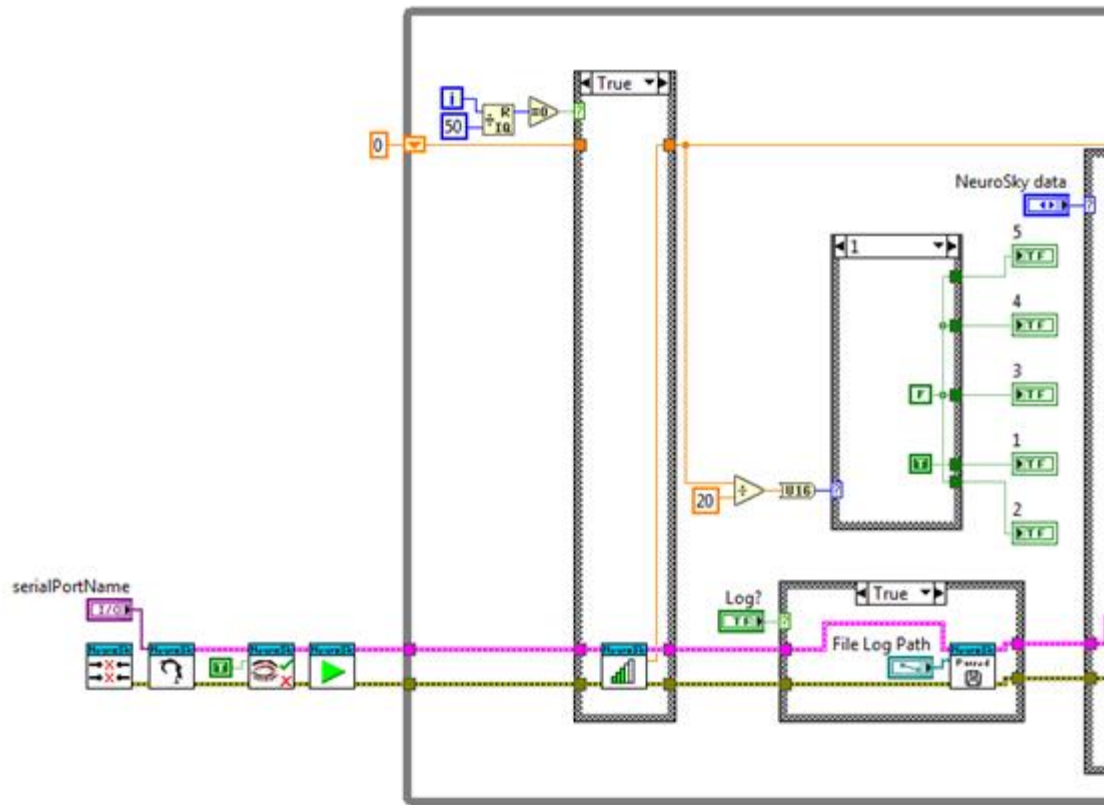


شكل (3-4): Neurosky Driver.LabVIEW

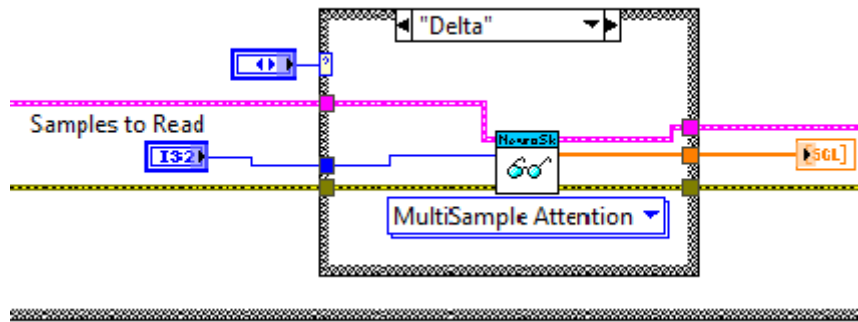
ومن ثم بناء برنامج قراءة إشارات الدماغ في بيئة labview باستخدام أدوات Neurosky. يسمح البرنامج بقراءة إشارات الدماغ الواردة من جهاز Neurosky عبر تقنية بلوتوث عن طريق تحديد منفذ الحاسب المقترن مع جهاز Neurosky بالإضافة لوجود أداة عرض لمعرفة قوة الإشارة وفحص جودة الاتصال مع جهاز Neurosky ويمكن بالنتيجة حفظ البيانات إلى ملف محدد، كما في الشكل (3-6)، ويبين الشكل (3-5) خوارزمية قراءة إشارة الدماغ، ومن ثم تم الانتقال للمرحلة التالية والتي يتم فيها تحديد زمن تحصيل العينات ثم ترشيح البيانات وعرضها على شاشة Graph chart، كما هو موضح في الشكل (3-7).



شكل (3-5): خوارزمية قراءة إشارة الدماغ.

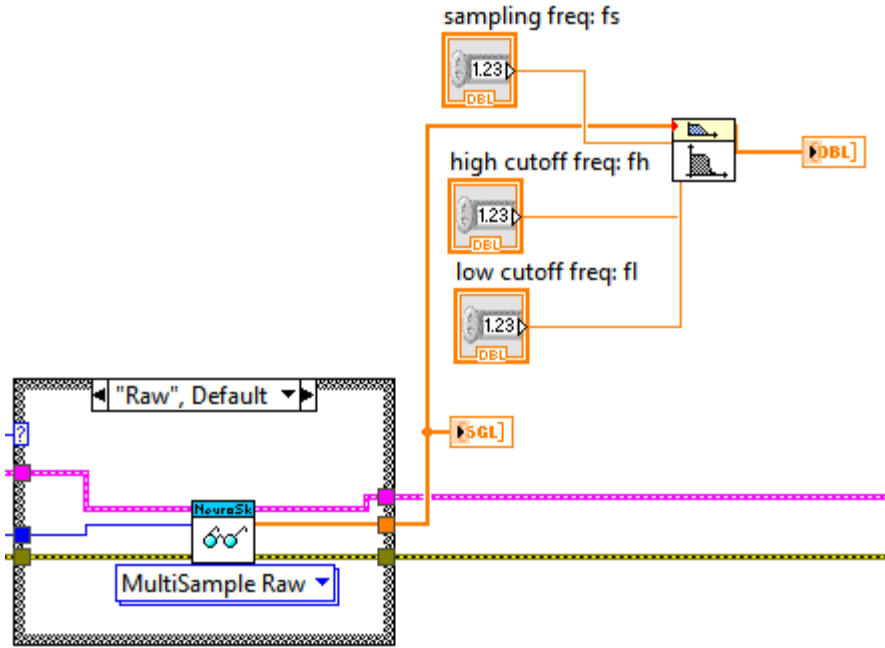


شكل (3-6): برنامج قراءة إشارة الدماغ.



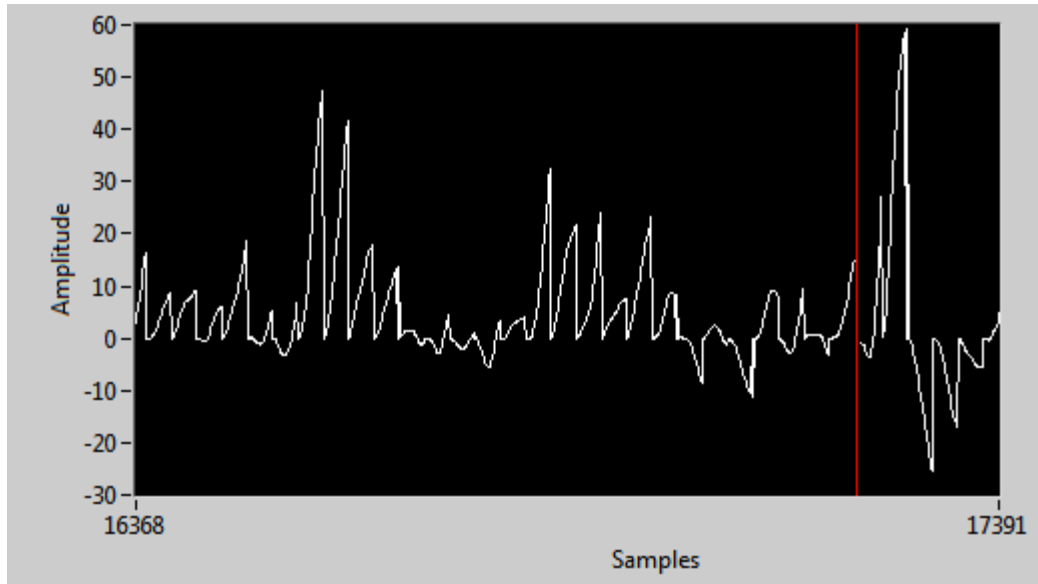
شكل (3-7): برنامج تحديد العينات وعرض الإشارة

استخدمنا مرشح من نوع Butterworth filter لتحديد المجال الترددي لكل موجة وتم ربطه مع مسار تدفق الإشارة ثم استخدمنا راسم إشارة لعرض الموجات كما في الشكل (3-8).



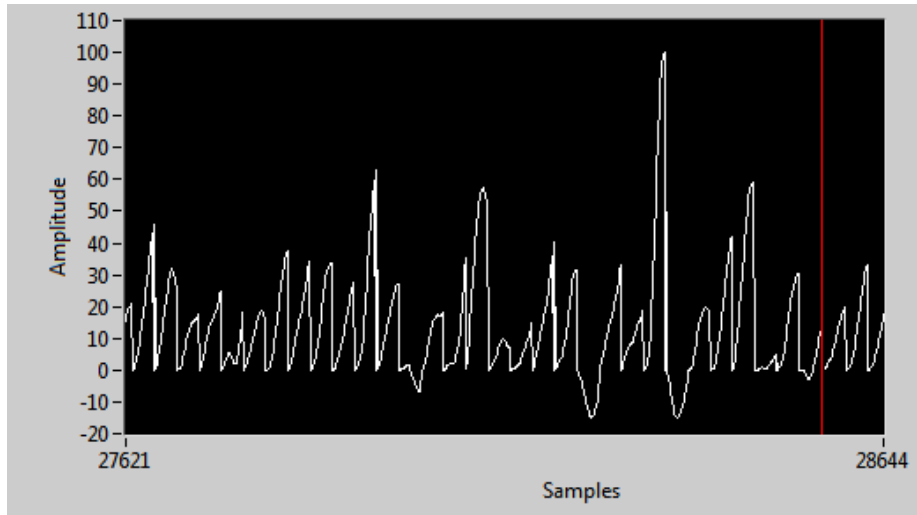
الشكل (3-8): برنامج عزل موجات الدماغ عن بعضها

ومما سبق وجدنا أن المجال الترددي لموجة Alpha هو (8-13 Hz) وبالتالي تم عزل كافة الترددات خارج النطاق المرغوب فحصلنا على موجة Alpha المبينة في الشكل (3-9).

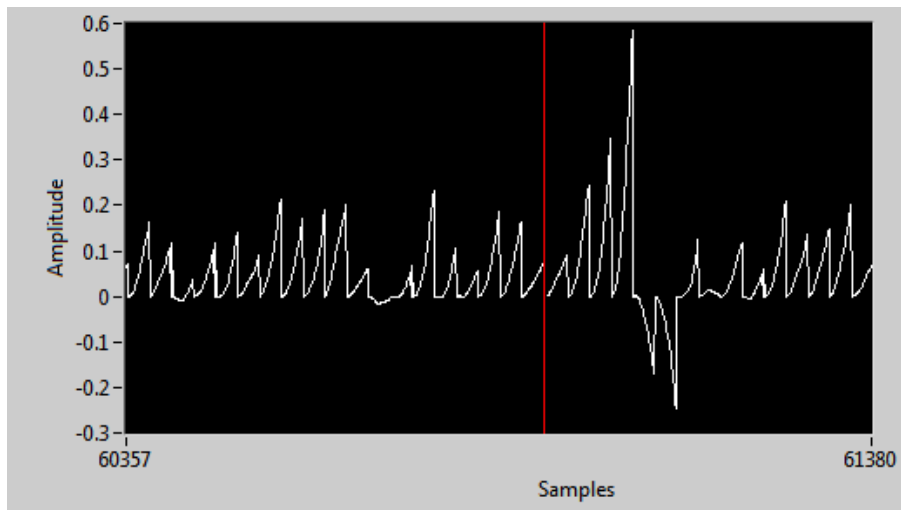


الشكل (3-9): موجة Alpha (8-13Hz)

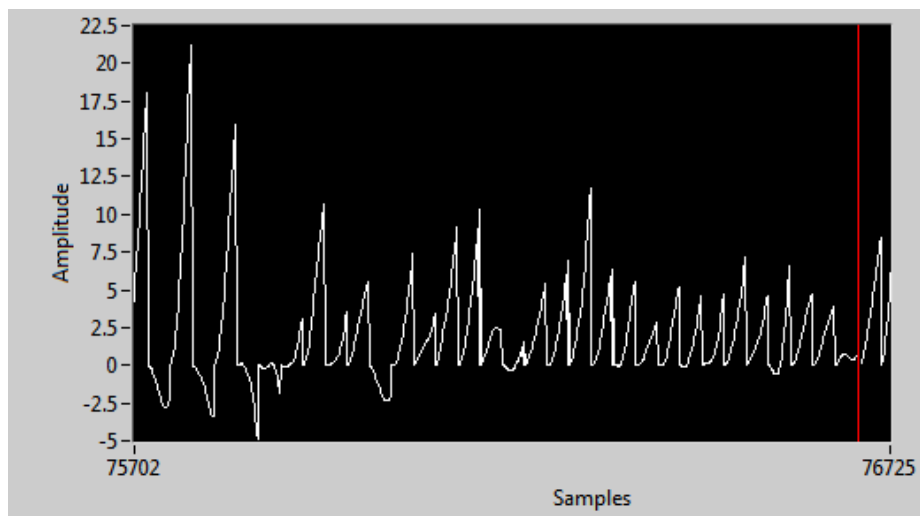
وبنفس الطريقة تم إيجاد باقي الموجات الدماغية تبعا للمجال الترددي الذي تنتمي له كما هو موضح في الأشكال (3-10)، (3-11)، (3-12).



الشكل (3-10): موجة Beta (13-30Hz)



الشكل (3-11): موجة Delta (0.5-4Hz)



الشكل (3-12): موجة Theta (4-8Hz)

الفصل الرابع: استخلاص المميزات وتصنيفها

analysis and the classification steps

4-1- مقدمة

4-2- تحويل فورييه Fourier Transform

4-3- تحويل فورييه قصير الزمن (STFT)

4-4- التحويل المويجي (WT)

4-4-1- الموجة الأم

4-4-2- التحويل المويجي المتقطع (DWT)

4-5- تجربة تحليل الإشارة تبعاً لمطال الموجة

4-6- تجربة تحليل الإشارة باستخدام تحويل Wavelet

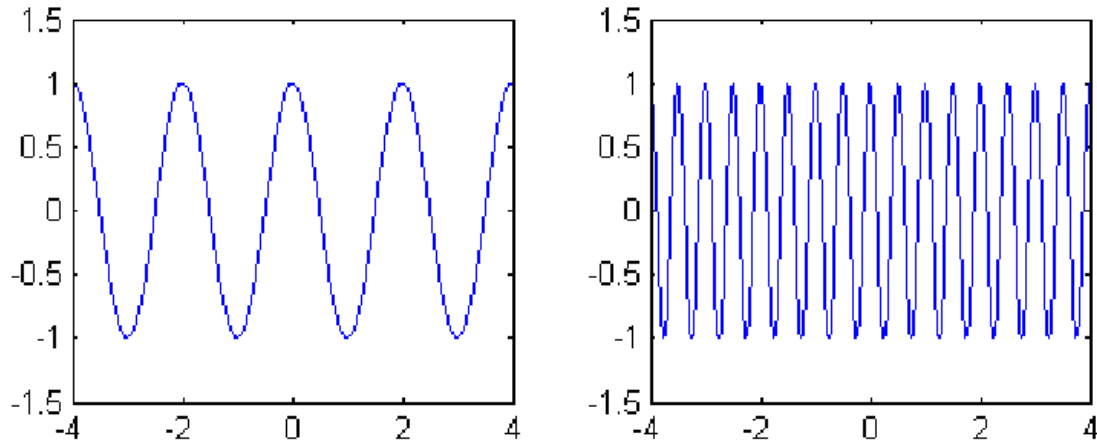
4-7- تجربة تحليل الإشارة باستخدام تحويل DWT

4-1- مقدمة:

في البداية كانت عملية التخطيط الكهربائي تقتصر على دراسة حالات الصرع والأمراض العقلية المرافقة لها ولكن مع دخول تقنية BCI إلى مراكز الأبحاث في سبعينيات القرن الماضي أصبح لابد من إيجاد خوارزميات جديدة تساعد في تحليل الأمواج الدماغية وفهمها للتمكن من الحصول على أمر تحكم تدعى هذه الخوارزميات بخوارزميات الترجمة حيث يتم ترجمة الإشارات الناتجة من المرحلة السابقة إلى أوامر بواسطة الحاسب، ويمكن أن نلاحظ من المراحل السابقة أن إشارة الدماغ هي إشارة ليست دورية وغير منتظمة لذلك يصعب تحليلها بواسطة تحويلات فورييه والطرق التقليدية. [2]

4-2- تحويل فورييه Fourier Transform:

قام العالم جوزيف فورييه في عام 1822 بإنتاج ما يعرف بتحويل فورييه، وهو طريقة من أجل تمثيل الإشارات الدورية باستخدام سلسلة من الجيب وجيب التمام، ثم تم تطويرها من أجل أي إشارة حتى لو لم تكن دورية بإنهاء دورها إلى اللانهاية، عندها ينتج ما يعرف بتحويل فورييه، ويقوم التحويل بنقل الإشارة من مجال الزمن إلى مجال التردد وبالعكس. [23]



الشكل (4-1): تحويل فورييه بترددات مختلفة

إن تحويل فورييه $X(f)$ يفكك الإشارة الزمنية $x(t)$ باستخدام الموجات الجيبية التي هي موجات طويلة ذات ترددات مختلفة. [23]

$$X(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) e^{-i2\pi ft} dt$$

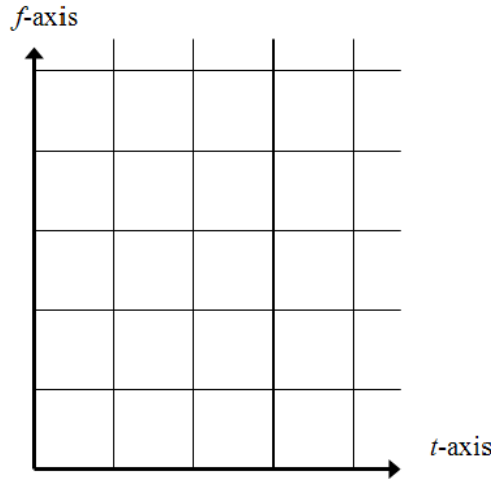
ويمكن إيجاد تحويل فورييه العكسي من العلاقة:

$$x(t) = \int_{-\infty}^{\infty} X(f) e^{+j2\pi ft} df$$

نلاحظ أن المعلومات المتعلقة بالزمن ستختفي لكن لا تفقد بسبب تكاملها ، لذلك فإن تحويل فورييه سيكون دالة بالتردد فقط ولا يستطيع أن يبين لنا ماهي الفترة الزمنية التي حصل فيها التردد كما أن تحويل فورييه يصبح غير فعال للإشارات غير الثابتة (متغيرة التردد) لأنه لا يزودنا بمعلومات عن المحتوى الترددي خلال الزمن، لهذا السبب تم تطوير ما يعرف بتحويل فورييه قصير زمنياً (STFT).

4-3 - تحويل فورييه قصير الزمن (STFT):

يقدم هذا التحويل حلاً للمشكلة السابقة عن طريق استخدام ما يعرف بالنافذة ثابتة العرض كما في الشكل (4-2). إذ يقوم هذا التحويل بتمثيل الإشارة زمنياً وترددياً على حساب دقتها الزمنية والترددية، وهذا يتعلق بالنافذة المستخدمة. [24]



الشكل (4-2): تحويل STFT [24]

حيث يتم تحريك النافذة على طول الإشارة مع إجراء التحليل بضرب الإشارة بتابع النافذة في عدة نقاط زمنياً، والتابع الأسّي ينقل الإشارة من مجال الزمن إلى مجال التردد، ونعبر عنه بالعلاقة:

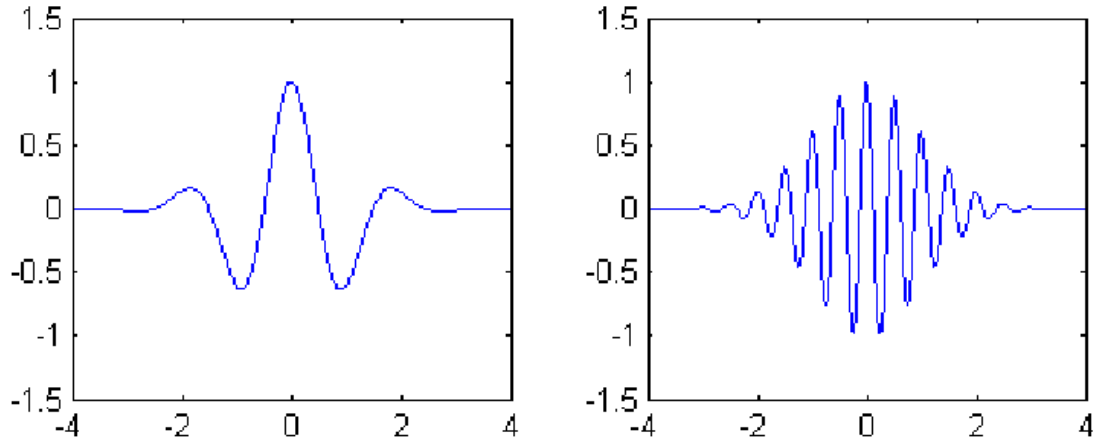
$$X(t, f) = STFT \{x(t)\} = \int_{-\infty}^{\infty} x(\tau) h(\tau - t) e^{-j2\pi f \cdot \tau} d\tau$$

$$x(t) = STFT^{-1} \{X(t, f)\} = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} X(\tau, f) e^{+j2\pi ft} d\tau \cdot df$$

حيث أن الشباك الزمني يحقق مايلي:

$$h(t) \geq 0 \quad \forall t ; \quad h(-t) = h(t) ; \quad \int_{-\infty}^{\infty} h(t) dt = 1$$

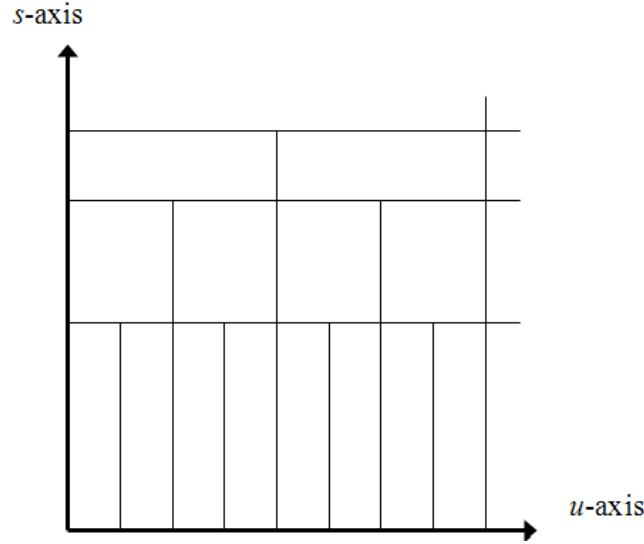
يقوم تحويل فورييه القصير زمنياً بتقسيم مستوي (الزمن - التردد) بدقة موحدة لكل الترددات ولكن في بعض التطبيقات يجب أن تعامل الترددات العالية بشكل مختلف عن الترددات المنخفضة وبالتالي فإن المشكلة في هذا التحويل هو الضياعات الزمنية والترددية، إذ أنه عند استخدام نافذة صغيرة يتم الحصول على دقة عالية من أجل العناصر التي تتغير بسرعة، بينما لا تكون هذه الدقة عالية للعناصر المتغيرة ببطء، ويحدث العكس عند استخدام نافذة كبيرة. [24]



الشكل (4-3): تحويل فورييه قصير زمنياً عند ترددات مختلفة

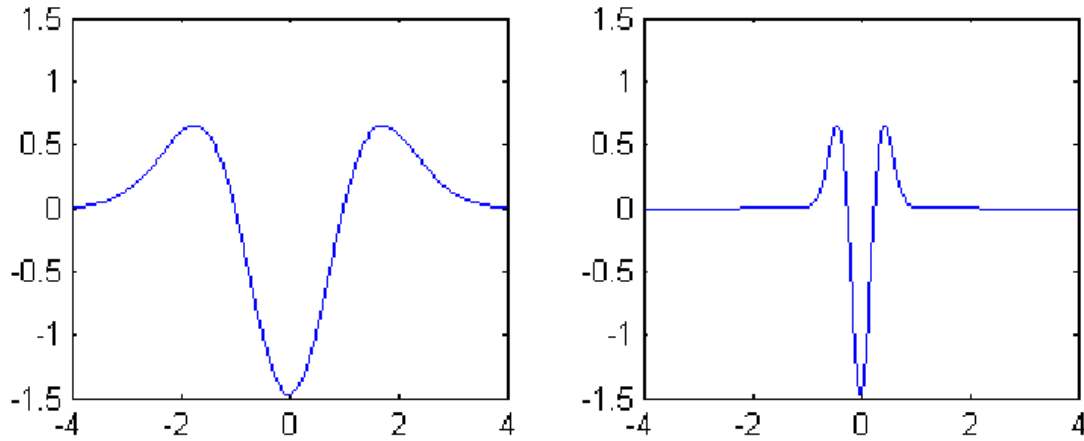
4-4- التحويل المويجي (WT)

تحويل المويجة هو تطوير للطريقة السابقة إذ أنه يستخدم نافذة متغيرة العرض بدلاً من استخدام نافذة ثابتة العرض، إذ يتم تغيير عرض النافذة للحصول على المعلومات مختلفة التردد على طول المويجة فيتم الحصول على مايعرف بالمويجات التي يختلف ترددها حسب عرض النافذة المستخدم كما في الشكل (4-4): [24]



الشكل (4-4): التحويل المويجي

وفي مقارنة بين المويجات wavelets مع الموجات الجيبية، والتي هي أساس تحليل فورييه، نجد أن المنحنيات الجيبية ليس لها مدة محدودة حيث أنها تمتد من $-\infty$ إلى $+\infty$ ، وحيث تكون المنحنيات الجيبية سلسلة ويمكن التنبؤ بها، تميل المويجات إلى أن تكون غير منتظمة وغير متماثلة، والشكل (4-5) يوضح التحويل المويجي عند تدرجات مختلفة. [24]



الشكل (4-5): التحويل المويجي عند تدرجات مختلفة

فتقوم النافذة الصغيرة بإنتاج موجة مضغوطة تتضمن العناصر ذات التردد المرتفع والتي تعرف أيضاً بالعوامل التفصيلية، وتقوم النافذة الكبيرة بإنتاج موجة ممددة تتضمن العناصر ذات التردد المنخفض والتي تعرف أيضاً بالعوامل التقريبية، ويمكن تعريف الموجة على أنها إشارة محدودة الطول الزمني وتمتلك قيمة متوسطة تساوي الصفر، ويعطى تحويل الموجة بالعلاقة:

$$W_{\mathbf{x}}(t,s) = \frac{1}{\sqrt{s}} \int_{-\infty}^{\infty} x(\tau) \psi^* \left(\frac{\tau-t}{s} \right) d\tau$$

حيث أن: τ هو فارق الزمن بالثواني.

ψ^* المرافق العقدي للموجة ψ .

وإن $s \in \mathbb{R}^+ - \{0\}$ هو التدرج الذي يتناسب عكسياً مع التردد

تدعى الدالة $\psi(t)$ بالموجة الأم

ويعطى معكوس تحويل الموجة بالعلاقة التالية: [24]

$$x(t) = \frac{1}{c_{\psi}} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} W_{\mathbf{x}}^{\psi}(\tau,s) \frac{1}{s^2} \psi \left(\frac{t-\tau}{s} \right) d\tau \cdot ds$$

حيث أن :

$$c_{\psi} = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{|\Psi(f)|^2}{|f|} df$$

بشرط $c_{\psi} < \infty$ (محدود)، وهذا يؤدي بدوره إلى:

$$\Psi(0) = 0 \rightarrow \int_{-\infty}^{\infty} \psi(t) dt = 0$$

لذلك فإن الموجة يجب أن تكون متذبذبة ، ولتحقيق مبرهنة بارسفال بطاقة قياسية يجب أن تكون

$\psi(t)$ قابلة للتكامل تربيعياً بمقدار عياري واحد. [24]

$$\int_{-\infty}^{\infty} |\psi(t)|^2 dt = 1$$

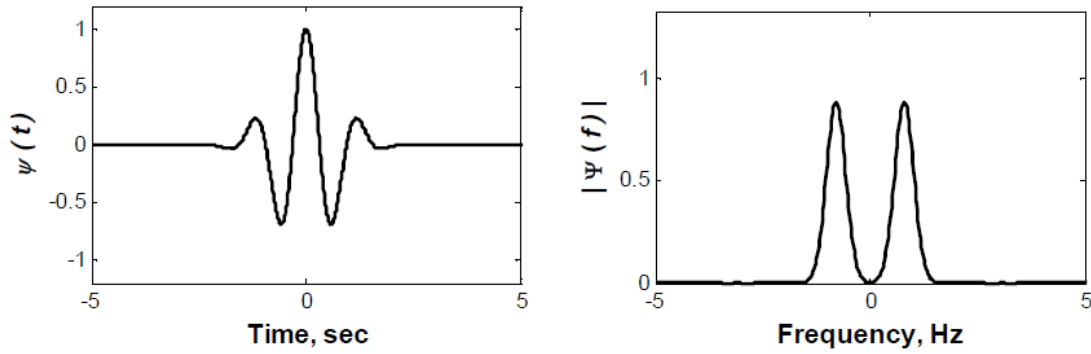
4-4-1- الموجة الأم:

يتم ضغط الموجة عند التدرج المنخفض وتمديدها عند التدرج المرتفع، ولأنه يتم إجراء الحسابات للموجة بدلالة الزمن والتدرج فإنه يتم تمثيل الموجة على محوري الزمن والتدرج ويسمى بالموجة الأم والذي نحصل من خلاله على بقية الموجات بتغيير قيمة التدرج والانتقال، وفيمايلي بعض الأمثلة على الموجة الأم: [24]

1- Morlet wavelet :

يبين الشكل (4-6) موجة مورلت وتعطى بالعلاقة:

$$\psi(t) = e^{-t^2/2} \cos(5t) \xleftrightarrow{FT} \Psi(f) = \sqrt{2\pi} e^{-(2\pi f - 5)^2/2} + \sqrt{2\pi} e^{-(2\pi f + 5)^2/2}$$

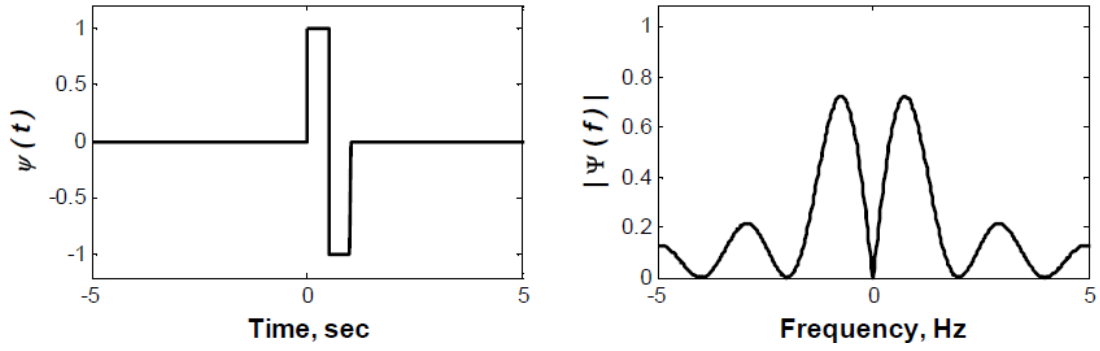


الشكل (4-6): Morlet wavelet

2- Haar wavelet :

يبين الشكل (4-7) موجة هار وتعطى بالعلاقة:

$$\psi(t) = \begin{cases} 1 & 0 \leq t \leq 0.5 \\ -1 & 0.5 < t < 1 \\ 0 & \text{elsewhere} \end{cases} \xleftrightarrow{FT} \Psi(f) = j e^{-j\pi f} \sin(\pi f / 2) \cdot \text{sinc}(\pi f / 2)$$

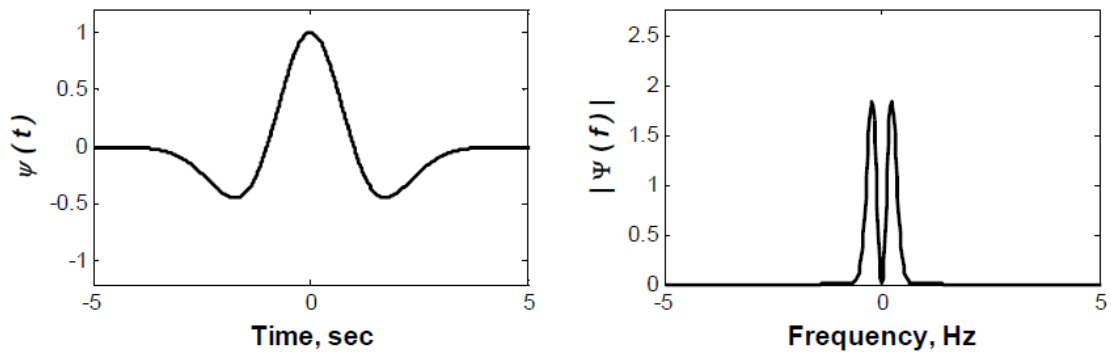


الشكل (4-7): Haar wavelet

-3 Mexican Hat wavelet

يوضح الشكل (4-8) موجة القبعة المكسيكية وتعطى بالعلاقة:

$$\psi(t) = (1 - t^2)e^{-t^2/2} \xleftrightarrow{FT} \Psi(f) = \sqrt{2\pi} (2\pi f)^2 e^{-(2\pi f)^2/2}$$



الشكل (4-8): Mexican Hat wavelet

-4 Shannon wavelet

موجة شنون وتعطى بالعلاقة:

$$\psi(t) = \text{sinc}(t/2) \cdot \cos(3\pi t/2) \xleftrightarrow{FT} \Psi(f) = \begin{cases} 1 & 0.5 \leq |f| \leq 1 \\ 0 & \text{elsewhere} \end{cases}$$

يرتبط التدرج بالتردد حسب العلاقة التقريبية التالية:

$$s \approx f_m \cdot f_s / f$$

حيث أن:

$$f_m = \arg[\max\{\Psi(f)\}]$$

f_s : هو تردد النمذجة (بالهرتز) المستعمل لنمذجة الموجة الأم $\psi(t)$ أثناء حساب تحويل فورييه لها $\Psi(f)$.

يتم إجراء التحليل بطريقة مشابهة لـ STFT، إذ يتم إزاحة النافذة على طول الإشارة من أجل تدرجة معينة (عرض معين للنافذة)، ثم تكرار العملية لمختلف التدرجات (النوافذ)، لكن المشكلة هي العدد الهائل من الموجات الناتجة بسبب استخدام جميع التدرجات في عملية التحليل والكم الهائل من المعلومات التي تنتج أيضاً لنفس السبب، وبالتالي فإن عملية المعالجة تتطلب زمناً طويلاً، لذلك تم حل المشكلة باستخدام التحويل المويجي المتقطع (DWT). [25]

3-4-4- التحويل المويجي المتقطع (DWT):

إن الفرق الأساسي بين هذا التحويل والتحويل المويجي المستمر هو أن هذا التحويل يستخدم عدد محدد من التدرجات بدلاً من إجراء التحويل من أجل كافة التدرجات، ويتم ذلك عن طريق اختيار مقاطعات زمنية في الإشارة، وينتج عن التحويل كمية كافية من المعلومات بحيث يكون زمن الحساب قليلاً ومع الحفاظ على المعلومات الأساسية الموصّفة للإشارة (أي دون خسارة معلومات هامة)، ويعطى تحويل الموجة المتقطع بالعلاقة: [25]

$$f[n] = \frac{1}{\sqrt{M}} \sum_k W_\phi[j_0, k] \phi_{j_0, k}[n] + \frac{1}{\sqrt{M}} \sum_{j=j_0}^{\infty} \sum_k W_\psi[j, k] \psi_{j, k}[n]$$

حيث أن: $f[n]$ ، $\phi_{j_0, k}[n]$ ، $\psi_{j, k}[n]$ هي توابع منفصلة معرفة ضمن المجال $[0, M-1]$.

$$W_\phi[j_0, k] = \frac{1}{\sqrt{M}} \sum_n f[n] \phi_{j_0, k}[n]$$

$$W_\psi[j, k] = \frac{1}{\sqrt{M}} \sum_n f[n] \psi_{j, k}[n] \quad j \geq j_0$$

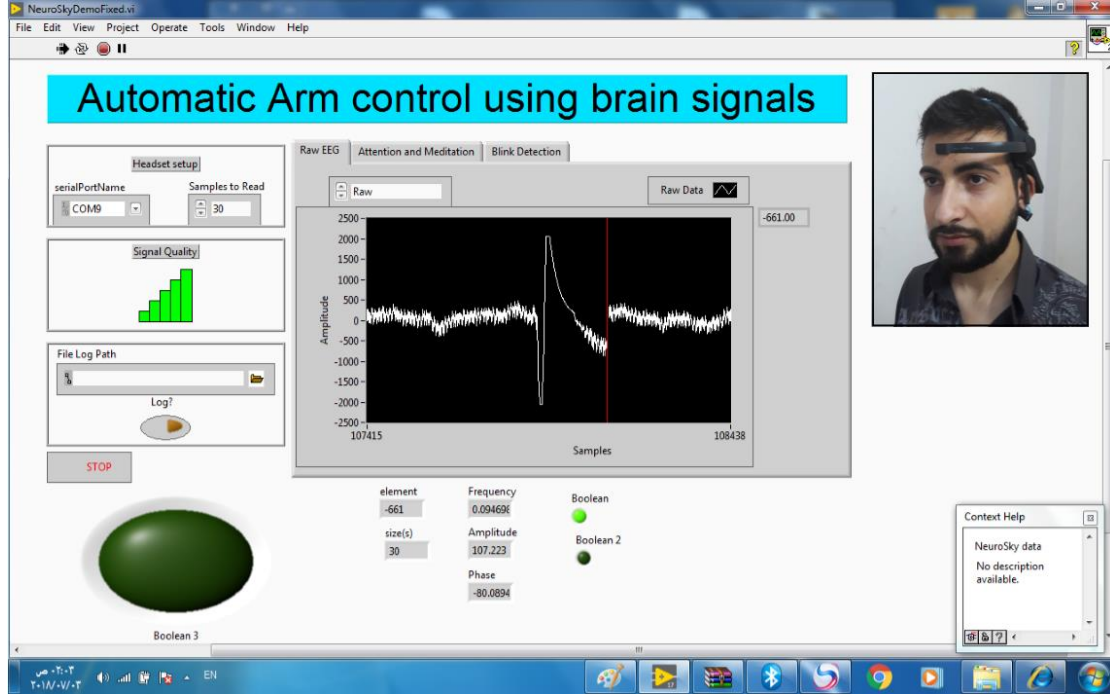
لكن المشكلة التي قد تواجهنا هي كيف يمكننا الحصول على كل الأطياف (الموجات) حتى الوصول الى الصفر، إذ أننا عندما نمدد الإشارة فإن الجزء الذي نحصل عليه هو من نصف الإشارة فقط، ولكن ماذا بشأن النصف الثاني، لحل هذه المشكلة فإننا لا نلجأ إلى الحصول على كل الأطياف حتى الوصول إلى الصفر بل يتم استخدام ما يشبه القفل، ويقوم هذا القفل بإنهاء عملية التحليل عند الوصول إلى قيمة يتم تحديدها مسبقاً بحيث تكون هذه القيمة صغيرة بما فيه الكفاية لنحصل على عدد كاف من الموجات وبالتالي الحصول على المعلومات الموصفة للإشارة، وهذا القفل عبارة عن طيف تمرير تردد منخفض وهو جزء من تابع التدرج كلما كانت قيمة القفل أصغر أي كان طيف تابع التدرج أصغر كلما نتج عدد أكبر من الموجات وكما زادت معلومات التدرج. لكن يجب مراعاة أن لا نجعل القفل ينتج عدداً قليلاً من الموجات بحيث يكون التحليل غير فعال. [25]

يتم بعد ذلك تقسيم الإشارة إلى العوامل التقريبية والعوامل التفصيلية التي تم تعريفها مسبقاً. إذ تشكل هذه العوامل (التقريبية والتفصيلية) الموجات التي يتم إنتاجها بضرب الإشارة المدروسة بالموجة الأم. وبما أن الموجات هي عبارة عن أطياف مختلفة التردد من الإشارة الأصلية فيتم تحقيقها بإدخال الإشارة على مرشحات، بحيث يتم استخدام مجموعات متتابعة من مرشحات التمرير المنخفض ومرشحات التمرير المرتفع وهذا ما يسمى بشجرة مالات. ينتج مرشح التمرير المرتفع العوامل التفصيلية، بينما ينتج مرشح التمرير المنخفض مع تابع التدرج العوامل التقريبية. في كل مرحلة تحليل ينتج مرشح تمرير نصف الحزمة (المرتفع والمنخفض) إشارات ذات مجال ترددي مساوٍ لنصف المجال الترددي للإشارة الأصلية. وهذا يضاعف الدقة الترددية للإشارة وهذا يعني إمكانية الحصول على المزيد من تفاصيل الإشارة في كل مرحلة تحليل، ويتم الحصول على الإشارة الأصلية بالتجميع المتسلسل لكل العوامل الناتجة سابقاً (العوامل التقريبية والعوامل التفصيلية) بدءاً من آخر مرحلة تحليل. [25]

5-4- تجربة تحليل الإشارة تبعاً لمطال الموجة:

تم في هذه الخطوة تحويل الإشارات التي تم استقبالها في وقت زمني معين إلى عدد من المميزات التي يسهل تصنيفها بحسب المهام.

تم إجراء بعض التجارب وراقبنا تغيرات إشارة الدماغ مع مرور الزمن تبعاً لنشاطات إرادية محددة وقد لاحظنا تغير التردد والمطال عند غمزة العين كما هو موضح في الشكل (4-9).



شكل (4-9): شكل إشارة الدماغ عند إغلاق العين.

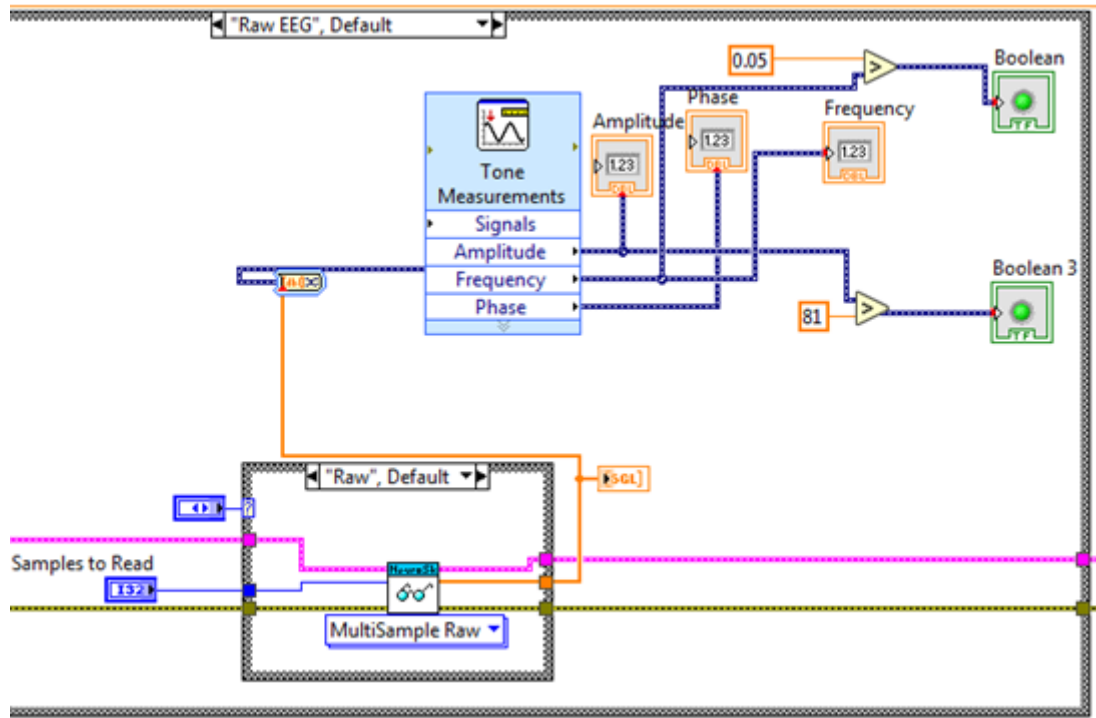
ولتأكيد النتائج تم تكرار التجربة عشر مرات على أشخاص مختلفين ودراسة تغير الإشارة أثناء إغلاق العين تبعاً لبروتوكول محدد (5 ثوان ثم إغلاق العين - 5 ثوان ثم إغلاق العين مرتين متتاليتين - 5 ثوان راحة مع فتح العين)

وقد تم ذلك عن طريق تصدير الإشارة إلى ملف إكسل وإجراء دراسة إحصائية لتغيرات الإشارة أثناء الغمزة كما هو موضح في الجدول (4-1)، الذي يمثل تغير المطال مع الزمن لإحدى الإشارات المسجلة حيث أن العمود الأول يمثل الزمن والعمود الثاني يمثل المطال أما الأسطر الملونة فتمثل تغير المطال لحظة إغلاق العين تبعاً للبروتوكول المذكور سابقاً.

جدول (1-4): مطال الإشارة مع الزمن.

| Amplitude2 | Samples2 | Amplitude | Samples |
|------------|----------|-----------|---------|
| 73 | 86992 | -19 | 86955 |
| 101 | 86993 | 9 | 86956 |
| 97 | 86994 | 28 | 86957 |
| 80 | 86995 | 40 | 86958 |
| 74 | 86996 | 43 | 86959 |
| 105 | 86997 | 41 | 86960 |
| 118 | 86998 | 29 | 86961 |
| 103 | 86999 | 23 | 86962 |
| 81 | 87000 | 43 | 86963 |
| 42 | 87001 | 77 | 86964 |
| 17 | 87002 | 81 | 86965 |
| 35 | 87003 | 72 | 86966 |
| 42 | 87005 | 65 | 86967 |
| 10 | 87006 | 45 | 86968 |
| 3 | 87007 | 34 | 86969 |
| 20 | 87008 | 35 | 86970 |
| 28 | 87009 | 36 | 86971 |
| 50 | 87010 | 37 | 86972 |
| 75 | 87011 | 35 | 86973 |
| 92 | 87012 | -1 | 86974 |
| 96 | 87013 | 45 | 86981 |
| 77 | 87014 | 24 | 86982 |
| 29 | 87015 | 24 | 86983 |
| -7 | 87016 | 54 | 86984 |
| -7 | 87017 | 77 | 86985 |
| -11 | 87018 | 66 | 86986 |
| -25 | 87019 | 49 | 86987 |
| -9 | 87020 | 27 | 86988 |
| 20 | 87021 | 18 | 86989 |
| 34 | 87022 | 21 | 86990 |
| 39 | 87023 | 37 | 86991 |

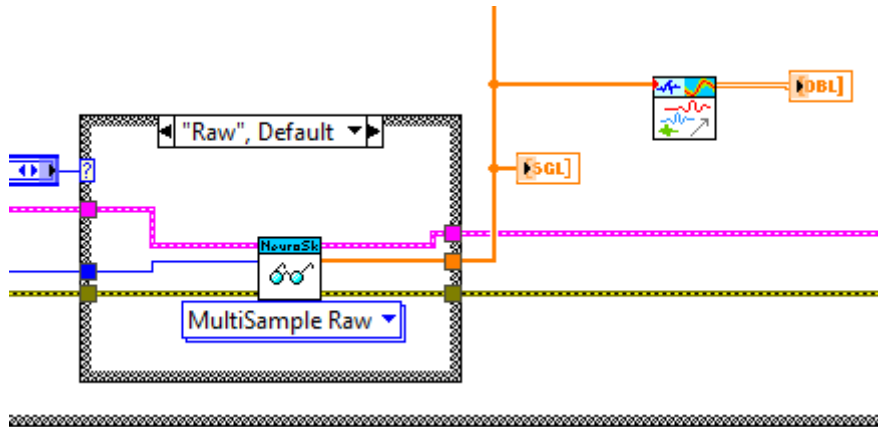
والنتيجة تبين زيادة في المطال أثناء غمزة العين وبناء عليه تم كتابة برنامج تحصيل المعطيات، حيث تم استخدام الأداة Tone Measurements لقياس التردد والمطال والزاوية ثم مقارنة المطال مع القيم الحدية التي تمت دراستها سابقاً وإصدار أمر التحكم لتشغيل أداة Boolean التي تمثل غمزة العين وذلك عند زيادة المطال عن (81)، كما هو موضح في الشكل (10-4).



شكل (4-10) : برنامج تحصيل المعطيات.

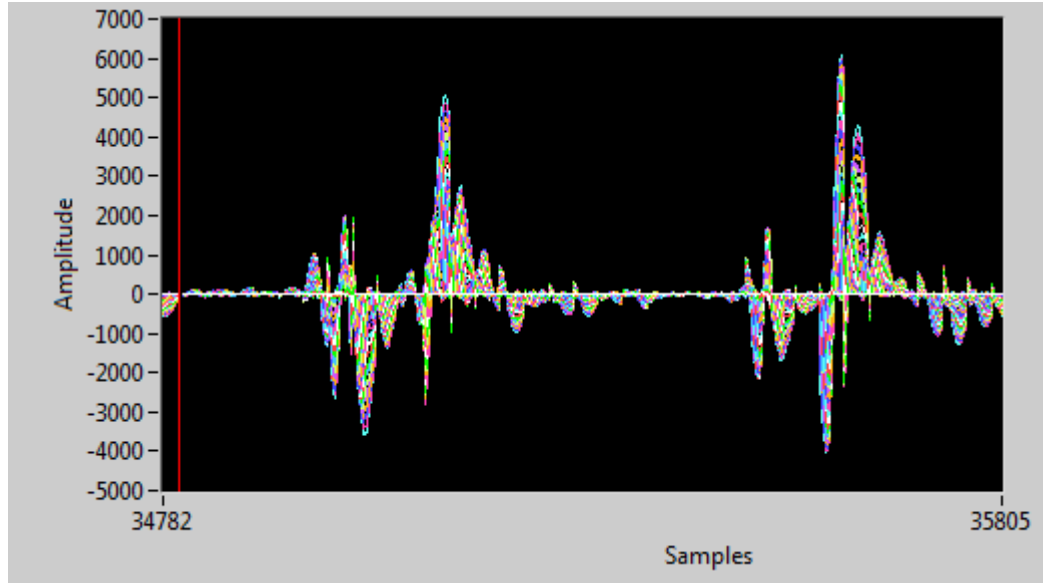
4-6- تجربة تحليل الإشارة باستخدام تحويل Wavelet:

تم استخدام أداة تحويل الموجة المستمر (Continuouse Wavelet Transform) وربطها مع مسار تدفق الإشارة كما هو موضح في الشكل (4-11).



الشكل (4-11): برنامج تحويل الموجة المستمر

ثم تم عرض الإشارة على راسم الإشارة باستخدام الأداة Waveform Charts واستخدمنا بروتوكول محدد وهو غمزتين متتاليتين كما هو موضح في الشكل (4-12).

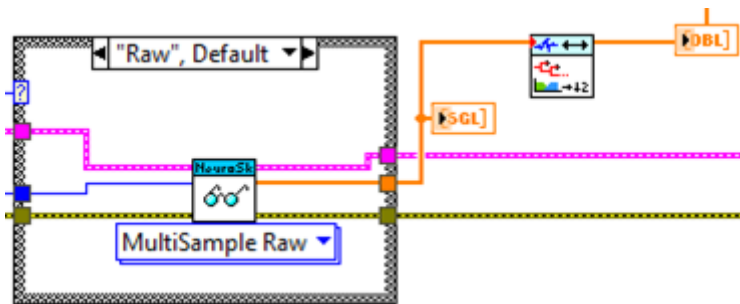


الشكل (4-12): Continuouse Wavelet Transform

نلاحظ من الشكل وجود طيف واسع من الترددات ويعود ذلك إلى استخدام النافذة المتغيرة فنحصل على عدد كبير من عينات التردد ونستطيع التحقق من ذلك بتصدير الرسم السابق إلى ملف من نوع إكسل، وهذا يؤدي إلى صعوبة عملية القياس لهذا التحويل لذلك وجب استخدام نوع آخر من التحويلات وهو تحويل الموجة المتقطع.

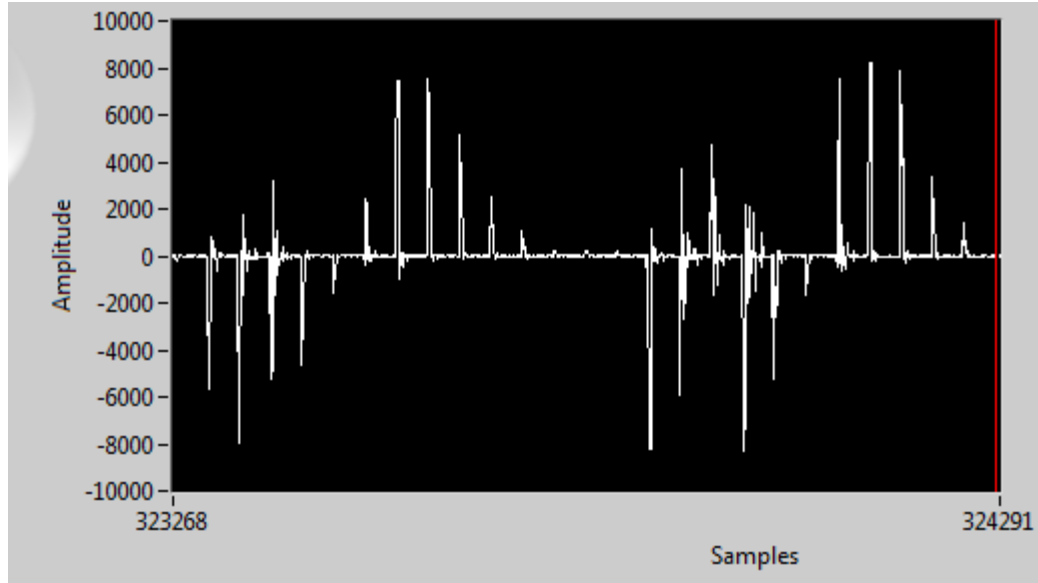
7-4- تجربة تحليل الإشارة باستخدام تحويل DWT :

تم استخدام أداة تحويل الموجة المتقطع (Discrete Wavelet Transform) وربطها مع مسار تدفق الإشارة كما هو موضح في الشكل (4-13).



الشكل (4-13): برنامج تحويل الموجة المتقطع

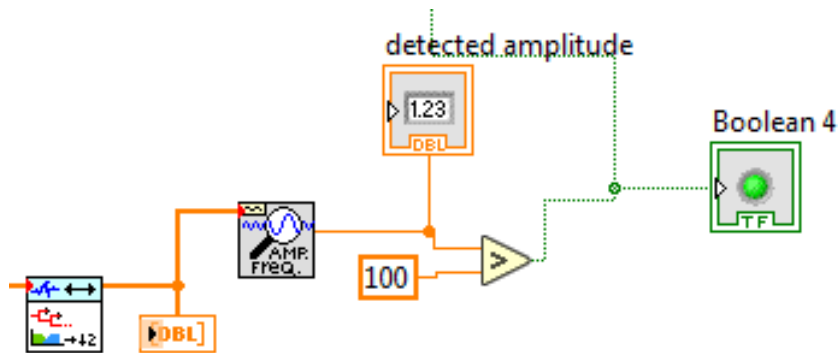
ثم تم عرض الإشارة على راسم الإشارة باستخدام الأداة Waveform Charts واستخدمنا بروتوكول محدد وهو غمزتين متتاليتين كما هو موضح في الشكل (4-15).



الشكل (4-14): Discrete Wavelet Transform

نلاحظ من الشكل أن عينات التردد أصبحت أكثر وضوحاً ويمكن ربطها مع المقاييس والاستفادة من المعلومات التي تقدمها للحصول على تغيرات التردد مع الزمن.

تم استخدام الأداة Extract single tone information لقياس التردد ومقارنته مع الرقم 100 الذي هو رقم تجريبي ولاحظنا تغير حالة الأداة Boolean تبعاً لغمزة العين بشكل واضح وبالزمن الحقيقي.



الشكل (4-15): برنامج الحصول على أمر التحكم

الفصل الخامس : تحريك ذراع آلي

Move an automatic arm

| | |
|-------|----------------------------------|
| 5-1 | مقدمة |
| 5-2 | تعريف البتر |
| 5-3 | مستويات البتر في الطرف العلوي |
| 5-4 | أنواع الأذرع الصناعية |
| 5-4-1 | التحكم الميكانيكي لليد الصناعية |
| 5-4-2 | التحكم الكهربائي لليد الصناعية |
| 5-5 | مواصفات الأطراف الصناعية |
| 5-6 | تصميم طرف صناعي بدرجة حرية واحدة |
| 5-6-1 | برنامج Solidwork |
| 5-7 | بناء خوارزمية التحكم |
| 5-8 | تصميم دائرة التحكم |
| 5-8-1 | مكونات دائرة التحكم |
| 5-8-2 | برنامج التحكم |

5-1- مقدمة:

كثيراً ما يعد بتر أحد الأعضاء هو آخر مراحل العناية بالمريض على الرغم من أنه يعد بداية مرحلة على درجة كبيرة من الأهمية وهي استعادة الأداء الوظيفي، وتحسين كفاءة المريض وقدرته على الحياة بطريقة طبيعية بواسطة الأطراف الاصطناعية الحديثة وأساليب التأهيل المتطورة، وكثيراً ما يعتبر أن المصابين بإعاقات جسدية أو عقلية غير قادرين على العمل والإنتاج ويتم إبعادهم وإهمالهم بدلاً من مساعدتهم للتغلب على مشكلاتهم وضعفهم عن طريق الأجهزة التعويضية الحديثة وتقنيات الاستعانة المتطورة. [26]

أول من استخدم الطرف الصناعي هم المصريون القدماء وكانوا يدفنوها مع الملوك فقد كانوا يعتقدون أن خسارة أحد الأطراف يؤدي إلى ضعف في الحياة الآخرة وكانت هذه الأطراف فنية فقط، وفي عام 2000 وجد علماء الآثار أقدم طرف صناعي في مصر القديمة والذي يعود إلى 3000 سنة قبل الميلاد وكان الطرف هو أصبع القدم الكبيرة لمرأة عمرها حوالي 50-60 سنة واحتوى الطرف على ثلاث مفاصل. [27]

وفي العصور الوسطى كان الحدادين وصانعي الدروع هم من يصنع الأطراف الصناعية والتي كانت ثقيلة جداً. وقد تطور تصنيع الأطراف الاصطناعية بشكل سريع جراء الحاجة لها والتي نتجت عن الحروب والحوادث الكثيرة حتى وصلت في هذه الأيام إلى مرحلة كبيرة من التطور والجودة في الأداء. [27]

5-2- تعريف البتر:

تشير كلمة بتر إلى العملية التي يتم فيها فصل جزء من الجسم، ويشير مصطلح الأطراف الاصطناعية إلى الجهاز الاصطناعي الذي يستخدم كبديل للجزء المفقود أو المبتور من الجسد، أما الجزء الذي يبقى سليماً بعد عملية البتر فيطلق عليه اسم الجذمور، ويطلق على الجزء الذي يوضع فوق الطرف المتبقي اسم القميص. [28]

5-3- مستويات البتر في الطرف العلوي :

قد يحدث البتر من خلال المفاصل أو خلال العظام، ويتم بشكل عام وصف البتر من خلال المفصل أو من خلال أقرب المفاصل التي أجريت عملية البتر من خلالها. [28]

وتشمل حالات بتر الطرف العلوي مجموعتين رئيسيتين هما: حالات بتر تحت المرفق وحالات بتر فوق المرفق، حيث أن البتر من خلال مفصل المرفق لا يستخدم لعدم الاستفادة منه ويستعاض عنه بالبتر من خلال العضد.[28]

5. 4 . أنواع الأيدي الصناعية :

يوجد للأيدي الصناعية أنواع عديدة منها ثابت ومنها متحرك ، الثابت منها يستخدم لتعويض فقدان الطرف بشكل تجميلي فقط وبدون تقديم أية حركة ، أما بالنسبة للمتحركة فيمكن تصنيفها حسب نوع التحكم بها إلى :[27]

1 . ميكانيكية .

2 . كهربائية أو الكترونية .

5. 4 . 1 . التحكم الميكانيكي لليد الصناعية :

ويتم تحريك الطرف الصناعي بواسطة حركة ميكانيكية يقوم بها المريض نفسه، حيث أنه يتم نقل هذه الحركة من المريض إلى الطرف بواسطة أنظمة حركة ميكانيكية (مسننات، بكرات، محاور تدوير ...)، حيث أنه في بعض الأنواع يتم وصل اليد مع رباط على كتف الطرف السليم بحزام ذو متانة مناسبة، ويقوم المريض بتحريك كتفه بحركة معينة من أجل فتح يده الصناعية ، وتعود اليد للوضع الطبيعي وهو وضع الإغلاق (القبض) عند إعادة المريض وضع الكتف إلى الحالة الطبيعية .[27]

5. 4 . 2 . التحكم الكهربائي أو الإلكتروني لليد الصناعية :

هنا يتم تحريك الطرف الصناعي بواسطة محركات كهربائية، ويتم التحكم بهذه المحركات عن طريق إشارات مختلفة تؤخذ من المريض بطرق عديدة، حيث أنه يمكن تأمين العديد من الحركات التي يقوم بها الطرف الطبيعي بواسطة هذه الأيدي مثل حركة القبض والبسط الكامل لليد وحركة تدوير اليد، ومن الأمثلة عليها اليد المحكومة حيويًا.[26]

- اليد المحكومة حيويًا Cyber Hand

تتميز Cyber Hand عن باقي الأيدي الصناعية بقدرتها على الإحساس بدرجة الحرارة والضغط والحركة عن طريق وجود حساسات تتوضع على أطراف الأصابع، تقوم هذه الحساسات بنقل معلومات عن هذه البارامترات إلى دارات الكترونية تعالج هذه الإشارات لتصبح متوافقة مع

الإشارات الكهربائية العصبية، ثم تنتقل هذه الإشارات إلى الأعصاب التي تقوم بدورها بإرسال هذه الإشارات إلى الدماغ، وبالتالي تتم عملية الإحساس. وبذلك فإن المريض الذي يستخدم هذه اليد الصناعية يستطيع التنبيه عند ملامسة الأجسام الحارة ويقوم بإبعادها لتجنب الخطر، كما أنه يتمكن من إدراك موقع هذه اليد في الفراغ بشكل مشابه لليد الطبيعية، وتقدم هذه اليد للمريض مجالاً متناغماً أوسع في حركة الأصابع عند التقاط الأشياء أو إحكام الإمساك بها ضمن توازن دقيق فلا يسبب تحطيم الأشياء القابلة للكسر. [26]



الشكل (1-5) اليد المتحكم بها حيويًا Cyber Hand

5-5- مواصفات الأطراف الاصطناعية :

يوجد عدد من المواصفات التي ينبغي أخذها بعين الاعتبار عند تصنيع الطرف الاصطناعي وهي:

- 1 . الرغبة في الوصول إلى الطريقة المثلى لعمل الجهاز ، بحيث يصمم الجهاز بطريقة بسيطة تجعل المريض يستوعب بسهولة كيفية استخدامه .
- 2 . كيفية إحكام الطرف الاصطناعي بطريقة مريحة وملائمة عند استخدامه .
- 3 . يجب أن يكون الجهاز سهل الارتداء والخلع .
- 4 . يجب أن يكون خفيف الوزن .
- 5 . مراعاة شكل الطرف الاصطناعي وصورته ليكون أقرب إلى الطرف الطبيعي .
- 6 . القوة والحد الأعلى من العمل الخارجي الذي يستطيع الجهاز تحمله مثل الإجهادات والضغط والثني والاحتكاك والصدأ وغيرها .

7 . الطاقة المقدمة للطرف وكيفية تأمينها بشكل سهل ومناسب، وتختلف هذه الطاقة بحسب نوع الطرف ميكانيكياً كان أم كهربائياً ففي الطرف الميكانيكي تقدم الطاقة من المريض نفسه بحركة معينة يتحكم بواسطتها بالطرف، أما في الطرف الكهربائي فيتم توليد الطاقة المحركة من مولدات طاقة مثل البطاريات.

8 . أنواع المواد المستخدمة في التصنيع، حيث أنه هناك الكثير من المواد الشائعة الاستخدام في صناعة الأطراف الاصطناعية مثل الخشب والجلد المدبوغ والقماش والمطاط والمعادن والبلاستيك واللدائن الحرارية.[28]

5-6- تصميم طرف صناعي علوي بدرجة حرية واحدة:

تم العمل على تصميم ذراع بدرجة حرية واحدة مشابه للذراع البشرية بهدف الوصول إلى طرف صناعي آلي رخيص الثمن ومقاد عن طريق الإشارات الدماغية تبعاً لأوامر إرادية من المستخدم. في البداية تم استخدام مادة الفوم في صناعة الطرف والتي تتميز بخصائص العزل وخفة الوزن وتم الاعتماد على خيوط البلاستيك ومحركين سيرفو نوع MG995 للتحكم في حركة المفصل ورفع الذراع كما في الشكل (2-5)، ولاحظنا بالنتيجة حصول فارق زمني في دوران المحركين الأمر الذي يؤدي إلى خلل في حركة المفصل بالإضافة إلى افتقار الذراع للقوة والمتانة، لذلك كان لابد من إيجاد طريقة أخرى لحركة الذراع واعتماد مادة أكثر متانة وقوة في عملية التصنيع.



الشكل (2-5): ذراع آلية مصنوعة من مادة الفوم

تم الاستعانة ببرنامج التصميم الميكانيكي Solidwork لتصميم الذراع ودراسة حركة المفصل.

5-6-1- برنامج Solidwork:

برنامج solidwork هو عبارة عن برنامج تصميم ميكانيكي ثلاثي الأبعاد تم تطويره من قبل شركة دايو سيستمس في فرنسا ويمتاز البرنامج بسهولة النمذجة وتحريك النموذج واختباره. يختص البرنامج بتصميم المجسمات الهندسية ثلاثية الابعاد ويقدم حلا متكاملًا لمشاهدة التصميمات الهندسية بشكل ثلاثي الأبعاد وواقعي إلى أقصى حد.

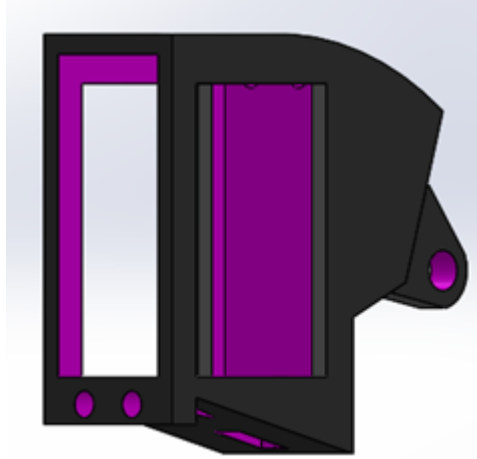
تحتوي واجهة المستخدم في البرنامج على ثلاث مستويات عمل هي:

1- رسم القطع Part : هنا نستطيع رسم القطع المنفردة مثل (نرس - نابض - عمود المرفق الخ...) المهم أن تكون القطعة كيان واحد ولا تتكون من عدة أجزاء.

2- تجميع القطع Assembly: هنا يتم تجميع القطع التي تم رسمها في الخيار Part وهنا يمكن تحرير القطع وتعديلها كما يمكن رسم قطع جديدة بحيث نتمكن من تجميع الآلة أو الآلية التي يتم العمل عليها.

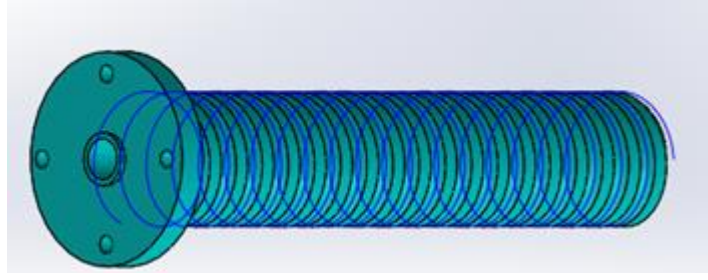
3- اللوحات التنفيذية Drawing: هنا يتم رسم اللوحات التنفيذية للقطع المصممة في Part أو للقطع المجمعة في Assembly.

تم تصميم بيت لمحرك السيرفو للتمكن من تثبيته على هيكل الذراع كما في الشكل (5-3).

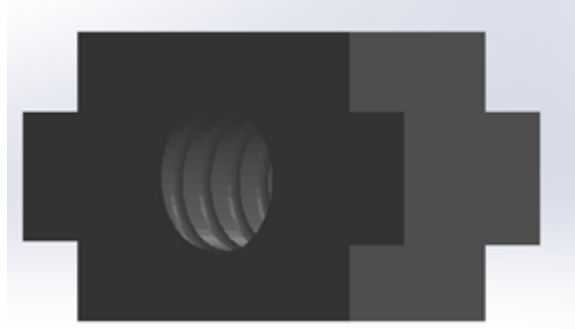


الشكل (5-3): بيت محرك السيرفو

تم تصميم محور الدوران الذي سوف يرتبط مع محور محرك السيرفو ويسبب دورانه ارتفاع الذراع كما في الشكل (5-4)، ويبين الشكل (5-5) مكن تموضع محور الدوران.



الشكل (5-4): محور الدوران



الشكل (5-5): مكان تموضع محور الدوران

في النهاية تم تصميم الهيكل الخارجي الذي سوف تستند عليه بقية القطع كم في الشكل (5-6)، مع ملاحظة أننا بحاجة لقطعتين متناظرتين منه.



شكل (5-6): مقطع جانبي للذراع

بالنتيجة تم التوصل إلى آلية حركة مرنة وأكثر دقة وبالاكتفاء على محرك سيرفو واحد فقط. تمت طباعة القطع التي تم تصميمها باستخدام الطابعة ثلاثية الأبعاد وبالاكتفاء على مادة البلاستيك ثم تم تجميعها كما في الشكل (5-7)، وتم اختبار حركة الطرف فلاحظنا وجود دقة في الحركة والتموضع ولكن سرعان ما انكسر محور الدوران نتيجة تعرضه للإجهاد.



شكل (7-5): ذراع آلي مصممة باستخدام طباعة 3D

للحصول على متانة أكبر وجب استخدام مادة ألياف الكربون في عملية الطباعة ولكنها ليست الخيار الأمثل من ناحية الكلفة الاقتصادية، لذلك تم استخدام مادة الألياف الزجاجية التي تتميز بالقوة والمتانة وخصائص العزل ولكن يصعب تشكيلها باستخدام الطباعة ثلاثية الأبعاد، لذلك تم صب القالب بالاعتماد على ذراع ملكان، وقد استخدمنا آلية الحركة التي تمت دراستها سابقاً، وبالنتيجة تم الحصول على تصميم يجمع مابين القوة والدقة كما في الشكل (5-8).

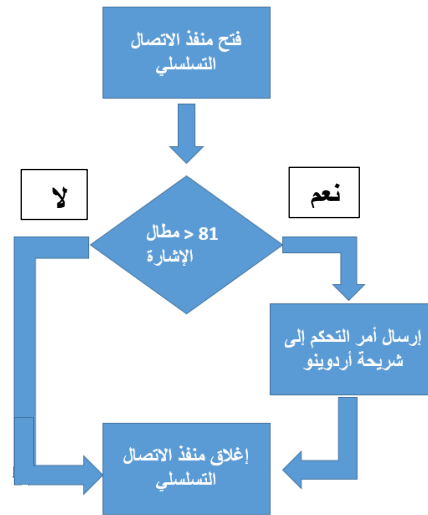


الشكل (5-8): طرف صناعي مصمم من مادة الألياف الزجاجية

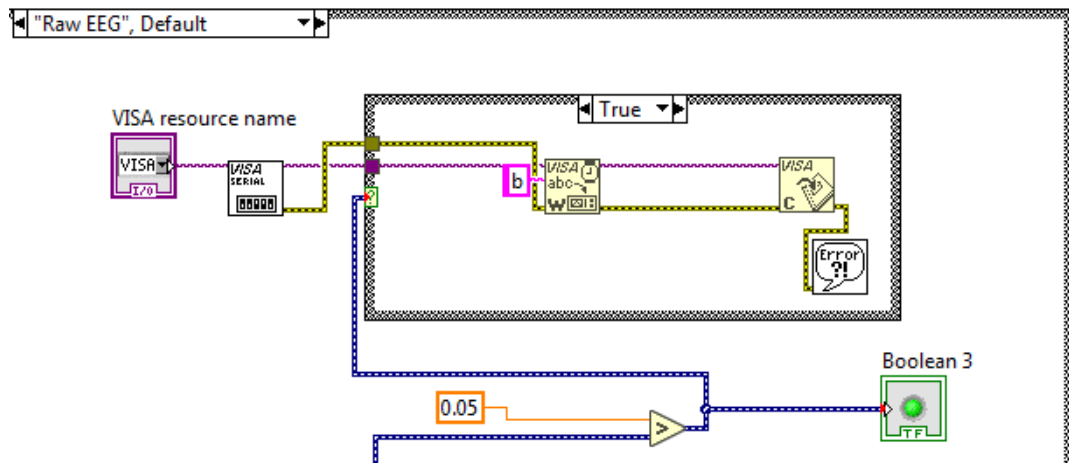
5-7- بناء خوارزمية التحكم

تم في هذه الخطوة إرسال إشارة تحكم من الحاسب إلى الآلة المراد التحكم بها بناء على ماتم تصنيفه من مميزات في الخطوة السابقة.

فقد تم بناء برنامج التحكم وربطه مع برنامج تحصيل المعطيات الذي تم بناؤه سابقاً وبالتالي تبعاً لشرط المقارنة يتم الدخول في حلقة برمجية من نوع Case Structure الهدف منها إرسال المحرف (b) عبر منفذ الحاسب المقترن مع شريحة أردوينو، كما هو موضح في الشكل (4-3).



شكل (9-5): خوارزمية التحكم



شكل (10-5): برنامج التحكم

تم بناء خوارزمية التحكم بالاعتماد على مكتبة Serial حيث يتم بداية استخدام الأداة VISA Configur Serial Port لفتح المنفذ المرتبط مع شريحة أردوينو (com24) ثم كتابة المحرف (b)

باستخدام الأداة VISA Write ليتم بالنهاية إغلاق المنفذ عن طريق الأداة VISA Close والخروج من حلقة التحكم.

5-8- تصميم دائرة التحكم:

تم استخدام شريحة Arduino لاستقبال أمر التحكم الذي تم بناؤه في المرحلة السابقة وتمت كتابة برنامج الشريحة ليقوم بتشغيل ريليه مرتبطة برجل المتحكم رقم 13 وذلك تبعا لغمزة العين.

5-8-1- مكونات دائرة التحكم:

تتكون دائرة التحكم من العناصر التالية:

1- شريحة أردوينو UNO

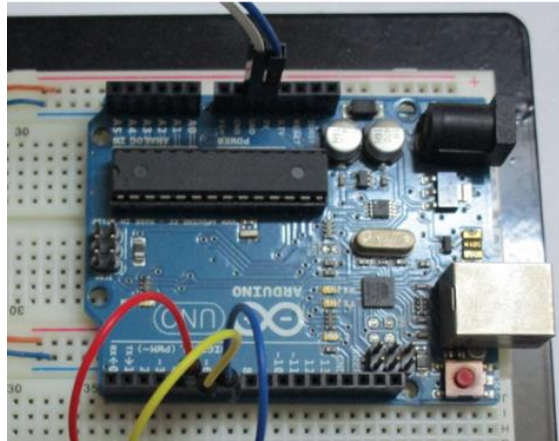
2- كبل USB

3- Relay

4- محرك سيرفو MG996R

شريحة الأردوينو هي عبارة عن لوحة تطوير الكترونية تتكون من دائرة الكترونية مفتوحة المصدر مع متحكم دقيق من شركة ATMEL على لوحة واحدة يتم برمجتها عن طريق الحاسب، تم تصميمها لكي تجعل عملية استخدام الالكترونيات التفاعلية في مشاريع متعددة التخصصات أكثر سهولة وأقل كلفة.

تحتوي شريحة الاردوينو UNO المستخدمة في دائرة التحكم المقترحة على متحكم صغيري ATmega328 بسرعة 16 ميغاهرتز و ذاكرة كلية تساوي 32 كيلو بايت، وتم ربط الشريحة مع الحاسب عن طريق منفذ USB .



الشكل (5-11): شريحة أردوينو Uno

تم استخدام محرك سيرفو من نوع MG996R والذي يتميز بوجود علبة تروس Gear و ناقل حركة Shaft يعطي الحركة عزمًا أكبر و دقة كبيرة، و يستطيع هذا المحرك الألتفاف 360 درجة ويتميز بعزم يصل إلى 8.5 kgf·cm عند جهد 4.8V .



الشكل (4-6): محرك سيرفو MG996R

5-8-2- برنامج التحكم:

تم كتابة البرنامج بلغة c Arduino والهدف منه تشغيل ريليه مرتبطة مع المنفذ رقم 13 وذلك عند تلقي محرف b من الحاسب.

الفصل السادس

6-1- النتائج والمناقشة:

تم تسجيل إشارات الدماغ بواسطة جهاز Neurosky وربطه مع برنامج Labview عن طريق تقنية بلوتوث ومن ثم بناء خوارزمية معالجة الإشارة وعزل الموجات الدماغية عن بعضها، كما تم إجراء تجارب على أشخاص مختلفين بهدف تشكيل بيانات إحصائية وملاحظة تغير إشارات الدماغ تبعاً لغمزة العين، وتحليل إشارة الدماغ تبعاً لمطال الموجة وتبعاً للتردد باستخدام التحويل المويجي والتحويل المويجي المنقطع، ومن ثم تشكيل أمر تحكم تبعاً لتغير محدد في تردد ومطال إشارة الدماغ وإرساله إلى شريحة أردوينو بهدف تشغيل ريليه تبعاً لغمزة العين.

تم التوصل لإصدار أمر تحكم تبعاً لغمزة العين في الزمن الحقيقي وبنسبة خطأ لا تتجاوز 10% وتم ذلك بالاعتماد على تحليل موجة الدماغ تبعاً للمطال وتبعاً للتردد بالاعتماد على تقنية تحويل الموجة وتحويل الموجة المنقطع في حين أن الدراسات التي تم الاطلاع عليها اكتفت بدراسة طيف الإشارة باستخدام التحويل المويجي ولم تتطرق إلى برنامج تشكيل أمر التحكم.

كما أن الدراسات التي تم الإطلاع عليها لم تعتمد نفس البروتوكول المستخدم في قراءة إشارة الدماغ وبنفس كمية العينات وبالنتيجة الحصول على موثوقية أكبر عند تحليل البيانات الإحصائية وتشكيل أمر التحكم المناسب لقيادة الذراع الآلي.

تم تصميم طرف صناعي علوي باستخدام مادة الفوم التي تتميز بخصائص العزل وخفة الوزن ولكنه لم يمتلك المتانة ودقة الحركة المطلوبة، ومن ثم تم تصميم حركة المفصل للطرف الصناعي باستخدام برنامج Solidwork وطباعة القطع من مادة البلاستيك، وتميز الطرف المصنوع من البلاستيك بالدقة ولكنه تعرض للكسر ولم يتحمل الإجهادات المطبقة، وتم معالجة ذلك بصناعة الطرف من مادة الألياف الزجاجية التي تتميز بالمتانة بالإضافة إلى خصائص العزل.

6-2- الاستنتاجات:

1- تم تحليل إشارات الدماغ تبعاً للمطال وتبعاً للتردد باستخدام التحويل المويجي والتحويل المويجي المنقطع.

- لا يمكن ربط التحويل المويجي مع المقاييس بسبب وجود عينات كبيرة من التردد خارج النطاق.

- استخدام التحويل المويجي المنقطع يعطي معلومات واضحة عن تغير التردد مع الزمن ويمكن ربطه مع المقاييس.
- 2- تم تمييز إشارة الدماغ في ظروف محددة وتحويلها إلى إشارات تحكم.
- 3- يمكن استخدام الإشارات المستخلصة لأغراض متعددة (تحريك ذراع آلي - التحكم بكرسي متحرك) وغيرها من التطبيقات.
- 4- ظهرت بعض التحديات أثناء إجراء التجارب منها:
 - حصول بعض الأوامر الخاطئة عند الحركة
 - الحاجة إلى تركيز فكري عالي، يمكن الوصول إليه مع التدريب.

6-3- التوصيات:

- 1- استخدام أجهزة أكثر تطوراً و دقة في التقاط إشارات الدماغ للحصول على أوامر تحكم مختلفة.
- 2- دمج تقنية BCI مع تحديد زاوية ميلان الرأس للحصول على دقة أعلى في أمر التحكم.
- 3- إشراك أخصائيين (ميكانيك) في التصميم وحساب الإجهادات وبالتالي تلافي حصول الكسر عند التنفيذ.

6-4- قائمة المراجع:

- [1] Devashish Salvekar, Amrita Nair, Dany Bright³, Prof.S.A.Bhisikar.2015, *Mind Controlled Robotic Arm*. India,9.
- [2]HARMONY,T,S.2015,*EEG Signal Processing*. Malaysia,22.
- [3] Upendra Kumar Bhusan, Manish Yadav, Sumit Bharagava.2015, *EEG Analysis for Brainwaves under Closed Eye and Open Eye*.5
- [4] Rabie A. Ramadan, S. Refat, Marwa A. Elshahed and Rasha A. Ali.2015, *Basics of Brain Computer*.21
- [5] Qiang Gao, Lixiang Dou, Abdelkader Nasreddine Belkacem, and Chao Chen. 2017, *Noninvasive Electroencephalogram Based Control of a Robotic Arm for Writing Task Using Hybrid BCI System*.9
- [6] ANUPAMA H. S, N. K. CAUVERY & LINGARAJU G. M.2014, *BRAIN CONTROLLED WHEELCHAIR FOR DISABLED*. (IJCSEITR).10
- [7] Geethu Suresh, S.Shanmugaraju .2016, *E-Sense Algorithm Based Wireless Wheelchair Control Using Brain Waves*. (IOSR-JEEE).8
- [8] Marwan Nafea, Amirah ‘Aisha Badrul Hisham, Nurul Ashikin Abdul-Kadir and Fauzan Khairi Che Harun .2018, *Brainwave-Controlled System for Smart Home Applications*. (ICBAPS) 6
- [9] Tharani.k, Tharanitharan.B, Vinnarasu.K.N, Vinothkumar.G.2019, *BRAIN-BASED COMPUTERINTERFACES IN VIRTUAL REALITY*,8.
- [10] Madhu Nakirekanti, Dr. Raja Murali Prasad, Eliyaz Mahammad and K. Narsimha Reddy.2017, *BRAIN WAVE CONTROLLED ROBOT USING MATLAB*. (IJMET).10
- [11] Prashanth Kambli, Lingaraju G M.2015, *Robot Control using Brain Waves*.4
- [12] Karl LaFleur, Kaitlin Cassidy, Alexander Doud, Kaleb Shades¹,Eitan Rogin and Bin He.2013, *Quadcopter control in three-dimensional space using a noninvasive motor imagery-based brain–computer interface*.16
- [13] He, B. 2013, *Neural engineering*. Springer publisher, New York.
- [14] Wolpaw, J.R. 2003, *Brain-computer interfaces: Signals, methods, and goals*.
- [15] Schalk, G. and J. Mellinger.2010, *A Practical Guide to Brain–Computer Interfacing with BCI2000* .
- [16] DELORME,A;MAKEIG,S.2004,*EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis*. California San Diego,21
- [17] Carmen Vidaurre.¹ Tilmann H. Sander and Alois Schlögl.2011, *BioSig: The Free and Open Source Software Library for Biomedical Signal Processing*,12.

- [18] Yann Renard,, Fabien Lotte, Guillaume Gibert, Marco Congedo, Emmanuel Maby, Vincent Delannoy,Olivier Bertrand, Anatole L´ecuyer.2010, *OpenViBE: An Open-Source Software Platform to Design, Test and Use Brain-Computer Interfaces in Real and Virtual Environments*,46.
- [19] Arnaud Delorme, Christian Kothe, Andrey Vankov, NimaBigdely-Shamlo, Robert Oostenveld, Thorsten Zander, ScottMakeig.2008, *MATLAB-Based Tools for BCI Research*,19.
- [20] KOTHE,A,C;MAKEIG,S.*BCILAB: A platform for brain-computer interface development*.California San Diego,24.
- [21] .Madhusudhan Reddy,A.Vasavi, J.Leela Maahendra Kumar and Shaik.Abdul Rahim.2013 ,*Labview Based Image Fusion Using Discrete Wavelet Transform*,6.
- [22] Hans Petter Halvorsen.2003, *LabVIEW Programming Examples*,23.
- [23] Christian Bauckhage.2013, *Notes on Fourier Transforms*,4.
- [24] Chun-Lin, Liu.2010, *A Tutorial of the Wavelet Transform*,72
- [25] A. N. Skodras.2003, *Discrete Wavelet Transform: An Introduction*,26.
- [26] Taskin Padir, Jerome Schaufeld.2012, *Design of a Human Hand Prosthesis*.
- [27] Ravi Dadsina.2014, *Developing and Optimizing the Artificial Limb Prosthesis Based on pH Change at Neuromuscular Junction*.
- [28] MAURICE J. FLETCHER, FRED LEONARD. *The Principles of Artificial-Hand Design*
- [29]Yang, Z., Y. Wang, and G. Ouyang.2014, *Adaptive neuro-fuzzy inference system for classification of background EEG signals from ESES patients and controls*.
- [30] He, B. and L. Ding . 2013, *Electrophysiological mapping and neuroimaging*. p. 499-543.
- [31] Ebner, A., et al.1999, *Electroencephalography and clinical neurophysiology*.. 52
- [32] Wolpaw, J.R., et al.2002, *Brain–computer interfaces for communication and control*. Clinical neurophysiology. 113: p. 767-791.
- [33]DELORME,A;MULLEN,T;KOTHE,C;ACAR,A,Z;SHAMLO,N,B; VANKOV,A; and MAKEIG,S. 2011,*EEGLAB, SIFT, NFT, BCILAB, and ERICA: New Tools for Advanced EEG Processing*.California San Diego,12.
- [34] THUNUGUNTLA,L;MOHAN,R,V;MOUNIKA,P.2014,*EEG Based Brain Controlled Robot*.India,4.
- [35]BHYRI,C;KALAPANA,V;HAMDE,S,T;WAGHMARE,L,M.2009,*Estimation of ECG features using Lab View*.5.
- [36] ONTON,J;DELORME,A; and MAKEIG,S.2005, *Frontal midline EEG dynamics during working memory*. California San Diego,16.

- [37] Rabie A. Ramadan, S. Refat, Marwa A. Elshahed and Rasha A. Ali.2015, *Basics of Brain Computer Interface*,21.
- [38] He, B., et al.2013, *Brain–computer interfaces*. p. 87-151.
- [39] BAZANOVA,O,M;VERNON,D.2013,*Interpreting EEG alpha activity*. Holland,12.
- [40]Interface.21PFURTSCHELLER,G;NEUPER,C;GUGER,C;HARKAM,W;RAMOSER,H;SCHLOGL,A;OBERMAIER,B;PREGENZE,M.2000,*Current Trends in Graz Brain–Computer Interface (BCI) Research*. Austria,4.
- [41] 23Jun.2018.<http://neurosky.com/>
- [42] 23Jun.2018.<https://github.com/sccn/BCILAB>
- [43] 23Jun.2018.<https://sccn.ucsd.edu/wiki/BCILAB>

الملحق (I): المواصفات الفنية للعناصر المستخدمة في دارات التحكم

1- جهاز Neurosky :

يمتلك جهاز Neurosky المواصفات التالية:[19]

- يتحسس الاشارات الصحيحة من الدماغ البشري ويزيل الضجيج الموجود ويحول هذه الاشارات لقيم رقمية.

- يستخدم في تطبيقات الالعاب و البرمجيات والابحاث.

- الاقطاب: One EEG channel + Reference + Ground.

- ترشيح متقدم للتقليل من الضجيج.

- معدل ارسال العينات RAW EEG at 512Hz.

- جهد التغذية 2.97 إلى 3.63 فولط . تيار العمل 15 ملي امبير.

- مجال التردد: (3-100) Hz.

- الاتصال التسلسلي: 1200 , 9600 , 57600 baudrate - No parity - 8bits .

- الوزن: 130 ملي غرام.

- الابعاد: 2.79*1.52*0.25سم.



شكل (1) جهاز NeuroSky

2- الأردوينو "Arduino":

هي عبارة عن لوحة تطوير الكترونية Development Board تتكون من دائرة الكترونية مفتوحة المصدر مع متحكم دقيق من شركة ATMEL على لوحة واحدة يتم برمجتها عن طريق الحاسب.

تم تصميمها لكي تجعل عملية استخدام الالكترونيات التفاعلية في مشاريع متعددة التخصصات أكثر سهولة وأقل كلفة.

مميزات الأردوينو:

- رخيصة الثمن
- سهولة التعامل معها
- بساطة لغة البرمجة
- توفر ملحقات لها
- توفر مكتبات لأغلب ملحقاتها
- مفتوحة المصدر مما يساعد على سرعة تطويرها
- يمكن ربطها بلغات برمجة قوية مثل Matlab و Java و Lab view .

تحتوي شريحة الاردوينو UNO المستخدمة في دائرة التحكم المقترحة على متحكم صغري ATmega328 بسرعة 16 ميغاهرتز و ذاكرة كلية تساوي 32 كيلو بايت وتتميز بالمواصفات التالية:

Arduinouno

| | |
|-----------------------------|---|
| Microcontroller: | AT mega 328 |
| Operating Voltage | 5V |
| Input Voltage (recommended) | 7-12V |
| Input Voltage (limits) | 6-20V |
| Digital I/O Pins | 14 (of which 6 provide PWM output) |
| Analog Input Pins | 6 |
| DC Current per I/O Pin | 40 mA |
| DC Current for 3.3V Pin | 50 mA |
| Flash Memory | 32 KB (of which 0.5 KB used by boot loader) |
| SRAM | 2 KB (ATmega328) |
| EEPROM | 1 KB (ATmega328) |
| Clock Speed | 16 MH |

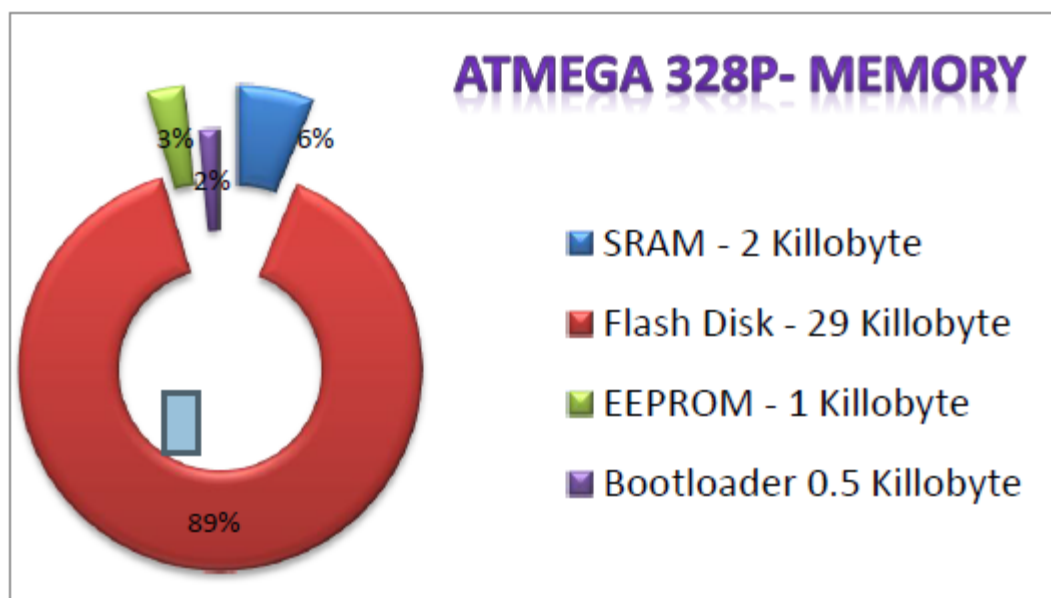
تعتبر من أشهر أنواع الآردوينو على نطاق العالم , وذلك بسبب انها رخيصة الثمن وأيضاً عدد الأرجل مناسب وفي الغرض ومناسبة الحجم.



الشكل(2): مكونات الآردوينو أونو

موارد الذاكرة للآردوينو :

المتحكمات أشبه بوحدة حاسب آلي صغيرة الحجم وتحوي المتحكمات الدقيقة Atmega328 على معالج بسرعة 16 ميجا هرتز وذاكرة كلية تساوي 32 كيلو بايت.

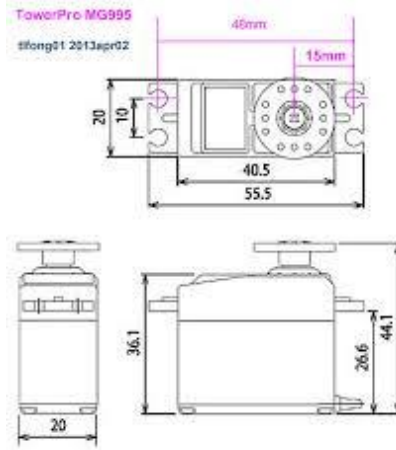


الشكل (3): المتحكم "ATmega 328" في شريحة الآردوينو "UNO"

Boot loader: وهي المسؤولة عن كيفية فهم الدارة للغة Arduino C.
SRAM: تعتبر الذاكرة المستخدمة في تسجيل المتغيرات بصورة مؤقتة.
Flash Disk: مساحة تخزينية تستخدم لتخزين البرنامج الذي سنكتبه لتشغيل المتحكم الصغري.
EEPROM: الذاكرة المسؤولة عن تسجيل بعض المتغيرات بصورة دائمة داخل المتحكم و تبقى محتفظة بقيمتها حتى بعد فصل الكهرباء.

3- محرك السيرفو:

محركات السيرفو أو المحركات المساعدة أو المحركات المؤازرة تمتاز هذه محركات بالدقة وبالحساسية لأي نبضة.
حيث أن معظم محركات السيرفو لها ثلاث أسلاك دخل.
وفي مشروعنا قمنا باستخدام محرك سيرفو MG995 والذي يتميز بعزمه الكبير حيث أن عزمه يبلغ (8.6) عند تغذيته ب (4.7) v
ويبلغ (10) عند تغذيته ب (7) v
ويبلغ وزنه (55) gm
ويدور بزاوية مقدارها 180 درجة
وله ثلاث أسلاك دخل :
الأسود والأحمر تغذية المحرك حيث أن الأسود هو Gnd والأحمر هو القطب الموجب
وأما السلك البرتقالي الثالث وهو سلك التحكم بالسيرفو حيث يتم التحكم به عن طريق نبضة PWM ويتميز هذا المحرك بأن علبه السرعة الداخلية له تتكون من مسننات معدنية مما يعطي موثوقية عمل أكبر وقدرة تحمل أكثر....
إن المحرك الموجود في مشروعنا يدور بزاوية 180 درجة وتم تحويله إلى 360 درجة وذلك عن طريق فك غطاء علبه السرعة وإزالة المقاومة المتغيرة من داخله وهذا الشيء لا يؤثر أبداً على عزمه أو آلية عمله.



شكل(4): أبعاد محرك السيرفو

4- مواصفات الريليه المستخدمة:

إن مواصفات الريليه المستخدمة في دائرة التحكم المقترحة موضحة في الشكل (3) مبينة في الجدول (5)



الجدول(5): مواصفات الريليه المستخدمة

| SRD | XX VDC | S | L | C |
|----------------|-------------------------|------------------|------------------|--------------|
| Model of relay | Nominal coil voltage | Structure | Coil sensitivity | Contact form |
| SRD | 03、05、06、09、12、24、48VDC | S:Sealed type | L:0.36W | A:1 form A |
| | | F:Flux free type | D:0.45W | B:1 form B |
| | | | | C:1 form C |