

## تصميم مقياس اهتزاز ليزري من أجل كشف الترددات التنفسية

نور عري العينية<sup>1\*</sup> نور ناصر<sup>2</sup> فاطمة اسماعيل<sup>3</sup>

<sup>1\*</sup> طالبة ماجستير، المعهد العالي لبحوث الليزر وتطبيقاته، جامعة دمشق  
[nour.hasan@damascusuniversity.edu.sy](mailto:nour.hasan@damascusuniversity.edu.sy)

<sup>2</sup> مدرس، دكتور، المعهد العالي لبحوث الليزر وتطبيقاته، جامعة دمشق.

[NourNasser@damascusuniversity.edu.sy](mailto:NourNasser@damascusuniversity.edu.sy)

<sup>3</sup> دكتورة قائم بالأعمال، المعهد العالي لبحوث الليزر وتطبيقاته، جامعة دمشق.

[FatimhAljuroub@damascusuniversity.edu.sy](mailto:FatimhAljuroub@damascusuniversity.edu.sy)

### الملخص:

تحظى عملية قياس الترددات التنفسية عند الانسان بأهمية بالغة في التشخيص الطبي حيث تسمح بالكشف عن العديد من الأمراض. تتوعت طرق قياس الترددات التنفسية بين ما يعتمد على التلامس المباشر مع الأشخاص المراد مراقبة تنفسهم وما يعتمد على القياس عن بُعد. وقد تم تقسيم هذه الأخيرة إلى طرائق ضوئية وأخرى غير ضوئية.

تتميز الطرائق الضوئية بأنها لا تُعيد حركة الأشخاص الأمر الذي يجعل هذه الطريقة مناسبة وسهلة لقياس ومراقبة التنفس. في هذا العمل تم اختيار الليزر، كأداة ضوئية فعّالة، لقياس ترددات حركة جسم يحاكي بحركته حركة جدار الصدر اثناء التنفس. من بين الليزرات تم اختيار ليزر الهيليوم نيون (He-Ne) ذا الطول الموجي 632.8nm. لقد تمّ في هذا البحث تصميم نموذج يحاكي حركة جدار الصدر مؤلف من ورقة مخططة، بالأبيض والأسود بشكل دوري، مثبتة على منصّة متحركة حركة اهتزازية وموصولة بدارة أردوينو تمّت برمجتها بحيث يتمّ تغيير إزاحة وتردد حركة الجسم المهتز المدروس. تم أخذ مجال تغير للإزاحة والتردد بحيث تحاكي حركة الجسم المهتز كل حركات التنفس الموافقة للصغار والكبار وفي كل الحالات السليمة بالإضافة لبعض الحالات المرضية. يعتمد مبدأ القياس على تسليط الحزمة الليزرية على الورقة المخططة والنقاط الأشعة المنعكسة بواسطة مجس ( Reflection probe) موصول بمطياف يوصل إلى الحاسب ويتم عرض النتائج عبر برنامج ( Spectra Suit). تم تحليل الإشارة المدروسة المعبرة عن تغير شدة الليزر المنعكس مع الزمن باستخدام تحويل فورييه على برنامج MATLAB وكانت الترددات التي تم الحصول عليها من تحليل الاشارات الملتقطة متوافقة بشكل جيد مع ترددات حركة الجسم المهتز المدروس. الكلمات المفتاحية: ليزر هيليوم نيون (He-Ne)، ورقة مخططة، دارة الأردوينو، المجس، مقياس الطيف، منصّة متحركة، جدار الصدر، تردد الحركة، نمط التنفس.

تاريخ الإيداع: 2023/5/16

تاريخ القبول: 2023/10/1



حقوق النشر: جامعة دمشق -

سورية، يحتفظ المؤلفون بحقوق

النشر بموجب CC BY-NC-

SA

## Design Laser Vibrometer for Respiratory Frequency Detection

**Nour Arry Alaineya\*<sup>1</sup> Nour Nasser <sup>2</sup> Fatimah Ismael <sup>3</sup>**

\*<sup>1</sup>. Master student, Higher Institutet for Laser Reserarch and Applcation, Damascus University. [nour.hasan@damascusuniversity.edu.sy](mailto:nour.hasan@damascusuniversity.edu.sy)

<sup>2</sup>.Assistant professor,Dr, Higher Institutet for Laser Reserarch and Applcation, Damascus University. [NourNasser@damascusuniversity.edu.sy](mailto:NourNasser@damascusuniversity.edu.sy)

<sup>3</sup>. PhD and member of Technical at Higher Institutet for Laser Reserarch and Applcation, Damascus University. [FatimhAljuroub@damascusuniversity.edu.sy](mailto:FatimhAljuroub@damascusuniversity.edu.sy)

### Abstract:

The process of measuring breathing patterns is considered very important in medical diagnosis allowing the detection of many diseases. In literature, many methods used to monitor the respiratory process have been studied. Some of these methods need the usage of certain tools to be in contact while others do not require any contact with patient body. The later are divided into optical and non-optical methods.

In this work, Helium Neon (He -Ne) laser with a wavelength of 632.8nm was chosen as an optical tool for measuring the frequencies of moving object. We popose a model that simulates the movement of chest wall during the respiratory process. The proposed model is composed of a striped paper placed on a platform that is connected to the Arduino circuit. The displacement and frequency of the vibrating body could be changed by programming the Arduino circuit so that the vibrant body movement simulates all breathing movements corresponding to young and old people in all proper cases in addition to some pathological ones. The principle of measuring is as follows: the laser is illuminating the striped paper and the reflected radiation is picked up by reflection Probe that is connected to an Optical Spectrum Analyzer which in its turn is connected to the computer and the results are presented via Spectra Suit. The studied signal represents the change of the intensity of the reflected laser versus time. Because the captured signal contains information about the vibrant body movement frequency, the reflected signal is taken and analyzed with Matlab to obtain its spectral (frequency) components. A good agreement is obtained between applied and measured frequencies of the vibrating striped paper.

**Keywords:** He-Ne laser, Striped paper, Arduino UNO Board, Brobe, Spectra suite, MATLAB, Chest wall, Mo+++ving Platform.

Received: 16/5/2023

Accepted: 1/10/2023



Copyright: Damascus University- Syria, The authors retain the copyright under a CC BY- NC-SA

**المقدمة (Introduction):**

يُعرّف التنفس بأنه النشاط الفيزيولوجي الطبيعي الذي ينظمه الدماغ البشري لتبادل الأوكسجين وغاز ثنائي أوكسيد الكربون مع الوسط الخارجي. وحركة التنفس هذه ليست ثابتة بالنسبة لشخص ما وإنما تختلف باختلاف الحالة العاطفية: الفرح، والغناء، والخوف، والتحدث كما تختلف مع اختلاف وضع حركة الشخص: الراحة، أو الإجهاد، ممارسة الرياضة كما أنها بالتأكيد تختلف بين شخص وآخر [1] [2]. وقام Kaneko وآخرون بتقييم تأثير العمر والجنس على حركات التنفس في الموضوعات الصحية. أظهرت هذه الدراسة أنه وأثناء التنفس الهادئ يكون متوسط انزياحات جدار الصدر والبطن أقل من ثلث مقابلتها أثناء التنفس العميق وفي حالة الاستلقاء على وجه الخصوص، يكون حجم الصدر أصغر عند الذكور من مقابله عند الإناث بينما عند الجلوس يحدث العكس أي يكون حجم الصدر أكبر عند الذكور منه عند الإناث. وأما خلال التنفس العميق فيكون ووفقاً لهذه الدراسة حجم الصدر عند الذكور أكبر من مقابله عند الإناث سواء عند الاستلقاء أو الجلوس. كما تبين أيضاً أنّ انزياح جدار الصدر يتأثر بالعمر وينخفض بشكل ملحوظ مع تقدم العمر [3]. ويعتبر تغير نمط التنفس علامة حيوية ودليلاً هاماً ومبكراً على تغير الحالة الصحية للمريض. هذا الأمر يجعل من المراقبة الدقيقة لمعدل التنفس ونمطه وتغيراته جزءاً هاماً من الفحص البدني بهدف التشخيص الطبي لحالة المريض الأمر الذي يمكن من الكشف عن العديد من الأمراض. نذكر على سبيل المثال مرض إصابة النخاع الشوكي [1]، وتنفس Cheyne-Stoke الذي هو شكل من أشكال التنفس المضطرب أثناء النوم. يحدث في التنفس المضطرب تغيرات تصاعدية وتنازلية في حجم الصدر أثناء الشهيق والزفير منفصلة عن بعضها بفترات انقطاع النفس أو نقص التنفس [4]. هذا وقد أظهر استطلاع حديث أن التغير في نمط التنفس يمكن أن يكون مؤشراً على فيزيولوجيا الرضيع ويمكن أن يساعد التحليل المستمر له على

التنبؤ بأمراض مثل تعفن الدم وإصابات الدماغ [5]. يعتبر هذا العمل مكملًا [6]. حيث تم تصميم مقياس اهتزاز ليزري يعتمد قياس ترددات الحركة عن بُعد لجسم يحاكي بحركته حركة جدار الصدر بطريقة بسيطة وبتكلفة منخفضة. تم تنظيم الورقة وفق التالي: في الجزء الأول نقدم الطرائق والمواد، بينما في الجزء الثاني نعرض النتائج ومناقشتها وأخيرها نختم بملخص توضح أهمية العمل وأهم نتائجه. نتناول تعريفاً بموضوع المقالة وأهدافها.

**2. الدراسات المرجعية (Literature Review):**

انطلاقاً من الأهمية البالغة لدراسة حركة التنفس سواء في الكشف المبكر عن الأمراض أو في مراقبة حالة الأشخاص وبالأخص الرضع في الحواضن، فقد تطورت وتوعدت طرق قياس حركات التنفس وحساب تردداته. من هذه الطرق ما يعتمد على التلامس المباشر مع المريض ومنها ما يعتمد القياس عن بعد. من بين الطرق التي تعتمد على التلامس المباشر نذكر: تخطيط القلب [7] ECG الذي يسجل النشاط الكهربائي للقلب وتخطيط الدم الضوئي (PPG) [9] [8] Photoplethysmographic الذي يعكس التغيرات الحجمية في الدم في الدورة الدموية الطرفية وهي أكثر الطرق شيوعاً لتقدير إشارة التنفس في الإعدادات السريرية، يمكن الاستفادة من إشارة الجهد لتقنية تخطيط الدم الضوئي PPG والتي تتناسب مع كمية الدم المتدفق عبر الأوعية لتقدير معدل التنفس، الذي عادة ما تتوفر أجهزة قياسه في غرف العناية المشددة فقط والتي تتميز بالتعقيد والتكلفة المرتفعة [10] وتُعد هذه التقنيات المذكورة من التقنيات الحساسة للضجيج والأثاث حيث أنّ وجود الضجيج قد يشوش الإشارة ويجعلها تتداخل مع إشارات أخرى ووجود الأثاث (معدات وأجهزة) في غرفة القياس قد يسبب امتصاص أو فقدان جزء من الإشارة أيضاً. وأما الطرق الأخرى والتي تعتمد القياس عن بعد نذكر منها على سبيل المثال جهاز مراقبة التنفس بدون تلامس الذي قدمه الباحثون في [11] حيث يعتمد الجهاز على مبدأ الرادار

تصميم مقياس اهتزاز ليزري من أجل كشف الترددات التنفسية والذي يمكن من خلاله التعرف على حركة جدار صدر المريض أثناء التنفس. يقوم الجهاز بإرسال حزمة من موجات الراديو على صدر المريض التي بدورها تنعكس عن صدر المريض فيتم كشف والتقاط الموجات المنعكسة وتحليلها. يمكن لنظام الرادار هذا (Impulse-Radio Ultra-Wideband) التعرف على حركات صدر المريض أثناء التنفس في مكان ما عن بُعد. تعتبر هذه التقنية مفيدة بشكل خاص في مجال رعاية الأطفال حديثي الولادة حيث يتميز النظام المطور بالعديد من المزايا التي توفر المزيد من الأمان لحديثي الولادة الذين يعانون من هشاشة شديدة لأن بشرتهم يمكن أن تتعرض لإصابة خطيرة من خلال ربط وفصل الأقطاب الكهربائية اللاصقة التقليدية. بالإضافة إلى ذلك، فإن عدم تداخل موجات الرادار مع الضوء يتيح إمكانية العمل في ظروف الإضاءة الخافتة التي عادة ما تميز أماكن رعاية الأطفال حديثي الولادة. على أية حال، يمكن أن تكون أنظمة الرادار عرضة لتداخل الضجيج من الأجهزة المجاورة الأخرى التي تعمل في نفس النطاق الترددي [11]. في دراسة أخرى تم اقتراح طريقة لتحليل حركة جدار الصدر باستخدام علامات (Marker) مخفية موضوعة على الصدر والبطن. حيث يتم قياس الحركة عن طريق حساب الإحداثيات ثلاثية الأبعاد لهذه العلامات بمساعدة كاميرات متعددة مصممة خصيصاً لهذا الغرض [12]. بينما اعتمد آخرون على العلامات المرئية المشفرة لتقدير حركة الجهاز التنفسي واستخدموا أيضاً Stereo Camera (كاميرا تسمح بالتقاط صور ثلاثية الأبعاد) لحساب الإحداثيات ثلاثية الأبعاد للعلامات [13]. ولجأ البعض الآخر إلى استخدام نظام التتبع المستند إلى علامة الأشعة تحت الحمراء Codamotion للحصول على حركة جدار الصدر وتقدير كثافة الاحتمال المطبق للتنبؤ بحركة الجهاز التنفسي [14] [15]. على الرغم من أن الطرق المستندة إلى العلامات توفر دقة أعلى للبيانات الخاصة بحركة جدار الصدر، لكنها تستغرق وقتاً طويلاً ومن الممكن أن

العينية، ناصر واسماعيل

تسبب للمريض إزعاجاً أو عدم راحة. من هنا جاءت الحاجة لاعتماد طرق تستخدم أدوات أكثر راحة للمريض ومن هذه الطرق نجد طرق القياس الضوئية. حيث تمكّن بعض الباحثين من تقييم حركة الجهاز التنفسي من خلال حساب تباين انحناء جدار الصدر باستخدام مستشعر الألياف الضوئية وتقنيات مشابهة للألياف الضوئية [16] [17]. خلافاً للأساليب القائمة على العلامات، توفر تقنيات الإضاءة البنيوية مجالاً كاملاً للقياس ودقة مكانية عالية. تتكون أنظمة الإضاءة البنيوية من جهاز عرض وكاميرا ومنبع ضوئي يبعث نمطاً ضوئياً على السطح المستهدف، مما يؤدي إلى التقائه مع خط الكاميرا التي تلتقط هذا الضوء، ويتم استخراج المعلومات ثلاثية الأبعاد لسطح الهدف عن طريق تحليل التوافق بين الصور الملتقطة من الكاميرا مع الجسم المضاء [18]. على الرغم من هذه الطريقة مكنت من تحقيق حركة تنفسية عالية الترابط لمقياس التنفس، لكنها لم تمكن من قياس حجم جدار الصدر الدقيق أو تمييز حركته وذلك لأن تغطية الإسقاط الضوئي التي تنتج عن حركة المريض على جدار الصدر متغيرة. أتى Chen وآخرون وقاموا بحل هذه المشكلة عن طريق إدخال علامات ضوئية فعالة لتحديد حدود منطقة القياس (جدار الصدر بدقة)، كما استخدموا ليزراً أو منبعاً ضوئياً يصدر خطوط ملونة على الجدار ووضعت كاميرا ذات بعد مناسب لالتقاط الصور ثلاثية الأبعاد التي يمكن من خلال تحليلها التعرف على حركة جدار الصدر. كما تم استخدام جهاز إضاءة جدار الصدر بنمط إضاءة منظم من خطوط ملونة مع وضع ورقة مخططة على جدار صدر المريض ويتم استخدام الصور ثلاثية الأبعاد لاستخراج المعلومات عن تغيرات حجم جدار الصدر [19]. ومع ذلك، فإن البعد الكبير بين الهدف والكاميرا والقيود المفروضة على مستوى الكاميرا التي يجب أن تكون موازية للإطار المرجعي يحدان من قابلية استخدام هذه الطريقة في قياس ترددات التنفس. في دراسة أخرى اعتمد الباحثون نظام القياس ثلاثي الأبعاد على أساس مبدأ تثليث الليزر متعدد

العينية، ناصر واسماعيل		
53	28] - [46]	21
46	25] - [40]	19
38	22] - [34]	18
33	21] - [29]	17
29	20] - [27]	17
27	18] - [24]	16
25	16] - [22]	14
23	15] - [21]	12
22	13] - [19]	11

وذكر Buist وآخرون أن الانخفاض في RR إلى أقل من 6 أنفاس/دقيقة هو مؤشر هام للتنبؤ بحدوث حالات خطيرة مثل السكتة القلبية [24] وبالتالي فإن مراقبة الحركة التنفسية وحساب ترددها قد يساهم في اتخاذ الإجراءات الطبية المناسبة من أجل سلامة المريض قبل فوات الأوان. أما بالنسبة لإزاحة جدار الصدر فقد قام Wijenayake وآخرون بحسابها ووجدوا أنها تساوي 2.5cm في حال التنفس المنتظم للبالغين 4cm في حال التنفس غير المنتظم للبالغين [25].

### 3. مواد البحث وطرقه

#### (Materials and Methods):

يبين الشكل 1 المخطط التجريبي لمقياس الترددات التنفسية المقترح في هذا العمل وهو مؤلف من منبع ليزري "ليزر He-Ne ذا الطول الموجي 632.8nm، والاستطاعة 3mW، وورقة مخططة بالأسود والأبيض وتظهر عليها البقعة الليزرية الحمراء. توضع الورقة المخططة على منصة متحركة للأعلى والأسفل تحاكي حركة جدار الصدر. في هذا العمل تمت الاستعانة بالمحرك الخطوي مزود بمنصة متحركة بحركة اهتزازية توضع عليها الورقة المخططة. تم توصيل المحرك الخطوي بدارة أردوينو ARDUINO UNO للتحكم بحركة المنصة (مقدار الإزاحة وتردد الحركة). تنعكس الإشارة عن الورقة المخططة ليتم التقاطها بواسطة مجس Reflection probe متصل بمقياس الطيف USB4000 Ocean Optics والأخير متصل بدوره الى حاسب. يبين الشكل التالي التجهيزات المستخدمة وطريقة رصفها:

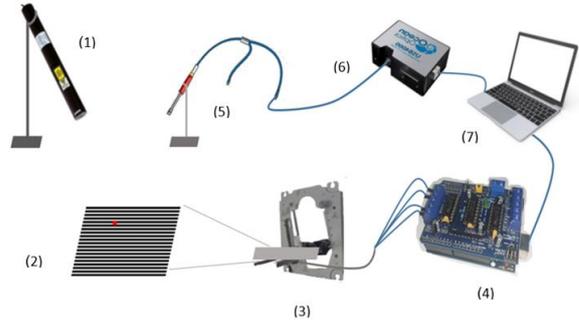
تصميم مقياس اهتزاز ليزري من أجل كشف الترددات التنفسية الخطوط تم تقييم هذا النظام للتمييز بين أنماط التنفس المختلفة. حيث تمت إضاءة السطح المقاس بواسطة ديود ليزر (670nm) والذي تم استخدامه مع كاميرا- Charge-Coupled Device (CCD) لتسجيل معلومات عن السطح المدروس. يتم عرض إزاحة السطح المقاسة بلوحة ألوان، والتي تتيح بدورها تغذية مرتدة ضوئية للمريض أثناء عملية التنفس [20]. بينما وباستخدام مبدأ تليث الليزر ذاته قام باحثون آخرون بإسقاط نمط ضوئي نقطي لقياس حركة سطح الصدر، وقاموا أيضاً علاوة على ذلك بتقييم التأثير المتبادل بين حجم التدفق التنفسي وتغير حجم سطح الصدر [21]. من جهة أخرى، قام Marchionni وزملاؤه بتطوير طريقة قياس ضوئية تستخدم الليزر أيضاً وتعتمد على مبدأ قياس دوبلر (الانزياح الطيفي بمفعول دوبلر أثناء الحركة) وذلك من أجل التقييم المتزامن لمعدلات التنفس والقلب. بالمقابل كانت تكلفة النظام مرتفعة بشكل ملحوظ ولا يمكن تحملها في العديد من البيئات السريرية [22]. باعتبار النفس هو المدة الزمنية اللازمة لشهيق وزفير فقد توصل Mathew وآخرون [23] إلى أن معدل التنفس RR (Respiratory Rate) (نفس / دقيقة) يتغير حسب العمر، كما هو موضح في الجدول التالي:

الجدول (1) معدلات التنفس تبعا للفئة العمرية حتى ثمانية عشر

عاما [23]

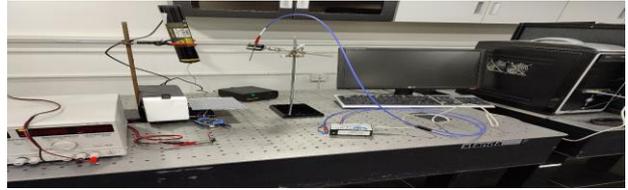
العمر	معدل التنفس RR (نفساً/الدقيقة)	
	الحد الأدنى	الحد الأعلى
أشهر [3-0]	25	57] - [34]
أشهر [6-3]	24	55] - [33]
أشهر [9-6]	23	52] - [31]
أشهر [12-9]	22	50] - [30]

تصميم مقياس اهتزاز ليزري من أجل كشف الترددات التنفسية



الشكل (1) مخطط قياس ترددات حركة الجسم المهتز

نقوم بتسليط ضوء الليزر على الورقة المخططة الموضوعه على المنصة المتحركة. يتم تحريك المنصة المتحركة نحو الأعلى والأسفل ضمن مجال محدد (اشتملت هذه الدراسة على إزاحتين فقط 1 و 2 cm) والتحكم بسرعتها من خلال برمجة دارة الأردوينو ويتم وضع المجس بزواوية مناسبة بحيث يتم التقاط أكبر قدر ممكن من الأشعة المنعكسة عن الورقة. وبواسطة برنامج المطياف يتم تتبع تغيرات شدة الضوء المنعكس عن الورقة المخططة مع الزمن. وبعد ذلك يتم تحليل الإشارة طيفيا عبر الانتقال من المجال الزمني إلى المجال الطيفي وبالتالي هذه العملية تتيح امكانية تحديد المكونات الترددية للإشارة بما فيها تردد حركة الجسم (الورقة المخططة) الذي تتم من خلاله محاكاة حركة جدار الصدر (الورقة المخططة).



الشكل (1) الاعداد التجريبي المخبري

بالنسبة لترددات الحركة تم تنظيم الترددات والإزاحات المدخلة إلى دارة الأردوينو بحيث تشمل كافة الترددات التنفسية الطبيعية وبعض الحالات المرضية كما هو موضح في الجدول التالي:

الجدول (1) قيم الترددات ب(Hz) المدخلة إلى دارة الأردوينو.

(Rpm)	d = 1cm	d = 2cm
10	0.333	0.1655
20	0.6666	0.3291
30	0.9876	0.4828
40	1.31	0.6474

العينية، ناصر واسماعيل

50	1.6	0.8046
60	1.861	0.9584
70	2.286	1.111

حيث تُمثل d الإزاحة وتُمثل Rpm عدد الدورات في الدقيقة.

تم تحديد الترددات المقابلة لكل إزاحة وسرعة زاوية للمنصة المتحركة بوحدة Hz من خلال تقسيم الزمن  $\Delta t$  الذي استغرقته الورقة المخططة لإنجاز عدد من الاهتزازات (هنا اعتبرنا ثماني هزات) على عدد الاهتزازات المنجزة (8) وبذلك تم الحصول على الدور T في زمن الاهتزازة الواحدة ثم بأخذ مقلوب الدور تم تحديد التردد الموافق للحركة في كل حالة حسب العلاقة:

$$(1) f = \frac{1}{T}$$

على سبيل المثال قمنا بقياس زمن الاهتزاز  $\Delta t$  المقابل لسرعة زاوية للمنصة المتحركة تقابل 10 Rpm ومن أجل إزاحة d = 1cm فوجدنا من خلال طريقة القياس والحساب المذكورة أنفا أن تردد الاهتزاز مساوٍ لـ 0.336 Hz وهكذا تم حساب الترددات المقابلة للإزاحات والسرعات الأخرى الموضحة في الجدول 2.

أما بالنسبة للورقة المخططة فقد تم اختيار عرض الشريط أبيض - أسود (دور الشبكة) بحيث يتناسب وقياس البقعة الليزرية بعد اختبار الحالات التالية.

عرض الشريط أصغر من قياس قطر البقعة الليزرية، في هذه الحالة تغطي البقعة الليزرية شريطاً من الورقة المخططة على الأقل والحزمة الليزرية لا تسقط سوى على شريط من نوع واحد هو الأسود أو الأبيض وبالتالي لا يحدث التباين المطلوب في الشدة المنعكسة عن الورقة مع اهتزازها ويظهر تأثير الهالة المحيطة بالحزمة مما يعيق عملية قياس تردد الحركة.

عرض الشريط أكبر قليلاً أو يساوي قياس قطر البقعة الليزرية: هنا تنتقل البقعة الليزرية أثناء الحركة الاهتزازية للورقة بين شريطين مختلفين باللون (أبيض وأسود) ويحدث التباين في الشدة المنعكسة عن الشريطين الأبيض والأسود وبالتالي نتمكن من قياس تردد الحركة. هذه الحالة هي الحالة الأفضل لقياس تردد الحركة الاهتزازية للورقة المخططة.

العينية، ناصر واسماعيل

وتؤخذ هذه البيانات وتُعالج وفق تحويل فورييه المتقطع DFT (Discrete Fourier Transform) الذي يقوم بتقطيع (تقسيم) الإشارة إلى N تقسيمة في المجال الزمني [26]. طبقت معادلة تحويل فورييه بغرض إيجاد تردد الإشارة المنعكسة عن الورقة المخططة وذلك لأنها أي الإشارة المنعكسة تتضمن العديد من الإشارات المتداخلة. يتميز تطبيق تحويل فورييه بالكشف عن التردد الأكثر تكراراً في الإشارات العشوائية أو المتداخلة أو المكونة من عدة إشارات. تم استخدام المعادلة التالية للحصول على الطيف الترددي:

$$(2) \text{XX}(1:N) = \left(\frac{2}{N}\right) \text{FFT}(x_t)$$

حيث تمثل  $(x_t)$ : تابع الشدة بدلالة الزمن. واستخدمت أيضاً المعادلة التالية لضبط مجال التردد (بحيث يأخذ القيم الموجبة فقط):

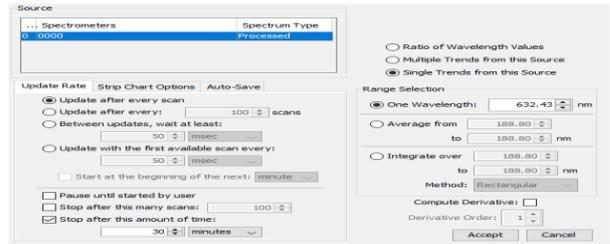
$$(3) X_f \left(1:\frac{N}{2} + 1\right) = \text{XX} \left(1:\frac{N}{2} + 1\right)$$

### 3 . النتائج (Results):

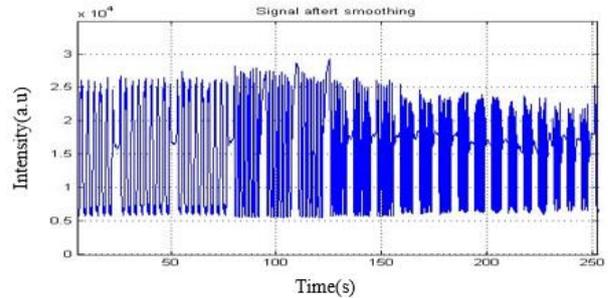
لقد تم تسجيل تغيرات الشدة الضوئية الملتقطة بتابعية الزمن من أجل ورقة عرض شريطها الأبيض أو الأسود 2.5mm وسنعرض فيما يلي مثالين لتغيرات الشدة مع الزمن من أجل بعض الإزاحات والترددات. يبين الشكل (4) والشكل (5) تغيرات الشدة الضوئية المنعكسة عن الجسم المهتز مع الزمن من أجل إزاحة 1cm وتردد 20Rpm و 30Rpm على الترتيب.

تصميم مقياس اهتزاز ليزري من أجل كشف الترددات التنفسية عرض الشريط أكبر من قياس قطر البقعة الليزرية، هنا يصبح من الصعب تتبع الحركة الاهتزازية للورقة المخططة بسبب بقاء الحزمة الليزرية متحركة على شريط معين. فإنها في هذه الحالة تسمح على سبيل المثال شريطاً اسوداً وجزءاً من الشريط الأبيض المجاور وهذا يسبب تشوشاً في الإشارة المنعكسة ولا يمكن أيضاً الحصول على التباين المطلوب.

وبناء عليه تم اختيار ورقة مخططة ذات عرض شريط 2.5mm وهو أكبر قليلاً من قياس قطر بقعة الليزر المستخدم والذي يساوي 2mm. بعد تحديد دور الشبكة (أبيض-أسود) الأمثل على الورقة المخططة وتثبيتها على المنصة المتحركة للمحرك الخطوي وتثبيت طاقة الأجهزة والأدوات كما هو موضح في المخطط التجريبي تم ضبط الإعدادات في مقياس الطيف عبر نافذة Strip Chart كما يلي:

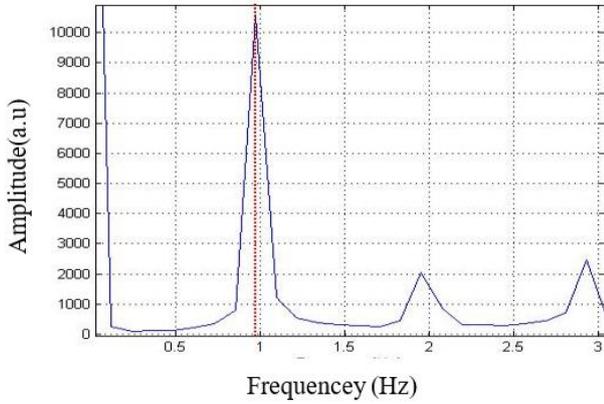


الشكل (2) التعليمات التي يجب إدخالها عبر الحاسب المتصل بمقياس الطيف حيث يتم التحديث بعد كل عملية scan واختيار الطول الموجي 632.8nm والتوقف بعد مدة 30 دقيقة، اختيار اتجاه واحد من المنبع. وبعد ضبط الخيارات الموضحة يقوم البرنامج بتسجيل كثافة الإشارة بدلالة الزمن كما هو موضح في الشكل التالي:



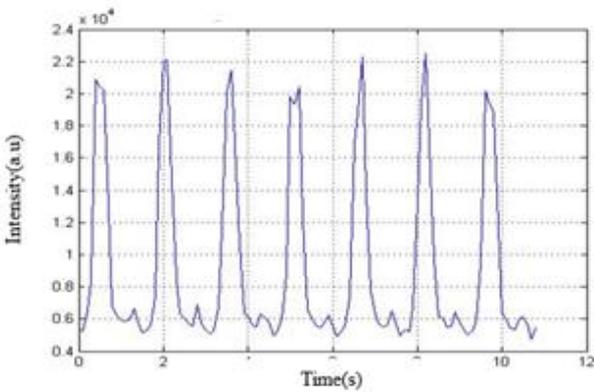
الشكل(3) تغيرات الشدة الضوئية الملتقطة بدلالة الزمن من أجل إزاحة 1cm لكل الترددات

العينية، ناصر واسماعيل  
 نلاحظ أن قيمة التردد التجريبية (0.67)Hz وهي موافقة للتردد المطبق للحركة الاهتزازية على الورقة المخططة والذي يساوي (0.66)Hz (انظر خطأ! لم يتم العثور على مصدر المرجع).



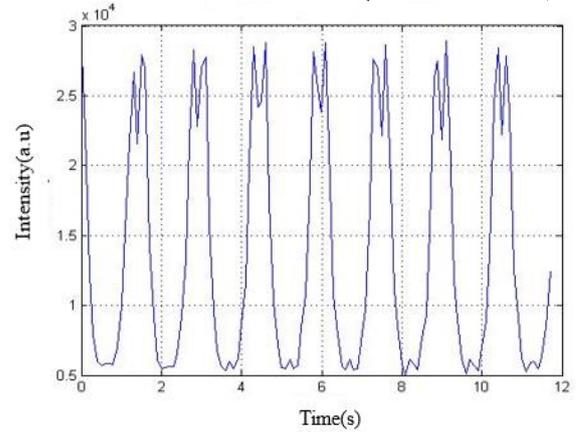
الشكل (7) تحويل فورييه للإشارة الضوئية الموضحة في الشكل (5) أيضاً هنا نلاحظ أن قيمة التردد التجريبية (0.97) Hz وهي موافقة للتردد المطبق للحركة الاهتزازية على الورقة المخططة والذي يساوي (0.98)Hz (انظر خطأ! لم يتم العثور على مصدر المرجع).

وسنأخذ مثلاً من أجل إزاحة 2cm حيث يمثل الشكل 8 تغيرات الشدة الضوئية المنعكسة عن الجسم المهتز مع الزمن من أجل إزاحة 2cm وتردد يقابل 40Rpm

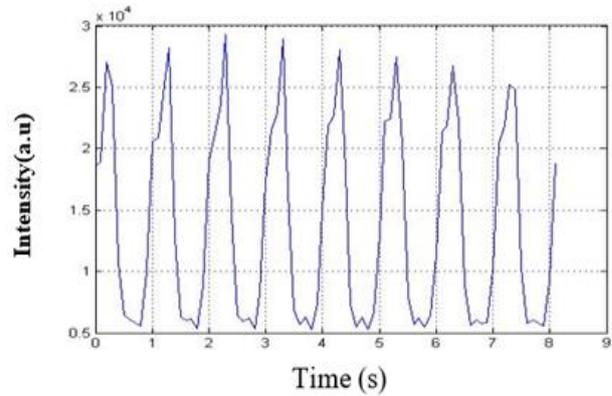


الشكل 8: الشدة بدلالة الزمن من أجل إزاحة 2cm وتردد يقابل 40Rpm  
 وإجراء تحويل فورييه للإشارة السابقة نحصل على:

تصميم مقياس اهتزاز ليزري من أجل كشف الترددات التنفسية

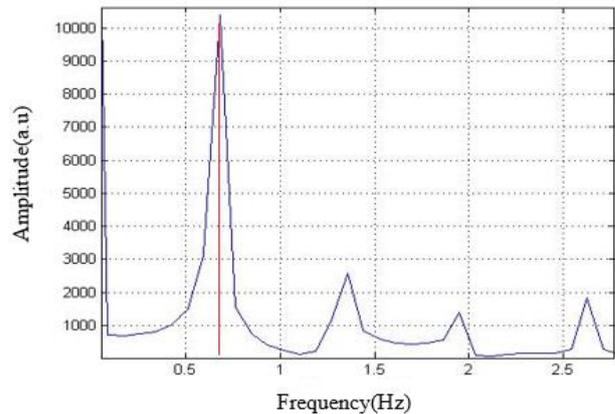


الشكل (4) تغيرات الشدة الضوئية الملتقطة بدلالة الزمن من أجل إزاحة 1cm وتردد 20Rpm



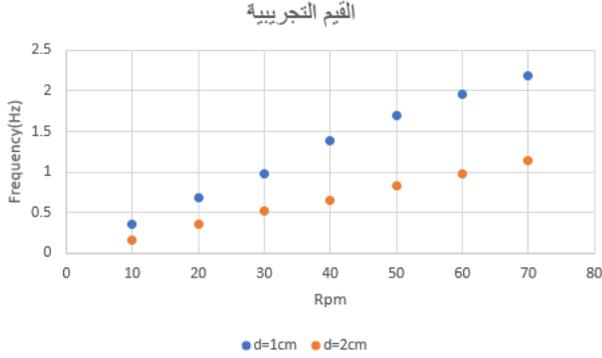
الشكل (5) تغيرات الشدة الضوئية الملتقطة بدلالة الزمن من أجل إزاحة 1cm وتردد 30Rpm

وبإجراء تحويل فورييه لكل من الإشارتين السابقتين نجد:



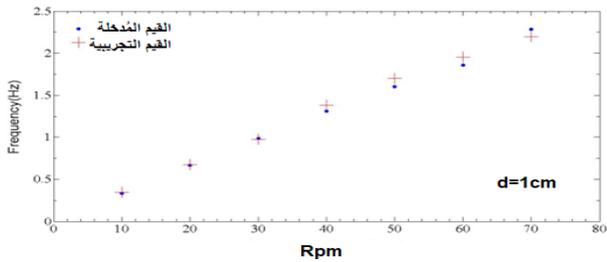
الشكل (6) تحويل فورييه للإشارة الضوئية الموضحة في الشكل (4)

العينية، ناصر واسماعيل



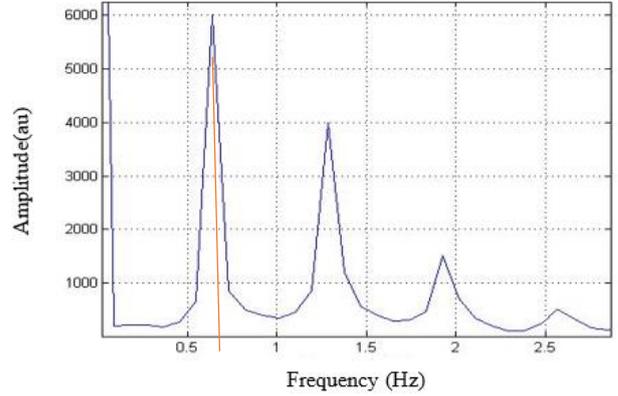
الشكل (9) قيم التردد التجريبية من أجل للإزاحتين 1cm و 2cm نلاحظ من أجل قيمة معينة ل Rpm وتكن 70Rpm تناقص قيم التردد التجريبية من أجل للإزاحتين 1cm و 2cm. أي أن قيمة التردد التجريبية الموافقة لإزاحة 1cm (2.19 Hz) أكبر من مقابلتها من أجل إزاحة 2cm (1.14 Hz). بشكل عام مع زيادة الإزاحة يتناقص ميل المنحني المعبر عن تغير التردد المحسوب تجريبياً مع تغير Rpm بين [10-70] cm.

ويرسم منحنيات التردد (Frequency) بدلالة (Rpm) من أجل كل إزاحة للمقارنة بين قيمة التردد المطلوبة والتجريبية نجد:



الشكل (10) مقارنة بين قيم التردد المطلوبة والتجريبية بدلالة Rpm من أجل إزاحة 1cm

تصميم مقياس اهتزاز ليزري من أجل كشف الترددات التنفسية



الشكل (10) تحويل فورييه للإشارة الضوئية الموضحة في الشكل 8 ونلاحظ هنا أيضاً أن قيمة التردد التجريبية (0.642)Hz وهي موافقة للتردد المطبق للحركة الاهتزازية على الورقة المخططة والذي يساوي (0.647) Hz (انظر خطأ! لم يتم العثور على مصدر المرجع).

وسوضح في الجدولين التاليين النتائج التجريبية للترددات التي حصلنا عليها مقارنتها مع قيم الترددات المدخلة لدارة الأروينو من أجل الإزاحتين 1,2cm:

الجدول (2) مقارنة الترددات المطلوبة والتجريبية من أجل إزاحة 1cm

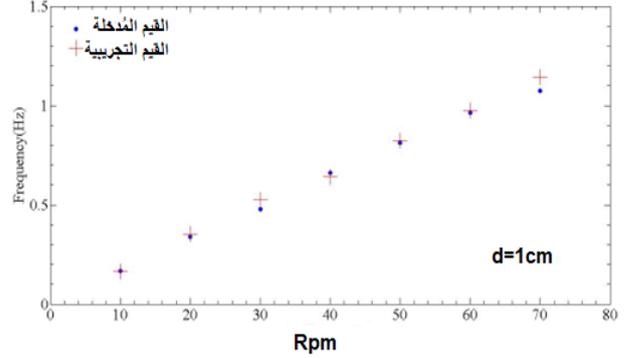
إزاحة 1cm	
الترددات المطلوبة [Hz]	الترددات التجريبية [Hz]
0.336	0.347491598
0.672	0.67796861
1.038	0.975605854
1.379	1.38467631
1.77	1.698118302
2	1.956486522
2.1	2.19504293

الجدول (3) مقارنة الترددات المطلوبة والتجريبية من أجل إزاحة 2cm

إزاحة 2cm	
الترددات المطلوبة [Hz]	الترددات التجريبية [Hz]
0.167	0.165106
0.34	0.351889
0.479	0.526312
0.661	0.642197
0.812	0.823575
0.963	0.975585
1.0738	1.142886

ونلخص في الشكل التالي قيم الترددات التجريبية من أجل الإزاحتين 1cm و 2cm الموافقة ل Rpm:

تصميم مقياس اهتزاز ليزري من أجل كشف الترددات التنفسية



الشكل (11) مقارنة بين قيم التردد المطلوبة والتجريبية بدلالة Rpm من أجل إزاحة 2cm

نلاحظ من الشكلين الأخيرين وجود تطابق بين القيم التجريبية والقيم المطبقة (المُدخلة) الواردة في الجدول (1)، وبحساب الارتياح النسبي بينهما نجد أنه لا يتجاوز 6%، وهذا يدل على دقة قيم الترددات التي حصلنا عليها تجريبياً وفعالية القياس بالطريقة المقترحة.

#### 4. المناقشة (Discussion):

قمنا في هذا البحث بتصميم جهاز يحاكي حركة جدار الصدر، حيث أنّ حركة جدار الصدر هي توسع وتضيق للقصص الصدري عند الشهيق والزفير أثناء عملية التنفس (ارتفاع وانخفاض عند الاستلقاء)، وهذه الحركة يختلف فيها حجم صدار الصدر (إزاحته) وتردداته التي تقاس من خلال عدد الأنفاس بالدقيقة، وبناءً عليه، تمت محاكاته عن طريق منصة تتحرك صعوداً وهبوطاً بإزاحات متعددة تساوي إزاحات جدار الصدر لمختلف الأعمار وبسرعات زاوية تقابل ترددات مساوية لترددات حركة الجدار.

والجهاز المصمّم يشتمل على محرك خطوي موصول بدارة أردوينو. بينما لم تشتمل دراسة الباحثين في المرجع [27] على ترددات التنفس عند الأطفال، قمنا في هذا العمل ببرمجة دارة الأردوينو لتشمل جميع الترددات التنفسية بما فيها الترددات التنفسية عند الأطفال في الحالات الطبيعية وبعض الحالات المرضية. علاوة على ذلك، في هذا العمل تم أخذ تغير الإزاحة بعين الاعتبار وهو عامل هام عند دراسة الحركات التنفسية حيث اشتملت الإزاحات التي دُرست على قيمتين

العينية، ناصر واسماعيل

للإزاحة وهما 1,2cm. بينما وجدنا أنه في [27] لم يتم مراعاة الفروق بين إزاحة صدر الطفل وصدر البالغ، ولم يتم الأخذ بعين الاعتبار حالات احتقان الصدر، والحركات العفوية للأطفال. كذلك الأمر في [28]، لم يأخذ النموذج المدروس في الاعتبار التغير في إزاحة الصدر حسب العمر والجنس وتشوهات الصدر وأمراض القلب أو حتى الاختلاف بين الطفل والبالغ.

من جهة أخرى، تم في هذا العمل استخدام ورقة مخططة بلونين هما الأبيض والأسود وتم التطوير في النظام ليمت قياس الترددات التنفسية بينما استخدمت الورقة المخططة بألوان مختلفة في المرجع [20] وكان الهدف منها مراقبة تغيرات حجم جدار الصدر وليس قياس تردد حركته.

تم اختيار الليزر في هذا العمل و[6] كأداة للقياس باعتباره وسيلة أكثر دقة وأقل تأثيراً بالضوضاء وأسهل استخداماً وأقل تكلفة وأكثر أماناً من بقية الطرق. مقارنة بـ[6] تم اعتماد ذات التصميم لمقياس اهتزاز ليزري يعتمد قياس ترددات الحركة عن بُعد لجسم يحاكي بحركته حركة جدار الصدر ولكن في هذا العمل قمنا بتوضيح بعض المراحل التجريبية التي لم توضح سابقاً في [6] على سبيل المثال ضبط الإعدادات في مقياس الطيف عبر نافذة Strip Chart كما بقمنا باختبار عينات مختلفة (الورقة المخططة) تختلف باختلاف عرض الشريط وتم اختيار العينة الأمثل وعرض النتائج الخاصة بها. كما تم في هذا العمل الاقتصار على الإزاحات الموافقة للأطفال وهي 2 cm و 1.

خلافاً لأدوات أخرى تم استخدامها في دراسات مرجعية سابقة على سبيل المثال مستشعر الرادار التقليدي ذي الموجة المستمرة فمن حيث الدقة أشار Gu وآخرون إلى وجود خلل أثناء تتبع حركات التنفس البطيئة. أما من حيث الأمان وكون أنظمة الرادار تستخدم الموجات الميكروية، فإن ذلك يؤدي إلى ارتفاع درجة حرارة الجسم المهتز وبالتالي يمكن أن تسبب ضرراً له [24]. أكثر من ذلك فمن حيث سهولة الاستخدام

تصميم مقياس اهتزاز ليزري من أجل كشف الترددات التنفسية

ومستوى التعقيد فقد اعتمدت دراسة قام بها Kim وآخرون [11] على نظام رادار IR-UWB يتميز بدقة عالية، بالمقابل فإنه يتطلب معدات أكثر تعقيداً مقارنة بالمعدات التي تم استخدامها في هذا البحث.

تم في هذا العمل استخدام منظومة ليزرية بسيطة للغاية مؤلفة من ليزر ومطياف تم وصله بالحاسب لعرض التغيرات عبر برنامج Spectra Suit. صممت منظومة شبيهة لها في المرجع [20] استخدمت كاميرا CCD لتصوير حركة الصدر ومراقبة تغيرات حجمه نيابة عن المطياف.

5. الخلاصة (Conclusion):

تعد مراقبة عملية التنفس أمراً غاية في الأهمية، لما يمكن أن تقدمه من معلومات مهمة في التشخيص والتدريب الطبي، فيمكن من خلالها الكشف المبكر عن الأمراض بالإضافة إلى فائدتها في تطوير أجهزة التنفس الصناعي.

وتم في هذا البحث تقديم نموذج بسيط لمراقبة حركة التنفس وحساب تردداته عن بُعد من دون تلامس فيزيولوجي. وتأتي أهمية هذا البحث من أن الأجهزة التلامسية التقليدية، قد تسبب عدم الراحة للمريض، وتجعل تنفسه بشكل غير طبيعي.

ويتكون النموذج المقدم هنا من ليزر He-Ne (ذا الطول الموجي 632.4nm والطاقة 5mW)، ما جعله خياراً مناسباً لأنه من جهة يعد من الليزرات الآمنة بسبب استطاعته المنخفضة وغير المؤذية فهو لا يسبب ضرراً على الجلد، وبالتالي يسمح بمراقبة التنفس بشكل مستمر. ومن جهة أخرى، فهو ليزر متوفر وبتكلفة بسيطة نوعاً ما مقارنة بليزرات أخرى والنموذج المقترح، تم تصميمه بحيث يحاكي حركة جدار

العينية، ناصر واسماعيل

الصدر، وهو مكون من ورقة مخططة توضع على منصة لمحرك خطوي موصول مع دائرة أوردوينو، تمت برمجتها بحيث يتم تغطية جميع مجالات الترددات التنفسية لجميع الأشخاص بمختلف أعمارهم وحالاتهم. وتم الكشف عن الإشارات عن طريق مجس موصول بمطياف، وأخذت النتائج عبر برنامج Spectra Suit، وتم تطبيق تحويل فورييه عليها ووجدنا أنها مقارنة جداً للترددات المطبقة. والنتائج التي حصلنا عليها، تبين دقة النموذج المقترح في قياس الترددات التنفسية. وعلاوة على دقته، فهو يتميز بتكلفته المنخفضة جداً مقارنة مع أجهزة القياس الأخرى.

والجدير بالذكر هنا، هو إمكانية تطبيق هذا النموذج على الأطفال الرضع في الحاضنات. وهذا أمر هام جداً حيث يصعب قياس ترددات التنفس عندهم باستخدام الطرق التقليدية التي تستلزم أدوات قياس تتلامس بشكل مباشر مع جدار الصدر.

**التمويل:** هذا البحث ممول من جامعة دمشق وفق رقم التمويل(501100020595).

## References:

- [1] P. F. Brown HW, "The neurological basis of Cheyne-Stokes respiration," Am J Med, pp. 30:849–86, 1961.
- [2] T. Brack, W. Randerath, and K. E. Bloch, "Cheyne-stokes respiration in patients with heart failure: Prevalence, causes, consequences and treatments," Respiration, vol. 83, no. 2, pp. 165–176, 2012, doi:

- [3] H. Kaneko and J. Horie, "Breathing movements of the chest and abdominal wall in healthy subjects," *Respir. Care*, vol. 57, no. 9, pp. 1442–1451, 2012, doi: 10.4187/respcare.01655.
- [4] M. J. Tobin and J. V. Snyder, "Cheyne-Stokes respiration revisited: Controversies and implications," *Critical Care Medicine*, vol. 12, no. 10, pp. 882–887, 1984. doi: 10.1097/00003246-198410000-00010.  
10.1155/2013/872739.
- [5] N. Kumar, G. Akangire, B. Sullivan, K. Fairchild, and V. Sampath, "Continuous vital sign analysis for predicting and preventing neonatal diseases in the twenty-first century: big data to the forefront," *Pediatr. Res.*, vol. 87, no. 2, pp. 210–220, 2020, doi: 10.1038/s41390-019-0527-0.
- [6] Wesam Bachir<sup>1,2</sup> · Fatimah Samie Ismael<sup>2</sup> · Nour Hasan Arry Alaineya<sup>2</sup>. (16 June 2023)." Laser spectroscopic method for remote sensing of respiratory rate". *Physical and Engineering Sciences in Medicine*.
- [7] S. Kontaxis et al., "ECG-Derived Respiratory Rate in Atrial Fibrillation," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 67, no. 3, pp. 905–914, 2020, doi: 10.1109/TBME.2019.2923587.
- [8] E. L'Her, Q. T. N'Guyen, V. Pateau, L. Bodenes, and F. Lellouche, "Photoplethysmographic determination of the respiratory rate in acutely ill patients: validation of a new algorithm and implementation into a biomedical device," *Ann. Intensive Care*, vol. 9, no. 1, 2019, doi: 10.1186/s13613-019-0485-z.
- [9] M. N. I. Shuzan et al., "A Novel Non-Invasive Estimation of Respiration Rate from Motion Corrupted Photoplethysmograph Signal Using Machine Learning Model," *IEEE Access*, vol. 9, pp. 96775–96790, 2021, doi: 10.1109/ACCESS.2021.3095380.
- [10] Shuzan, M. N. I., Chowdhury, M. H., Hossain, M. S., Chowdhury, M. E., Reaz, M. B. I., Uddin, M. M., ... & Ali, S. H. M. (2021). A novel non-invasive estimation of respiration rate from motion corrupted photoplethysmograph signal using machine learning model. *IEEE Access*, 9, 96775-96790
- [11] J. D. Kim et al., "Non-contact respiration monitoring using impulse radio ultrawideband radar in neonates," *R. Soc. Open Sci.*, vol. 6, no. 6, 2019, doi: 10.1098/rsos.190149.
- [12] G. Ferrigno, P. Carnevali, A. Aliverti, F. Molteni, G. Beulcke, and A. Pedotti, "Three-dimensional optical analysis of chest wall motion," *J. Appl. Physiol.*, vol. 77, no. 3, pp. 1224–1231, 1994, doi: 10.1152/jappl.1994.77.3.1224.
- [13] U. Wijenayake and S. Y. Park, "Respiratory motion estimation using visual coded markers for radiotherapy," *Proc. ACM Symp. Appl. Comput.*, vol. 2559924, no. c, pp. 1751–1752, 2014, doi: 10.1145/2554850.2559924.
- [14] M. Alnowami, E. Lewis, K. Wells, and M. Guy, "Inter- and intra-subject variation of abdominal vs. thoracic respiratory motion using kernel density estimation," *IEEE Nucl. Sci. Symp. Conf. Rec.*, pp. 2921–2924, 2010, doi: 10.1109/NSSMIC.2010.5874330.
- [15] M. R. Alnowam, E. Lewis, K. Wells, and M. Guy, "Respiratory motion modelling and prediction using probability density estimation," *IEEE Nucl. Sci. Symp. Conf. Rec.*, pp. 2465–2469, 2010, doi: 10.1109/NSSMIC.2010.5874231.

- [16] A. Babchenko, B. Khanokh, Y. Shomer, and M. Nitzan, "F Iber O Ptic G Igabit," *Connect*, vol. 4, no. 2, pp. 224–229, 1999.
- [17] T. Allsop et al., "Respiratory function monitoring using a real-time three-dimensional fiber-optic shaping sensing scheme based upon fiber Bragg gratings," *J. Biomed. Opt.*, vol. 17, no. 11, p. 117001, 2012, doi: 10.1117/1.jbo.17.11.117001.
- [18] M. Aoki, H.; Koshiji, K.; Nakamura, H.; Takemura, Y.; Nakajima, "Study on respiration monitoring method using near-infrared multiple slit-lights projection. In Proceedings of the IEEE International Symposium on Micro-NanoMechatronics and Human Science," Nagoya, pp. 273–278, 2005.
- [19] H. Chen et al., "Color structured light system of chest wall motion measurement for respiratory volume evaluation," *J. Biomed. Opt.*, vol. 15, no. 2, p. 026013, 2010, doi: 10.1117/1.3368680.
- [20] K. Povšič, "Laser 3-D measuring system and real-time visual feedback for teaching and correcting breathing," *J. Biomed. Opt.*, vol. 17, no. 3, p. 036004, 2012, doi: 10.1117/1.jbo.17.3.036004.
- [21] and K. K. Y. Mizobe, H. Aoki, Basic study on relationship between respiratory flow volume and volume change of thorax surface. Tokyo, 2007.
- [22] E. P. T. P. Marchionni, L. Scalise, I. Ercoli, "An optical measurement method for the simultaneous assessment of respiration and heart rates in preterm infants," *Sci. Instrum*, 2013, [Online]. Available: <https://doi.org/10.1063/1.4845635> .
- [23] S. Fleming et al., "Normal Ranges of Heart Rate and Respiratory Rate in Children from Birth to 18 Years of Age - Supplementary webappendix," *Lancet*, vol. 6736, no. 10, pp. 1011–1018, 2011, doi: 10.1016/S0140-6736(10)62226-X.Normal.
- [24] M. Buist, S. Bernard, T. V. Nguyen, G. Moore, and J. Anderson, "Association between clinically abnormal observations and subsequent in-hospital mortality: A prospective study," *Resuscitation*, vol. 62, no. 2, pp. 137–141, 2004, doi: 10.1016/j.resuscitation.2004.03.005.
- [25] U. Wijenayake and S. Y. Park, "Real-time external respiratory motion measuring technique using an RGB-D camera and principal component analysis," *Sensors (Switzerland)*, vol. 17, no. 8, 2017, doi: 10.3390/s17081840.
- [26] "DiscreteFourierTransform." <https://www.sciencedirect.com/topics/engineering/discrete-fourier-transform>
- [27] C. Gu and C. Li, "Assessment of human respiration patterns via noncontact sensing using Doppler multi-radar system," *Sensors (Switzerland)*, vol. 15, no. 3, pp. 6383–6398, 2015, doi: 10.3390/s150306383.
- [28] A. Singh, S. U. Rehman, S. Yongchareon, and P. H. J. Chong, "Modelling of chest wall motion for cardiorespiratory activity for radar - based NCVS systems," *Sensors (Switzerland)*, vol. 20, no. 18, pp. 1 – 13, 2020, doi: 10.3390/s20185094