تمثيل الجريان الدموي في شرايين الطرف العلوي (ذراع الإنسان) اعتماداً على الحسابات الديناميكية دراسة هندسية طبية [1]

المهندسة صفاء سراقبي[2] الدكتور المهندس نديم شاهين[3]
الدكتور المهندس راينر شميت[4]

الملخص

يهدف البحث إلى تمثيل الجريان الدموي في شرايين الطرف العلوي عند الإنسان، وذلك بإيجاد مخطط سرعة تدفق الدم اعتماداً على معادلات الديناميك الدموي، تم وضع نموذج بسيط لأهم الشرايين معتمدين على الدراسة التشريحية للطرف العلوي، حددت المعلومات الأولية مثل (القطر، والطول، والسرعة) لكل شريان من خلال جهاز دوبلر وذلك لشخص ذكر، سليم يتمتع بالمواصفات الآتية : وزنه 64Kg، وعمره 40 سنة، ومعدل النبض 62bpm وتتراوح قيم أقطار الشرايين عنده مابين mm (1.6-2.6).

حسبت السرعة الوسطية للتدفق(انطلاقاً من المعادلات الأساسية للديناميك الدموي) وحدد نوع التدفق الذي هو صفائحياً على طول الشريان الدموي، وتم الحصول على تغيرات سرعة وضغط الموجة المارة في الشريان، ومن هذه المعطيات تمت معرفة مخطط سرعة التدفق للشرايين الفرعية في الذراع خلال دورة عمل القلب.

[1] أُعِد البحث في سياق رسالة الدكتوراه للطالبة صفاء سراقبي بإشراف الأستاذ الدكتور المهندس نديم شاهين والأستاذ الدكتور المهندس راينر شميث.

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

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

[4] معهد فراونهوفر- جامعة سارلند – ألمانيا.

باستخدام برنامج Matlab \ Simulink أجريت محاكاة لإشارات الجريان الدموي ومن ثَـم سرعة التدفق المتغيرة مع الزمن (Velocity Profile) وقورنت النتـائج بـين الطـريقتين (الحسابية والبرمجية) خلال الدورة الدموية.

فكانت النتائج التي تم الحصول عليها قريبة من بعضها بنسبة خطأ (0.5%) في الشريان العضدي، و(3.7%) في الشريان الكعبري و(2.8%) في الشريان الزندي. وبنتيجة المقارنة تبين أن النتائج التي توصلنا إليها جيدة ومتطابقة مع الإشارات النموذجية المعيارية، ومـن ثَم أمكن إعداد نموذج برمجي يمكن تطبيقه على أي شخص من خلال معرفـة المعلومـات الأولية لهذا الشخص.

الكلمات المفتاحية: الديناميك الدموي– الدورة الدموية– النموذج الحسابي– برنامج matlab - قاعدة المعرفة.

1. مقدمة Introduction

تعمل الدورة الدموية على نقل الأكسجين والغذاء إلى الأعضاء وطرح المنتجات والفضلات نتيجة عملية الاستقلاب، إذْ يتدفق الدم من القلب الذي يحتوي على أربع غرف عبر البطين الأيسر إلى الشريان الأبهر (الذي يكون غنياً بالأكسجين) ومنه إلى جميع أنحاء الجسم، ونتيجة الاختلاف في تركيز الخلية مع مجاوراتها في الجسم من كل خلية تتم عملية تبادل السوائل وتأمين الغذاء والهرمونات بين الدم والسوائل، ثم يعود الدم إلى القسم الأيمن من القلب (الذي يكون مفتقراً لغاز الاكسجين O2 وغنياً بغاز ثاني أوكسيد الكربون CO2) ليصب في الأذين الأيمن (إحدى غرف القلب) ومنه إلى الدورة الدموية الرئوية عبر الصمام الرئوي ليتم تزويده بالاكسجين وطرح CO2 قبل أن يعود إلى القسم اليساري من القلب[4].

إن تدفق الدم هو نبضي بسبب ضخ القلب النبضي لأن الأوعية تنقبض وتنبسط تبعاً للتدفق أي أن الأوعية تعمل كخط نقل تتغير فيه السرعة مع تغير الضغط وتغير عدة شروط باثولوجية أهمها تلك المتعلقة بالعمر حيث تزداد طبقة التكلس ضمن الوعاء الدموي والتي بدورها تعكس شروط التدفق المستمر[3].

أجريت دراسات وبحوث سابقة عن حساب تدفق الدم من الدورة الدموية المحيطية إلى الدورة الرئوية عبر الشريان الرئوي في أثناء عملية Norwood للأطفال حديثي الولادة [8] باستخدام قياس دوبلر، كما أجريت بحوث عن قياس تدفق السوائل في وسط متحرك باستخدام طريقة الأمواج فوق الصوتية [9].

لهذا تكمن أهمية هذا البحث في إيجاد متغيرات الديناميك الدموي (الضغط، والتدفق، وسرعة الجريان) بالطريقة الحسابية والبرمجية لشرايين الذراع دون استخدام أجهزة قياس معينة وذلك لتكون مرجعاً يستفاد منه، وليطبق على أي شخص سواء كان مريضاً أم سليماً ويمكن اعتماد النتائج لتكون انطلاقا في تصميم جهاز قياس ما.

اعتماداً على المخطط التشريحي لذراع الإنسان تم تحويل المخطط التشريحي للطرف العلوي إلى شكله الهندسي وبالأبعاد والمقاييس نفسها (تمت المحافظة على أبعاد الشرايين كما هي في الواقع) بعد ذلك استنتج النموذج الرياضي لمخطط الشرايين (العينة موضوع الدراسة) 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، سليم ووزنه 64 kg وعمره 40 عاماً وتتراوح أقطار شرايينه مابين (1.6-2.6) mm ومعدل النبض 62 bpm، ثم حسبت سرعة التدفق وسرعة وضغط الموجة في أثناء التدفق النبضي خلال دورة عمل القلب في شرايين الذراع الرئيسة ، وقد مثل النموذج الرياضي المدروس على الحاسب باستخدام برنامج Matlab وأُجريت محاكاة باستخدام Matlab\ Simulink لإشارات الجريان الدموي (تغير الضغط مع الزمن وتغير سرعة التدفق مع الزمن- Velocity Profile) وأُخذت النتائج وقورنت مع الاشارات المعيارية المقيسة خلال دورة عمل القلب.

2. طرائق البحث Research Methods

تتألف خطوات البحث من المراحل الآتية:

الدورة الدموية ،جمع المعطيات ،النموذج الهندسي ،النموذج الرياضي الذراع.

1.2- الدورة الدموية The Blood Circulation

تقسم الدورة الدموية إلى قسمين: الأول الدورة الدموية الكلية أو الكبـرى Systemic Circulation وتدعى أيضاً الدورة **الدمويـة المحيطيـة** Peripheral Circulation والتي تغذي جميع الأنسجة في الجسم فيما عدا الرئة والثاني **الدورة الدموية الرئوية** أو الصغرى Pulmonary Circulation، وتتألف الدورة الدموية من:

الشرايين التي تنقل الدم من القلب إلى الأنسجة تحت ضغط عالٍ و تـدعى فروعهـا الصغيرة **بالشرينات** وهي تؤدي دور صمام التحكم للدم المنقـى الـذي ينتقـل إلـى **الشعريات** التي تقوم بتبادل السوائل وتأمين الغذاء والهرمونات وبعض المواد الأخرى

بين الدم والسوائل، وهي ذات جدران رقيقة جداً ،ثم يعود الدم من الأنسجة إلى القلب عبر **الأوردة** ويتدرج قطر الأوردة من **الوريدات** إلى الوريد الكبير وجدرانها رقيقة فهي تحتفظ بالدم الزائد أي تعد كخزان دم [2-5].

يتدفق الدم من القلب إلى الشرايين في أثناء الانقباض Systole و يكون بحالة استرخاء في أثناء الانبساط Diastole إذْ يصل الضغط في الشريان الأبهري إلى أخفض نقطة له، وتكون الأوعية الدموية مرنة غير صلبة وأكثر مرونة في الشريان الأبهر وإذا أصبح صلباً فإن الضغط الانقباضي يرتفع ارتفاعاً كبيراً وتدخل إليه كمية كبيرة من الدم الخارجة من القلب مسببة تمدده ، أما في حالة الانبساط فإن الشريان يعود إلى حجمه الطبيعي مما يؤدي إلى تحول الضغط فيه من القيمة العليا إلى الدنيا ويدعى الفرق بين الضغط الانقباضي والانبساطي بالضغط النبضي Pulse Pressure ، كما يدعى متوسط الضغط الشرياني للدورة القلبية بالضغط الوسطي Mean Pressure ويعبر عن آلية الضغط بالمعادلة الآتية:[3-5]

$$pt = p_0\, e(-t/\tau) + p_\infty$$

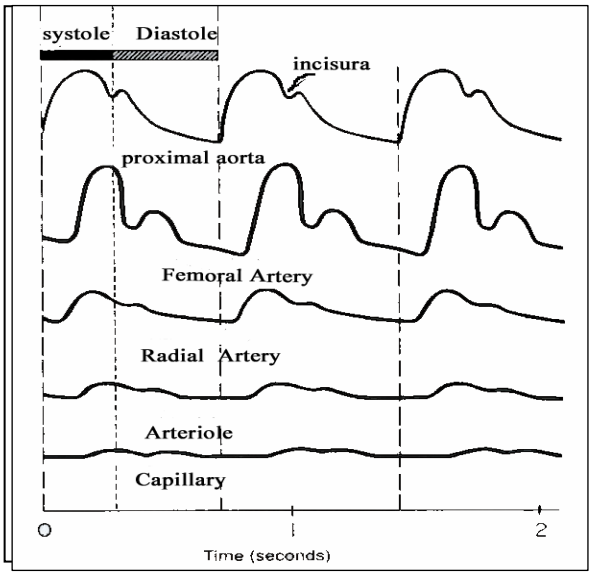
إذْ : p_∞ : القيمة الدنيا للضغط في حالة استرخاء البطين.

P_0 : ضغط الموجة

τ : عامل زمني ويساوي 40 m sec (عند الإنسان).

t : زمن عمل القلب $t = 0 - 0.8\sec$.

ويبين الشكل (1) المخطط الطبيعي للضغط النبضي (الإشارة النموذجية) عند شاب بالغ يكون عنده الضغط الانقباطي 120 mmHg والضغط الانبساطي 80 mmHg و يبلغ الضغط النبضي 40 mmHg .



الشكل (1) منحنى تغيرات الضغط النبضي في أثناء مرور موجة الضغط في الأوعية الدموية المختلفة: الأبهر – الشريان الفخذي والكعبري- الشريانات – الشعريات (إشارات نموذجية) [2].

ان العوامل الرئيسة المؤثرة في الضغط النبضي هي:

- **الناتج القلبي Cardiac Output** او حجم الضربة Stroke Volume فعندما يكون حجم الضربة كبيراً يؤدي إلى دفع كمية من الدم إلى الشرايين مسبباً ارتفاع الضغط النبضي في أثناء الانقباض.
- **مطاوعة الشرايين Distensibility** المرونة تؤثر في قيم الضغط النبـضي فعنـد المتقدمين بالعمر تكون مرونة الشرايين اكثر قساوة مما يؤدي إلى ارتفاع الـضغط في أثناء تدفق الدم أو ضخ القلب للدم.

2.2- جمع المعطيات[5] Data Acquisition

تم تسجيل المعطيات الأساسية للإشارة الحيوية في الطرف العلوي لأهم الشرايين (موضوع الدراسة) في الطرف العلوي المبين في الجدول (1) لشخص ذكر سليم غير مدخن ويتمتع بالمواصفات الآتية: الوزن 64kg، والعمر 40، ومعدل النبض 62 bpm، وسماكة الأوعية لديه 0.1mm.، وقد تم أخذ القيم من جهاز دوبلر وذلك باستخدام دوبلر النبضي PW لمعرفة عمق الشريان في حين استخدم دوبلر المستمر CW لمعرفة التدفق عند نهاية الشريان وبدايته.

الشريان	السرعة العظمى cm/sec	السرعة الدنيا cm/sec	القطر mm	الطول cm
الشريان العضدي(Branchial)	80	20	2.6	25
الشريان الكعبري (Radial)	45	10	1.2	18
الشريان الزندي (Ulnar)	50	10	1.6	20

الجدول (1) أهم الشرايين (موضوع الدراسة) للطرف العلوي

لقد تم اعتماد هذا الشخص ولكن يمكن اختيار أي شخص آخر.

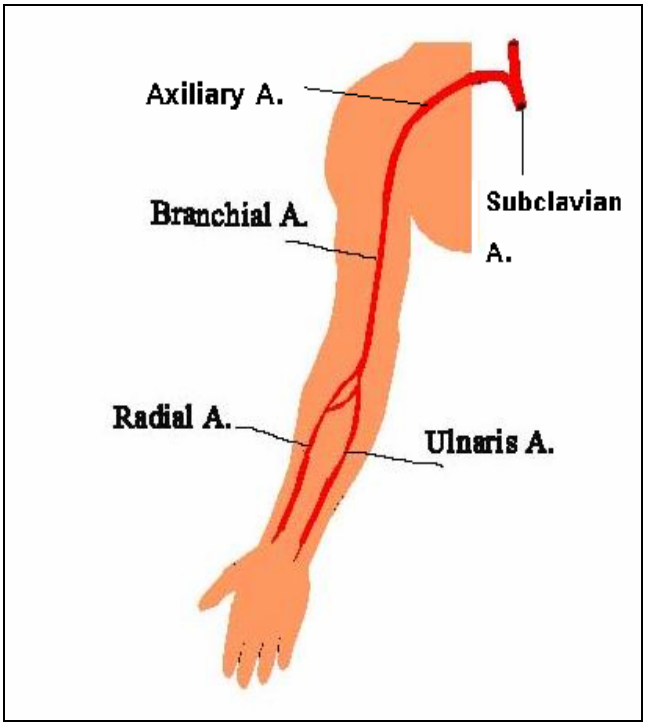
3.2- النموذج الهندسي Geometrical Model

تم وضع النموذج الهندسي الآتي اعتماداً على الدراسة التشريحية[6] لأهم شرايين الطرف العلوي المبين في الشكل (2) حيث يتدفق الدم إلى الطرف العلوي Upper Limb عبر الشريان تحت الترقوة Subclavian ، والذي هو فرع من قوس الأبهر ثم يصعد إلى العنق ماراً خلف المفصل ليأخذ اسم الشريان الأبطي .Axiliary A . يمتد الشريان الابطي إلى العضلة المدورة الكبيرة ليصبح اسمه الشريان العضدي

5 أخذت العينات من قسم تصوير الأوعية الدموية - مشفى المواساة – جامعة دمشق.

6 أجريت القياسات والدراسة التشريحية في مخبر التشريح - كلية الطب - جامعة دمشق.

Brachial A ويسير الشريان العضدي مستقيماً للمرفق حيث ينقسم إلى فرعين انتهائيين هما الشريان الكعبري.Radial A و الشريان الزندي Ulnar A.



الشكل (2) الأوعية الشريانية في الطرف العلوي

4.2- النموذج الرياضي Mathematical Model

تم تحديد النموذج الرياضي للطرف العلوي من خلال دراسة الخواص الحركية الحيوية للأوعية الدموية من حيث (الضغط، واللزوجة، ومكونات الدم، ونوع الجريان، والسرعة، وقطر الوعاء الدموي وطوله، والتدفق، وتفرعات الأوعية) [2],[4]، وذلك للحصول على منحنيn توزع سرعة التدفق للشرايين في الذراع، نظراً لكون التدفق

في الدم نبضياً، فأي تغير في الضغط ينتج عنه تغير في القطر ومن ثَم ينتج عنه تغير في السرعة.

- تعطى علاقة توزع الضغط عند تدفق ثابت بالعلاقة الآتية:

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

حيث : R : نصف قطر الشريان العضدي .

Q : التدفق في الوعاء الدموي ويساوي:

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

X : طول الوعاء الدموي وتتراوح قيمته من L=0 إلى L=25 (cm) .

V m: متوسط السرعة ومن الجدول (1) نجد أنها تساوي:

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

μ : اللزوجة التحريكية وتقدر بالبواز [Poise] وتبلغ $4\times10^{-3}\ cp$

عند درجة حرارة 37 درجة مئوية ونسبة خضاب الدم 45%.

ومن ثَم تم حساب تغير الضغط على طول الشريان من العلاقة (1) إذْ 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 80 mmHg يكون الضغط على مخرج الوعاء مساوياً 78.17 mmHg وبتكامل العلاقة (1) نجد أن [1]:

$$p(x) = p(0) - \frac{8\mu}{\pi} Q \int_0^x \frac{1}{R(x)^4}\ dx \qquad (2)$$

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

$$R(x)^5 = R(0)^5 - \frac{20\mu\alpha}{\pi} Q\ X \quad (3)$$

إذْ : $\alpha = \frac{20R^2}{Eh}$ مرونة الجدران.

E : عامل يونغ (عامل المرونة للجدران) وتتراوح قيمته في شرايين الذراع مابين $9 \div 12 = N/m^2 .10^5$ [3]

h : سماكة الجدار وتساوي 0.1 mm في شرايين اليد.

R : نصف قطر الوعاء الدموي.

من العلاقة (2) و(3) تم حساب تغيرات الضغط ونصف القطر على طول الـشريان الدموي ووضعت في الجدول (2) الآتي .

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

$$V(r) = V_0\left[1 - \left(\frac{r}{R}\right)^2\right] \quad (4)$$

إذ : V_o : السرعة الأعظمية المأخوذة عند مركز الأنبوب نصف قطره R .

V_r : السرعة عند الموضع r .

r : تغير نصف القطر من الصفرعند مركز الوعاء إلى القيمـة العظمـى R عند جدار الوعاء.

أُجريتْ حسابات تغير السرعة مع تغير نصف القطر عند كل 5cm من طول الشريان ومن ثَم فإن متوسط السرعة يساوي $53.96\frac{cm}{\sec}$ كما هو مبين في الجدول (2).

طول الشريان العضدي cm	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 (2) تغيرات السرعة مع تغير نصف القطر وتغير الضغط عند كل 5cm من طول الشريان

- حسبت المانعة المحيطية لشرايين الذراع من علاقة بوازويل الآتية [2.2]:

$$Z = \frac{\Delta p}{\Phi} = \frac{P_i - P_0}{\Phi} = \frac{8\mu \times L}{\pi \times R^4} = \frac{8x25cm\ x4x10^{-3}}{\pi\, x(1.3mm)^4} = 891x10^5 \quad (5)$$

إذْ : μ : اللازوجة التحريكية وتبلغ $4\times10^{-3}\ cp$.

L : طول الوعاء الدموي ، R : نصف قطر الوعاء الدموي.

وبالتعويض نجد أنها تساوي 891 10^5 N.Sec / m5 في الشريان العضدي.

- يتحدد نوع التدفق (فيما إذا كان صفائحياً ام مضطرباً) [2] في شـرايين الـذراع من خلال عدد رينولدز الذي يعطى بالعلاقة:

$$NR = \frac{\rho\ Vm\ D}{\mu} = \frac{Vm\ D}{\upsilon} \qquad (6)$$

إذْ : ρ : كثافة الدم

Vm : متوسط السرعة ومن الجدول (2)

D : قطر الوعاء الدموي.

υ : اللازوجة الحركية وتقدر بـ ستوكس [Stocs].

μ : اللازوجة التحريكية

وبالتعويض في (6) نجد أن عدد رينولدز يبلغ في الشريان العضدي:

$$NR = \frac{1066\frac{Kg}{m^3}\,53.96\frac{cm}{\sec}\,2x0.13cm}{4.10^{-3}\,\frac{kg}{m.\sec}} = 373.8 \qquad (7)$$

ومن ثم يعتبر التدفق صفائحياً لأن عدد رينولدز أقل من القيمة الحدية التي تبلغ 2300.

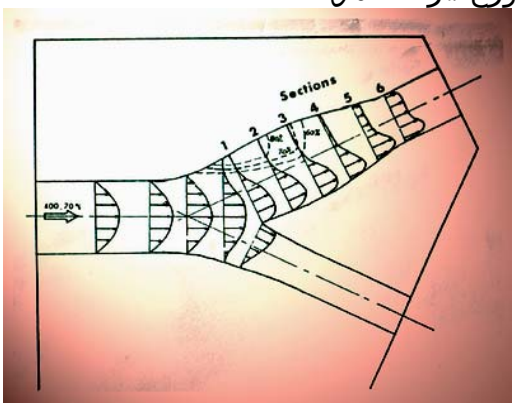
- لمعرفة شكل التدفق تستخدم علاقة ورمسلي [5.2] الآتية (8) $N_\omega = R\sqrt{\frac{\omega}{\upsilon}}$

إذْ: υ = 3.7 10^-6 m^2\sec اللازوجة الحركية

ω = 6.49 rad\sec السرعة الزاوية

وبالتعويض نجد أن عدد ورمسلي يساوي Nw = 1.72 وبالتالي فإن شكل التدفق يأخذ الشكل الأسطواني في الشريان العضدي لأن عدد ورمسلي أقل من قيمة 20 [5.2] .

ويبين الشكل(3) توزع سرعة التدفق



الشكل (3) منحنى توزع سرعة التدفق في مقطع من الأوعية الدموية للطرف العلوي

ونظراً لأن الدم سائل غير قابل للانضغاط وغير لزج فإن الموجة تسير بسرعة منتهية على طول الوعاء الدموي وتعطى سرعة الموجة بالعلاقة [2],[3]:

$$cp = \sqrt{\frac{Eh}{2\rho R^2}\left(1-\sigma^2\right)} \qquad (7)$$

إذْ cp : سرعة الموجة المثالية.

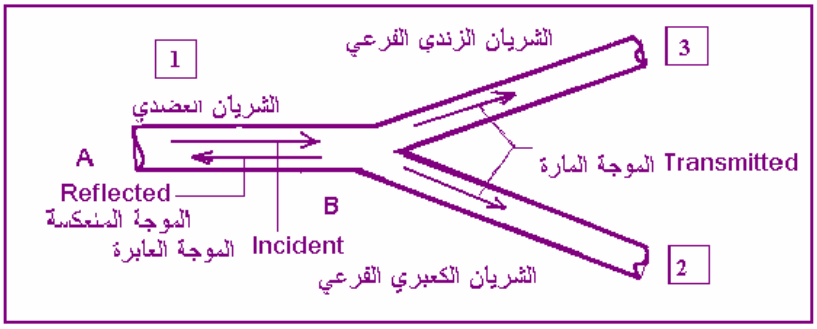
σ نسبة انعكاس المقاومة الطولية (Longitudinal strain) والتي تدعى أيضاً نسبة بواسون وتساوي Poisson= 0.5 .

E : عامل يونغ ، h : سماكة الجدار، $\rho = 1066 {Kg}/{m^3}$: كثافة الدم ،

R : نصف قطر الوعاء الدموي .

وهذه العلاقة تمثل (علاقة Moens-Korteweg) علاقة السرعة في حالة اللالزوجية، وبالتعويض نجد أن سرعة الموجة في الشريان العضدي تساوي 5.2 cm/sec وفي الشريان الكعبري تساوي 7.66 cm/sec إذْ R= 0.6 mm وفي الشريان الزندي 6.63 cm/sec إذْ R= 0.8 mm كما هو مبين في الجدول (3).

- إن مرونة الجدران تؤثر في تدفق الدم في الشريان فهو يخزن الدم في أثناء الانقباض وعند انغلاق الصمام الأبهري يتدفق الدم بسرعة ومن خلال سرعة موجة التدفق التي تم إيجادها في مواضع متعددة للذراع تم الحصول على موجة الضغط المارة عبر الشريان العضدي والتي تساوي $P_0 = \rho c_0 V$ [1] إذْ P_0 ضغط الموجة،و c_0 سرعة الموجة، وV السرعة اللحظية، وρ كثافة الدم. إذْ إن جزءاً من هذه الموجة ينعكس وجزءاً آخر يعبر الشرايين الفرعية التي تمثل الشريان الكعبري والزندي كما هو مبين في الشكل (4).



الشكل(4) التدفق في شرايين الطرف العلوي

والعلاقة الآتية تمثل علاقة تغير الضغط مع الزمن للموجة العابرة [1],[2],[3]:

$$pt = p_0 \sin \omega (t - \frac{x}{c_0}) \qquad (9)$$

إذْ pt : تغير الضغط مع الزمن.

P_0 : ضغط الموجة ويساوي:

$$p_0 = \rho c_0 V = 1066 kg/m^3 \, x5.2 m/\sec x53.96 cm/\sec$$

$$= 443.5 \frac{N}{m^2} = 3.32 \ \ mmHg$$

c_0 : سرعة الموجة.

ω : التردد الزاوي ويساوي $n = 62 bpm$, $\omega = \frac{2\pi n}{60} = 6.49 \frac{rad}{\sec}$

t : دورة عمل القلب $t = 0 - 0.8 \sec$.

L : طول الشريان العضدي وتتغير قيمته من L=0 عند مدخل الشريان(A) إلى L =25 cm عند مخرج الشريان (B) كما هو موضح في الشكل(4).

تعطى علاقة موجة الضغط عند مدخل الوعاء في المقطع (A) بالآتي:

$$pt_A = p_0 \sin \omega (t) = 443.5 \frac{N}{m^2} \sin (6.49(t))_0^{0.8} \qquad (10)$$

وتغيرات الضغط للموجة المنعكسة تعطى بالعلاقة:

$$pt_R = Rp_0 \sin\omega(t+\frac{x}{c_0}) = 443.5\sin 6.49((t+\frac{0.25}{5.2}))_0^{0.8} \qquad (11)$$

وعند مرور الموجة إلى نهاية الشريان في المقطع (B) تحسب تغيرات موجة الضغط

$$pt_B = p_0 \sin\omega(t-\frac{x}{c_0}) = 443.5\sin 6.49((t-\frac{0.25}{5.2}))_0^{0.8} \qquad (12)$$

بالعلاقة:

ومن ثَم تكون تغيرات موجة الضغط ضمن الشريان العضدي (AB) مساوية العلاقة الآتية:

$$\mathrm{Pt_{AB}} = \mathrm{pt_R} + \mathrm{pt_B} = 443.5(\sin 6.49(\mathrm{t}+\frac{0.25}{5.2}) + \sin 6.49(\mathrm{t}-\frac{0.25}{5.2}))_0^{0.8} \qquad (13)$$

بعد ذلك تعبر موجة الضغط الشرايين الفرعية وتحسب بالعلاقة الآتية:

$$pt_2 = \tau \; p_0 \sin\omega(t-\frac{x_2}{c_{02}}) \qquad (14)$$

إذْ: pt_2 : تمثل تغير الضغط مع الزمن في الشريان الكعبري الذي نصف قطره 0.6 mm [الجدول 1] .

ضغط الموجة : $p_0 = 443.5\frac{N}{m^2}$

سرعة الموجة: $c_0 = 6.63\,m/sce$

التردد الزاوي $\omega = 6.49\ \frac{rad}{\sec}$

t : دورة عمل القلب $t = 0-0.8\sec$.

X2 : طول الشريان الكعبري ويساوي L=18 cm [الجدول 1]

$$R = \frac{Z_1^{-1} - (Z_2^{-1} + Z_3^{-1})}{Z_1^{-1} + (Z_2^{-1} + Z_3^{-1})} = 1$$ R = عامل الانعكاس [4] ويساوي

τ :عامل الانكسار في الشرايين الفرعية ويحسب من العلاقة :

$$\tau = \frac{2Z_1^{-1}}{Z_1^{-1} + (Z_2^{-1} + Z_3^{-1})} = 1.97$$

إذْ: $Z_1^{-1}, Z_2^{-1}, Z_3^{-1}$ تمثل الممانعات في كل من الشريان العضدي الكعبري و الزندي على الترتيب كما هو مبين في الجدول 3 .

وتعطى علاقة تغير الضغط في الشريان الفرعي الآخر (الزندي) pt_3 بالعلاقة:

$$pt_3 = \tau \ p_0 \sin\omega(t - \frac{x_3}{c_{03}}) \qquad (15)$$

إذْ $c_0 = 7.66 m/sce$: سرعة الموجة .

X3: طول الشريان االزندي ويساوي L =20 cm

وبعد إيجاد قيم تغيرات الضغط للموجة المارة في الشرايين تم الحصول على تغيـرات التدفق في الشريان العضدي التي تساوي:

$$Qt_1 = A\frac{Pt_{AB} - pt_R}{\rho c_0} = \frac{Ap_0}{\rho c_0}(\sin\omega(t - \frac{x}{c_0}) - R\sin\omega(t + \frac{x}{c_0})) \qquad (16)$$

ونظراً لأن التدفق في الشريان الرئيسي يكافئ محصلة التدفق في الشرايين الفرعيـة أي إن

$$Qt_1 = Qt_2 + Qt_3 \qquad (17)$$

إذْ: Qt1 :التدفق في الشريان العضدي

Qt2 التدفق في الشريان الكعبري، Qt3 التدفق في الشريان الزندي.

وإن :

$$Qt_2 = A2\frac{Pt2}{\rho\, c_{02}} = \tau\ p_0 \sin\omega(t - \frac{x_2}{c_{02}}) \qquad (18)$$

$$Qt_3 = A3\frac{Pt3}{\rho\, c_{03}} = \tau\ p_0 \sin\omega(t - \frac{x_3}{c_{03}}) \qquad (19)$$

ومن معادلة الاستمرار تنتج علاقات تغير سرعة التدفق كما يأتي:

$$Vt_1 = \frac{Qt1}{A_{AB}}\ , \qquad Vt_2 = \frac{Qt2}{A_2} \quad , \quad Vt_3 = \frac{Qt3}{A_3} \qquad (20)$$

إذْ A مساحة مقطع الشريان على الترتيب .

ويبين الجدول (4) تغيرات التدفق وسرعة التدفق لشرايين الذراع والـشكل(5) يبـين المنحنيات البيانية التي تم الحصول عليها.

3. النتائج Results : مما سبق تم التوصل إلى النتائج الآتية:

1.3- يبين الجدول (3) متغيرات الديناميك الدموي لشرايين الـذراع فـي الـشريان العضدي والكعبري والزندي .

الشريان Artery	العضدي Branchial	الكعبري Radial	الزندي Ulnar
نصف القطر mm	1.30	0.60	0.8
مساحة المقطع mm2	5.11	1.13	2.00
متوسط السرعة cm/sec	53.68	120	68
سرعة الموجة m/sec	5.20	7.66	6.63
التدفق mL/sec	4.08	1.20	2.48
الممانعة المحيطيةN.Sec/m5	891 10^5	266.3^8	795.7^7
عدد رينولدز	373.8	143.91	213.2
عامل المرونة	0.338 ^-10	0.72 ^-7	1.02 ^-10
عدد ورمسلي	1.72	0.79	1.07

2.3- يبين الجدول (4) تغيرات التدفق وسرعة التدفق خلال عمل القلـب، ويبـين الشكل (5-a-b) المنحنيات البيانية لتغير التدفق والسرعة مع الزمن التي تم رسمها من خلال القيم المدرجة في الجدول 4 .

t sec	Qa ml/sec	Qb ml/sec	Qr ml/sec	Qab ml/sec	Qt1 ml/sec	Qt2 ml/sec	Qt3 ml/sec	Vt1 cm/sec	Vt2 cm/sec	Vt3 cm/sec
0.1	2.41	1.29	4.01	4.7	0.69	0.58	1.08	13.5	51.1	54
0.2	3.84	3.27	4.07	7.47	3.4	1.09	2.21	66.6	97.2	110.5
0.21	3.9	3.4	4.05	7.6	3.55	1.13	2.28	69.6	100	114
0.22	3.95	3.51	4.02	7.67	3.65	1.15	2.34	71.5	101.8	117
0.23	3.98	3.63	3.97	7.78	3.81	1.18	2.39	74.3	104	119.5
0.24	3.99	3.71	3.9	7.76	3.86	1.19	2.43	75.7	105.3	121.5
0.25	3.98	3.79	3.81	7.75	3.94	1.2	2.46	77.2	106.2	123
0.26	3.96	3.85	3.71	7.71	4	1.2	2.47	78.4	106.2	123.5
0.27	3.92	3.89	3.6	7.64	4	1.2	2.48	78.4	106.2	124
0.28	3.87	3.91	3.46	7.53	4.07	1.2	2.48	79.8	106.2	124
0.29	3.8	3.92	3.31	7.39	4.08	1.19	2.46	80	105.3	123
0.3	3.71	3.91	3.15	7.22	4.07	1.17	2.44	79.8	103.5	122
0.32	3.49	3.85	2.79	6.79	4	1.13	2.36	78.4	99.9	118
0.35	3.05	3.63	2.16	5.93	3.77	1.02	2.17	73.9	90.2	108.5
0.37	2.69	3.4	1.69	5.22	3.53	0.93	1.99	69.2	82.3	99.5
0.4	2.07	2.96	0.94	4.03	3.09	0.77	1.67	560.5	68.1	89.5
0.42	1.61	2.6	0.42	3.13	2.71	0.64	1.42	53.1	56.5	71
0.45	0.87	1.99	0.37	1.7	1.33	0.44	1	26	38.9	50
0.47	0.36	1.54	-0.89	0.7	1.59	0.29	0.7	31.1	25.7	35
0.5	-0.41	0.18	-1.64	-0.8	0.84	0.055	0.23	16.5	4.87	11.5
0.55	-1.65	-0.45	-2.74	-2.28	0.46	-0.33	-0.57	9	-29.2	-28.5
0.6	-2.72	-1.67	-3.56	-5.3	-1.74	-0.68	-1.31	-34	-60	-65.5
0.65	-3.51	-2.71	-4	-6.83	-2.83	-0.96	-1.91	-55	-84.9	-95.5
0.7	-3.93	-3.47	-4.03	-7.65	-3.62	-1.14	-2.32	-70.9	-100	-116
0.75	-3.94	-3.87	-3.1	-8	-4.9	-1.2	-2.48	-96	-106	-124
0.8	-3.54	-3.86	-2.87	-6.9	-4.03	-1.14	-2.38	-79	-100	-119

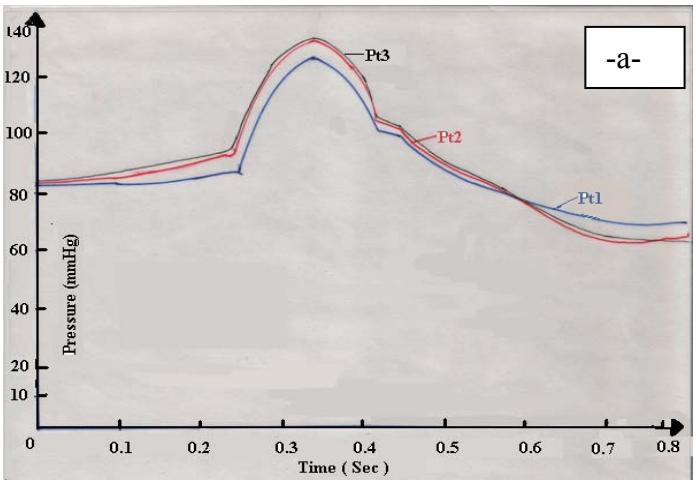
الجدول (4) يبين تغيرات التدفق وسرعة التدفق خلال فترة عمل القلب

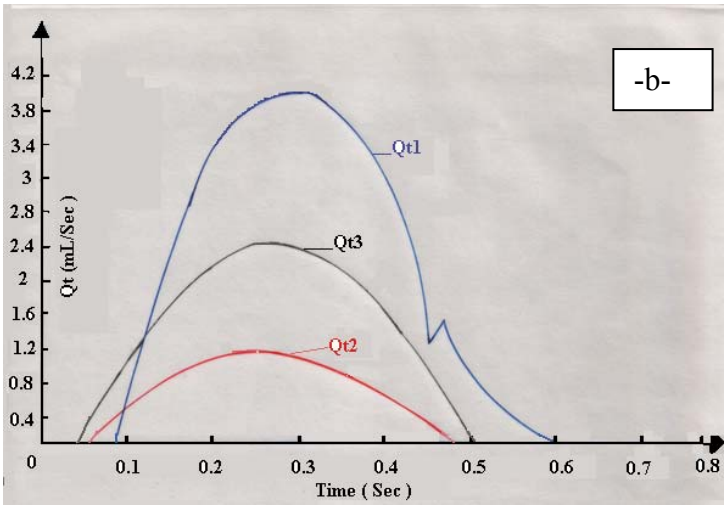
إذْ Qa تمثل التدفق عن مدخل الشريان العضدي-Qb عند المخرج-Qr تدفق الموجة المنعكسة –Qab التدفق ضمن الشريان –Qt1 التدفق المار إلى الشرايين الفرعية - Qt2,Qt3 التدفق في الشرايين الكعبري و الزندي. إذْ تبلغ قيم التدفق الأعظمية (عند الزمن 0.29 sec) 4.08 ml/sec في الشريان العضدي، و تبلغ القيمة الأعظمية (عند الزمن 0.28 sec) 1.2 ml/sec في الشريان الكعبري، و2.48 ml/sec في الشريان الزندي، وتبلغ قيم سرعة التدفق في الشريان العضدي Vt1(عند الزمن 0.29sec) 80 cm/sec، وتكون القيمة أعظمية (عند الزمن 0.28 sec) في الشريان الكعبريVt2 106.2 cm/sec ، وفي الشريان الزنديVt3 تبلغ 124 cm/sec.

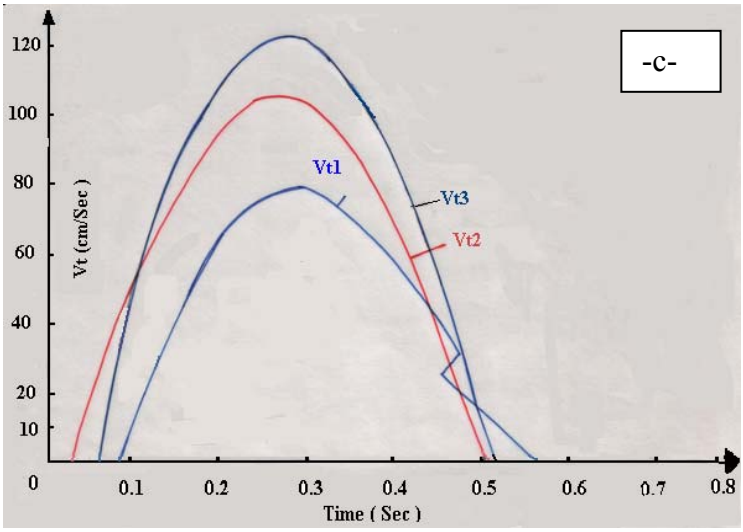
3.3- يبين الجدول (5) تغيرات الضغط في الشريان الأبهر، والعـضدي، والكعبـري والزندي والشكل (5-c) يبين المنحنى البياني لتغير الضغط مع الزمن التي تم رسـمها من خلال القيم المدرجة في الجدول 5 .

t sec	Pt Aorta mmHg	Pt entrance B mmHg	Pt Branchial mmHg	Pt Radial mmHg	Pt Ulnar mmHg
0.1	80	82	83.8	87	86.7
0.2	79	82.2	85.09	91	91
0.21	79	82.25	85.19	91.3	91.3
0.22	80	83.2	86.26	92.5	92.4
0.23	80	83.3	86.36	92.7	92.6
0.24	80	83.32	86.33	92.8	92.7
0.25	80	83.3	86.32	92.8	92.8
0.26	92	95.3	98.23	104.7	104.8
0.27	95	98.27	101.2	107.8	107.8
0.28	103	106.2	109.1	115.8	115.6
0.29	108	111.9	114	120.5	120.5
0.3	111	114.1	115.8	122.2	122.2
0.32	117	119.9	122.8	128.9	129
0.35	120	124.5	125.5	131	131.2
0.37	115	117.2	119.8	125	125.1
0.4	110	111.7	114.3	118.4	118.2
0.42	97	98.35	100.3	103.7	104
0.45	96	96.72	98.55	100.9	101.2
0.47	91	91.3	92.39	93.9	94.24
0.5	88	87.66	88.57	88.8	89
0.55	82	82.62	81.35	79.55	77.85
0.6	78	77.7	78.14	74.4	74.64
0.65	75	75.07	71.43	66.2	66.37
0.7	74	71.73	68.76	62.5	63.59
0.75	74	70.72	67.43	60.9	60.9
0.8	74	71.05	68.3	62.1	62.1

الجدول (5) تغيرات الضغط في الشريان الأبهر، والعضدي، والكعبري، والزندي


-a-
Pt3
Pt2
Pt1
Pressure (mmHg)
Time (Sec)


-b-
Qt1
Qt3
Qt2
Qt (mL/Sec)
Time (Sec)



الشكل (5) المنحنيات البيانية (a –الضغط ، b- التدفق ، cg - السرعة)

Pt1 , Qt1, Vt1 تمثل الضغط والتدفق والسرعة في الشريان العضدي .

Pt2, Qt2 ,Vt2 تمثل الضغط والتدفق والسرعة في الشريان الكعبري.

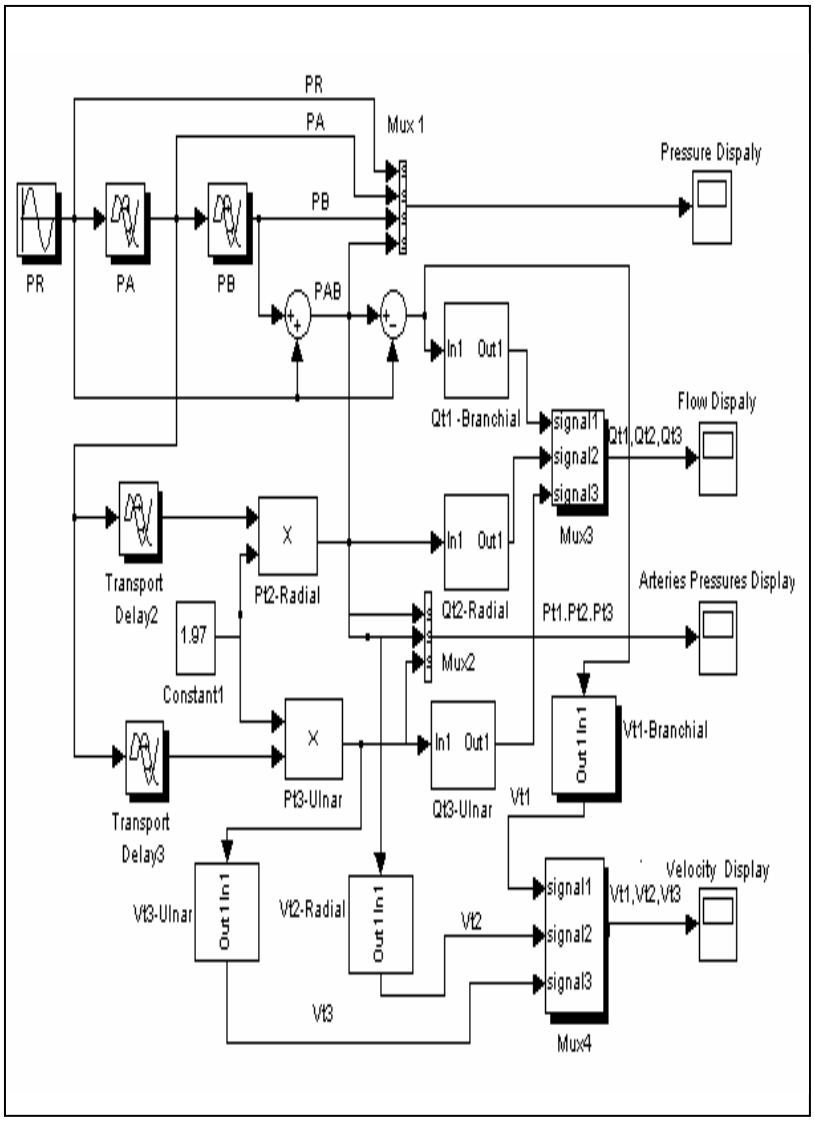
Pt3, Qt3, Vt3 تمثل الضغط والتدفق والسرعة في الشريان الزندي.

ملاحظة: تم رسم الأشكال على ورق ميلمتري يدوياً من أجل توضيح تغيرات الضغط والتدفق والسرعة خلال الفترة الزمنية مابين Sec 0.2-0.4 حيـث فتـرة الانقبـاض البطيني كما هو موضح في الجدول (4)و (5) .

4. تمثيل مخطط سرعة التدفق باستخدام برنامج Matlab\ Simulink تم وضع المخطط الصندوقي للمتغيرات كما في الشكل (6) وأُجريتْ محاكاة لهذه العناصر، وتمكنا من الوصول إلى تمثيل تغيرات الضغط والتدفق والسرعة خلال دورة عمل القلب كما هو مبين بالشكل(7).

ويتكون المخطط الصندوقي من العناصر الآتية:

- p_A : معادلة ضغط الموجة عند المقطعA مدخل الشريان العضدي من العلاقة(10)
- p_R : معادلة ضغط الموجة المنعكسة من العلاقة (9)
- p_B : معادلة ضغط الموجة عند المقطعB مخرج الشريان العضدي من العلاقة(11)
- الجامع الذي يمثل الضغط p_{AB} ضمن الشريان من العلاقة (12)
- Mux1 يمثل المازج لإشارات الضغط ويتم إظهار نتائج إشـارات الـضغط عبـر Presuure Display .



الشكل (6) المخطط الصندوقي لتغيرات الضغط والتدفق والسرعة

- الضارب pt_2 : يمثل تغيرات الضغط في الشريان الكعبري من العلاقة (14) مع وجود فرق صفحة بمقدار $x2/c2$ وضرب بعامل الانعكاس الذي يساوي $\tau = 1.97$

- الضارب(product) pt_3 : يمثل تغيرات الضغط في الشريان الزندي من العلاقة (15) مع وجود فرق صفحة بمقدار $x3/c3$ وضرب بعامل الانعكاس الذي يساوي إلى $\tau = 1.97$

- Mux2 يمثل المازج لإشارات الضغط في الشريان العضدي والكعبري والزندي ليتم بعد ذلك إظهار المنحنيات البيانية لتغيرات الضغط في تلك الشرايين كما في الشكل (7-a) - الطارح يمثل الفرق بين إشارة الضغط ضمن الشريان AB وضغط الموجة المنعكسة p_R مع التعويض في الثابت وفق العلاقة (16) للحصول على التدفق Qt1 التي تمثل معادلة التدفق في الشريان العضدي ، ثم تدخل الإشارة إلى Mux3 ليتم إظهار إشارة التدفق عبر Flow Display كما في الشكل (7-b).

- Qt2 : تمثل معادلة تغير التدفق في الشريان الكعبري من العلاقة (18).

- Qt3 : تمثل معادلة تغير التدفق في الشريان الزندي من العلاقة (19).

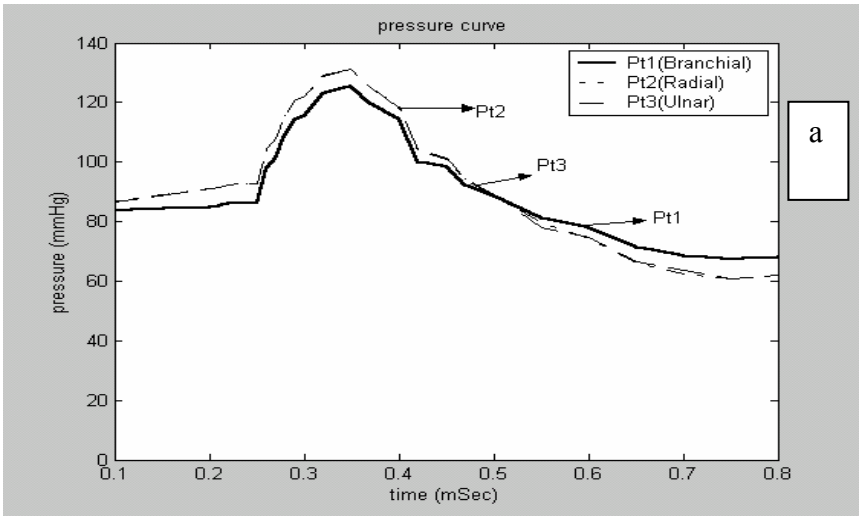
- Mux4 يمثل المازج لإشارات التدفق في الشريان العضدي والكعبري والزندي ليتم بعد ذلك إظهار المنحنيات البيانية لتغيرات السرعة في تلك الشرايين كما في الشكل (7-c).

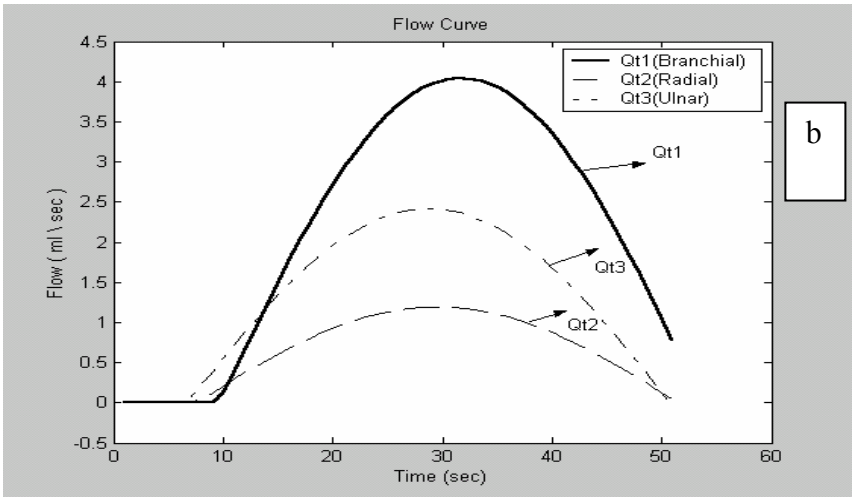
- Vt_1 :تمثل معادلة تغير التدفق في الشريان العضدي من العلاقة (20).

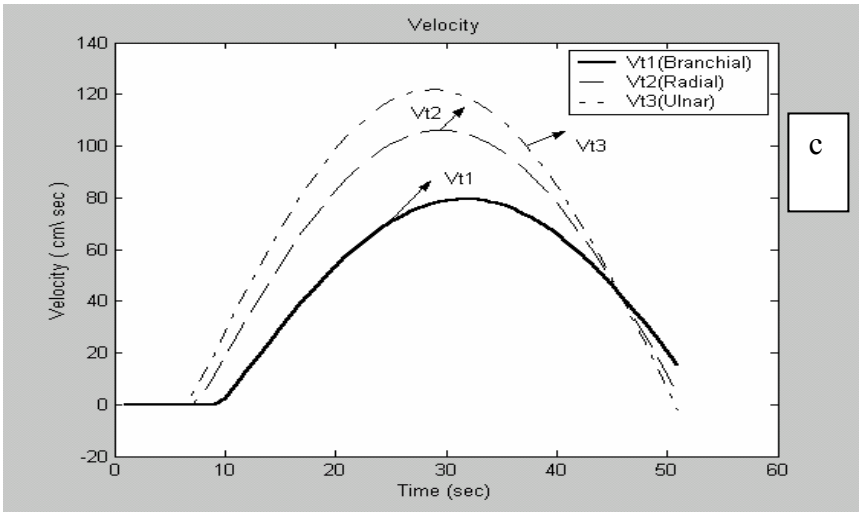
- Vt_2 :تمثل معادلة تغير التدفق في الشريان الكعبري من العلاقة (20).

- Vt :تمثل معادلة تغير التدفق في الشريان الزندي من العلاقة (20).

- Mux4 يمثل المازج لإشارات السرعة في الشريان العضدي والكعبري والزندي ليتم بعد ذلك اظهار المنحنيات البيانية لتغيرات السرعة في تلك الشرايين كما في الشكل (7-c)


pressure curve
Pt1(Branchial)
Pt2(Radial)
Pt3(Ulnar)
Pt2
Pt3
Pt1
pressure (mmHg)
time (mSec)
a


Flow Curve
Qt1(Branchial)
Qt2(Radial)
Qt3(Ulnar)
Qt1
Qt3
Qt2
Flow (ml \ sec)
Time (sec)
b



الشكل (7) المنحنيات البيانية لتغيرات (a – الضغط ، b- التدفق ، وc - السرعة)

5. مناقشة النتائج Discussion

من خلال ماتطرقنا إليه في هذا البحث في تمثيل الجريان الدموي والحـصول علـى النموذج الرياضي للذراع آخذين بالحسبان دراسة تغيرات الدم وخواصه، فقد توصلنا إلى النتائج الآتية:

أ- وضع مخطط سرعة التدفق في شرايين الذراع إذْ تم اخذ أبعاد الشرايين سـريرياً وبعد إجراء الحسابات اللازمة لمعرفة تغير سرعة التدفق على طول الشريان تـم وضع النتائج في الجدول (2) والمخطط المبين في الشكل(3) يوضح تغير الـسرعة من القيمة صفر عند جدران الشريان بسبب قوى الاحتكـاك ليـصل إلـى القيمـة العظمى عند مركز الشريان بسبب القوى المركزية ، وتم إيجاد تغيـرات نـصف القطر والضغط في الشريان العضدي لأن الأوعية الدموية مرنـة،علماً بـأن هـذه الحسابات تمت عند كل 5cm من طول الشريان.

ب- انطلاقاً من معادلة الضغط ومن معرفة نوع التدفق الذي توصلنا إليه من خـلال (عدد رينولدز) تم وضع النموذج الرياضي للشرايين من أجـل الحـصول علـى المخططات البيانية المبينة في الشكل (5)، والتي تمثل تغيرات الـضغط والـسرعة والتدفق مع الزمن خلال دورة عمل القلب، إذْ تبلغ القيمة العظمـى للـسرعة فـي

الشريان العضدي 80 cm/sec عند الزمن 0.29 sec (بعد زمن الانقباض) وفي الشريان الكعبري تبلغ 106 cm/sec وفي الشريان الزندي 124 cm/sec (عند الزمن 0.28 sec)، والجدول (4) يبين هذه القيم وهي موضحة في المخطط(c-5).

ت- لقد تم تمثيل (محاكاة) للجريان في الشرايين (موضوع الدراسة) باستخدام برنامج Matlab \ Simulink وتوصلنا نتيجة المحاكاة إلى المنحنيات المبينة في الشكل (7)، والتي تمثل تغيرات الضغط والتدفق وسرعة التدفق في الشرايين إذْ تبلغ القيمة العظمى للسرعة في الشريان العضدي 80.4 cm/sec عند الزمن (0.29sec) وفي الشريان الكعبري تبلغ 105.8 cm/sec وفي الشريان الزندي 120.5 cm/sec (عند الزمن 0.28 sec) الموضح في الشكل (c- 7).

ث- في النهاية تمت المقارنة بين تغير منحنيات الضغط الناتجة عن الطريقة الحسابية وتغيرات منحنيات الضغط التي تم الحصول عليها بطريقة النمذجة مع تغيرات الضغط للإشارة النموذجية(الشكل 1)، تبين لنا أنها متماثلة تماماً في الشكل ولكن لابد من وجود بعض الفروقات في القيم وهذه النتيجة حتمية لأن النموذج الحقيقي لايمكن أن يتطابق تماماً مع النموذج الرياضي بسبب عوامل كثيرة والمتغيرات الكثيرة التي يتصف بها الدم وخواص الأوعية الدموية فكانت نسبة الخطأ هي (0.5%) في الشريان العضدي، و(3.7%) في الشريان الكعبري و(2.8%) في الشريان الزندي. وبنتيجة المقارنة تبين لنا أن النتائج التي توصلنا إليها جيدة ومتطابقة مع الإشارات النموذجية.

ج- يمكن تطبيق هذا البرنامج على أي شخص كان انطلاقاً من معرفة المعلومات الاولية (الوزن، والعمر، ومعدل النبض، وأقطار الشرايين) من أجل الحصول على منحنى تغير سرعة التدفق مع الزمن للشريان المدروس.

References

1. Fung. Y.C., Biodynamics Circulation ,chapter. 3&4: blood flow in arteries and veins, New york,1984 ,pp. : 77-224.
2. Milnor,W.R. ," Hemodynamics " ; 2ed. , Baltimore , Williams and Wilkins , 1989 :
   2.1. chap.9 : Wave Propagation , pp. 225-256
   2.2.chap.4 : Properties of The Vascular Wall , pp. 58-95 .
   2.3.chap.6 : The Normal Hemodynamics State , pp. 142- 161
3. Jensen, J. A. , Estimation of Blood Velocities using Ultrasound, chapter. 2:&3: Ultrasound, Flow physics Cambridge Uni. , 1996,pp.:1-84.
4. Repacholi, M., Essentials of Medical Ultrasound , chapter. 5: Clicical Applications of Diagnostic , Ottawa,1982 , pp:141-181
5. Bronzino,J.D. ," Hand Book Of Bio-Medical Engineering" ; IEEE Press , U.S.A. , 1995 ,
   5.1 Sec. I , chap. 1 : Physiologyic Systems ,pp. 3-14.
   5.2 Sec. III , chap. 21 : Mechanics Of Blood Vessels ,pp. 291-303.
6. Shung, K. , the effect of component blood on ultrasonic Doppler ,Ultrasound in Med & Biol , Vol 25,No4,1999 .
7. Internet References :
   - http://www.ndt.net/article/wuester.htm
   - http://www.med-star.com
   - http://www.virtual-anatomy.com
8. Gliavaccaf , M. ,Yates, R., Dubini, G. ,"calculating Blood Flow from Doppler Measurements in the systemic to pulmonary artery shunt after the Norwood Operations ", Ultra Sound in Medicine &Biol. Vol. 26 No.2,2000 , PP. 209-219.
9. Pavlovic,V. , Dimilrijevic,B. , "Realization of the Ultrasonic liquid flow meter based on the pulse –phase method" , ultrasonic No. 35 ,2001 ,PP.87-102 .

تاريخ ورود البحث إلى مجلة جامعة دمشق:2005/2/7.