طريقة تحديد موقع الأوعية الدموية (شريان – وريد) - دراسة هندسية طبية -[1]

المهندسة صفاء سراقبي[2] الدكتور المهندس نديم شاهين[3]

الدكتور المهندس راينر شميت[4]

الملخص

يهدف هذا البحث إلى إيجاد طريقة لتحديد موقع الوعاء الدموي وكشفه (شريان– وريد) في سواعد الأشخاص ذوي البشرة الداكنة اللون (السوداء) وشديدي السمنة الـذين يواجهـون صعوبة عند سحب عينات الدم، وذلك من خلال تصميم وتنفيذ جهاز وفقاً لمبدأ دوبلر.

اعتماداً على دراسة انتشار الأمواج فوق الصوتية في الأنسجة، ومن خـلال تحديـد عمـق الاختراق الأعظمي، حسب التردد اللازم لتشغيل المبدل، ومن ثَم اختيار المبدل المناسب بحيث يحقق متطلبات الاختراق (اختير 5 MHz التردد المركزي لمبدل دوبلر ذي الموجة المستمرة CW لعمق شرايين 1.2 cm ونسبة تخامد للإشارة α=2.37 dB/cm.MHz، و اختيار تردد 8 MHZ لعمق شرايين 0.86 cm عند نسبة التخامد نفسها للإشارة).

اعتماداً على تغير سرعة التدفق من خلال معادلات الديناميك الدموي لأهم شرايين الطـرف العلوي، حسبتْ تغيرات دوبلر التي تحدث نتيجة حركة الدم في الأوعية.

صمم الجهاز موضوع البحث من دارتي الإرسال والاستقبال، فضلاً عن دارة الإظهار.

[1] اعد البحث في سياق رسالة الدكتوراه للمهندسة صفاء سراقبي بإشراف الأستاذ الدكتور المهندس نديم شاهين والأستاذ الدكتور المهندس راينر شميت المشرف المشارك.

[2] قسم الهندسة الطبية - كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية - جامعة دمشق.

[3] قسم الهندسة الالكترونية - كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية - جامعة دمشق.

[4] معهد فراونهوفر - جامعة سار لند - ألمانيا

مبدأ عمل الجهاز المصمم : يولد المهتز في دارة الإرسال موجة جيبيـة كهربائيـة تـضخم وترسل إلى المبدل المتوضع على سطح الجلد، حيث تحول إلى موجة فوق صوتية ميكانيكية تخترق ساعد المريض وتعمل وفقاً لمبدأ دوبلر [11]، ويحصل طنين عند عمـق الاختـراق المحدد، ثم تستقبل الموجة المرتدة من قبل المبدل البلوري وتحول من الموجة الميكانيكيـة إلى موجة كهربائية تُعالج الكترونياً في دارة الاستقبال، تضخم (للتعويض عن التخامد الناتج بسبب اختلاف الخواص الصوتية في الأنسجة) وترشح وبعد ذلك تمرر عبر دارة تقويم إلـى المكبر العملياتي الذي يعمل كمرشح filter تمرير للتـرددات العاليـة ولتمريـر التـرددات المنخفضة، ومن ثم إلى وحدة الإخراج التي تتألف من جـزأين الأول للإخـراج المـسموع للإشارة والثاني للإظهار المرئي الذي يمثل تغيرات دوبلر مع الزمن، وبنـاء عليـه تـوزع السرعة المتناسبة مع انتشار حركة الدم.

بالنتيجة تم التوصل إلى جهاز سهل الاستخدام يساعد في كشف موقـع الوعـاء الـدموي وتحديده (شريان –وريد) دون أن يسبب آلاماً للمريض.

أجريت تجارب دات على سلامة الطريقة وسلامة التنفيذ فكانت النتائج مرضية.

الكلمات المفتاحية: تردد دوبلر– الأمواج فوق الصوتية- الديناميك الدموي– تدفق الـدم – التقنية الالكترونية - قاعدة المعرفة.

1. مقدمة Introduction

إن عملية الحصول على العينات الدموية من الشريان أو الوريد للأشخاص ذوي البشرة الداكنة اللون والسمنة المفرطة تتم بصعوبة بالغة، ولمعاناة المريض والطبيب في تحديد موقع الوعاء الدموي، لذلك فقد تم التوجه إلى إيجاد آلية دقيقة لتحديد هذه المواقع لهؤلاء الأشخاص من أجل الحصول على العينات المطلوبة بأقل معاناة ممكنة ودون أن يسبب آلاماً أو مضاعفات للمريض.

تبين من خلال البحث أن استخدام مبدأ الأمواج فوق الصوتية (دوبلـر) Ultrasound Waves)، ذو مردود أفضل كثيراً بالمقارنة مع الطرائق الأخرى المـستخدمة منهـا [15]:

- مبدلات الأمواج الكهرطيسية (Electromagnetic Waves).
- الأمواج الميكروية (Microwaves).
- قياس الممانعة (Impedance Measurement) التي تعتمد على تغير الناقلية بين نقطتي قياس من الوعاء الدموي.
- مبدلات التدفق الحرارية (Thermal Anemometer) التي تعمل على النقل الحراري.
- قياس تغير الضغط (Pressure Gradient) الذي يعتمد على تغير الضغط في عمود السائل.

والطريقة المقترحة من قبلنا تعتمد على مبدأ الأمواج فوق الصوتية كونها أقل ضـرراً على الخلايا الدموية، حيث لا يحصل فصل المصورة Plasma في الدم عند الجـدار كما هو في حالة استخدام الأمواج الكهرطيسية، وكذلك لا يحـدث تـسخين حـراري لمنطقة التعرض للموجة فوق الصوتية كما هو في حالة استخدام مبدل قياس الممانعة. أُجريت دراسات من قبل الباحث (Mills) والبـاحثين (Rumnel & Ketel) [1] فـي قياس سرعة التدفق في أثناء القثطرة القلبية استخدم فيها مبـدأ الحقـل المغناطيـسي.

وأجريت أبحاث من قبل الباحث (Stone) في قياس سرعة التدفق في الوريد الأجـوف السفلي والأذينة اعتمد فيه مبدأ الأمواج فوق الصوتية باستخدام عدسات اكر ليك [11]، وتم إيجاد مبدل فوق صوتي من قبل (Paul، G.Youk) [3] يحـدد موقـع الوعـاء الدموي في الشريان الفخذي، وذلك في أثناء إجراء القثطرة القلبية باسـتخدام طريقـة دوبلر تحت الجلد، حيث يوضع المبدل ضمن إبرة أو سيرنغ تحتوي عدسات صـوتية لتُمحرق شعاع الأمواج فوق الصوتية (Focusing Ultrasound Waves) إلـى رأس السيرنغ، ومن ثم يربط المبدل بالمضخم الصوتي للحصول على الإشارة الصوتية، كما يربط براسم الإشارة لمعرفة مكان توضع الإبرة، إلا أن مساوئ هذا الجهاز تكمن في صعوبة تعقيم المبدل وتنظيفه عقب كل استعمال، وصعوبة إضافة المحلول الملحي في كل مرة تجنباً من تعرض المبدل للهواء، فضلاً عن ذلك لم تعد العدسـات الـصوتية تستخدم حالياً في مجال الهندسة الطبية، كما أنّه يستعمل في أثناء العمل الجراحي فقط.

من خلال دراسة الخواص الحركية الحيوية للأوعية الدموية (قـانون بوازويـل)، أي تغير في ضغط الدم ينتج عنه تغير في قطر الوعاء الدموي، ومن ثَم ينتج عنه تغيـر في سرعة الجريان، ولما كان تغير السرعة يؤدي إلى تغير تردد دوبلر فقـد حـسِبتْ تغيرات تردد دوبلر عند كل 5cm من طول الشريان وبناء عليه حصلنا على مخطـط سرعة الجريان وطيف دوبلر الترددي للاستجابة الترددية، وتمـت معرفـة سـرعة الجريان العظمى من معرفة تردد دوبلر الأعظمي.

لاعتماد المبدل المناسب من حيث التركيب والأبعاد الهندسية له، يتطلّب اختيار التردد، وطول الموجة فوق الصوتية المناسب لاختراق الوعاء الدموي، لذلك أُجريتْ دراسـة انتشار الأمواج فوق الصوتية في الجسم، حيث يحصل للموجة انعكاس وانكسار عندما تسقط على سطح فاصل بين نسيجين كما يحصل تخامد عند مرورها بالنـسيج نتيجـة تشتتها، أو تحول جزء منها إلى حرارة، وحسبت معاملات الانعكـاس والانكـسار و التخامد للموجة المارة في الوعاء الدموي، وبناء عليه تم اختيار تردد المبدل المرسِـل

بحيث يحقق القدرة على التمييز عند عمق الاختراق المحدد، وقد اعتمد مبدل دوبلر ذو الموجة المستمرة CW ومن ثَم صمم الجهاز الذي يتـألف مـن دارة إرسـال و دارة استقبال فضلاً عن دارة الإظهار.

وبالنتيجة تمت معرفة موقع الوعاء الدموي من خلال تصميم وتنفيذ جهاز يحدد موقع الوعاء الدموي في الساعد باستخدام مبـدل دوبلـر فـوق الـصوتي (Ultrasound Doppler)، غير مكلف، وصغير الحجم، ولا يحتاج إلى تعقيم، كونه لا يدخل ضـمن الشريان أو الوريد، ويقوم بتحديد موقع الوعاء الدموي بدقة وغير قابل للخطأ، ويفضل وضع مادة الجل أو المحلول الملحي بين رأس المبدل وسطح الجلـد لزيـادة الناقليـة وعدم تعرض المبدل للهواء.

2. الدراسة النظرية Theoretical Studying

وتشمل الدراسة النظرية للبحث : إيجاد مخطط سرعة التـدفق بالطريقـة الحـسابية، حساب قيمة التردد المطلوب للمبدل، قياس سرعة التدفق بتأثير تردد دوبلر

2-1 إيجاد مخطط سرعة التدفق بالطريقة الحسابية : Velocity Profile

لما كان تدفق الدم نبضياً بسبب الضخ النبضي للقلب لأن الأوعية تنقبض وتنبسط تبعاً للتدفق أي أن الأوعية تعمل كخط نقل تتغير فيه السرعة مع تغير الضغط، فأي تغير في الضغط ينتج عنه تغير في القطر ومن ثَم ينتج عنه تغير في السرعة.

اعتماداً على المخطط التشريحي لذراع الإنسان[1] كما في الشكل (1) وضع النموذج الرياضي لمخطط الشرايين الذي يتضمن حساب سرعة التدفق اعتماداً على تغيرات الضغط التي تحدث في الشرايين في أثناء الدورة الدموية، وذلك انطلاقاً من فرض المعلومات الأولية لشخص ذكر[2]، سليم ووزنه 64 kg وعمره 40 عاماً، وتتراوح أقطار شرايين الذراع مابين (1.6-2.6) mm ومعدل النبض عنده 62 bpm.

[1] أجريت القياسات والدراسة التشريحية في مخبر التشريح - كلية الطب - -جامعة دمشق.

[2] أخذت المعلومات من قسم تصوير الأوعية الدموية - مشفى المواساة – جامعة دمشق.

- تعطى علاقة توزع الضغط عند تدفق ثابت بالعلاقة الآتية [4]:

$$\frac{dp}{dx} = -\frac{8\mu\ Q}{\pi R^4} \qquad (1)$$

حيث : R=0.8 mm : نصف قطر الشريان العضدي.

Q: التدفق في الوعاء الدموي ويساوي إلى:

$$2\pi\ nV_m \int_0^r r\,dr = \pi\, nV_m\, R^2 \qquad (2)$$

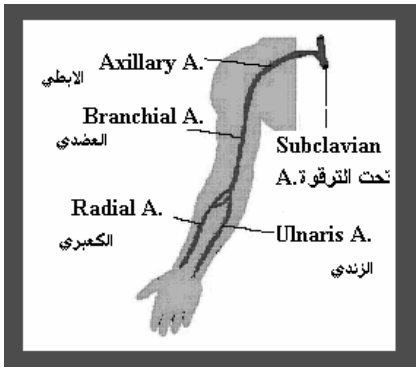
X: طول الوعاء الدموي وتتراوح قيمتها من L= 0-25 cm

V m: متوسط السرعة وقد أخذت سريرياً وتساوي إلى:

(80+20) / 2 = 50 cm/sec

n=62 bpm. عدد النبضات في الدقيقة

μ : اللازوجة التحريكية وتقدر بالبواز [Poise] وتبلغ $4\times10^{-3}\ cp$ عند درجة حرارة 37 درجة مئوية ونسبة خضاب الدم 45%.



الشكل (1) الأوعية الشريانية في الطرف العلوي [21]

ومن ثَم حسِب تغير الضغط على طول الشريان من العلاقة (1) حيث يبلغ:

$$dp = -\frac{8\mu\ Q}{\pi R^4} L \ = \ -244.3\frac{N}{m_2} = -1.83\,mmHg$$

فعندما يكون الضغط عند مدخل الوعاء الدموي مساوياً إلى 80 mmHg يكون الضغط على مخرج الوعاء مساوياً إلى 78.17 mmHg وبتكامل العلاقة (1) نجد أن [4]:

$$p(x) = p(0) - \frac{8\mu}{\pi} Q \int_0^x \frac{1}{R(x)^4}\, dx \qquad (3)$$

نحصل من هذه العلاقة على تغير الضغط مع تغير X طول الشريان ويتم حـساب تغير نصف القطر على طول الشريان بالعلاقة الآتية:

$$R(x)^5 = R(0)^5 - \frac{20\mu\alpha}{\pi} Q\ X \qquad (4)$$

حيث: $\alpha = \frac{20R^2}{Eh}$ $[\frac{m^3}{N}]$ مرونة الجدران.

E: عامل يونغ (عامل المرونة للجدران) وتتـراوح قيمتـه فـي شـرايين الـذراع مابين $9 \div 12 = \frac{N}{m^2}.10^5$ [9]

h : سماكة الجدار وتساوي 0.1 mm في شرايين الذراع.

R = 0.8 mm : نصف قطر الوعاء الدموي.

من العلاقة (3) و(4) حسِبتْ تغيرات الضغط ونصف القطر علـى طـول الـشريان الدموي ووضعت القيم في الجدول (1).

- تعطى علاقة تغير السرعة مع تغير نصف قطر الوعاء الدموي[1] بالعلاقة:

$$V(r) = V_0\left[1 - \left(\frac{r}{R}\right)^2\right] \qquad (5)$$

حيث : V_o : السرعة الأعظمية المأخوذة عند مركـز أنبـوب نـصف قطـره R

V_r : السرعة عند الموضع r .

r : تغير نصف القطر من الصفرعند مركز الوعاء إلى القيمة العظمى R عند جدار الوعاء.

أُجريت حسابات تغير السرعة مع تغير نصف القطر عند كل 5cm من طول الشريان (أُخِذَتِ الشرايين التي تفيد في سحب عينات الدم كما هو موضح في الشكل (1) وهـ و الشريان العضدي الذي يعد شرياناً رئيسياً ويتفرع عنه الشريان الزندي و الكعبـ ري)، ومن ثَم متوسط السرعة في الشريان العضدي يساوي إلى $53.96\frac{cm}{\sec}$ كما هو مبين في الجدول (1).

طول الشريان العضديcm	نصف القطر mm	السرعة cm/sec	المساحة mm2	الضغط mmHg
0	1.30	51.69	5.3	80
5	1.29	52.69	5.2	79.62
10	1.28	53.7	5.1	79.2
15	1.27	54.8	5.0	78.78
20	1.26	55	4.98	78.78
25	1.25	55.91	4.9	78.1
المتوسط		53.96	5.1	

الجدول (1)

تغيرات السرعة مع تغير نصف القطر وتغير الضغط عند كل 5cm من طول الشريان

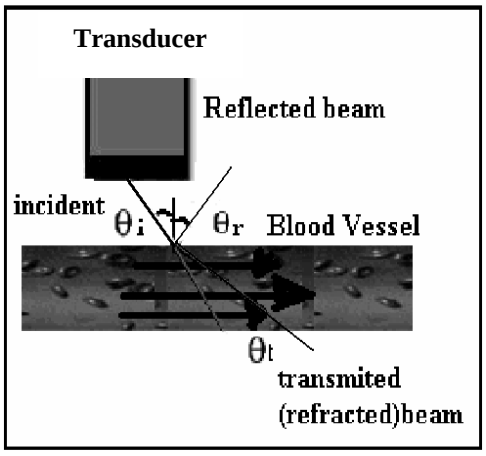
2-2 اختيار التردد: Frequency Selection

يعطى تردد عمل المبدل بالعلاقة $f = \frac{1}{t} = \frac{C}{2D}$ حيث t زمن عبور الموجة، C سـ رعة الصوت في الوسط، D عمق الاختراق. إلا أنه يحصل للموجة فوق الصوتية انعكاس وانكسار عندما تسقط على سطح فاصل بين نسيجين، وتعتمد درجة الانعكـ اس علـ ى

الممانعة الصوتية لكلا النسيجين كما هو مبين بالشكل (2)، كما يحصل للموجة تخامد عند مرورها بالنسيج نتيجة تشتتها أو تحول جزء منها إلى حرارة ويكـون التخامـد بدرجات متباينة Variance كما هو مبين في الجدول (2) الذي يعطي نـسبة التخامـد للأنسجة.

ويعطى معامل التخامد بالعلاقة الآتية [7]:

$$A(f,t)=e^{-\int_0^t \alpha.f_O.c\,.dt}=e^{-\int_0^t \alpha.f_O..2D} \qquad (6)$$



الشكل(2)

الموجة الواردة والمنعكسة والنافذة إلى شرايين الطرف العلوي[21]

حيث: α معامل التخامد الكلي وهو مجموع معاملي الامتصاص والتشتت في الأنسجة لطبقات الجلد، والشحوم، والعضلات، والشرايين (الدم)، والعظم وتقدر بـ $\frac{neper}{cm.MHz}$

وتعرف بالديسيبل بالعلاقة:

$$\alpha = \frac{\mu}{8.686}\ \frac{dB/cm.MHZ}{1/neper/dB}\ \left[\frac{neper}{cm.MHz}\right]$$

فإذا اعتبرنا أنه للوصول إلى شرايين الذراع فإن معامل التخامـد لعمـق الاختـراق يتضمن طبقات الجلد والشحوم والعضلات و الدم في الشرايين ويساوي إلى:

$$\mu = 0.17 + 1 + 0.5 + 0.7 = 2.37 \quad \frac{dB}{cm.MHz} \quad (7)$$

وبالتعويض :

$$\alpha = \frac{2.37}{8.686} = 0.27 \quad \frac{neper}{cm.MHz} \qquad (8)$$

Approximate attenuation values for human Tissue
(by Haney and O'Brien 1986)[9]

Medium	**Attenuation** $dB / MHz.cm$
Liver	**0.6-0.9**
Kidney	**0.8-1.0**
Spleen	**0.5-1.0**
Fat	**1.0-2.0**
Blood	**0.17-0.24**
Plasma	**0.01**
Bone	**16.0-23.0**
Skin	**0.7-1**
muscle	**0.5**

الجدول(2) نسبة التخامد في الأنسجة

وإن عمق الشريان العضدي المأخوذ سـريرياً يـساوي إلـى 1.2cm، وبـالتعويض بالعلاقة (6) نجد أن التردد المطلوب الذي يوافق عمق الاختراق هو:

$$42\,dB = e^{(\alpha . f_o . 2D)} = e^{0.27 . f_o . 2 . 1.2\,cm}$$

$$f_o = 5.76 \quad MHz$$

ومن ثَم تم تأمين مبدل 5MHz الذي يوافق عمق شرايين $\leq 1.2cm$ ومنـه نجـد أن نسبة التخامد تساوي إلى:

$$A(f,D)\ dB = e^{0.27\,x\,5\,x\,2\,x\,1.2\,cm} = 25.5\ dB \quad (9)$$

وعند أخذ عمق الشريان الكعبري و الزندي مساوياً إلى 0.74 cm يكون تـردد عمـل المبدل بعد التعويض في المعادلة، مساوياً إلى 8 MHz.

أي تستخدم الترددات العالية للأعضاء السطحية والترددات المنخفضة للبنى الأعمق.

- يعبر عن الشدة الصوتية بالاستطاعة المارة عبر واحدة المساحة المتحركة خـلال وحدة زمنية وتقدر بـ W/cm^2 ويعبر عنها $I=\frac{P}{A}$ حيث : P_t الـضغط الجزئـي، $u_t = \frac{P_t}{Z}$ (10) السرعة الجزئية، D المسافة المنتقلة في اتجاه التـدفق، Z ممانعـة الصوت في الوسط وتـساوي أيـضاً (11) $I_o = \frac{1}{2} p_o u_o$ وبتعـويض الـسرعة الجزئية نجد (12) $I_o = \frac{P_o^2}{2Z}$ وهذه المعادلة تطبق في حالة الموجة المستمرة.

فعندما يرسل المبدل الإشارة بتردد 5MHz إلى الأنسجة تعود الإشارة عبر المـستقبل بتردد اقل بسبب التخامد الذي يحصل من قبل الأنسجة ويعبر عن ذلك بالعلاقة الآتية:

$$I = I_o e^{-\alpha f x} = I_o e^{-\alpha f 2D} \quad (13)$$

حيث: I : الشدة الصوتية للحزمة عند العمق D (الموجة المستقبلة).

I_o : الشدة الصوتية للموجة المرسلة (نقطة البداية) وتبلغ $I_0 = 720\frac{mW}{cm^2}$ [8] .

وبالتعويض في المعادلة (13) نجد أن:

$$I = 720.e^{-0.27.5.2.1.2} = 28.19\frac{mW}{cm^2} \quad (14)$$

- ويحسب الضغط الصوتي من العلاقة (12):

$$P_o = \sqrt{I_0.2Z} = \sqrt{720.10\text{^}-3\,x\,100\text{^}2\,x\,2\,x\,0.4\,10\text{^}3}$$
$$= 2.4\,Kpa \quad (14)$$

$$u_t = \frac{P_t}{Z} = \frac{2.4.10\text{^}3}{0.4.10\text{^}3} = 6\ mm/sec$$ -

- أما زمن العبور $t_{prf} = \frac{2D}{c} = \frac{2x1.2\ cm}{1.5x10\text{^}5 cm/\sec} = 16\ \mu\sec$

- وتردد تكرار النبضات $f_{prf} = \frac{1}{t_{prf}} = 62.5\ KHz$

- طول الموجة يساوي إلى:

$$\lambda = \frac{c}{f} = \frac{1.5.10\text{^}5}{5.10\text{^}6} = 0.3mm = 300\mu m$$

3-2 قياس سرعة التدفق بتأثير تردد دوبلر : Effect Doppler

يحدد تردد دوبلر بالعلاقة: $f_d = f_e - f_r$ *(15)*

حيث: f_e : تردد الموجة المرسلة للمبدل فوق الصوتي وهو ثابت في وسط سـرعة الصوت فيه C.

f_r : تردد الموجة المستقبلة في الوسط الثاني الذي يتحرك بسرعة υ .

والتي تنعكس فيه الموجة بشكل جزئي عندما تكون الممانعة الصوتية له مختلفة عـن ممانعة الوسط المحيط، و يعطى بالعلاقة:

$$fd = \pm\frac{2fe\ \upsilon\ cos\theta}{C} \qquad (16)$$

حيث θ زاوية ميلان حركة الوسط بالنسبة لحركة الموجة الصوتية.

C=1540 cm/sec سرعة الصوت فعندما يرسل المبدل النبضة بتـردد f_0 ، فـإن جميع جزيئات السائل تتحرك بسرعات مختلفة عند تردد دوبلر ثم تستقبل نبضة الايكو المحمولة بمعلومات عن سرعة الجزيئات، وباعتبار أن الإشارة المستقبلة مؤلفة مـن مجموعة من الأمواج المنتشرة في الدم والتي تنعكس فيها تغيرات الدم مثل الانضغاط، الامتصاص، البلازما، وتأثير الكريات الحمر، أما الصفيحات والكريات البيض فيهمل

تأثيرهما (حيث تشكل نسبة حجم خلايا الدم الحمراء 98% من حجم الدم ونسبة حجـم الكريات البيض 0.2% من حجم الدم)[7] .

ومتن ثم يتغير تردد دوبلر مع تغير الإشارة المستقبلة (السرعة في الوسـط متغيـرة، ويحدد عند الموقع (r) وفق العلاقة:

$$fd(r) = 2\frac{v(r)}{c}\cos\theta . f_o \qquad (17)$$

حيث :

$$v(r) = v_0\left[1-\left(\frac{r}{R}\right)^2\right] \qquad (18)$$

وبأخذ قيم نصف القطر والسرعة العظمى من الجدول (1) والتعويض فـي المعادلـة (18) و (17) نجد تغيرات تردد دوبلر عند تغير نصف قطر الشريان والمبـين فـي الجدول (3).

	الشريان العضدي		الشريان الكعبري		الشريان الزندي	
R Cm	$v(r)$ Cm/sec	$fd(r)$ KHz	$v(r)$ Cm/sec	$fd(r)$ KHz	$v(r)$ Cm/sec	$fd(r)$ KHz
0	80	80	124	80	106	5.65
0.03	75.74	2.66	106	5.68	79.5	4.24
0.06	62.96	2.52	54.25	2.89	0	0
0.08	49.7	1.7	0	0		
0.1	32.66	1.66				
0.13	0	1.09				

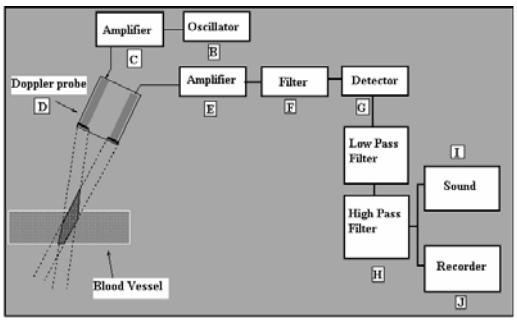
الجدول (3) تغيرات السرعة وتردد دوبلر في شرايين الطرف العلوي

3- جهاز كشف موقع الوعاء الدموي المصمم:

Detecting and Locating the Blood Vessels Units

يبين الشكل (3) المخطط الصندوقي للجهاز المصمم والمنفذ من قبلنا و يتألف من **دارة الإرسال** التي تحتوي وحدة توليد الموجة الجيبيـة الكهربائيـة بتـردد MHz 5 أو 8 ومضخم، ثم **دارة الاستقبال** التي تتضمن (المضخم، والمرشـح، والمقـوم، ومكبـر

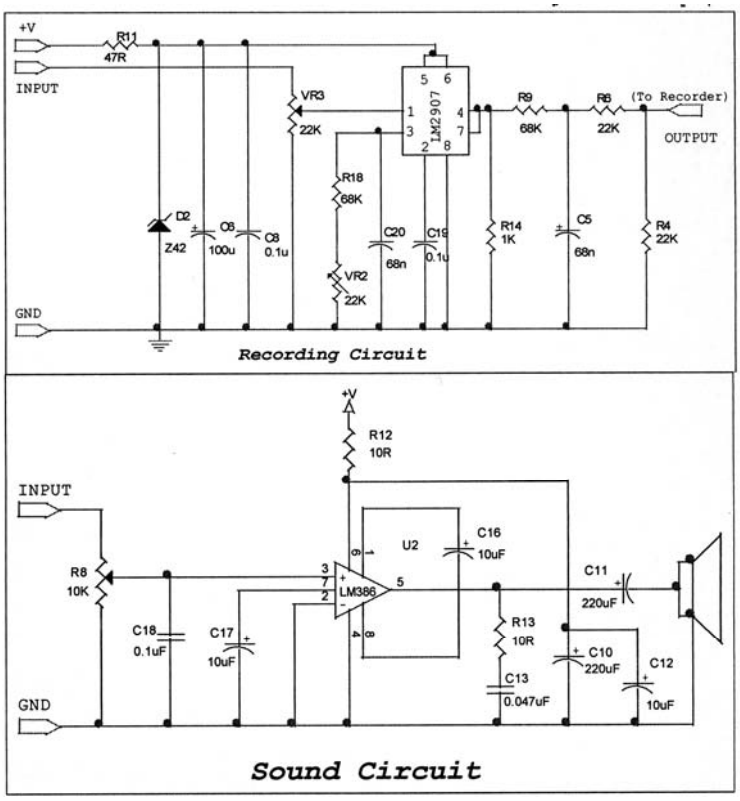
العمليات)،**مبدل دوبلر** ذا الموجة المستمرة، **ووحدة الإخراج** التي تشمل وحدتي الصوت والتسجيل.



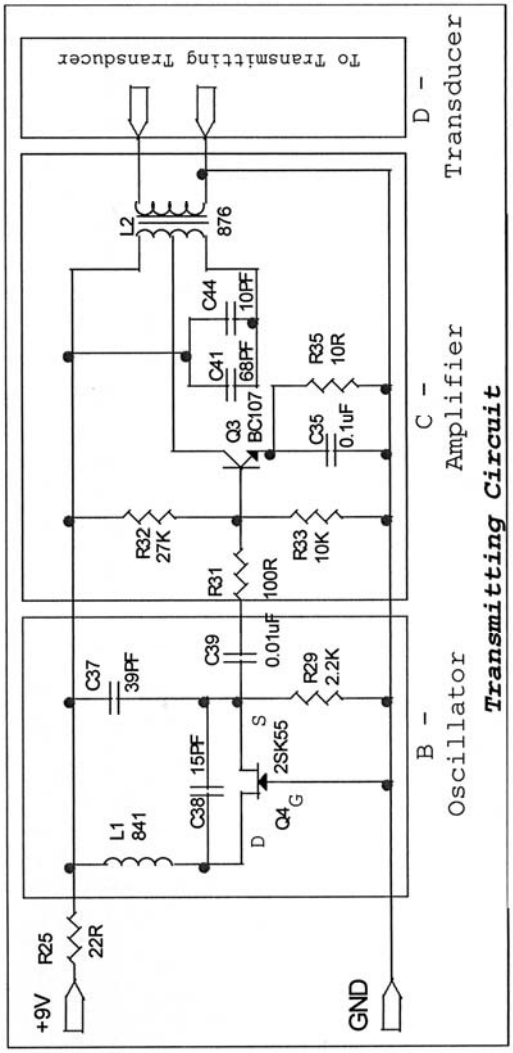
الشكل (3) المخطط الصندوقي لجهاز الكشف عن موقع الوعاء الدموي

مبدأ عمل الجهاز: يبين الشكل(4) الدارة التخطيطية للجهاز، حيث يقوم المهتز (الجزء B) بتوليد موجات جيبيه مستمرة اهتزازية (5-8 MHz)، ومضخم (الجزء C) ليضخم الإشارة التي ترسل إلى المبدل (الجزء D)، الذي يحول الجهد الكهربائي إلى إجهاد ميكانيكي (اهتزاز)، يؤدي إلى تحريك عناصر المبدل الموضع على سطح الجسم، ليرسل باتجاه داخل الساعد بتردد متعلق بتردد الوعاء الدموي، فإذا كان هناك أي وعاء دموي في طريق هذه الموجة فإنها تدخل تحت تأثير دوبلر ذي الموجة المستمرة (Doppler-CW)، نتيجة وجود جريان دموي، وتنعكس بعد ذلك موجة الايكو ECHO بتردد مختلف عن تردد الموجة المرسلة (بسبب تخامد الشدة الصوتية)، حيث يقوم المبدل المستقبل بالتقاط الإشارة ليحولها إلى إشارة كهربائية، تضخم (الجزء E) وترشح (الجزء F) بعد ذلك، ليتم انتقاء ترددات دوبلر الواقعة ضمن المجال الترددي المفيد والتي تحدد بالعلاقة $f_d = f_0 \frac{2v\cos\theta}{c}$ ، ثم تمرر عبر المقوم (الجزءG) لتقويم الإشارة، ومن ثم إلى المكبر العملياتي الذي يضخم الإشارة للتعويض عن تخامد الموجة الذي يحصل بسبب اختلاف الخواص الصوتية في الأنسجة، ويعمل كمرشح filter تمرير للترددات العالية High Pass Filter (الجزء H) حيث يقوم

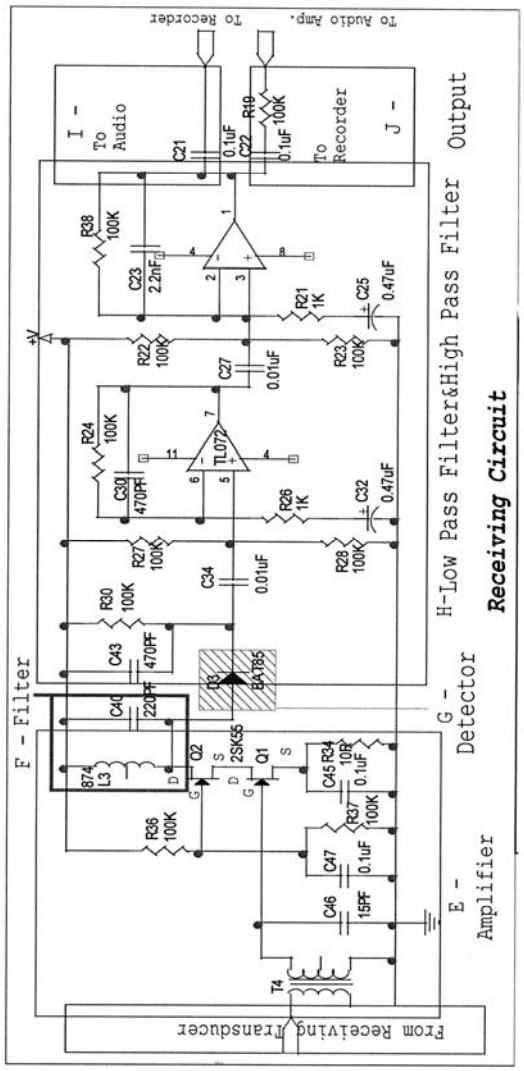
بإزالة الترددات الناتجة عن حركة الأنسجة، ومرشح تمرير للترددات المنخفضة Low Pass Filter (الجزء H) الذي يقوم بإزالة ترددات الضجيج الناتجة عن ترددات التيار ac، وفي النهاية ترسل الإشارة الناتجة إما إلى وحدة الصوت (الجزء I) ليتم سـماعها وإلى وحدة التسجيل (الجزء J) ليتم تمثيلها عبر مخطط Sonogram الممثل لترددات دوبلر أو طيف دوبلر المتغير مع الزمن الذي يمثل زمـن العبـور Time Delay أو عمق الاختراق، وهو بدوره مرتبط بتغير سرعة الدم في الوعاء الدموي.



الشكل (4) الدارة التخطيطية للجهاز- دارة التسجيل والصوت



الشكل (4) الدارة التخطيطية للجهاز- دارة الإرسال

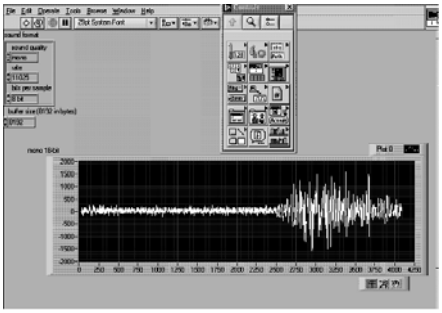


الشكل (4) الدارة التخطيطية للجهاز- دارة الاستقبال

4- تحليل الطيف الآني : Spectrum Analyzer

باعتبار أن تدفق الدم في الوعاء الدموي نبضي، ومتغير خلال دورة عمل القلب، تمت متابعة هذا التغير وإظهاره بواسطة تحليل الطيف الترددي الآني (استخدام تحليل فوريه السريع FFT)، حيث أُظْهِرتْ سعة الإشارة اللحظية عند كل تردد كشدة إضاءة على شاشة الحاسب (ربط الجهاز مع الحاسب عبر كرت الصوت)، واستخدم راسم إشارة رقمي (يستطيع تخزين المعلومات المطلوبة).

ومن خلال البرنامج المعد بلغة National Instruments\ Lab VIEW 6 يتم التقاط الإشارة من دارة التسجيل في الجهاز وعبر كرت الصوت في الحاسب ليتم تنفيذ البرنامج ونحصل على غلاف الإشارة الذي يمثل مخطط تغير سرعة الجريان مع الزمن والمبين في الشكل (5).



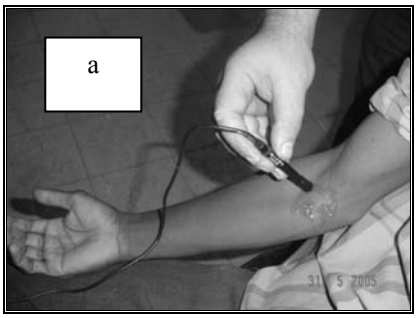
الشكل (5) سرعة التدفق من برنامج Lab VIEW

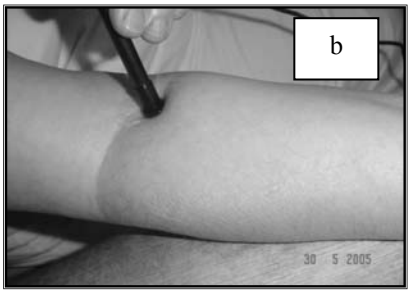
5- الخلاصة والنتائج : تم التوصل إلى الآتي:

1. صمم ونُفذَ جهاز يساعد في تحديد موقع الوعاء الدموي وكشفه باستخدام مبدل دوبلر ذي الموجة المستمرة حيث يظهر سرعة الجريان صوتياً وتمثيلياً بمخطط Sonogram كما هو مبين بالشكل النهائي في الشكل (6).

الشكل (6) الشكل النهائي للجهاز المنفذ

2. استخدم الجهاز على أشخاص ذوي البشرة الداكنة اللون (المبين في الـشكل 7-a) وأولئك الذين لا يظهر موقع الشريان عندهم (المبين في الشكل 7-b)، فتم الحـصول على مواقع الجريان دون صعوبة وبفترة زمنية أقل من 5 Sec ودون أن يسبب آلاماً.





الشكل (7) وضع المبدل على الساعد

3. يبلغ الجهد عند مخرج دارة الإرسال 1.2V، والجهد عند مدخل دارة الاستقبال 30mV، ومن ثَم تكون نسبة التكبير اللازمة لتحقيق قدرة التمييز مساوية إلى:

$$A = 10 \log \frac{V_1}{V_2} = 16 \qquad (19)$$

، وهي القيمة المطلوبة للتعويض عن التخامد الذي يحصل للموجة وبالتعويض في العلاقة الآتية نجد أن نسبة التخامد من العلاقة:

$$A(f,t) = e^{-a.\, f_0 .2D} \qquad (20)$$

وبتعويض العلاقة (19) في العلاقة (20) نجد:

$$\alpha = \frac{\ln 16}{5x2x1.2} = 0.23x8.686 = 2\frac{dB}{cm.MHz}$$

وهي القيمة القريبة من الحسابات النظرية حيث تبلغ $2.37 \frac{dB}{cm.MHz}$.

4. قُيِّمَ أداء عمل الجهاز من خلال اعتماد طريقة ضبط الجودة الإحصائي Statistical quality control الذي يعتمد على تحليل نتائج الفحوصات والاختبارات لخواص الجودة باستعمال الطرائق الإحصائية، فقد اِستُخْدِم البرنامج الإحصائي Static graph /3/، واعتماداً على النتائج التجريبية[1] المنفذة بين مجموعة أشخاص عاديين Standard [تظهر عندهم الأوعية الدموية في الحالة العادية] وبين المجموعات الأخرى [شديدي السمنة، وملونين البشرة، والأطفال الذين يتراوح أعمارهم مابين 3 و16 سنة، فضلاً عن الحالات المرضية، حيث لا تظهر الأوعية الدموية عند هذه المجموعة]، تم الحصول على النتائج التي تمثل حساب كل من: القيم المتوسطة Average في زمن الحصول على موقع الوعاء الدموي لجميع حالات مجموعات الأشخاص (المختلفين في لون البشرة وفي سماكة طبقات الأنسجة للوصول إلى الوعاء الدموي في الساعد)، والانحراف المعياري Standard Deviation و عامل التصحيح Correlation، فضلاً

[1] يمكن العودة للباحث للاطلاع على المعلومات الإحصائية التفصيلية.

عن ذلك استخدم اختبار Test-T student من أجل تقييم الحساسية Sensitivity في الكشف عن موقع الوعاء الدموي وتوصلنا إلى مايأتي:

a. قيمة الخطأ المتوسط لا تتعدى 3% وهي ضمن المجال المسموح به.

b. قيمة عامل التصحيح عالية وتبلغ 98% وهذا يؤكد أن الترابط في القياسات كبير جداً.

c. من خلال مقارنة القيم المتوسطة في زمن إيجاد موقع الوعاء بين مجموعة الأشخاص العاديين والمجموعة التي تجد صعوبة في سرعة كشف موقع الوعاء الدموي، نجد أن ($P<0.00013$) الذي يمثل معاملَ ثقة عالياً جداً وهو يعكس حساسية عمل الجهاز، وتبين أن حساسية الجهاز عالية عند شديدي السمنة وفي الحالات المرضية،وهذا يؤكد أن حساسية الجهاز كبيرة ومن ثَم القدرة على كشف موقع الوعاء الدموي كبيرة جداً.

5. لا يسبب هذا الجهاز عند استخدامه أي مضاعفات فهو سهل الاستخدام كما هو مبين بالشكل (7) ولا يحتاج إلى تعقيم، ويوضع فقط الجل على السطح الفاصل بين الساعد والمبدل لزيادة الناقلية ولعدم تعرض المبدل إلى الهواء، ومن ثَم تم التوصل إلى النتيجة المطلوبة، علماً بأن الجهاز يفرق بين الشريان والوريد من خلال الصوت: لأن الضغط في الشريان أعلى من الضغط في الوريد وبذلك يسمع صوت قوي وأكثر نبضاً في الشريان منه الوريد.

وبالنتيجة توصلنا إلى جهاز يساعد في كشف موقع الأوعية الدموية بدقة بأقل زمن ويسهل المعاناة للمريض وخاصة في الحالات التي يصعب الكشف عن الوعاء بالطريقة التقليدية.

References

1. Richards,G.,"Transducers for Bio-Medical Measurments " , chapter. 8: Flow-MeasurmentTransducers, Johnwiley, America , 1986, pp.: 244-321.
2. Richards ,G.,"Transducers for Bio-Medical Measurments " , chapter. 6: Displacement, Motion Transducers. Johnwiley , America ,1986, pp.: 114-190.
3. Paul.G.Yock,Syring ," Ultrasound Emitting Transducer for flow" , IBMT ,May, California , 1994.
4. Fung. Y.C., Biodynamics Circulation ,chapter. 3&4: blood flow in arteries and veins, New york,1984 ,pp. : 77-224.
5. Repacholi , M., Essentials of Medical Ultrasound , chapter. 1:Physical Characteristics of Ultrasound , Ottawa , 1982 , pp:1-35
6. Galletti, P.M., Medical Applications of Piezoelectric Polymers , chapter. 4:ultrasonic Transducers , Amsterdam, 1988 pp:169-305.
7. Bronzino, J. , "Biomedical Engineering" ,chapter 67: Ultrasound, IEEE Press , 1995 , pp.: 1077-1119.
8. Jensen, J. A. , Estimation of Blood Velocities using Ultrasound, chapter. 1:&2: Ultrasound, Cambridge Uni. , 1996,pp.:1-84.
9. Jensen, J. A. , Estimation of Blood Velocities using Ultrasound, chapter. 4: ultrasound's interaction with blood ,Cambridge Uni., 1996,pp.:86-108.
10. Repacholi, M., Essentials of Medical Ultrasound , chapter. 5: Clicical Applications of Diagnostic , Ottawa,1982 , pp:141-181
11. D. Vilkomen, Ultrasound Tip Localization System, Ultrasound ,Vol , 25 ,No 4,1999
12. P.M. Galletti , chapter I,chapterII, Medical Applications of Piezoelectric Polymers ,G&B science Publisher NewYork
13. R. Yates , Calculating Blood Flow from Doppler measurements in pulmonary artery ,Ultrasound in Med & Biol l, Vol. 26, No2,2000
14. Shung, K. , the effect of component blood on ultrasonic Doppler ,Ultrasound in Med & Biol , Vol 25,No4,1999.

15. Jacobe, K., 'Handbook of Biomedical Engineering',chapter:1transducersfor Biomedical Measurements ; Press , U.S.A. , 1995.
16. Internet References :
- http://www.ndt.net/article/wuester.htm
- http://www.med-star.com
- http://www.iee.org.uk
- http://www.virtual-anatomy.com
- http://www.signal-processing.com/introducing_dop.htm

17. Brunner,E., "Ultrasound System Considerations and their Impact on front-End Components" ,analog Device Inc.2002.pp:1-19
18. National Semi Conductor: www.tevm2.nsc.com
19. Texas instrument,sloas058-november 2000
20. the Ultrasonic liquid flow meter based on the pulse –phase method" , ultrasonic No. 35 ,2001 ,PP.87-102.
21. Sarakbi , S., 'Modeling the Blood Flow in the Arteries of the human arm depending on the computational fluid dynamics ' Damascus Uni. Article, 2005.

تاريخ ورود البحث إلى مجلة جامعة دمشق 2005/11/22.