



حساب دقة التحويل للإشارات الحيوية (أصوات القلب) في عمليتي التحويل التماثلي الرقمي والرقمي التماثلي في معالجات التحكم ATmega 8 باستخدام محاكاة حاسوبية

محمد سامر البابا¹، أحمد العبدو²، ياسر خضرا³

¹ قسم الإلكترونيات، حمص، سوريا، samer.albaba.985@gmail.com

² قسم الفيزياء، كلية العلوم، جامعة البعث، حمص، سوريا

³ قسم هندسة الإلكترونيات والاتصالات، كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية، حمص، سوريا

* محمد سامر البابا، samer.albaba.985@gmail.com

نشر في: 31 كانون الأول 2019

الخلاصة – يهدف البحث إلى حساب دقة التحويل الناتجة عن عمليتي التحويل التماثلي الرقمي (ADC) والتحويل الرقمي التماثلي (DAC) لسلسلة معالجات التحكم ATmega المستخدمة على نطاق واسع في الدارات المتنوعة وتطبيقها على إشارات ضعيفة المطال كالإشارات الحيوية لاسيما إشارات أصوات القلب. قمنا باختبار معالج التحكم ATmega8 وإجراء القياسات والنتائج على صوت القلب الأول (S1) بعد تنفيذ محاكاة لسماعة طبية إلكترونية باستخدام برنامج proteus8 الشهير لمحاكاة النظم الإلكترونية وقمنا بإجراء عملية التحويل التماثلي الرقمي وذلك من أجل 20 عينة للإشارة وبعدها قمنا بالعملية المعاكسة والتي تسمى بعملية التحويل الرقمي التماثلي DAC باستخدام شبكة المقاومات الموزونة ثنائيا R-R2 بعشرة مداخل. أظهرت النتائج التي حصلنا عليها تطابق شبه تام بين الإشارتين قبل وبعد عملية التحويل. مما يناسب هذا النوع من التطبيقات المتعلقة بالإشارات ضعيفة المطال.

الكلمات الرئيسية – السماع الطبية، أصوات القلب، معالج التحكم، التحويل التماثلي الرقمي، التحويل الرقمي التماثلي.

1. المقدمة

3. الأجهزة والأدوات المستخدمة

- 1- Analog Multiplexer 4051
- 2- مضخم 358 Im.
- 3- متحكم ATmega8.
- 4- LCD (128*64).
- 5- راسم إشارة.
- 6- مقاومات ومكثفات متنوعة.
- 7- بطارية 12Volt.

4. مكونات السماع الطبية التقليدية [10] [6]

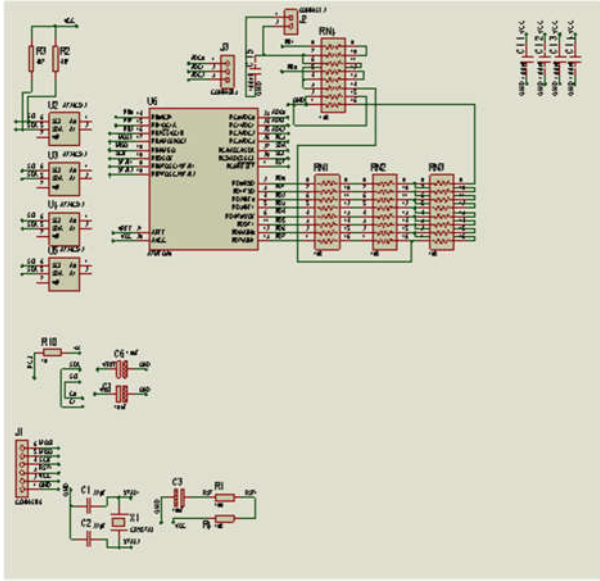
سماعه الطبيب stethoscope جهاز هام جدا وبالحدوث عن سماعه الطبيب التقليدية فإنها تعتمد فيزيائيا على مبدأ الانعكاس المتعدد للصوت وهي ظاهرة موجية تعتمد على انعكاس الموجة الصوتية بشكل متتالي داخل أنبوب سماعه الطبيب حتى تصل إلى أذن الطبيب الفاحص. ولكنها تعاني من عيوب أهمها أن أي احتكاك بجدران الأنبوب سوف يؤدي إلى حدوث أصوات غريبة تدخل وتشوش على عملية التسمع بالإضافة إلى أمر آخر وهو الأهم أنه تتغير نسبة استجابتها لبعض الترددات دون الأخرى، لأن الاستجابة الترددية تتعلق بالأبعاد الهندسية للسماعة بما فيها الأنبوب المطاطي. [3] فأصوات القلب تعتبر تردداتها منخفضة من (20-115) HZ وأصوات الرنين تردداتها قد تصل في بعض الحالات إلى 2000 HZ مما يعني أن الطبيب الفاحص يجب أن يتحلى بمهارة فائقة لسماع وتمييز الأصوات فيما بينها، وهنا تبرز الحاجة لاستخدام السماعه الطبية الإلكترونية حيث أنها توفر العديد والعديد من الميزات التي تخدم العملية التشخيصية لما لها من أهمية في تشخيص الأمراض والمشاكل الصدرية.

يمكن استخدام مرشحات التردد المنخفض والمرتفع لتمرير حزم ترددية دون الأخرى ونكون بذلك استطعنا عزل وحذف بعض الإشارات الغير مرغوب

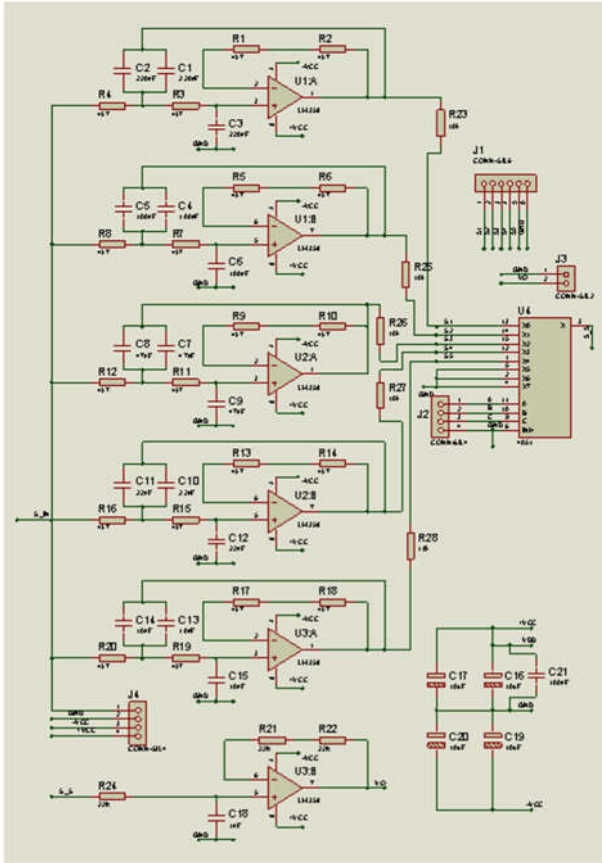
إن فن تقييم الخصائص الصوتية من أصوات القلب والنفخات بما في ذلك شدة وتردد وحدة ونوعية الأصوات يعرف باسم عملية التسمع للقلب، وهو يعتبر من أقدم الوسائل لتقييم حالة القلب وخاصة وظيفة صمامات القلب. ومع هذا فإن طريقة التسمع التقليدية يغلب عليها الرأي الشخصي من قبل الطبيب، الأمر الذي يضيف التباين في النظرة وتفسير الأصوات مما يؤثر على دقة التشخيص [3]. لقرون عدة اعتمد الطب الأوروبي على النظرية اليونانية القديمة لتشخيص أسباب المرض الناجمة عن خلل في توازن سوائل الجسم الأربعة: الدم، البلغم، الصفراء والصفراء السوداء. معرفة الأمراض كانت محدودة حينها. في عام 1700 بدأ جيل جديد من الأطباء في البحث ورفضوا النظريات القديمة وحصلوا على معرفة جديدة عن الأمراض. بعد عام 1800 بدأ تغيير فعلي في نظرة الأطباء مؤديا إلى ثورة طبية [6].

2. هدف البحث

- 1- تصميم بطاقة الكترونية لاستحصال الإشارة الصوتية للقلب والرنين عالية الأداء.
- 2- التعرف على ميزات وخصائص المتحكم ATmega8 المستخدم في قيادة الدارة الإلكترونية.
- 3- معالجة الإشارة وتحويلها من شكلها التماثلي ANALOG إلى شكلها الرقمي وحفظها باستخدام المعالجات.
- 4- تحويل الإشارة المستحصلة من شكلها الرقمي إلى شكلها التماثلي باستخدام المبدل DAC.
- 5- التأكد من دقة المبدل DAC يدويا وتحديد نسبة الخطأ الأعظم أثناء عملية التبديل.



الشكل (2): دائرة المتحكم



الشكل (3): مرحلة الترشيح والتي تضم 5 مرشحات

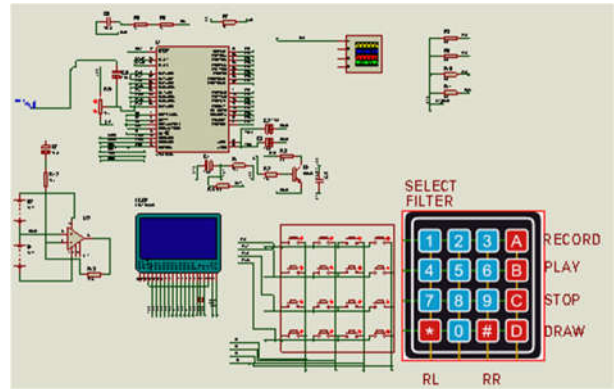
6. مرحلة الترشيح

إن من أهم وأصعب العمليات الواجب التقيد بها لتصميم سماعة طبية إلكترونية هي تحديد المجال الترددي المراد تمريره والخاص بمجموعة معينة من الأصوات المراد تمييزها وإنه من الأفضل أن يتم تقسيم طيف الاهتزاز للمجالات الصوتية حيث يتم الأخذ بعين الاعتبار المجالات تحت الصوتية والتي يعتمد عليها في أجهزة تخطيط أصوات القلب Phonocardiography والتي يرمز إليها اختصاراً بالرمز (PCG).

في سماعها الكرتونية. ويمكن استخدام عناصر إلكترونية بسيطة وبعض المضخمات لتضخيم الصوت إلى مستويات أفضل من مستوى الصوت الذي توفره السماعة التقليدية. بالإضافة إلى استخدام معالجات التحكم المايكروية التي يمكن اعتبارها العقل المدبر لجميع العمليات والميزات الأخرى التي يمكن إضافتها للجهاز، كعملية تسجيل الإشارة وتخزينها على ذاكرة وحفظها بالإضافة لاختيار الحزمة الترددية المراد تمريرها عن طريق إعطاء الأمر لناخب المعطيات (4051) Analog Multiplexer ورسم الإشارة على شاشة LCD. ناهيك عن سهولة الحمل وخفة الوزن والطاقة المنخفضة.

5. استحصال الموجة الصوتية (السماعة الطبية الإلكترونية) Electronic stethoscope

إن دارة استحصال الأصوات الحيوية أو ما يسمى السماعة الطبية الإلكترونية يمكن أن تكون بسيطة للغاية ويمكن أن تكون معقدة بعض الشيء. يجب مراعاة العديد من الأمور أثناء تصميم النموذج الإلكتروني المقترح وأهمها هو أن تكون الدارة أكثر مثالية في عزل الإشارة لتمرير نطاق التردد المفضل وفقاً للمرشح المطبق، بالإضافة إلى إلغاء الضجيج والتحكم وعملية التسجيل والتخزين في الذاكرة. في النموذج المقترح تم تصميم نموذج محاكاة لدارة استحصال أصوات حيوية عالية الأداء تتألف من العناصر التالية كما هو موضح بالأشكال (1) و (2) و (3) تمر الإشارة المتحصلة عن طريق ميكروفون سعوي عالي الحساسية، والذي يلعب دور الجرس في سماعة الطبيب التقليدية، عبر أسلاك إلى دارة مضخم أولي ثم تمر الإشارة إلى دارة ترشيح تحوي 5 مرشحات تمر الإشارة المطلوبة بشكلها التماثلي.



الشكل (1): يوضح أبعاد الإحياء الحضري المستدام لتحسين نوعية الحياة قسم عرض الإشارة

تمر الإشارة المستحصلة عن طريق ميكروفون سعوي عالي الحساسية، والذي يلعب دور الجرس في سماعة الطبيب التقليدية، عبر أسلاك إلى دارة مضخم أولي ثم تمر الإشارة إلى دارة ترشيح تحوي 5 مرشحات تمر الإشارة المطلوبة بشكلها التماثلي. يتم اختيار المرشح المراد تمرير الحزمة الترددية من خلال ناخب المعطيات 4051 تتم قيادته عبر أمر تحكم باستخدام متحكم من نوع ATmega 8 والذي يقوم بدوره بعملية تحويل الإشارة من شكلها التماثلي إلى شكلها الرقمي وتخزينها في الذاكرة. تتم تغذية الدارة المصممة بمصدر بطارية 12Volt بهدف التخلص من مشاكل تيار المدينة أثناء عملية التسمع (الضجيج والانقطاع).

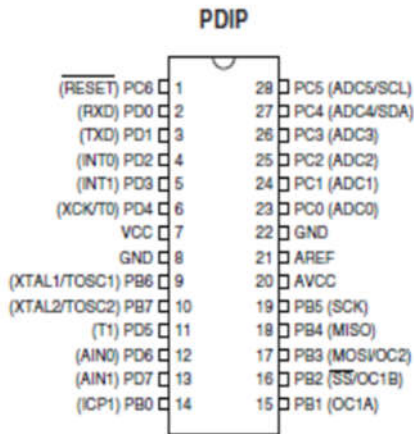
$$f_{c5} = \frac{0.707}{2\pi RC} = \frac{0.707}{2 \times 3.14 \times 4.7 \times 10^3 \times 10 \times 10^{-9}}$$

$$= 2395 \approx 2000 \text{ Hz}$$

وهنا تجدر الإشارة أن ترددات القطع المحسوبة قريبة جدا من المجالات الأساسية المختارة مرجعيا وذلك بسبب دقة وجودة العناصر المستخدمة في السوق المحلية كما أسلفنا.

7. المتحكم المايكروبي وخصائصه

المتحكم المايكروبي (Micro-controller) هو عبارة عن حاسوب صغير مصمم لأعمال القيادة والتحكم بحيث لا يحتاج إلى مكونات إضافية خارجية لعمله الأساسي. فالبنية الأساسية غالباً تحتوي ما يحتويه الحاسب، أي أن المتحكم يحتوي على CPU، RAM، EEPROM، ALU، ومداخل ومخارج البيانات. ويكون استهلاك المتحكم المايكروبي من الطاقة صغيراً جداً مقارنة بأجهزة الحاسوب العادية، وتكون أغلب المتحكمات مبنية على هذا الأساس، لكن قد تختلف فيما بينها بناءً على مواصفات وخصائص هذه المحتويات، إضافة إلى أنه في بعض الأحيان تكون هناك مميزات خاصة لبعض المتحكمات التي قد تصنع لأغراض خاصة. [7] مع أن المتحكم المايكروبي Micro-controller أصغر الحجم إلا أنه معقد، لذلك يجب فهم الآلية التي يترابط فيها البرنامج مع الكيان الصلب Hardware الموجود، سنستعمل في تصميمنا المتحكم المايكروبي ATmega 8 والذي يناسب التطبيقات اللازمة لعملائنا لاحتوائه على عدد جيد من الخصائص. [2] الشكل (4) يبين توزيع أرجل هذا المتحكم وشكله الفيزيائي:



الشكل (4): أقطاب المتحكم المستخدم نوع ATmega8L-8PI 04231

المبديل التماثلي / الرقمي ADC في المتحكم ATmega8 (6-) channel ADC in PDIP package Six Channels 10-bit (Accuracy): وهو المسؤول عن تحويل الإشارة التماثلية القادمة من خرج ناخب المعطيات ليتم تحويل هذه الإشارة إلى الشكل الرقمي والقيام بالعمليات الرياضية ومعالجتها وحفظها في ذاكرة المتحكم، وهو يتمتع بالميزات التالية:

1. دقة 10 بت (في حال أكبر قيمة مقاسة 5 فولت فإن أقل خطوة يستطيع التحسس لها (5/1024 V))
2. زمن التحويل من تماثلي لرقمي 13 ميكرو ثانية.
3. يستطيع أخذ عينات بسرعة تصل حتى 15000 عينة بالثانية.
4. مجال جهد دخل المحول من 0 إلى Vcc.
5. إمكانية تفعيل جهد مرجعي 2.56 V.

يمكن تقسيم طيف الاهتزاز إلى مجالات كما يلي [1]:

- 1- من (0-5) Hz هي مجموعة من الاهتزازات التي تتوافق مع حركات مرئية ملموسة بسهولة لجدار الصدر وتشمل: ضربات القمّة، النبض الشرسوفي والعديد من الحركات الأخرى وإن هذه المجموعة تعتبر تحت صوتية لأنها أقل من عتبة السمع.
- 2- من (5-25) Hz وتضم هذه المجموعة الاهتزازات ذات التردد المنخفض.
- 3- المجال من (25-120) Hz يمكن اعتباره فعالاً وسمعياً من (60-120) Hz [8] لأن إحساس الأذن البشرية و تميزها للصوت ضعيف بين (25-59) Hz وبالتالي سوف يكون المجال سمعياً فوق (59) [9, 5] Hz.
- 4- من (120-240) Hz يتوافق هذا المجال مع أفضل منطقة يتم عندها تسجيل الصوت من الصدر وعند المجال السمعي.
- 5- من (240-500) Hz يتوافق مع منطقة تسجيل إلى حد ما في العديد من أجهزة التسمع وتخطيط أصوات القلب [9].
- 6- من (500-1000) Hz هذا المجال الواسع يتوافق مع منطقة واسعة من الطيف حيث تنشأ الأصوات في القلب وتلاحظ عند جدار الصدر.
- 7- من (1000-2000) Hz, هذه الحزمة الترددية تكون ضعيفة السمع عادة وذلك عند حدوث الاهتزازات ضعيفة التردد.

تم في نموذجنا المقترح بناء منظومة ترشيح مكونة كما في الشكل (3) من 5 دارات وتم اختيارها بحيث تتضمن جميع المجالات الترددية التي تحوي الأصوات المرتفعة التردد والمنخفضة التردد وبما يتوافق مع المتوفر من العناصر الإلكترونية في السوق المحلية ويظهر الشكل (3) أن خرج كل مرحلة ترشيح يتصل بناخب المعطيات 4051 لاختيار أحدها، وتم الحصول على نتائج قريبة جداً من المجالات الترددية المسموح بتمريرها في تخطيط أصوات القلب. لقد تم تقسيم طيف الاهتزاز إلى سبع مجالات ترددية كما أسلفنا إلا أننا وبعد استشارة الخبراء الطبيين وجدنا أنه لا حاجة لاعتماد جميع المجالات الترددية غير المسموعة حيث أن الأذن البشرية كما هو معلوم تستطيع سماع الأصوات التي تردداتها تقع في المجال الترددي (20-20000) هرتز، لذلك تم في نموذج المحاكاة استخدام خمسة مرشحات فقط وتم حساب ترددات القطع للمرشحات لاعتبارات تصميمية تتعلق بنوع العناصر الإلكترونية في السوق المحلية والتصنيع حيث أن النموذج تم اختباره عملياً لاحقاً.

تم حساب قيمة تردد القطع لكل مرشح باستخدام العلاقة (1) ويليها القيم المحسوبة للمرشحات الخمسة بتطبيق نفس العلاقة:

$$f_c = \frac{0.707}{2\pi RC} \quad (1)$$

$$f_{c1} = \frac{0.707}{2\pi RC} = \frac{0.707}{2 \times 3.14 \times 4.7 \times 10^3 \times 220 \times 10^{-9}}$$

$$= 108.8 \approx 120 \text{ Hz}$$

$$f_{c2} = \frac{0.707}{2\pi RC} = \frac{0.707}{2 \times 3.14 \times 4.7 \times 10^3 \times 100 \times 10^{-9}}$$

$$= 293.5 \approx 240 \text{ Hz}$$

$$f_{c3} = \frac{0.707}{2\pi RC} = \frac{0.707}{2 \times 3.14 \times 4.7 \times 10^3 \times 47 \times 10^{-9}}$$

$$= 509.6 \approx 500 \text{ Hz}$$

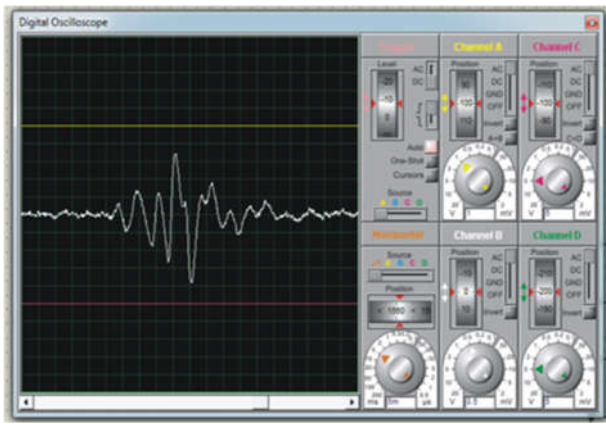
$$f_{c4} = \frac{0.707}{2\pi RC} = \frac{0.707}{2 \times 3.14 \times 4.7 \times 10^3 \times 22 \times 10^{-9}}$$

$$= 1088.7 \approx 1000 \text{ Hz}$$

ملاحظة:- تشير إلى أنه تم وضع الجداول الخاصة بهذا البحث في نهاية هذه الورقة البحثية نظرا لكبر حجمها .

8. النتائج التجريبية

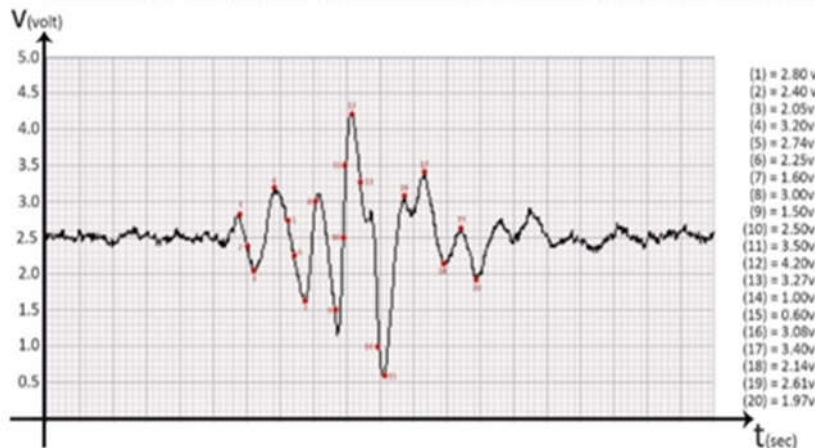
في هذا البحث قمنا بإجراء القياسات على الإشارة الخاصة بصوت القلب الأول S1 بعد وصولها إلى المتحكم ATmega8 من خرج ناخب المعطيات Analog multiplexer لا اختيار المرشح المراد تمرير الإشارة الخاصة به دون بقية المرشحات. حيث يقوم المبدل التماثلي / الرقمي الموجود داخل بنية المتحكم بإجراء عملية التحويل للإشارة القادمة إلى إشارة رقمية على شكل رقم ثنائي يقابل قيمة الجهد الخاص بالإشارة عند كل عينة منها ويتم ذلك بمعدل أخذ عينات ثابت يتناسب مع دقة التحويل البالغة هنا 1024 قيمة . يوضح الشكل (6) إشارة صوت القلب S1 على راسم الإشارة في برنامج محاكاة الدارة proteus 8 isis الشهير وهي بشكلها التماثلي حيث تمت ضبط حساسية المطال على القيمة (0.5 V) للقناة (B) وتمت ضبط حساسية الزمن على القيمة (ms5) من أجل نفس القناة.



الشكل (6): إشارة صوت القلب الأول S1

قمنا بأخذ الرسم البياني السابق وإجراء عملية مسك يدوي للعينات من الإشارة السابقة وهي بشكلها التماثلي وأخذ عينات على طول الإشارة يبلغ 20 عينة لنقاط مختلفة وأخذ مساقط الجهد المقابلة لها على مجال جهده قدره 5Volt علما أن دارة ADC في المتحكم ATmega8 تأخذ قيمة جهد مرجعي [2]. Vref=5volt يوضح الشكل (7) قيم الجهد لكل عينة حيث تمثل كل قيمة الجهد Vin، لكل عينة ليتم تحويلها إلى رقم ثنائي باستخدام العلاقة (4):

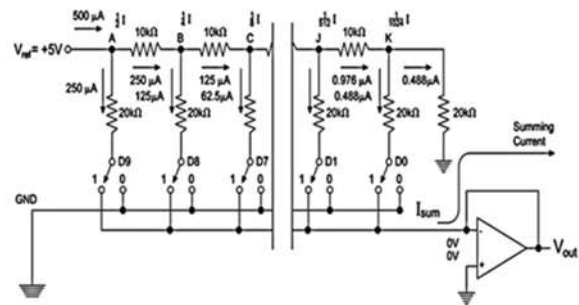
$$N_D = \frac{V_i}{V_{CC}} \times 1024 \quad (4)$$



الشكل (7): عملية مسك العينات لإشارة صوت القلب الأول S1

المبدل الرقمي / التماثلي DAC: المبدل الرقمي التماثلي هو أداة تعمل على تحويل الإشارة الرقمية إلى إشارة تماثلية ويعمل بشكل معاكس للمبدل التماثلي الرقمي، يوجد العديد من بنى DAC، حيث يتم تحديد ملائمة DAC لتطبيق معين عن طريق ستة بارامترات رئيسية: الحجم المادي – استهلاك الطاقة – دقة التمييز resolution – ومعدل أخذ العينات الأعظمي – الدقة accuracy والتكلفة. وهناك عدة أنواع من هذه المبدلات ومن أهمها:

المبدل الرقمي / التماثلي باستخدام شبكة المقاومات الموزونة ثنائيا 2R-R [2]: يبين الشكل (5) المبدل الرقمي / التماثلي باستخدام شبكة مقاومات 2R-R المستخدم في نموذج المحاكاة بعشرة مداخل لأرقام ثنائية وخرج تماثلي يعبر عنه بقيمة الجهد الكهربائي الموافق لكل دخل رقمي.



الشكل (5): دارة 2R-R بعشرة مداخل

ويمكن تعريف معادلة التيار العامة بالعلاقة (2) [4]:

$$I_{sum} = I \left(\frac{D_9}{2} + \frac{D_8}{4} + \frac{D_7}{8} + \frac{D_6}{16} + \frac{D_5}{32} + \frac{D_4}{64} + \frac{D_3}{128} + \frac{D_2}{256} + \frac{D_1}{512} + \frac{D_0}{1024} \right) \quad (2)$$

وجهد الخرج بالعلاقة (3):

$$V_{out} = -I_{sum} \times R_s \quad (3)$$

يمكن وضع النتائج بالجدول (1).

وبالتالي:

$$e = V_{in} - V_{out}$$

ويجب أن تتحقق العلاقة:

$$e \leq \Delta/2 \rightarrow e \leq 0.004/2 = 0.002 = 0.2\%$$

وهو يتوافق مع النتائج التي حصلنا عليها مع الأخذ بعين الاعتبار أن العناصر التي تم استخدامها في الدارات الإلكترونية هي مما هو متوفر في السوق المحلية وبالتالي هذا يفسر لنا اختلاف القيم واقتربها من نصف خطوة المبدل أحياناً. نلاحظ من النتائج التي حصلنا عليها أن عملية التحويل تجري بدقة عالية بخطأ لا يتجاوز 0.002 Volt ويمكن إهماله مقارنة بمجال الجهد المرجعي الخاص بالمبدل التماثلي الرقمي ADC وهذا ما يميز دقة المبدل بشكل عام. يجدر بالذكر أنه هنالك العديد من دارات ADC و DAC التي تمتاز بالدقة والسرعة العالية وبعضها يمتاز بالبساطة إلا أنه عندما يتم اختيار الشريحة المناسبة للتطبيق فإنه يتم على عدة اعتبارات أهمها متطلبات الإشارة نفسها والدارة المصنعة كالحجم المادي والتكلفة وما إلى ذلك. وبإجراء مقارنة بسيطة بين دارت ADC المختلفة والأكثر شيوعاً في معظم المتحكمات حول معظم الرقائق حول العالم نجد:

دارات ADC:

1. Doual slope ADC
 2. Successive Approximation ADC
 3. Fash ADC
 4. Delta-sigma ADC
- وغيرها. الجدول (4) يوضح مقارنة بين أنواع ADC.

ينتج بالحساب رقماً عشرياً معينا يتم تحويله إلى رقم بالنظام الثنائي سيقابل قيمة للجهد الكهربائي الخاص بالعينة التي تم مسكها:

فمن أجل العينة رقم (1) وباستخدام قواعد التقريب نجد:

$$N_D = 2.8/5 \times 1024 = 573.44 \approx 573$$

إن القيمة 573 للعينة (1) تقابل في النظام الثنائي القيمة (1000111101).

وهكذا تتم عملية التحويل من الشكل التماثلي للإشارة إلى الشكل الرقمي باستخدام دارة ADC من أجل جميع عينات الإشارة.

بعد تحويل الإشارة إلى الشكل الرقمي يتم تخزينها في ذاكرة المتحكم ATmega8 ليصار إلى إجراء العمليات الحسابية المنوط بالمتحكم إجراؤها عليها ثم استدعاؤها مرة أخرى إلى خرج المتحكم ومنه إلى خرج الدارة. هنا يأتي دور دارة DAC المحول الرقمي / التماثلي الذي يأخذ الإشارة الرقمية ويضعها على دخل شبكة المقاومات الموزونة ثنائياً R-R2 المستخدمة في هذه الدارة ليتم تحويلها إلى شكلها التماثلي مرة أخرى علماً أنه تم استخدام دارة R-R2 بعشرة مداخل من (D0-----D9). الجدول (2) يوضح النتائج التي حصلنا عليها لعملية التحويل التماثلي / الرقمي.

ويوضح الجدول (3) عملية التحويل الرقمي / التماثلي للقيم الثنائية السابقة. الجدولان (2) و (3) يعرضان في آخر هذه الورقة البحثية نظراً لحجمهما الكبير. تم مقارنة القيمة التماثلية على مدخل المبدل وقيمة الجهد الموافقة لخرج المبدل الرقمي وهي القيم الموضوعة بالجدول (3)، والقيم المعروضة تتوافق مع نتائج حسابات خطأ التكميم Quantization error في المبدلات التماثلية الرقمية. حيث Δ تدعى خطوة الكم التي يتم حسابها بالشكل التالي حيث أن المبدل المستخدم هو 10 بت مما يمكننا من الحصول على 1024 مستوى مختلف وجهد الدخل الممكن هو 5 فولت بعد عمليات التضخيم بالمرحلات المختلفة:

$$\Delta = V_{max} - V_{min} \text{ (الجهد مجال عرض)} / (1024 \text{ (التكميم مستويات عدد)}) = 0.004 = 1024/5 \text{ volt}$$

جدول (1): جهد الخرج لشبكة مقاومات R-R2 بعشرة مداخل

	D9	D8	D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0	V out
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0.000
1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0.005
2	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0.010
3	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0.015
4	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0.020
5	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1	0.024
6	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0.029
7	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	0.034
8	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0.039
9	0	0	0	0	0	0	1	0	0	1	0.044
10	0	0	0	0	0	0	1	0	1	0	0.049

	D9	D8	D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0	V out
.
.
.
1013	1	1	1	1	1	1	0	1	0	1	4.946
1014	1	1	1	1	1	1	0	1	1	0	4.951
1015	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	4.956
1016	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	4.961
1017	1	1	1	1	1	1	1	0	0	1	4.966
1018	1	1	1	1	1	1	1	0	1	0	4.971
1018	1	1	1	1	1	1	1	0	1	1	4.976
1020	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	4.980
1021	1	1	1	1	1	1	1	1	0	1	4.985
1022	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	4.990
1023	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	4.995
1024	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	5.000

جدول (2): التحويل التماثلي / الرقمي من أجل 20 عينة

Sample	(volt) V_i	ND	ND(using approximation rules)	binary value
1	2.8	573.44	573	1000111101
2	2.4	491.52	492	0111101100
3	2.05	419.84	420	0110100100
4	3.2	655.36	655	1010001111
5	2.74	561.152	561	1000110001
6	2.25	460.8	461	0111001101
7	1.6	327.68	328	0101001000
8	3	614.4	614	1001100110
9	1.5	307.2	307	0100110011
10	2.5	512	512	1000000000
11	3.5	716.8	717	1011001101
12	4.2	860.16	860	1101011100
13	3.27	669.696	670	1010011110
14	1	204.8	205	0011001101
15	0.6	122.88	123	0001111011
16	3.08	630.784	631	1001110111
17	3.4	696.32	696	1010111000
18	2.14	438.272	438	0110110110
19	2.61	534.528	535	1000010111
20	1.97	403.456	403	0110010011

جدول (3): التحويل الرقمي / التماثلي للقيم الثنائية الناتجة

binary value	(using DAC) V_{out}	$\Delta V = V_i - V_{out} $
1000111101	2.798	0.002
0111101100	2.402	0.002
0110100100	2.051	0.001
1010001111	3.198	0.002
1000110001	2.739	0.001
0111001101	2.251	0.001
0101001000	1.602	0.002
1001100110	2.998	0.002
0100110011	1.499	0.001
1000000000	2.5	0
1011001101	3.501	0.001
1101011100	4.199	0.001
1010011110	3.271	0.001
0011001101	1.001	0.001
0001111011	0.601	0.001
1001110111	3.081	0.001
1010111000	3.398	0.002
0110110110	3.139	0.001
1000101111	2.612	0.002
0110010011	1.968	0.002

2. المجال الترددي لأصوات القلب والرتنين ذو أهمية كبيرة في جودة التشخيص.
3. إن السماع الطبية التقليدية تعطي الطبيب قدرة على سماع جميع المجالات الترددية لأصوات القلب والرتنين وأضف إلى ذلك التداخلات الناجمة عن تلك الأصوات مما يضيف صعوبة إضافية على مقدرة الطبيب على التشخيص وهذا من عيوب السماع التقليدية.
4. إن عملية تقسيم المجال الترددي لأصوات القلب والرتنين يجعل عملية الاستماع للأصوات أسهل، حيث يتم بهذه الطريقة عزل الأصوات العالية التردد عن الأصوات المنخفضة التردد وبالعكس مما يساعد الطبيب في عملية التشخيص السري. وهذا الأمر يصعب تطبيقه على السماع الطبية التقليدية إلا أن إمكانية تطبيقه على النظم الإلكترونية ممكن.
5. معالج التحكم ATmega8 قادر على القيام بجميع العمليات الحسابية والمنطقية على الإشارات الصوتية للقلب والرتنين رقمياً باستخدام دائرة المبدل التماثلي / الرقمي ADC.
6. إن شبكة المقاومات 2R-R المستخدمة في تحويل الإشارة إلى شكلها التماثلي بعشرة مداخل أعطت نتائج ممتازة وذلك بالمقارنة مع إشارة ADC داخل المتحكم ATmega8 وذلك بخطأ لا يتجاوز 0.2% وهي قيمة يمكن إهمالها. ويمكن إزالتها نهائياً باستخدام مرشحات رقمية مبرمجة.

10. التوصيات

يوصي البحث باستخدام المتحكم ATmega 8 في عملية التحويل من التماثلي إلى الرقمي وبالعكس للإشارة نظراً لدقة التحويل التي يتمتع بها والتي يمكن تطبيقها على إشارات حيوية عالية الحساسية وذات المطال الضعيف نسبياً كإشارات القلب الكهربائية ECG والنفخات القلبية.

جدول (4): مقارنة بين أنواع دارات ADC

Type	Speed	Accuracy	cost
Dual slope	Slow	High Accuracy	med
flash	Very fast	low Accuracy	high
Successive Approx	Medium - fast	Medium Accuracy	low
Sigma-delta	slow	High Accuracy	low

إن أسرع ADC هو flash A/D convertor ولكنه يعتبر الأعلى ثمناً ولكنها تتميز بدقة منخفضة نسبياً إن Sigma- delta A/D Converter هو الأرخص ثمناً والأبطأ ما بين المبدلات إلا أنه الأكثر دقة. أما بالنسبة لدارات DAC يمكن استخدام بعض النماذج التي تتمتع بدقة عالية جد وتناسب هذا النوع من الإشارات إلا أنها غالية الثمن والتي قد يصل ثمنها في بعض الأحيان إلى 2000 دولار أمريكي ومنها:

Xilinx Artix 7
ESS 9028PRO
ES9010-2M Sabre
CS4398
Sabre 9028 Pro
Analog Devices AD5791BRUZ x 4 (2 per channel, hardware balanced Multibit ladder DAC)

9. الخاتمة والاستنتاجات

1. إن السماع الطبية أداة طبية هامة جداً في التشخيص الطبي السري وتتمثل على مكونات فيزيائية متعددة.

- [5] Gardner, B. and Martin, K., 1994. HRFT Measurements of a KEMAR Dummy-head Microphone..
- [6] Littmann, D., 1961. An approach to the ideal stethoscope. *Jama*, 178(5), pp.504-505
- [7] Lipovski, G.J., 2004. Introduction to microcontrollers: architecture, programming, and interfacing for the Freescale 68HC12. Elsevier.
- [8] Reese, H.M., Acoustic Products Company, 1930. *Closed-end resonating horn*. U.S. Patent 1,784,596.
- [9] Wells, B.G., Rappaport, M.B. and Sprague, H.B., 1949. The sounds and murmurs in coarctation of the aorta: a study by auscultation and phonocardiography. *American heart journal*, 38(1), pp.69-79.
- [10] Vermarien, H. and Van Vollenhoven, E., 1984. The recording of heart vibrations: a problem of vibration measurement on soft tissue. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 22(2), pp.168-178.

References

- [1] Abbas, A.K. and Bassam, R., 2009. Phonocardiography signal processing. *Synthesis Lectures on Biomedical Engineering*, 4(1), pp.1-194.
- [2] ATmega 8/L , datasheet , 8-bit Atmel with 8KBytes In System Programmable Flash , Rev.2486AA–AVR–02/2013
- [3] Boone, B.R. and Ciocco, A., 1939. Cardiometric Studies on Children: I. Stethographic Patterns of Heart Sounds Observed in 1,482 Children. *The Milbank Memorial Fund Quarterly*, 17(4), pp.322-357.
- [4] Diosanto, J., Batac, M.L., Pereda, K.J. and Caldo, R., 2017, June. 4-bit digital to analog converter using R-2R ladder and binary weighted resistors. In *IOP Conference Series: Earth and Environmental Science* (Vol. 69, No. 1, p. 012194). IOP Publishing.

Calculation the precision of the conversion of bio-signals (heart sounds) in analog to digital and digital to analog conversion processes in ATmega 8 microcontroller processors using computer simulation

Mouhamad Samer Ehsan Albaba ^{1,*}, Ahmad Al-Abdo ², and Yasser Khadra ³

¹ Electronic section, Al-Baath University, Homs, Syria, samer.albaba.985@gmail.com

² Department of sciences, Al-Baath University, Homs, Syria.

³ Department of electronic and mechanical engineering, Al-Baath University, Homs, Syria, Syria.

* Mouhamad samer ehsan albaba, samer.albaba.985@gmail.com

Published online: 31 December 2019

Abstract— The research aims to calculate the precision transfer from the analogue to digital convertor (ADC) and the digital to analogue convertor (DAC) of the ATmega microcontroller series that are widely used in various circuits and their application of weak signals such as bio-signals, especially heart sounds signals. We chose the ATmega8 microcontroller and performed the measurements and results on the first heart sound (S1) after enforcement the simulations of an electronic stethoscope using the famous program proteus8 for electronic systems. We performed the analogue to digital conversion (ADC) for 20 samples of the signal and then we performed the opposite process DAC using 2R-R resistor network with 10 inputs. The results obtained showed a near perfect match between the signals before and after the conversion. Which suits this type of application.

Keywords— Heart sounds, stethoscope, microcontroller, analog to digital convertor, digital to analog convertor.