اولاً:مقدمة عامة:

تتميز الأشارات الكهربائية ولاسيما الأشارات الطبية كالإشارات التي تتناولها المنظومة الحالية بكونها اشارات ضعيفة وحساسة وتتأثر بمعظم العوامل الخارجية والضوضاء المحيطة بها. ولهذا فقد تم بناء المنظومة الطبية الحالية لتساعد الطلبة على التعامل مع تلك الإشارات الضعيفة والتي تتميز بان النطاق الترددي(Bandwidth) لها يكون ضيقاً وتكون ذات اتساعات(Amplitudes) صغيرة،لذلك فهي معرضة لأنواع مختلفة من الضوضاء و التداخلات والتي تسبب تشويه في شكل الإشارة سواء تشويه في الطور أو تشويه في الأتساع والتي تعد مشكلة كبيرة يواجهها المصمم أثناء تصميم الدوائر الكهربائية لتلك الأجهزة لأنها تتعامل مع تلك الإشارات التي تحتاج إلى امرارها بمراحل معالجة مختلفة للتقليل من التأثيرات الخارجية و الضوضاء المؤثرة عليها وخصوصاً إن تلك الإشارات الطبية تتعلق بتشخيص الحالات المرضية للمرضى وتكون بتماس مع حياة الإنسان لذلك يجب أن تكون إشارات صحيحة ودقيقة[1].

تتجلى أهمية البحث في إن المنظومة:-

(١) وفرت تطبيقات مختبريه جديدة وفي مجال مستحدث وهو مجال الهندسة الطبية حيث انه من الصعوبة إجراء التجارب والتطبيقات المختبريه على أجهزة طبية جاهزة لكونها باهظة التكاليف.

(٢) تتميز بأنها تستخدم لأكثر من غرض طبي واحد وبذلك يسهل العمل عليها واستعمالها لأغراض طبية عدة وتساعد على تطوير خبرات المستخدم وقابليته على استخدام الحاسبة وكيفية التعامل معها وتشغيلها مع أجهزة المنظومة.

(٣) تميزت بنتائج طبية صحيحة ودقيقة وواضحة ووفقاً لمعايير وأسس طبية وبالاعتماد على آراء بعض السادة الأطباء.

(٤) صممت بشكل وحدات تركيبية تقوم بعملية القياس لأربع إشارات طبية عن طريق استلام وتكييف الإشارة وتعشيقها مع الحاسبة ومن ثم معالجتها وعرضها وطباعتها.

(٥) لها إمكانية عرض صورة ثابتة للإشارة على الشاشة مما يوفر الفرصة لتفحصها بدقة وخزن الإشارة ورسمها على الورق مما يسهل عملية تفحصها بعد انصراف المريض، وكذلك إمكانية كتابة تقرير عن الحالة المرضية لكل مفحوص وبياناته.

في هذا المجال هنالك عدد من البحوث ومنها:-

بحث العنبكي (1985) يتضمن تصميم منظومة طبية محمولة تقوم بتحليل إشارة تخطيط القلب (ECG) بالزمن الحقيقي. وتم بناء المنظومة باستخدام المعالج الدقيق من نوع (8085) وبالاعتماد على (Intel SDK-85 Microcomputer)[2] . بحث ***نيسابوري (1987) الذي*** يتضمن تصميم منظومة طبية تعتمد على المعالج الدقيق لتقوم بالمراقبة بالزمن الحقيقي ولعدة حالات[3]. ***بحث هندي (1990) الذي*** يهدف الى تصميم وبناء واختبار منظومة طبية تعتمد على الحاسب الشخصي لمساعدة الأطباء في المستشفيات وخاصة في غرف العناية المركزة[4]. ***بحث العماري والعكيدي (1994)*** يتضمن البحث توضيحاً لمفهوم النشاط الكهربائي للعضلات وكيفية توليد الأشارات الكهربائية لها والكشف عنها ومعالجتها وقد تم تصميم وبناء منظومة بمساعدة الحاسوب متعددة القنوات لقياس الإشارات الكهربائية وقد شمل التصميم للمنظومة مدى واسع من التطبيقات وبشكل رئيسي في مجال الطب والرياضة[5]. ***بحث الداغستاني (1996)*** يهدف البحث الى تصميم وبناء نظام لقياس بعض الإشارات الكهربائية للجسم البشري والمتمثلة بإشارات القلب، العضلات والدماغ، حيث تتكون من وحدتين الأولى محمولة والثانية ثابتة. وكان الاهتمام في هذا النظام منصباً على جعل الوحدة المحمولة من قبل المريض أو الرياضي أصغر ما يمكن وبأخف وزن وتستهلك أقل طاقة ويتم تغذيتها بواسطة بطاريات نوع الليثيوم[6].

ثانياً: الأساس النظري

يتناول استعراض المحتوى العلمي الطبي للأجهزة الطبية التي تم تصميمها وبناؤها في المنظومة وكما يلي:-

١) جهاز تخطيط القلب (Electrocardiogram) (ECG):

وقد تناول هذا الجزء مايلي:

- **المخطط الكهربائي للقلب**: وهو تسجيل بياني لفروق الجهد الكهربائية المتولدة داخل القلب خلال الدورة القلبية والتي يتم من خلالها التعرف على الفعالية الكهربائية للقلب ويمكن الرجوع الى المصدر[7] لتوضيح اشارة تخطيط القلب واجزائها الرئيسية.
- **النظام التوصيلي للقلب**: حيث يمتلك جهاز تخطيط القلب اثنا عشر موصلا والتي يعتمد عليها مخططي القلب اثناء القياس لتعطي التفاصيل المهمة الخاصة بالتخطيط لتحديد الحالات المرضية غير الطبيعية للقلب.[8]

٢) جهاز تخطيط الدماغ (Electroencephalogram) (EEG):

وقد تناول هذا الجزء مايلي:

- **المخطط الكهربائي للدماغ وانظمة التوصيل**: وهو تسجيل فروق الجهد الكهربائية المتولدة في الدماغ والتي تمثل الفعالية الكهربائية للخلايا العصبية الموجودة في القشرة الخارجية للدماغ. ويظهر المخطط بشكل اشارات كهربائية معقدة وضعيفة ولمزيد من التفاصيل عن تلك الأشارات يمكن الرجوع الى المصدر[9]. اما مواقع القياس فتكون (١٦-١٢٨) موقع قياس محددة وفقاً للصفات والخصائص التشريحية للرأس [10] اما في المنظومة الحالية فيحتوي جهاز تخطيط الدماغ لها على ثلاثة اقطاب قياس والتي يتم وضعها تعاقبياً على المواقع المحددة، حيث يتم القياس في كل حالة الى ان يتم الحصول على الأشارات من جميع المواقع المحددة وبشكل كامل.

٣) **جهاز تخطيط العضلات : (Electromyogram) (EMG)**وقد تناول هذا الجزء مايلي:

- **المخطط الكهربائي للعضلات:** وهو تسجيل فروق الجهد الكهربائية المتولدة في عضلات الجسم والتي تمثل الفعالية الكهربائية للخلايا العضلية المكونة للعضلة. وتوجد العديد من المصادر التي توضح ذلك ومنها المصدر[11]. اما قياس تلك الجهود الكهربائية فيكون باستخدام اثنين من اقطاب القياس مع استخدام قطب المرجعReference Electrode)) بوضعها على العضلة المطلوبة. ويتم القياس بعد تحفيز العضلة بنبضات كهربائية وباستخدام المحفز(Stimulator) [12].

ثالثاً:المنظومة المقترحة:

لقد اعتمد البحث الحالي بشكل كبير على تطبيق أسس تصميم النظام التعليمي والتي تتمثل بثلاث مراحل أساسية وهي [13]:

❖ مرحلة التحليل (Analysis)

تشمل هذه المرحلة إجراء تحليل للمنظومة وما تتضمنه من عناصر تمثل مدخلات (Inputs) للنظام والتي من خلالها يتم التعرف على موضوع البحث وأهدافه والمنتفعين منه وخصائصهم وأهدافه التعليمية ومحتواه العلمي وعناصر التصميم.

❖ مرحلة التركيب (Synthesis)

تتضمن مرحلة التركيب تصميم وتنفيذ المنظومة لتتم بعدها عملية المعالجة (Processing) وتتمثل هذه المرحلة بـ :-

١ . تصميم وبناء الكيان المادي (System Hardware) :-

لقد تم تصميم وبناء أجهزة المنظومة الطبية على هيئة وحدات تركيبية (Modules) وكما مبين في الشكل (١) الذي يوضح المخطط الكتلي (Block Diagram) للمنظومة. وتشتمل المنظومة على الوحدات التركيبية التالية :

-١- وحدة الاختيار (Selection Unit) : وتقوم هذه الوحدة باختيار جهاز واحد من الأجهزة الطبية الثلاثة (ECG, EEG, EMG) مع اختيار موصلات القياس لكل جهاز وتم استخدام الأسلاك المحميّة (Shielded) التي تستلم الإشارة من جسم المريض وتربط الى دائرة الحماية (Guarding CCT) حتى توفر الحماية للإشارة وتتكون هذه الوحدة من أحد عشر طرف قياس والشكل (٢) يبين الدائرة الألكترونية لوحدة الاختيار، اما خرجها فيتكون من طرفين أحدهما موجب (e_2) والآخر سالب (e_1) واللذان يربطان الى دائرة مضخم القياس (Instrumentation Amplifier) .

-٢- وحدة الاستلام (Acquisition Unit) : تقوم هذه الوحدة باستلام الأشارة من جسم الأنسان عن طريق:

- تركيبة الأقطاب (Electrodes) : إن وسيلة التعشيق بين الجسم وأجهزة القياس الألكترونية تكون عن طريق الأقطاب ثنائية الجهد (Biopolential Electrodes) التي تكشف عن الفعالية الكهربائية للجسم وتقيس فروق الجهد الكهربائية المتولدة داخله. إن انواع الأقطاب التي تم استعمالها هي الأقطاب السطحية (Surfac Electrodes) لكونها سهلة الاستعمال ولايحتاج تثبيتها الى إشراف طبي. وتقوم بتسجيل فروق الجهد المختلفة من على سطح الجلد ومن أنواعها التي تم استخدامها الأقطاب العائمة (Floating Electrodes)، الأقطاب الماصة (Suction Electrodes)، الأقطاب الملحية (Saline Electrodes).[14]

-٣- وحدة تكييف الإشارة (Conditioning) Unit) تتكون هذه الوحدة من عدة مراحل تقوم بمعالجة الإشارة كمياً (Analog Processing) وتشمل المراحل التالية :-

➢ **مرحلة الحماية (Guarding):**تستخدم دائرة الحماية في الدخل في الكثير من المنظومات والأجهزة الطبية وبشكل واسع لكون إشاراتها ضعيفة ومعرضة للتأثيرات الخارجية التي تسبب تشويش وإضعاف للإشارة. حيث أن دائرة الحماية تقوم بتقليل الضوضاء والتداخلات المؤثرة علىالإشارة. [15]

➢ **مرحلة التضخيم (Amplification)** تستخدم هذه المرحلة في تضخيم إشارة الدخل الضعيفة التي تم استلامها لتلائم المراحل التالية من التصميم وتتكون من :-

(أ) مضخم القياس (Instrumentation Amplifier) لقد تم استخدام مضخم القياس أثناء تصميم المنظومة لوجود طرفي إدخال (e_2,e_1) ويراد قياس فرق الجهد بينهما وتضخيمه وكما موضح في الشكل (٣). ومن مميزات مضخم القياس :

يكون ذا دخل تفاضلي (Differential Input).
يمتلك طرف خرج واحد (A Single-Ended Output).
ذا ممانعة دخل عالية (High Input Impedance).
ذا CMRR عالية (High Common Mode Rejection Ratio).
من السهولة تنظيم الكسب فيه.
يوفر استقرارية عالية. [16]

(ب) ***المضخم العازل (Isolation Amplifier) :-***
في المنظومة الحالية تم استخدام المضخم العازل نوع (Model 298) والذي ويتميز بتوفير عزل كامل بين إشارات الدخل والخرج والعزل يكون عن طريق الاقتران بمحولة (Transformers Coupling) بين الدخل والخرج. وقد تم تحديد الكسب (G) لهذا المضخم وحسب المعادلة التالية :

$$G = 1 + \frac{10K}{RG} \qquad \mathbf{1}$$

(R_{GAIN}) = مقاومة الكسب RG [17]

➢ **مرحلة الترشيح (Filtering) :**
تستخدم هذه المرحلة لتحديد النطاق الترددي للإشارات الطبية المطلوبة والتخلص من الترددات الخارجية المؤثرة عليها مع تقليل احتمال تواجد الضوضاء والتداخلات المصاحبة للإشارة أثناء القياس. لقد تم

استخدام ثلاثة أنواع من المرشحات في هذه المرحلة هي : ***مرشح التمرير العالي (High Pass Filter)*** لقد تم تصميم وبناء مرشح تمرير عالي واحد مشترك لإشارات المنظومة وهو من الرتبة الرابعة (Fourth Order) ويمرر الترددات التي تكون أعلى من تردد القطع (0.05 HZ) حيث أن هذه القيمة تكون أوطأ قيمة تردد للإشارات الأربعة. والشكل (٤) يوضح الدائرة الألكترونية لمرشح التمرير العالي للمنظومة. ويمكن حساب تردد القطع (Fc) لمرشح التمرير العالي بالمعادلة التالية :-

$$Fc = 1/\sqrt{R_9 R_{10} C_1 C_2} \ . \ 1/2\pi \qquad (2)$$

حيث أن :
Fc : يمثل تردد القطع لمرشح التمرير العالي (Cut-off Frequency)

مرشح الرفض (Notch Filter)

لقد وجد في تطبيقات معالجة الإشارة الطبية ومن خلال التعامل مع الألكترونيات الطبية أن التداخل الناتج عن مصدر القدرة الكهربائية والذي يكون ذا تردد (50HZ) هو من أبرز التداخلات المؤثرة على الإشارات الطبية الضعيفة. وللقضاء على ذلك التداخل وتقليل تأثيره على اتساع وطور الإشارة الطبية المطلوب قياسها فيكون باستخدام مرشح الرفض (Notch Filter) [18]. حيث تم تصميم وبناء مرشح رفض للإشارات الطبية في المنظومة والشكل (٥) يوضح الدائرة الإلكترونية لمرشح الرفض.

ويمكن حساب تردد القطع (Fc_1) لهذا المرشح بالمعادلة التالية :-

$$Fc_1 = 1/\sqrt{2} \ . \ \pi \ . \ RF \ . \ CF \qquad (3)$$

حيث أن :
Fc_1 : تردد القطع لمرشح الرفض.
RF : مقاومة التغذية العكسية (Feedback Resistance).
CF : متسعة التغذية العكسية (Feedback Capacitance)

مرشحات الإمرار الواطئ (Low Pass Filter)

ان كل إشارة طبية لها مرشح إمرار واطئ خاص بها لاختلاف ترددات القطع العليا للإشارات ويكون هذا المرشح من الرتبة الرابعة ويقوم بتمرير الترددات التي تكون أوطأ من تردد القطع العالي لكل إشارة. وكما موضح في الشكل (٦) الذي يوضح مرشحات الإمرار الواطئ للمنظومة.

ويتم التحكم بتشغيل المرشحات LPF_1، LPF_2، و LPF_3 الخاصة بأجهزة تخطيط القلب، الدماغ، والعضلات على الترتيب عن طريق المرحّلات (r_{15}، r_{16}، وr_{17}) ومن خلال برمجتها.

يمكن حساب تردد القطع لمرشحات الإمرار الواطئ المبينة في الشكل (٦) بمعادلات رياضية. فبالنسبة لجهاز تخطيط القلب فإن تردد القطع يكون حسب المعادلة التالية

$$Fc_2 = 1/\sqrt{R_{16} R_{17} C_7 C_8} \ . 1/2\pi \qquad (4)$$

حيث أن :
Fc_2 : تردد القطع لمرشح الإمرار الواطئ ($L.P.F_1$).

➢ **تركيبة تضخيم إضافية**

لقد تم تصميم وبناء تركيبة تضخيم إضافية بعد مرشحات الإمرار الواطئ في المنظومة ليستفاد منها في تضخيم إشارات المنظومة وخاصة إشارة تخطيط الدماغ (EEG) لكونها إشارة ضعيفة للغاية ويتم التحكم بتشغيل تلك التركيبة عن طريق المرحّلات r_{19} (الذي يتحكم بتشغيل الكسب الخاص بأجهزة المنظومة G_1)، r20 (الخاص بتشغيل كسب جهاز تخطيط الدماغ G_2). والشكل (٧) يبين الدائرة الألكترونية لتلك التركيبة مع مرحّلاتها. وقد تم تصميم الدائرة بحيث أن :

$$G_2 = G_1 \times 10$$

حيث أن :
G_1 : الكسب الخاص بأجهزة المنظومة.
G_2 : كسب جهاز تخطيط الدماغ (EEG).

٤- وحدة التعشيق مع الحاسوب (Interfacing Unit) لقد جاءت الحاجة الى تصميم وبناء هذه الوحدة لتبادل المعلومات بين الحاسوب وبين الأجهزة الخارجية، حيث يتم فيها إدخال الإشارة التي تم معالجتها كمياً في المراحل السابقة وتحويلها من شكلها الكمي التماثلي (Analog) الى شكلها الرقمي (Digital) . وقد تم التعشيق من خلال الربط الى اللوح الرئيسي (اللوح الأم Mother Board) للحاسوب والى وحدة التوسع الخارجية (Expansion Slot) الموجودة على هذا اللوح والتي يطلق عليها مصطلح (ISA) وهو مختصر (Industry Standard Architecture) والشكل (٨) يبين الدائرة الإلكترونية لوحدة التعشيق مع الحاسوب في المنظومة. تتكون وحدة التعشيق من الأجزاء التالية :

- 1 - تركيبة الإدخال والإخراج الرقمية (PPI 8255) *(Programmable Peripheral Interface)*

تعتبرهذه التركيبة وسيلة إدخال وإخراج (I/O Component) تقوم بتعشيق الأجزاء الخارجية للمنظومة مع نظام الحاسوب إذ عن طريقها يستطيع الحاسوب من التعامل مع المحيط الخارجي والتأثر به وتتكون من :-

مجاميع الإدخال والإخراج الرقمية الثلاثة (Port A، Port B، Port C)، خطوط البيانات_(Data Bus) (D7-D0)، خط القراءة $\overline{RD}$ (Read)، خط الكتابة $\overline{WR}$ (Write) ، خطي العناوين (A1،A0)، خط RST (Reset)، خط $\overline{CS}$ (Chip Select).

- 2 - تركيبة السيطرة على القراءة والكتابة :

إن هذه التركيبة تمثل دائرة الكترونية تستخدم للسيطرة على عمليتي القراءة والكتابة واختيار إحدى العمليتين في كل حالة. تتكون الدائرة من بوابتي (NAND).

- 3 - تركيبة فك العناوين (Decoding) :

تشتمل تلك التركيبة على اثنين من ال- (Decoders) نوع (74LS138) والتي تكون ذات ثمانية مراتب ثنائية (8-bit). وتستخدم لتحديد العناوين الحرة للحاسبة (Address Space for

(IBM والتي تكون (31FH-300H) المستخدمة في المنظومة[18].

- 4 - تركيبة المحول التماثلي الرقمي (ADC) (Analog to Digital Converter) :

تقوم هذه التركيبة من وحدة التعشيق بتحويل الإشارة التي تم معالجتها كمياً الى إشارة رقمية مكافئة. وقد تم استخدام المحول التماثلي الرقمي نوع (ADC0804) لملائمته لمتطلبات المنظومة. إن هذا المحول ذو ثمان مراتب ثنائية (8-Bit) وذا زمن تحويل (100 μsec) ويعمل بمصدر قدرة مقداره (+5v.) والشكل (٩) يمثل الدائرة المتكاملة للمحول (ADC0804) المستخدم في المنظومة وتعشيقه مع الأجزاء الأخرى.

- 5 - تركيبة تكييف الإشارة قبل إدخالها الى المحول التماثلي الرقمي (ADC) :

لقد تم تصميم وبناء هذه التركيبة لتقوم باستلام الإشارة التي تم معالجتها كمياً في المراحل السابقة وتكييفها قبل إدخالها الى المحول التماثلي الرقمي (ADC) ليتم تحويلها الى شكلها الرقمي والشكل(١٠) يوضح هذه التركيبة.[19]

-٥- وحدة التحفيز (Stimulation Unit) :-

التحفيز هو قوة خارجية تُسلط على خلايا الجسم وتسبب إثارة الخلية وعملية منع استقطابها (Depolarization) وبعدها عملية إعادة استقطابها (Repolarization)، لذا تقوم هذه الوحدة بتحفيز خلايا جسم المريض وإثارتها لقياس الاستجابة (Response) الصادرة عنها وبالتالي التعرف على فعاليتها وكفاءتها. ولكون المنظومة الحالية تحتوي على جهاز تخطيط العضلات والأعصاب فقد تم تصميم هذه الوحدة لقياس فروق الجهد الكهربائية الصادرة عنهاوقد تم استخدام الأقطاب السطحية لهذا الغرض. الدائرة الإلكترونية للتحفيز تظهر في الشكل(١١)، وقد تم عملياً قياس قيمة زمن نبضة التحفيز (τ) ويساوي تقريباً (10) ملي ثانية وبتردد (100) هرتز، وتصل قيمة تيار التحفيز الى حوالي (١٠) ملي امبير.[20]

٢. تصميم وإعداد الكيان البرمجي للمنظومة (System Software) :-

يتضمن إعداد برنامج هندسي رئيسي يتكون من عدة برامج فرعية يتم من خلالها التعرف على المنظومة، تركيبها، أجهزتها، فحص أجزاءها وتشغيلها، إخراج النتائج والإشارات الطبية وخزنها وطباعتها. يشتمل الكيان البرمجي الهندسي على البرامج الهندسية التالية:- اختيار الجهاز الطبي، اختيار موصل الجهاز، السيطرة على عمل المحفز، تحديد الكسب، ترشيح الترددات الواطئة. بالأمكان توضيح الكيان البرمجي للمنظومة على شكل مخطط موضح في الشكل(١٢).

❖ **مرحلة التقويم (Evaluation) :-**

وتشمل تقويم المنظومة التعليمية ومطبوع وحدة التجارب المختبرية الخاص بها، وعن طريق هذه المرحلة تقاس كفاءة النظام التعليمي ومدى نجاحه في تحقيق الأهداف المرسومة، وكفاءة المتعلمين

رابعاً:النتائج:

اثناء اجراء التجارب على المنظومة فقد تم التوصل الى النتائج التالية:-

بالنسبة الى جهاز تخطيط القلب فقد تميزت نتائجه بامكانية تغيير سعة الإشارة (Amplitude) برمجياً عن طريق تغيير عامل السعة (Amplitude Factor) الموجود في البرنامج والذي يتحكم بزيادة سعة الإشارة أو تقليلها. كما يمكن التحكم بالسعة من خلال تغيير منظم الكسب (Gain Reg.) الموجود على واجهة المنظومة. بالإضافة الى ذلك يمكن ضغط الإشارة (Compression) وفتحها برمجياً. حيث أن ضغط الإشارة يؤدي الى تقليل الزمن. وقد تم تغيير معدل النمذجة (Sampling Rate) وبمعدل يتراوح بين (1300-5120) نموذج/ثانية. وكما مبين في نتائج جهاز تخطيط القلب الذي يوضح إشارات تخطيط القلب في حالات مختلفة. والمبينة في الأشكال (١٣-٢٠). اما بالنسبة الى جهاز تخطيط الدماغ وباستخدام موصلات القياس ولتغيير مواقع تلك الموصلات تعاقبياً على الرأس يتم الحصول على الإشارات من جميع المناطق المحددة للقياس وبشكل كامل بعد أن يتم تنفيذ البرنامج، حيث يتم خزن الإشارات في ملفات بأسماء معينة والتي بالإمكان استدعاؤها في أي وقت. وبالإمكان التحكم بسعة الإشارة وترددتها برمجياً وكما في جهاز تخطيط القلب. وتظهر لنا نتائج جهاز تخطيط الدماغ في الشكل (٢١). اما بالنسبة لجهاز تخطيط العضلات فيتم القياس بعد تثبيت أقطاب القياس على المواقع المحددة لها على الذراع أو الساق، كما تثبت أقطاب التحفيز في مواقعها المناسبة لتقوم بتحفيز العضلة المراد قياس فعاليتها الكهربائية. ويمكن تغيير سعة الإشارات المقاسة أثناء القياس والتحكم بترددتها وأزمانها وكذلك إجراء عمليات ضغط الإشارة عليها.

كما أن في هذا الجهاز المصمم بالإمكان التحكم بشدة المحفّز عن طريق منظم التحفيز **(Stimulus Reg.)** الموجود في وحدة التحفيز على واجهة المنظومة، حيث يمكن تغيير شدة التحفيز بمعدل يتراوح بين **(0-100)** فولت. نلاحظ نتائج جهاز تخطيط العضلات موضحة في الأشكال (٢٢-٢٣)

خامساً:الاستنتاجات:

تم التوصل الى الاستنتاجات التالية:

١) تميزت المنظومة بكفاءة عالية وذلك من خلال تطابق النتائج العملية التي تم التوصل اليها مع نتائج الطلبة التي تم الحصول عليها أثناء تنفيذهم للتجارب وبالاعتماد على مراجع ومعايير طبية.

٢) الحصول على إشارات خالية من الضوضاء والتداخلات نظراً لاستلامها من جسم المفحوص عن طريق أسلاك محميّة (Shielded) يتم ربطها الى دائرة حماية (Guarding CCT) والتي تخلص الإشارات من الضوضاء والتأثيرات الخارجية وباستخدام مضخم قياس ذو نسبة رفض أداء مشترك (CMRR) عالية وبوجود مرشح الرفض الذي يقضي على تداخل مصدر القدرة الكهربائية.

٣) تم تخليص الإشارات من الترددات غير المرغوب فيها من خلال توفير المرشحات (Filters) الملائمة لهذا الغرض مما ساعد على تحديد النطاق الترددي لكل إشارة.

٤) بالرغم من أن إشارات المنظومة الطبية إشارات ضعيفة إلا أنها تميزت بوضوحها لوجود التضخيم (Amplification) الملائم لها من خلال استخدام مضخم القياس والمضخم العازل الذي يوفر التضخيم والعزل في آن واحد، بالإضافة الى وجود دائرة تضخيم إضافية في المرحلة النهائية.

٥) إمكانية استفادة المختصين في المجال الطبي وذوي المهن الطبية من استخدام المنظومة المربوطة الى الحاسبة لأغراض طبية متعددة فهي تستخدم لقياس فروق الجهد الكهربائية للقلب، الدماغ، والعضلات في نفس الوقت مما يوفر الوقت والجهد.

٦) أسهم بناء هذه المنظومة على هيئة وحدات تركيبية (Modules) في فحص وإصلاح الوحدات العاطلة بسهولة.

سادساً: المقترحات: بالإضافة إلى ما تقدم بالإمكان التوسع وتطوير المنظومة في عدة مجالات منها:

١) التوسيع المستقبلي للمنظومة التعليمية لتشمل أجهزة في تخصصات طبية أخرى وتوسيع المحتوى العلمي الطبي لها.

٢) إضافة تقنيات معالجة وتحليل الإشارة وبشكل أكثر توسيعاً باستخدام العمليات والمعادلات الرياضية وبرامج لمعالجة الإشارة وتحليلها واستخدام تقنيات الشبكات العصبية(Neural Network) والخوارزميات الجينية(Genetic Algorithm) مع تلك الأجهزة.

٣) إمكانية بناء المنظومة بالاعتماد على مبادئ التصميم التعليمي وأسس تكنولوجيا التعليم الحديثة.

المصادر

(1) Biju P, Simon C., "An ECG Classifier Designed Using Modified Decision Based Neural Network", Computer &Biomedical Research, Vo.30, 1997.

(2) Al-Anbuky A.H., Dezi M. I. &Hamudi O.M.,"Microprocessor-Based Portable System for Heart Condition Diagnosis", Microprocessor &Microsystems, Vo. 9, No. 9, November 1995.

(3) Nasipuri M. B., "Microprocessor-Based Real Time Monitoring of Multiple ECG Signals", 11th.Annual of SCAMS. Washington D.C.,USA,1987.

(4) Hindi T.J.,"Personal Computer Based Instrument for Medical Use", M.Sc. Thesis, University of Technology, Baghdad 1990.

(5) Al-Imari, Aman A., Al-Egaidy N.H.,"AMultichannel Electromyogram EMG Measurement and Data Acquisition System Design", University of Technology, Eng.&Technology Vo. 15, No. 8, 1996.

(6) Al-Dagistany M.E., "Biotelementry System Using IBM or Compatible as Monitoring and Data Processing", M.Sc. Thesis, University of Technology, Baghdad 1996.

(7) Manfred C., John H. M., "Biomedical Engineering System", University of California, McGraw Book Company, United State of America, 2000.

(8) John R. C., James G. S., " Medical Physics ", Florida State University, Jhon Wiley & Sons Inc., Canada, 1998.

(9) Leslie G, Fred J W., "Biomedical Instrumentation and Measurement", Prentic-Hall Inc., 2001.

(١٠) النابلسي، محمد احمد، "قراءة تخطيط الدماغ"، دار النهضة العربية للطباعة والنشر، بيروت،١٩٩٠.

(11) Peter Strong, "Biophysical Measurements", the University of Michigan, Tektronix Inc., 1999.

(12) Parker Sybil P., "Dictionary of Scientific and Technical Terms", McGraw-Hill, 1994.

(١٣)احمد، محاسن رضا، برمجة المواد التعليمية"، المنظمة العربية للتربية والثقافة والعلوم، الشركة المصرية للطباعة والنشر،١٩٩٦.

(14) Demame D.A., Michaels D., "Bioelectronic Measurements", Prentice-Hall, 2nd edition,USA,1990.

(15) Willis J., John G. W., " Design of Microcomputer- Based Medical Instrumentation", Prentic-Hall Inc., United State of America, 1998.

(16) John G. W., "Medical Instrumentation", University of Wisconsin-Madison, Houghton Mifflin Company, USA, 1998.

(17) Allen Motttershead, "Electronic Devices and Circuits", Cypress College, Prentic-Hall of India, New Delhu, 1999.

(١٨) القاضي، د.زياد عبد الكريم، "المعالج الدقيق بنيته-واستخدامه في التحكم"، الجزء الثاني، دار الصفاء للطباعة والنشر، عمان- الأردن،١٩٩٧.

(19) Fredric M., Ivica K., "Principles of Neurocomputing for Science and Engineering", McGraw_Hill Higher Education, 2001.

(20) Louis C. S., " Biomedical Engineering III Recent Developments ", the University of Alabama, Pergamon Press Ltd, Oxford, 2000.

This document was created with Win2PDF available at http://www.daneprairie.com.
The unregistered version of Win2PDF is for evaluation or non-commercial use only.