الفيزياء الحيوية

(Biophysics)

المقدمة

الفصل الأول: الموائع والظواهر السطحية

١.١ السطح الفاصل سائل – غاز
١.٢ السطح الفاصل سائل – سائل
١.٣ السطح الفاصل سائل – صلب
١.٤ الاهتزاز بالطور السائل
١.٥ الاهتزاز على سطح الاجسام الصلبة
١.٦ اللزوجة
١.٧ الحركات الانتقالية للموائع

الفصل الثاني: الفيزياء الحيوية للدوران الدموي

٢.١ دوران الدم في الأوعية الدموية
٢.٢ سرعه جريان الدم في الأوعية الدموية
٢.٣ عمل القلب
٢.٤ معادله برنولي
٢.٥ قانون بواز ويل
٢.٦ قياس التوتر الشرياني
٢.٧ جهد التأني القلبي
٢.٨ فيزيا تخطيط القلب
٢.٨ قراه تخطيط القلب وتحدي مرض القلب

الفصل الثالث: الظاهرة التناضحية

٣.١ التناضح
٣.٢ الضغط التناضحي
٣.٣ قانون فان توف
٣.٤ الضغط التناضحي للمحلول
٣.٤.١ الضغط التناضحي لسائل بايولوجي
٣.٤.٢ الضغط التناضحي الفعال
٣.٤.٣ الضغط شبه التناضحي
٣.٥ شغل التخفيف والتركيز
٣.٥.١ التنفس الكمي
٣.٥.٢ عمل كليه الانسان
٣.٦ تدفق السائل
٣.٦.١ تدفق المذيب
٣.٦.٢ تدفق المذيب والجسيمات الصغيرة

الفصل الرابع: الصوت

٤.١ منشأ الموجات الصوتية
٤.٢ سرعه وشده الصوت
٤.٣ الاستجابة الترددية لجسم الانسان
٤.٤ الموجات فوق الصوتية
٤.٤.١ توليد واستقبال الموجات فوق الصوتية

٤.٤.٢ خصائص الموجات فوق الصوتية
٤.٥ تطبيقات الموجات فوق الصوتية
٤.٥.١ التطبيقات الطبية للموجات فوق الصوتية
٤.٥.٢ اجهزه التصوير بالموجات فوق الصوتية
٤.٥.٣ ظاهره دوبلر
٤.٥.٤ التطبيقات العلاجية للموجات فوق الصوتية

الفصل الخامس: البصريات الهندسية والليزر

٥.١ مفهوم الضوء
٥.٢ خصائص الضوء (الحيود-التداخل-الانتشار-الانعكاس)
٥.٣ المرايا وانواعها وخصائصها
٥.٤ تكوين الصور بالمرايا
٥.٥ العدسات وانواعها وخصائصها
٥.٦ الأجهزة البصرية
٥.٦.١ اله التصوير الكاميرا
٥.٦.٢ المايكروسكوب
٥.٦.٣ التلسكوب
٥.٦.٤ العين (تكوين الصور بالعين-قصر النظر-بعد النظر)
٥.٦.٥ علاج قصر وبعد النظر بواسطة العدسات
٥.٧ الليزر
٥.٧.١ خصائص الليزر
٥.٧.٢ التأثيرات البيولوجية
٥.٧.٣ التطبيقات الطبية
٥.٧.٤ تصحيح البصر بالليزر

الفصل السادس: تفاعل الأشعة مع المادة

٦.١ الكشف الاشعاعي
٦.٢ الأشعة وصحه الانسان
٦.٣ الجرعات الإشعاعية
٦.٤ المعالجة بالأشعة
٦.٥ التصوير الاشعاعي
٦.٦ طرق توليد الأشعة السينية
٦.٧ خصائص الأشعة السينية
٦.٨ مخاطر الأشعة السينية
٦.٩ استعمالات الأشعة السينية
٦.١٠ صور الأشعة السينية

المصادر المعتمدة

1-الأساسيات في الفيزياء الحيوية والطبية تأليف د. مروان بن احمد و د. عبد الغني يوسف ٢٠٠٥
2 -اساسيات الفيزياء تأليف بوش جبيرد/ط١، ١٩٩٥
3-Fundamentals of Biophysics, By Andrey B. Rubin, 2011
4-Intermediate Physics for Medicine and Biology,4th Edition, Russell K. Hobbie,2007

المقدمه

Introduction

ان كلمة فيزياء تأتي من اليونانية وتعني الطبيعة (*Nature*) وسميت دراسة الطبيعة بـ "الفلسفة الطبيعية". لم تكن الفيزياء دائمًا تخصصًا منفصلاً ومتميزًا، فلا يزال مرتبطًا بالعلوم الأخرى حتى يومنا هذا. فمن العصور القديمة وحتى عصر النهضة ، شملت الفلسفة الطبيعية العديد من المجالات بما في ذلك، علم الفلك والأحياء والكيمياء والفيزياء والرياضيات والطب. على مدى القرون القليلة الماضية ، أدى نمو المعرفة إلى زيادة التخصص وتفرع الفلسفة الطبيعية إلى مجالات منفصلة مع احتفاظ الفيزياء بالجوانب الأساسية.

ان **الفيزياء الحيوية** (*Biophysics*) تمثل علم رائع وجديد نسبيًا. فبعد قرون من دراسة الخصائص الفيزيائية وسلوك الأشياء غير الحية، أخيرا خطرت الفكرة من استخدام الفيزياء لدراسة الكائنات الحية. ان الأمل الكبير هو الكشف عن أكثرالمبادئ الأساسية للحياة ، بنفس الطريقة التي أضاءت بها الفيزياء الأساسيات لمبادئ المادة والطاقة.

ان **المادة والحركة** (*Matter and Motion*) لا يمكن فصلهما عن بعضهما البعض، وعلم الفيزياء يدرس اشكال الحركة الميكانيكية للمادة ومكوناتها. اما المادة فهي كل ما نلمسه من حولنا في الطبيعة ولها اشكال مختلفة وخواص متغيرة. واما حركه المادة نفسها فتكون محتواه في داخل المادة نفسها. ان علم الفيزياء قد ولد منذ القدم حيث بدا بقوانين بسيطة مثل أرخميدس وغيره ولم تكن علما قائما بحد ذاته. اما تطور الفيزياء فقد بدا في بداية القرن السابع عشر حيث ظهرت اعمال العلماء مثل غاليليو(*Galileo*)-نيوتن (*Newton*)-باسكال(*Pascal*)-بيرنولي (*Bernoulli*) وغيرهم.

اما في القرن التاسع عشر فقد اعتمدت الفيزياء تصورا خاطئا عن الحركة الميكانيكية للجزئيات والاثير المرن وذلك بهدف توحيد كل العمليات الفيزيائية وقد عمل على ذلك كل من غلفاني (*Galvani*)، فولت (*Volt*)، فاراداي (*Faraday*)، ماكسويل (*Maxwell*) وغيرهم. وحاليا تسمى هذه الفيزياء بالفيزياء التقليدية (او الكلاسيكية). ومن اجل تطبيق قوانين الفيزياء الكلاسيكية، يجب استيفاء المعايير التالية: ١- يجب أن تتحرك المادة بسرعات أقل من حوالي (1%) من سرعة الضوء. ٢- يجب أن تكون الأشياء التي يتم التعامل معها كبيرة بما يكفي لرؤيتها بالمجهر. ٣- يمكن فقط استخدام مجالات الجاذبية الضعيفة (مثل المجال الذي تولده الأرض).

خلافا للفيزياء التقليدية فان الفيزياء الحديثة والتي بدآت مع بداية القرن العشرين والتي اعتمدت النظرية النسبية والميكانيك التحليلي حيث تم اكتشاف قوانين جديده تتعارض مع الميكانيك التقليدي واستنادا لهذا ظهر الميكانيك الكمي. في الوقت الحاضر تتكون الفيزياء الحديثة نفسها من

نظريتين ثوريتين ، **النسبية وميكانيكا الكم** (*relativity and quantum mechanics*). تتعامل هذه النظريات مع الأمور السريعة والصغيرة جدًا على الترتيب. فالنسبية (*Relativity*) تستخدم عندما يتحرك جسم ما بسرعة تزيد عن حوالي (1%) من سرعة الضوء أو يتعرض لحقل جاذبية قوي مثل ذلك الحقل القريب من الشمس. ويجب استخدام ميكانيكا الكم (*Quantum mechanics*) للأشياء الصغيره جدا والتي لا يمكن رؤيتها بالمجهر. الجمع بين هاتين النظريتين هو ميكانيكا الكم النسبي، ويصف سلوك الأجسام الصغيرة التي تسافر بسرعات عالية أو تختبر مجال جاذبية قوي.

ان **الملاحظة والتجربة** هما الأساس في وضع القوانين الفيزيائية. اما عمليه التطور في الانتقال من التغيير الكمي الى التغيير في طبيعة المادة (صلب-سائل-غاز)، والتغير الكمي في طول الأمواج الكهرومغناطيسية يودي للتغير في خواص الاشعاع، كالنفاذية او التغييرات الحرارية، كما ان التغير الكمي في عدد الكترونات الذرة يودي للتغيير في خواصها الكيميائية والفيزيائية.

اما في الطب فقد لعبت الفيزياء دورا هاما في تطوره بدآ من دراسة الخواص الفيزيائية للخلايا ال اليه الإثارة وتنبيه الخلايا العصبية والعضلات ووضع نظريات التحكم في الجمل الحية عل مستويات مختلفة وكذلك نظام عملها.... الخ. استنادا الى ذلك فان علم الفيزياء الحيوية يدرس الخواص العامة للمادة الحية كجهاز السمع والبصر وحركيه الدورة الدموية الضغط الشرياني والتوازن الحراري والظواهر الإلكترونية الحيوية في الأنسجة والأعضاء وما شابه ذلك.

هذا وقد طورت الفيزياء طرق **الكشف الفيزيائية والمعالجة الفيزيائية**، حيث استخدم في ذلك الأشعة السينية والامواج فوق الصوتيه والمجهر الالكتروني. وحاليا لا يوجد اختصاص طبي لا يستخدم الأجهزة الفيزيائية او لا يطبق الطرق الفيزيائية في التشخيص والمعالجة ومن الضروري ان يتعلم الطبيب مبدأ عمل الأجهزة الفيزيائية التي يستخدمها واهم الأسس الفيزيائية المتعلقة بهذه الأجهزة لأنه مهما تغيرت التطبيقات فان الأسس الفيزيائية سيبقى معمولا بها في كل الازمان.

ومن الجدير بالذكر ان نبين بان للأطباء فضلا كبير على الفيزياء التي ترافقت مع علوم الفيزياء الحيوية والطبية والصيدلانية وغيرها من العلوم. اذ ان عدد كبير من مشاهير الفيزياء هم بالأصل أطباء، من أمثال باستر (*Pasteur*)، يونغ (*Young*)، كوبر نوكس (*Coprnicus*)، برنولي (*Bernoulli*) وكالبرت (*Gilbert*) وفان-هيلمهولتز (*Van-Helmholtes*) وبوازيل(*Boiseuille*).

ونشير أخيرا الي ان زيادة المعرفة وبتضافر الجهود البناءة لعلماء الفيزياء والطب والأحياء تم ولادة علوم الفيزياء الحيوية والطبية. ان الهدف من هذا الكتاب المقدمي هو تسليط الضوء على الفكره العامه لمبادئ الفيزياء الحيوية. كما نعلم بانه من الصعب ان يكون كتاب مقدمي واحد كافيا لتغطيه موضوع ضخم كالفيزياء الحيوية. مع ذلك فاننا نؤمن بان هذا الكتاب سيوفر الأساس الجيد

للطلبه الذين يبدآون مشوارهم بدراسه هذا المجال. ان هذا الكتاب يتضمن سته فصول وهذه الفصول ستغطي العديد من المواضيع المرتبطة بالفيزياء الحيوية.

***الفصل الأول**: يتضمن دراسة الموائع وقوانينها الأساسية والظواهر السطحية والخاصية الشعرية واللزوجة وبعض التطبيقات الحيوية والطبية.*

***الفصل الثاني**: يتضمن دراسة الفيزياء الحيوية للدوران الدموي كمرونة الاوعية الدموية وعمل القلب والنبضات وقياس التوتر الشرياني وجهد التأثير القلبي والقواعد الفيزيائية للتخطيط.*

***الفصل الثالث**: يتضمن دراسة الظواهر التناضحية كالظواهر الفعالة والمفعلة والضغوط التناضحية وعمل الكلية وتدفق السائل.*

***الفصل الرابع**: يتضمن دراسة الموجات الصوتية والفوق صوتية في الطب كتوليد واستقبال الموجات الفوق صوتية والتأثيرات البيولوجية لهذه الموجات وتطبيقاتها.*

***الفصل الخامس**: يتضمن دراسة الضوء واهم خصائصه إضافة الى دراسة بعض الأجهزة البصرية واهم تطبيقاتها الطبية. وكذلك الليزر واهم استخداماته في المجالات الطبية والحيوية.*

***الفصل السادس**: وهو الأخير ويتضمن دراسة التأثير المتبادل بين الاشعة والمادة كمفهوم الجرعة الممتصة والتعرض والكشف عن الاشعة والصحة والتأثير على الخلايا الحية. كما يتضمن استخدام الاشعة بالكشف والعلاج في بعض التطبيقات الطبية والحيوية.*

الهدف من اعداد المنهج :-

في هذا الكتاب المنهجي توجد عدة أهداف ولعل ابرزها.

أولاً : محاوله تقديم بعض المفاهيم الأساسية الضرورية للفيزياء بأكبر قدر ممكن من الوضوح.

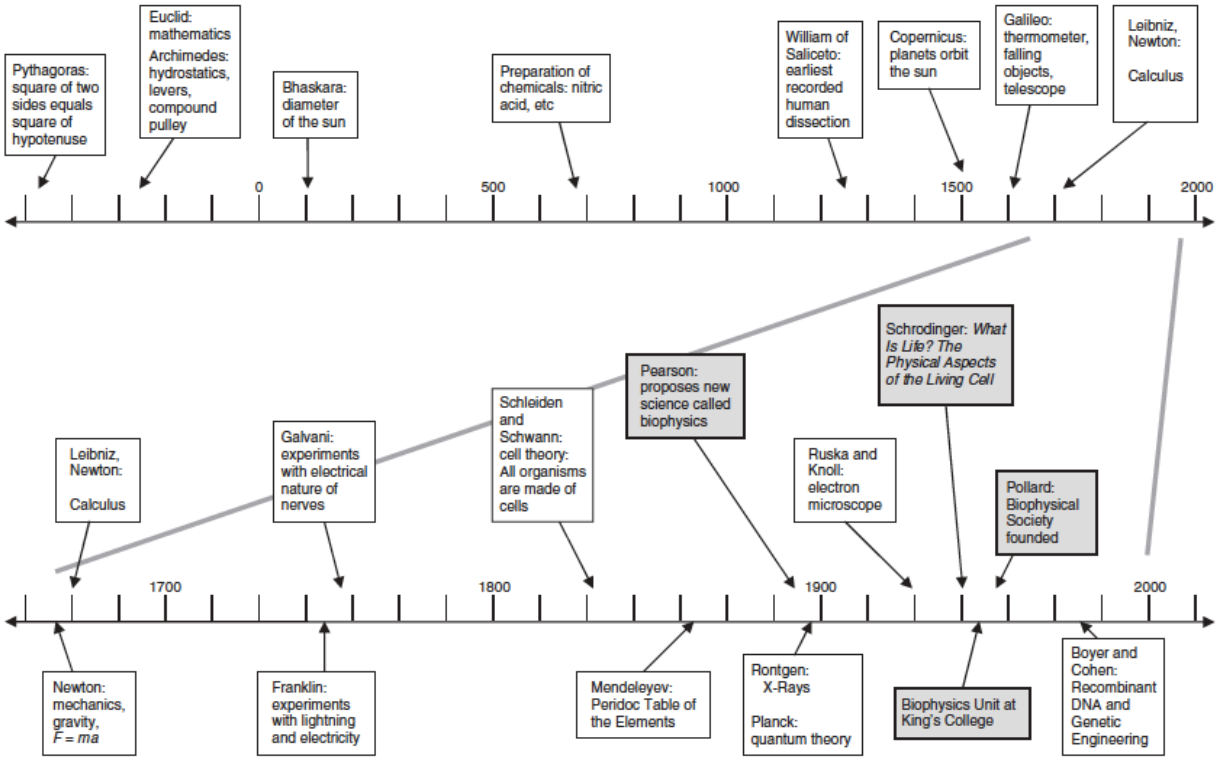
ثانيًا : تم تصميم الكتاب لإزالة أي عبء مفاهيمي غير ضروري من الطلاب عن طريق إزالة جميع الفيزياء غير الضرورية تماما لطلاب العلوم الصحية.

ثالثًا : ندرك تماما أن دافع الطلاب هو دائما مشكلة في دراسة الفيزياء في مجال العلوم الصحية. لقد حاولنا إضافة أكبر عدد ممكن من تطبيقات العلوم الطبية الحيوية إلى النص في محاولة للمساعدة في هذا الدافع وجعل الطلاب في تخصصات العلوم الصحية والحيويه علي درايه باهم القوانين.

أخيرا ، الهدف من هذا الكتاب هو توفير احتياجات طلابنا الاعزاء. ومن أجل تحقيق هذا الهدف ، اعتمدنا على الملاحظات التي قدمت. بالطبع ستظل هناك أخطاء لم يتم تجاوزها خلال عملية التحرير ، ونعتذر عنها مقدما ، ونرحب بملاحظات قرائنا.

كم عمر الفيزياء الحيوية؟

How old is Biophysics?



((الفصل الأول))

الموائع والظواهر السطحية

Fluids and the Surface Phenomena

يشير المبدأ الأساسي في علم التحريك بان الكتلة (m) الخاضعة لتأثير قوة خارجية $(\vec{F})$ تتحرك بتسارع $(\vec{a})$ وفق العلاقة التالية: -

$$\vec{F}(N) = m(kg).\vec{a}(m/s^2)$$

وعندما يكون التسارع $(\vec{a})$ هو تسارع الجاذبية الأرضية $(\vec{g})$ فان المقدار المتجه $(m\vec{g})$ يعبر عن ثقل الكتلة (m).

وعند تطبيق القوة $(\vec{F})$ على مائع (سوائل او غازات) فأنها تتوزع على السطح (S)؟ لذا نعرف الضغط (P) على انه حاصل قسمة القوة المؤثرة على مساحة السطح أي: -

$$P = \frac{F(N)}{S(m^2)})$$

وتسبب ثقل المائع الساكن بضغط سكوني يخضع للقوانين التالية:

1- في أي نقطة من المائع، يكون للضغط نفس القيمة في جميع الاتجاهات.

2- في كل نقطة من نقاط نفس المستوي الافقي، يكون للضغط القيمة نفسها.

3- يعطى فرق الضغط (ΔP) ما بين مستويين، فرق الارتفاع بينهما (Δh).

في مائع كتلته الحجمية (كثافته ρ) ويخضع لتسارع الجاذبية الأرضية $(\vec{g})$ بالعلاقة التالية:

$$\Delta P(pascal) = -\rho\left(\frac{kg}{m^3}\right)\vec{g}\ \left(\frac{m}{s^2}\right)\ \Delta h(m)$$

حيث نلاحظ ان ازدياد الارتفاع يؤدي لتناقص الضغط.

يطلق اسم الضغط (P) لمائع داخل جملة (نظام) على فرق الضغط ما بين نقطة تقع داخل الجملة وأخرى خارجها أي ان: -

$$P(pascal) = P_{int} - P_{ext}$$

فعندما نتكلم عن ضغط الدم في الاوعية الدموية فهي في الحقيقة فرق الضغط ما بين نقطة تقع داخل الوعاء الدموي وأخرى خارجه. وانه اثناء الغوص في الماء (غير قابل الانضغاط) بمقدار عشر أمتار يزداد الضغط بمقدار واحد جو $(1.0\ atm)$.

ان وحدة قياس الضغط بالنظام الدولي (SI) هي الباسكال عندما تكون القوة بال نيوتن والمساحة بالمتر المربع. وهناك وحدة مستخدمة في الطب لقياس الضغط الشرياني وهي $(mmHg)$ وهي عبارة عن الضغط الذي ينتج فرقا في الارتفاع مقداره $(1.0mm)$ في مقياس الضغط الزئبقي حيث الكتلة الحجمية (الكثافة) للزئبق $(13600kg/m^3)$ وبعد الرجوع للعلاقة:

$$P = h\ \rho\ \vec{g}$$

نجد ان

$$1mmHg = (10^{-3}).(13600).(9.81) = 133.4\ P_a$$

اما الضغط الجوي فهو عبارة عن قيمة ضغط الغلاف الجوي العمودي عند مستوى البحر.

$$1atm = 1bar = 760mmHg = 760 \times 133.4 \cong 10^5 P_a$$

مثال) كيف تحول 28 psi لكل من الوحدات التالية: -

1 - atm
2 - torr
3 - Pa
4 - mmHg

1 atm ↔ 14.69 psi
X ↔ 28 psi

الحل)

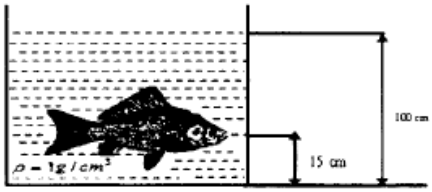
1) $28\ psi \times \frac{1\ atm}{14.69\ psi} = 1.9 atm$

2) $28\ psi \times \frac{760\ torr}{14.69\ psi} = 1400\ torr$

3) $28\ psi \times \frac{101325\ Pa}{14.69\ psi} = 1.9 \times 10^5 Pa$

4) $28\ psi \times \frac{760\ mmHg}{14.69\ psi} = 1448.6\ mmHg$

مثال) في الشكل التالي، سمكه تبلغ مساحتها السطحية التي يضغط عليها الماء ($6\ cm^2$). أوجد قوة تأثير الماء على السمكة. علما ان التعجيل الأرضي ($10\ m/s^2$) وكثافه الماء ($1\ g/cm^3$)



الحل) $\rho = 1\frac{g}{cm^3}$, $g = 10\frac{m}{s^2}$, $h = 100 - 15 = 85cm$, $S = 6cm^2$, $F = ?$

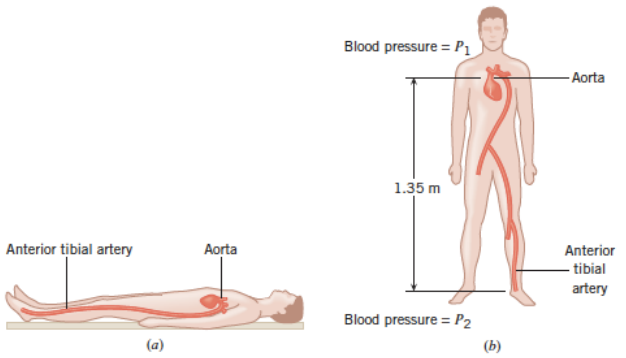
$\rho = 1000\frac{kg}{m^3}$, $h = 0.85m$, $S = 6 \times 10^{-2} \times 10^{-2} = 6 \times 10^{-4} m^2$

$$P = \frac{F}{S}$$

$$P = \rho\ g\ h = (1000)(10)(0.85) = 8500\ Pa$$

$F = P \times S = 8500 \times 6 \times 10^{-4} = 5.1\ N$ القوة التي توثر على السمكة

س) عندما يتدفق الدم في الشرايين، يمكن اعتبار الدم كسائل ساكن وتجاهل آثار التدفق. ما مقدار ضغط الدم الذي يزيد بها في الشريان الأمامي (*Anterior tibial artery*) عند القدم عن ضغط الدم في الشريان الابهري في القلب (*Aorta*) عندما يكون الشخص: (a) متكئ أفقيا (b) واقفا علما ان كثافه الدم $1.060\ g/cm^3$

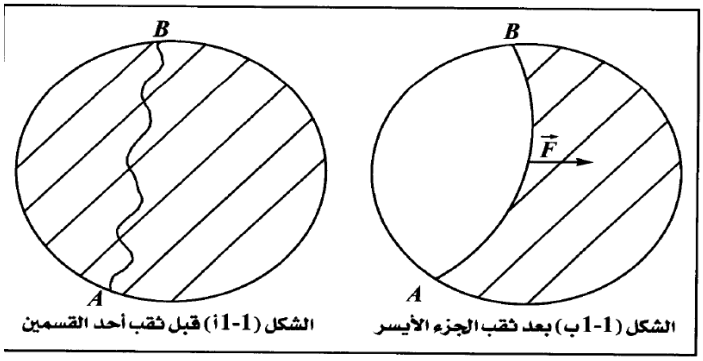


1-الظواهر السطحية *Surface phenomena*

ان الظواهر السطحية توجد بين السطح الفاصل بين طورين (*two phases*) مختلفين (الطور هو عبارة عن جزء من جملة فيزيائية-كيميائية ويبدو متجانسا) حيث تنشا تأثيرات متبادلة ما بين هذين الطورين. ويمكن تقسم هذه الظواهر السطحية لثلاث أنواع.

1.1 السطح الفاصل سائل – غاز *Liquid-Gas Surface*

عندما نغمر في ماء الصابون حلقة معدنية ثبت عليها خيط مرن غير مشدود ثم نخرج هذه الحلقة من ماء الصابون نحصل على طبقة رقيقة ملتصقة على حواف الحلقة ويبقى الخيط غير مشدود داخل هذه الطبقة الرقيقة من السائل، ويقسم الخيط هذه الطبقة الى جزئيين كما موضح في الشكل التوضيحي (1-1 أ). ثم اذا ثقبنا احد هذين الجزئين فان الخيط يجذب من قبل الجزء الاخر للطبقة كما موضح في الشكل (1-1ب).



الشكل (1-1 أ) قبل ثقب أحد القسمين

الشكل (1-1 ب) بعد ثقب الجزء الأيسر

الشكل (1-1) ظاهرة الشد السطحي

أي ان السطح الفاصل ما بين الطبقة الرقيقة من السائل والهواء يميل ليكون أصغر ما يمكن ولهذا إذا اثرت قوه مقدارها $(\bar{F})$ على سلك طوله (L) يمكننا ان نُعرف التوتر السطحي (γ) على انه القوة المطبقة على وحدة الطول أي ان: -

$$\gamma\left(\frac{N}{m}\right)=\frac{F}{L}$$

وبالتالي فان وحدة التوتر السطحي في النظام الدولي (نيوتن/متر، N/m) ويمكن تفسير ذلك، إذا اعتبرنا ان كل جزء من السائل يخضع لقوة جذب من الجزيئات المحيطة به اما الجزيئات السطحية فتخضع فقط الى جذب جزيئات السائل الواقعة الى جوارها واسفلها (سطح، عمق)، ولذلك يكون تركيزها اقل ما يمكن على السطح، وبما ان الحجم ثابت (لان الجزيئات في السائل تكون ملتصقة مع بعضها البعض) فان السطح يميل ليكون أصغر ما يمكن. وانه لزيادة هذا السطح يجب تطبيق قوة وهذا يعني تقديم طاقة. يميل سطح التماس ما بين سائل وغاز بشكل تلقائي ليكون أصغر ما يمكن وانه بمقدار ما تكون قوة الترابط ما بين الجزيئات كبيره بمقدار ما تكون قيمة التوتر السطحي كبيره، ومن جهة أخرى فان زيادة درجه الحرارة تزيد من التهيج الحراري المعاكس لقوه التجاذب ولهذا فان التوتر السطحي يتناقص. ويمكن استنتاج ما يلي: -

i -عندما يكون التوتر السطحي هو العنصر الوحيد الذي يلعب دورا بين طورين مختلفين فان الحجم يأخذ الشكل الكروي الموافق لحجم محدد بالسطح الأصغري (قطره ماء في الهواء، فقاعه هواء بالماء) وبالتالي فان سطح كرة وحيدة يكون من اجل نفس الحجم أصغر من مجموع سطحين كرويين (اندماج قطرتين او فقاعتين عند تصادمهما معا).

ii -وجود ضغط زائد داخل الفقاعات او القطرات، فقطرة السائل تأخذ شكلا كرويا نصف قطره (R). بما ان التوتر السطحي يسعى لإنقاص السطح وبالتالي إنقاص نصف القطر فان الحجم يتناقص لذا فان الضغط الداخلي يزداد. ونصل الى حاله التوازن عندما يكون الضغط داخل الفقاعة(P_o) أكبر من الضغط الخارجي (P) أي ان الضغط الزائد (ΔP) داخل القطرة او الفقاعة يساوي الى: -

$$\Delta P = P_o - P$$

بالاستفادة من قانون لابلاس $(Laplace\ law)$ المطبق في نقطه من سطح ذي شكل ما، حيث يمكن تحديد نصفي قطري كرتين $(R_1، R_2)$ يميزان تقوس السطح في هذه النقطة مما يسمح بتحديد قيمه الضغط الزائد (ΔP) من جهة التقعر والمعطى بالعلاقة التالية: -

$$\Delta P = \gamma(\frac{1}{R_1}+\frac{1}{R_2})$$

وهكذا نجد في حاله كرة نصف قطرها R $(R_1=R_2=R)$:

$$\Delta P = \frac{2\gamma}{R}$$

اما في حاله أسطوانة نصف قطرها R (شريان مثلا) فان:

$$R_1=R$$

$$R_2=\infty$$

وبالتالي يكون:

$$\Delta P = \frac{\gamma}{R}$$

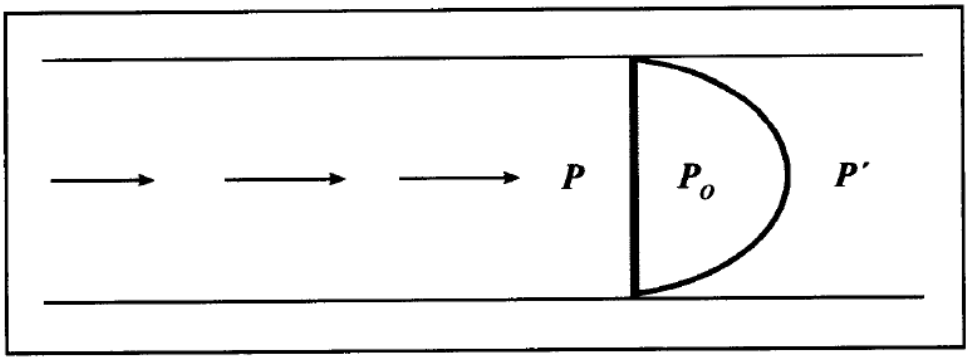
اندماج القطرات او الفقاعات *Fusion of drops or bubbles

الضغط الزائد في الفقاعات او القطرات الصغيرة (R صغيره) أكبر مما هو عليه في الفقاعات او القطرات الكبيرة لذا فانه عند تماس (فقاعة او قطرة صغيرة) مع (فقاعة او قطرة كبيرة) فان الصغيرة تتفرغ بداخل الكبيرة.

*** السدادة الغازية *Gas Stopper***

ان وجود فقاعة هوائية في سائل ينساب داخل أنبوب شعري *Capillary tube* يؤدي الى توقف انسياب السائل.

على سبيل المثال: لنأخذ انبوبا شعريا نصف قطره (R) ينساب بداخله من اليسار الى اليمين سائل فيه فقاعة هوائية، نلاحظ وبسبب تأثير الضغط للسائل فان فقاعه الغاز تأخذ شكلا غير متناظر فهو مستوي من اليسار وكروي بنصف قطر (R) من اليمين كما في الشكل (2-1).



الشكل (2-1) الفقاعة، السدادة الغازية

عند السطح البيني من جهة **اليسار** يكون فرق الضغط:

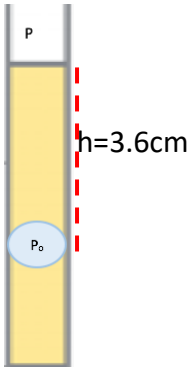
$$\Delta P = P_o - P = \frac{2\gamma}{R} = \frac{2\gamma}{\infty} = 0 \implies P_o = P$$

اما عند السطح البيني من جهة **اليمين** فيكون:

$$\Delta P = P_o - P` = \frac{2\gamma}{R} \Rightarrow P` = P_o - \frac{2\gamma}{R} = P - \frac{2\gamma}{R}$$

فعندما تكون R صغيره جدا فان المقدار $(2\gamma /R)$ يمكن ان يساوي (P) وبالتالي ينعدم الضغط $(P`)$ وهذا يعني انعدام فرق الضغط على يمين الفقاعة ومن ثم ينعدم التدفق. وهذا ما يحصل عادة في الأوعية الدموية للكائن الحي. حيث ان الحقن المفاجئ للهواء وتشكل فقاعات غاز النتروجين العائدة الى الصعود العنيف داخل الماء، تتسبب في إيقاف انسياب الدم وبالتالي تنشأ في حال فقر الدم حوادث خطيرة وأحيانا مميتة.

مثال) فقاعة هواء صغيره قطرها (0.45 mm) وجدت في عينه من بلازما الدم في أنبوب شعري كما موضح بالشكل. احسب الضغط داخل الفقاعة عندما تقع على عمق (3.6 cm) في عينه البلازما. علما ان كثافه البلازما (1.025 g/ml) والشد السطحي للبلازما (0.073 N/m) والضغط الجوي ($P=1.013\times10^5$ Pa).



الحل)

$$\gamma = 0.073\frac{N}{m}, \quad P = 1.013 \times 10^5\ Pa, \quad R = \frac{0.45}{2} = 0.225mm,$$

$$h = 3.6cm, \ \rho = 1.025g/ml$$

$$P_o = P + \rho gh + \frac{2\gamma}{R}$$

$$P_o = 1.013 \times 10^5 + (1025 \times 9.81 \times 0.036) + \left(\frac{2 \times 0.073}{0.225 \times 10^{-3}}\right)$$

$$P_o = 1.013 \times 10^5 + (0.00361 \times 10^5) + 0.0064 \times 10^5 = 1.023 \times 10^5 Pa$$

1.2 السطح الفاصل سائل – سائل *Liquid-Liquid Surface*

a) توتر السطح البيني *Bisurface Tension*

يوجد على السطح الفاصل ما بين سائلين غير قابلين للمزج توتر شبيه بالتوتر السطحي يسمى توتر السطح البيني، تتعلق قيمته بطبيعة السائلين وبدرجه الحرارة.

b) الانتشار *Diffusion*

عند وضع قطرة من سائل ***A*** على سطح سائل ***B*** (***A* و *B* غير قابلين للمزج**) نلاحظ:

(أولا): السائل (A) ينتشر على سطح السائل (B) فاذا كان سطح السائل (B) كبيرا, فان سماكة الطبقة السطحية للسائل (A) تماثل عندئذ سماكه طبقة وحيده الجزيء *Mono molecular layer*.

(ثانيا): يبقى السائل (A) على شكل قطره فوق سطح السائل (B) أي، لا يوجد انتشار *No diffusion*

ويفسر الانتشار بوجود قوى تجاذب ما بين (A،B) فعندما تكون هذه القوى وحيدة فان A يمتزج مع B وهذا يعني انه يوجد في (A) زمر تكون مجذوبة من قبل B (**محب إذا كان *B* هو الماء**) وزمر متنافره مع B (**كاره إذا كان *B* هو الماء**). لذا فان جزيئات (A) تتوجه على سطح B (زمر مجذوبة نحو B وزمر مدفوعة نحو الخارج).

يجدر الاشاره، بان الانتشار هو الالية الرئيسية لإيصال الاوكسجين والمواد الغذائية وإزالة الفضلات من الخلايا. تكون حركة الانتشار بطيئة نسبيا (تستغرق ساعات أحيانا لامتزاج المحلول في المثال السابق للانتشار بضعة سنتيمترات فقط) ولكن على النطاق الصغير في خلايا الانسجة تكون حركة الانتشار سريعة بما يكفي لتوفير وظيفة الحياة للخلايا.

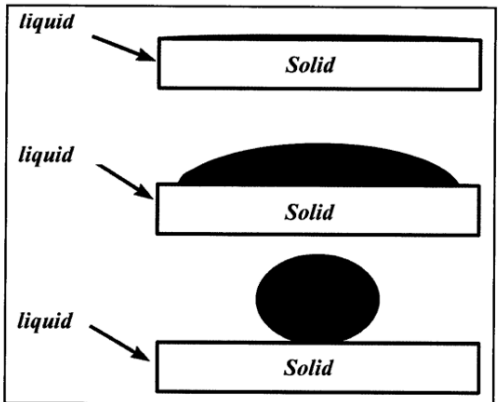
c)الاستحلاب *Milky Solution*

إذا قمنا بخض (*Shake*) سائلين غير قابلين للمزج (مثلا الزيت في الماء) كما في الشكل (3-1)، نرى بان الزيت تموضع على شكل قطرات صغيرة مكونا بذلك مستحلبا وانه عندما تتلامس هذه القطرات الصغيرة مع بعضها البعض فأنها تندمج. عندما تجتمع جزيئات الماء، تشكل شبكة من الروابط الهيدروجينية، والتي تؤدي إلى توتر سطحي عالٍ. وبما ان كل من الزيت والماء لهما توتر سطحي عالٍ، بسبب ضعف قوة الالتصاق بينهما، فلا يمتزجان. ان هذه الظاهرة شبيه بظاهرة وجود قطرات سائل في غاز أي ان السطح الفاصل يميل ليكون اصغريا.

شكل (3-1) ظاهره الانتشار (اليمين) والاستحلاب (اليسار)

1.3 السطح الفاصل سائل – صلب *Solid-Liquid Surface*

عند وضع قطرة سائل فوق سطح صلب نلاحظ عدة حالات، كما موضح بالشكل (4-1)



شكل (4-1)

1-انتشار سائل القطرة على سطح الجسم الصلب فنقول ان السائل يبلل السطح الصلب بشكل كامل (مثلا الماء على سطح الزجاج النقي) ويسمى هذا السطح *Super-hydrophilic*

2-تسطح طفيف للقطرة على سطح الصلب مع احتفاظها بتماسكها فنقول ان السائل يبلل جزئيا السطح الصلب (مثلا الماء على سطح الزجاج الدي يوجد عليه قليل من الشحم) ويسمى هذا السطح *Hydrophilic*

3-احتفاظ القطرة بشكلها فنقول ان السائل لا يبلل الجسم الصلب ابدا، مثلا الزئبق على سطح الزجاج. ويمكن تفسير ذلك إذا اعتبرنا بان (F_1) تمثل قوة التجاذب ما بين جزيئات السائل نفسه و (F_2) تمثل قوة التجاذب ما بين الجسم الصلب وجزيئات السائل. فاذا كانت F_2 أكبر بكثير من F_1، فان السائل يبلل كليا اما إذا كانت F_2 صغيرة او معدومة فان السائل لا يبلل ابدا ويسمى هدا السطح *Super hydrophobic*. بينما نجد انه من اجل القيم الوسيطة فالسائل يبلل جزئيا. لذا نجد انه عند وضع أنبوب زجاجي نصف قطره صغير بشكل شاقولي (عمودي) في سائل يبلل الزجاج فان السائل يرتفع في الانبوب وتسمى هذه الظاهرة بالخاصية الشعرية، وتعود هذه الظاهرة الى جذب جزيئات الجسم الصلب للسائل. ولهذه الظاهرة تطبيقات متنوعة منها (الاسفنج، فتيل المصباح، رطوبة الجدار.... الخ).

1.3.1الخاصيه الشعريه *Capillary action*

عندما يتم وضع أنبوب زجاجي رفيع في سائل مثل الماء، غالبًا ما يرتفع السائل لأعلى الانبوب وتعرف هذه الظاهره بالخاصيه الشعريه *Capillary action*. الخاصيه الشعريه مهمه جدا في العديد من النظم البيولوجية - حيث يساهم في ارتفاع العصاره في الأشجار وفي جريان الدم في الاوعيه الشعريه. كلما كان الأنبوب أرق، زاد ارتفاع السائل بالانبوب بالاضافه الي ان نصف القطر الأصغر يعني مزيد من الاتصال بالسطح لحجم معين من السائل، وبالتالي فان كتلة أكبر من السائل يمكن أن تدعمها قوة التلاصق. بالحقيقة، فان الارتفاع يعتمد عكسيا على نصف قطر الأنبوب حسب العلاقه ادناه:

$$h = \frac{2\gamma cos\theta}{\rho g r}$$

h: الارتفاع الذي ينتقل فيه السائل إلى أعلى الأنبوب فوق المستوى الافقي للسائل.

γ : التوتر االسطحي. θ : الزاوية التي يصنعها سطح السائل مع الأنبوب. ρ : كثافه السائل.

r: نصف قطر الأنبوب. g: التسارع بسبب الجاذبية

ان الخاصيه الشعريه سوف تقوم برفع أو تنزيل السائل داخل الأنبوب اعتمادا على خصائص السائل. يعتمد التأثير الفعلي للخاصيه الشعريه على القوة النسبية لقوى التماسك والالتصاق بين جزييات السائل مع بعضها البعض وبين جزيئات السائل والانبوب. إذا كان قيمه زاوية تلامس (θ) أقل من (90^o)، فسيتم رفع السائل للاعلى؛ اما إذا كانت (θ) أكبر من (90^o)، سيتم خفض السائل للاسفل. الزئبق، على سبيل المثال، له توتر سطحي كبير جدًا وزاوية تلامس كبيرة مع الزجاج. عند وضعه في أنبوب، ينحني سطح عمود الزئبق إلى أسفل.

مثال) احسب النسبة بين الارتفاع الذي يرتفع إليه الماء إلى الزئبق بفعل الخاصية الشعرية في نفس الأنبوب الزجاجي. علما ان الشد السطحي للماء 0.0728 N/m والزئبق 0.465 N/m وزاويه التلامس للماء (0^o) وللزئبق (140^o)، والكثافة للماء (1.0 g/ml) وللزئبق ($13600\ kg/m^3$)

الحل)

$$h = \frac{2\gamma\cos\theta}{\rho\ g\ r}$$

$$\frac{h_w}{h_{Hg}} = \frac{\frac{\gamma_w cos\theta_w}{\rho_w}}{\frac{\gamma_{Hg} cos\theta_{Hg}}{\rho_{Hg}}} = \frac{\frac{(0.0728)\cos(0)}{1000}}{\frac{(0.465)\cos(140)}{13600}} = -\frac{2.78}{1}$$

1.4 الاهتزاز بالطور السائل *Adsorption*

عند مقارنة قيمة التوتر السطحي (γ) لمحلول مع قيمة التوتر السطحي لمذيبه(γ_o) ، نلاحظ بان (γ) يمكن ان تكون أكبر بقليل او أصغر بقليل من(γ_o). لكن في بعض الحالات نرى بان (γ) أصغر بكثير من (γ_o) (مثلا واحد مليغرام من المذاب في لتر من مذيب ينقص التوتر السطحي للمذيب الى النصف) فنقول عندئذ بان المذاب فعال توتريا. يمكن تفسير ذلك على النحو التالي: -

اذا افترضنا بان (F_o) تمثل قوة التجاذب بين جزيئات المذيب و (F) تمثل قوى التجاذب ما بين جزيئات المذيب وجزيئات المذاب. فعندما يكون تركيز المذاب ضعيفا تكون جزيئاته متباعدة عن بعضها البعض وبالتالي فان قوة التجاذب بين جزيئاته تكون مهملة.

عندما تكون ($F_o>>F$) فان جزيئات المذيب تتقارب من بعضها البعض ما أمكن وبسبب ذلك فانها تطرد جزءا كبيرا من جزيئات المذاب الى سطح المحلول وبالتالي فان ازدياد تركيز المذاب على السطح يسمى ادمصاص (امتزاز) في الطور السائل. ويترجم ذلك بوجود طبقة ادمصاص على السطح حيث يكون لتوترها السطحي قيمة أصغر بكثير من قيمة التوتر السطحي للمذيب، ولبيان ذلك ندرس الاتي: -

أ) تغير التوتر السطحي للطبقات السطحية كتابع للسطح: عندما يتغير سطح طبقة منتشرة (ممتزة) فان توترها يتغير تبعا لذلك.

ب) عند ازدياد سطح الطبقة فان التوتر السطحي يزداد وبالعكس ويمكن تفسير ذلك:
عندما يكون السطح الذي تشغله الطبقة كبيرا فان الجزيئات الفعالة توتريا تكون متباعدة عن بعضها البعض. أي ان السطح مكون بشكل أساسي من جزيئات الماء التي تتسبب بتوتر سطحي مرتفع. اما عندما يتناقص سطح الطبقة فان الجزيئات الفعالة توتريا والمجبرة على البقاء على السطح تتقارب وتاخذ مكان جزيئات الماء ولذلك ينخفض التوتر السطحي.

ج) دورة البطاء: تعني انه من اجل نفس القيمة للسطح فان التوتر السطحي لا يملك نفس القيمة عند ازدياد السطح او تناقصه (فهو ذات قيمة أكبر اثناء تزايد السطح).

1.5 الاهتزاز على سطح الاجسام الصلبة *Adsorption Due to Solid Surface*

عند ادخال قطعة فحم خشبي في أنبوب اختبار يحتوي على غاز النشادر نلاحظ بان حجم الغاز يتناقص ويمكن ان يختفي. كذلك عند إضافة مسحوق التالك الى محلول ماء ازرق الميثلين وتركه يتثقل نلاحظ ان التالك ذو اللون الأبيض قد أصبح ازرقا وان الماء الذي يعلوه أصبح عديم اللون.

ان عملية تثبيت الغاز او المذاب على سطح الجسم الصلب تسمى ادمصاص (امتزاز) على سطح الاجسام الصلبة وان لهذه الظاهرة تطبيقات كثيرة. ويمكننا ان نستنتج بان الادمصاص من النوع الفيزياوي الذي تعود فيه الروابط ما بين الصلب والمذاب الى قوى ما بين الجزيئات من نوع فاندرفالز (Vander Waals) لكنها اشد مما هي عليه في السوائل لان حقل القوى على سطح الاجسام الصلبة أكثر أهمية.

اما الادمصاص من النوع الكيميائي فتكون الروابط مع الصلب هي روابط مشتركة. وانه ليس من السهل التمييز ما بين هذين النوعين من الادمصاص وبهدف زيادة سطح الادمصاص على الاجسام الصلبة تستخدم هذه الاجسام على شكل مساحيق. واهم التطبيقات لهذه الظاهرة: -

1- في الصناعة *In-Industry* (الاصبغة، اقنعة الغاز)
2- في التحاليل *In-Analysis* (الكروماتوغرافيا الادمصاصية)
3- في طب الاحياء *In-Bio medicin* (ادمصاص نيتروجين الهواء الجوي يسمح بالحصول على هواء غني بالاوكسجين)
4- في المعالجة *In-therapy* (استخدام الكربون في علاج الجوف المعوي بسبب خواصه الادمصاصية للسموم ونواتج التخمر)

1.6 اللزوجة *Viscosity*

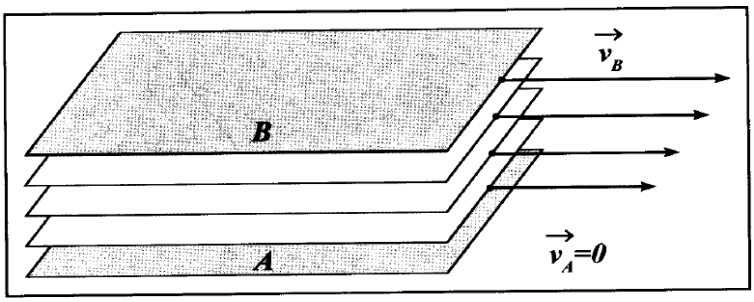
عندما يتحرك جسمان صلبان متلامسان بسرعتين مختلفتين تعمل على السطح الفاصل بينهما قوى احتكاك *Frictional Force* تظهر من خلال تحول الطاقة الى حرارة ومن تباطؤ الجسم الصلب الأكثر سرعة.

اما فيما يتعلق بالموائع فان ظواهر مشابهة تحدث عندما لا تتحرك جميع جزيئات المائع بنفس السرعة لكنها تختلف عن الاجسام الصلبة من حيث ان السرعة داخل المائع تتغير تدريجيا أي ان الاحتكاك لا يحدث على السطح الفاصل الذي لا وجود له بل يحدث داخل المائع ولذلك نطلق عليه اسم لزوجه *Viscosity* على الاحتكاك بين جزيئات المائع.

مثلا: إذا وضعنا في مائع معين صفيحتين معدنيتين متوازيتين (A،B) تتحركان بسرعتين مختلفتين $\vec{v}_A, \vec{v}_B$,مثلا نفرض (v_A=0) كما موضح بالشكل (5-1) نستنتج بان: -

1-جزيئات المائع الملامسة للصفيحة A لا تتحرك ابدا، بينما جزيئات المائع الملامسة للصفيحة B تتحرك بسرعه مساويه (v_B) وبالتالي نتوصل الى ان جزيئات المائع الملامسة للجسم الصلب تكون ملتصقه مع هذا الصلب وبالتالي تتحرك بسرعه مساوية لسرعته.

2-تتغير سرعه السائل تدريجيا ما بين (A،B) من $v_A=o$ الى v_B أي ان السائل يسلك سلوكا كما لو كان مكونا من مجموعة صفائح موازيه للصفائح المعدنية.



الشكل (1-5) حركة جزيئات المائع بالنسبة لصفيحتين أحداهما ثابتة والأخرى متحركة

1.7 الحركات الانتقالية للموائع *Transition Movements of Fluids*

يعرف التدفق على انه كمية المائع التي تجتاز مقطعا سطحيا (S) من قناة خلال وحده الزمن. وبما انه غالبا ما يعبر عن كميه المائع بحجمه لذا فالتدفق (D) هو عباره عن الحجم (dV) الذي يجتاح المقطع (S) خلال وحده الزمن (dt) ومنه: -

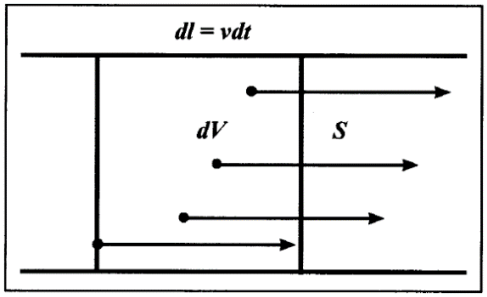
$$D = \frac{dV}{dt}$$

فاذا كانت سرعه المائع (v) كما في الشكل(1-6). فانه خلال الزمن dt تستطيع الجزيئات التي تبعد عن (S) مسافه اقل من ($dl=vdt$) ان تجتاز (S) وبالتالي فالحجم :

$$dV = sdl = sv.dt$$

هو الذي يجتاز (S) أي ان: -

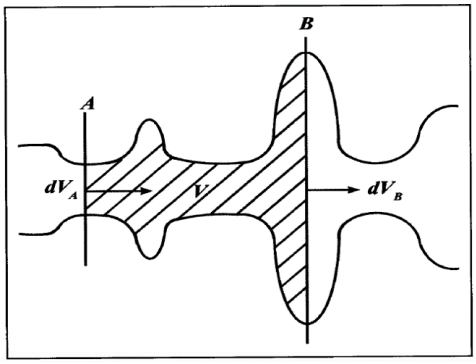
$$D = \frac{dV}{dt} = \frac{svdt}{dt} = sv$$



شكل (1-6)

تعبر معادلة الاستمرارية ($D=sv$) عن انحفاظ المادة. حيث يعبر عن التدفق في النظام الدولي بوحدة (m^3/sec) اما في النظام الكاوسيه CGS فوحده التدفق هي (cm^3/sec).

عندما يحصر مقطعان (A،B) حجما (V) من قناة **محيده** جدرانها غير مرنه وذات شكل ما ولا تحتوي على ثقوب، وعندما يكون نظام الانسياب مستمرا (مثلا مليئة بالماء) كما موضح في بالشكل (7-1) نلاحظ النقاط التالية: -



شكل (7-1) انسياب مستمر خلال قناة جدرانها مرنه ذات شكل غير محدد

1-خلال الزمن dt يدخل من A الى الحجم V حجما من المائع قدره (dV_A).

2-خلال الزمن dt فانه من المقطع B يخرج من الحجم V حجما قدره (dV_B)، وبما ان الحجم V ثابت فان: -

$$dV_A=dV_B$$

إذا

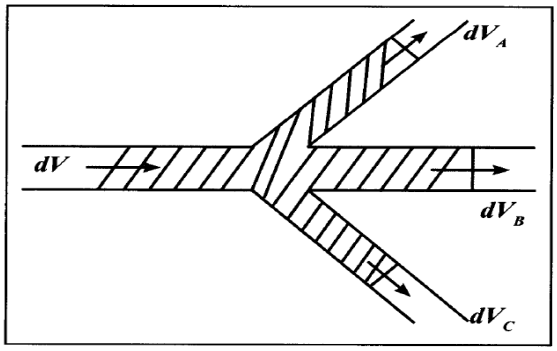
$$\frac{dV_A}{dt}=\frac{dV_B}{dt}$$

ومنه

$$D_A=D_B$$

أي انه في قناة وحيده وفي لحظه محدده يكون للتدفق نفس القيمة على طول القناة.

اما بالنسبة لقناة **متفرعة** كما في الشكل (8-1) نلاحظ ان: -



شكل (8-1) تدفق المائع في قناة مفرغة

ما يدخل الى الحجم V خلال الزمن dt يساوي الى ما يخرج من الحجم V خلال نفس الزمن أي ان:

$$dV = dV_A + dV_B + dV_C$$

$$\frac{dV}{dt} = \frac{dV_A}{dt} + \frac{dV_B}{dt} + \frac{dV_C}{dt}$$

ومنه

$$D = D_A + D_B + D_C$$

أي ان التدفق في القناة الرئيسية يساوي الى مجموع التدفقات في الأقنية الفرعية. وبالرجوع لمعادله الاستمرارية *Continuity Equation* نستطيع ان نكتب ان

$$\text{السرعه} = \frac{\text{مقدار التدفق}}{\text{مساحه المقطع}}$$

فاذا كانت قناة وحيدة وكان مقطعها ثابتا يكون للسرعة عندئذ قيمة ثابتة على طول القناة.

اما إذا احتوت القناة على اتساع فان السرعة في مستوي الاتساع تكون اخفض، أي ان للسرعة قيمة اقل عند الاتساع مما هي عليه في بقية مناطق القناة. وكذلك عند الاختناق الموجود في القناة فان المقطع يتناقص وبالتالي فان قيمه السرعة تكون أكبر مما هي عليه في بقية مناطق القناة. وسنناقش في هذا الصدد الحالتين التاليتين: -

1.7.1-موائع مهمله اللزوجة *Minor Viscosity Fluids*

لا يوجد مائع لزوجته معدومة حيث ان كل مائع يتحرك يحدث احتكاكا، ويمكن الاقتراب تدريجيا من شروط اللزوجة المعدومة وذلك عندما يكون الانسياب في قناة مقطعها كبير وطولها صغير لمائع لزوجته ضعيفة ويتحرك بسرعه ضعيفة أيضا. وسنناقش بعض المفاهيم:

الطاقة الكلية *Total Energy

نعلم انه من اجل جسم صلب كتلته m يتحرك بسرعه v موجود على ارتفاع h ويخضع لتسارع الجاذبية الأرضية $(\vec{g})$ تكون الطاقة الكلية عبارة عن مجموع الطاقة الكامنة (mgh) *Potential Energy* والطاقة الحركية $(1/2\ mv^2)$ *Kinetic Energy* أي ان: -

(الطاقة الكامنة + الطاقة الحركية = الطاقة الكلية)

اما بالنسبه لمائع حجمه V يتحرك بسرعه v وكتلته m وموجود على ارتفاع h ويخضع لتسارع الجاذبية الأرضية $(\vec{g})$ فانه يملك بالإضافة للطاقة الحركية والطاقة الكامنة طاقة ضغطية (PV) تعود لخضوع المائع للضغط P. لذا فان الطاقة الكلية للمائع تعطى بالعلاقة التالية: -

$$\text{الكليه الطاقه} = mgh + \frac{1}{2}mv^2 + PV$$

عند حركة مائع مثالي وهذا يعني مجرد من الاحتكاك (معدوم اللزوجة) وغير قابل للانضغاط فان طاقتة الكلية تبقى ثابته اثناء الانسياب أي ان: -

$$mgh + \frac{1}{2}mv^2 + PV = C^{te}$$

بالقسمة على الحجم (V)

$$\frac{mgh}{V} + \frac{1}{2}\frac{mv^2}{V} + P = C^{te}$$

ومن علاقة الكتلة الحجمية (ρ)

$$\rho = \frac{m}{V}$$

يمكننا الحصول على معادلة برنولي *Bernoulli's Equation*

$$\rho gh + \frac{1}{2}\rho v^2 + P = C^{te}$$

والتي تعبر عن انحفاظ الطاقة حيث ان: -

ρgh ضغط الثقالة (الطاقة الكامنة لوحدة الحجم).

$1/2\ \rho v^2$ ضغط حركي (الطاقة الحركية لوحدة الحجم)

P الطاقة الكامنة لوحدة الحجم والعائدة الى الضغط والذي يأخذ احدى التسميات التالية:

1-ضغط بشكل مختصر2-ضغط انتقالي3-ضغط سكوني

أي انه يعبر عن الضغط المطبق على جزيء السائل. عندما يكون المائع ساكنا فان سرعته تكون معدومة وبالتالي: -

$$\frac{1}{2}\rho v^2 = 0$$

إذا

$$\rho gh + P = C^{te}$$

$$P = C^{te} - \rho gh$$

تصلح هذه العلاقة للاستعمال حتى وان كانت اللزوجة غير معدومة لأنها لا تظهر عندما تكون السرعة معدومة. إذ عند نفس الارتفاع (h) نفس المستوي الافقي) يكون للضغط نفس القيمة ومن جهة أخرى إذا تغيرات h بمقدار Δhفان P يتغير بمقدار ΔPاي ان: -

$$\Delta P = -\rho g\, \Delta h$$

وهذا يعني انه عندما يزداد الارتفاع فان (Δh) تكون موجبة بينما ΔP تكون سالبة. أي ان الضغط يتناقص والعكس صحيح. اما عندما تكون القناة افقية ومقطعها ثابت يكون P ثابتا على طول القناة. وانه عند وجود اتساع في القناة الأفقية فان الضغط عند مستوي الارتفاع يكون أكبر مما هم عليه في بقية أجزاء القناة. بينما في حالة وجود اختناق في القناة الأفقية فان قيمة الضغط عند مستوى الاختناق تكون اقل مما هي عليه في بقية أجزاء القناة.

مثال) توسع الأوعية الدموية يتكون في وعاء دموي صغير ينتقل الدم من خلاله بسرعة 3m/s. فاذا ازداد نصف قطر الوعاء الدموي بمقدار 20%، ما هي زيادة الضغط داخل الأوعية الدموية المتوسعه؟ علما ان كثافه الدم $1060kg/m^3$.

الحل) سنفرض ان الأوعية الدموية افقيه تقريبا لذلك فان معامل الارتفاع من معادله برنولي سوف يلغى.

$$P_1 + \frac{1}{2}\rho v_1^2 = P_2 + \frac{1}{2}\rho v_2^2$$

$$\Delta P = P_2 - P_1 = \frac{1}{2}\rho(v_1^2 - v_2^2)$$

من معادله الاستمرارية نستطيع إيجاد

$$v_2 = \frac{S_1}{S_2}v_1 = \frac{1}{1.2^2}v_1 = 0.69v_1 = 2.07\ m/s$$

وبالتالي:

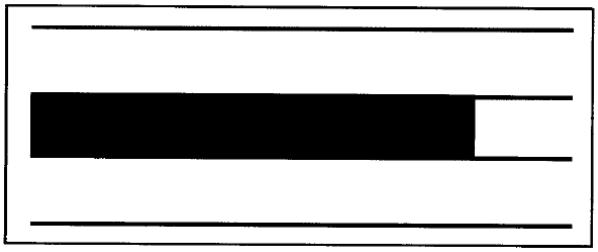
$$\Delta P = \frac{1}{2}\rho(v_1^2 - v_2^2) = \frac{1}{2}\times 1060(v_1^2 - 0.69^2 v_1^2) = 2.49\times 10^3 Pa$$

1.7.2موائع غير مهمله اللزوجة *Non Minor Viscosity Fluids*

***الانسياب الصفائحي والمضطرب وعدد رينولدز**

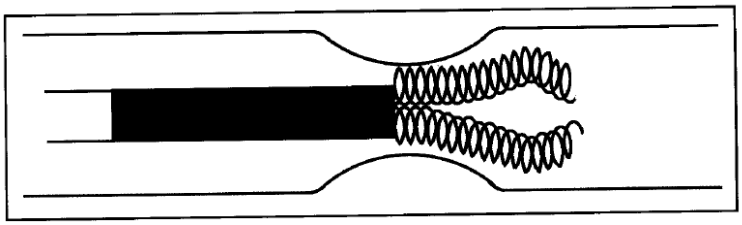
عند تلوين الجزء المحوري من سائل ينساب ضمن قناة (الماء مثلا) نستنتج بعد فترة وجيزة ما يلي: -

عندما تكون سرعه الانسياب ضعيفة فان الجزء المحوري الملون لا يختلط ابدا مع الجزء المحيطي وبالتالي فالسائل يتحرك وفق صفائح مشتركه المحور ينزلق بعضها على بعضها الاخر. فنقول في هذه الحالة بان الانسياب صفائحي كما في الشكل (9-1)



الشكل (9-1) الانسياب الصفائحي عندما تكون سرعه الانسياب ضعيفة

والعكس عندما تكون سرعه السائل كبيره (في مستوي الاختناق) تظهر عندئذ اظطرابات (دوامات) لذا فان جزيئات الجزء المحوري تختلط مع جزيئات الجزء المحيطي فنحصل على انسياب مضطرب *unsteady flow* كما في الشكل (10-1).



الشكل (10-1) الانسياب المضطرب عندما تكون سرعه الانسياب كبيرة.

وللتمييز بين هذين النظامين للانسياب فقد حدد تجريبا العالم الفيزيائي الإنكليزي رينولدز العدد (R) والذي حمل اسمه والمعطى بالعلاقة الأتية: -

$$R_e = \frac{2\rho v r}{\eta}$$

حيث ان: -ρ: الكتلة الحجمية للمائع. η : معامل لزوجة المائع r : نصف قطر الانبوب الاسطواني، v : السرعة المتوسطة لانسياب المائع.

فاذا كانت ($R_e < 2000$) فالانسياب يكون صفائحي. وإذا كان ($R_e > 3000$) فالانسياب يكون مضطربا. اما إذا كانت ($3000 > R_e > 2000$) فعندئذ لا نستطيع معرفه نظام الانسياب. وبالرجوع الى علاقة عدد رينولدز نلاحظ بان عدة عوامل من المعادلة الرياضية التي تعبر عن (R)

تتغير معا. فمثلا في مستوي الاختناق يتناقص نصف القطر (r)، لكن هذا لا يعني بان عدد رينولدز يتناقص بل على العكس فان سرعه المائع تزداد في مستوي الاختناق, وبالتالي إذا كانت القناة أسطوانية وكان التدفق (D) لا يتغير بالاختناق نحصل على: -

التدفق= السرعة. مساحة المقطع

أي ان

$$\bar{v} = \frac{D}{\pi\, r^2}$$

نلاحظ بان السرعة متناسبة عكسيا مع مربع نصف القطر ولهذا فعندما يتناقص نصف القطر(r) فان حاصل الضرب (vr) يزداد وبالتالي فان عدد رينولدز يزاد. لذا عندما يكون الاختناق كافيا يصبح الانسياب مضطربا.

اما اثناء فقر الدم فان معامل اللزوجة (η) يتناقص وكذلك الكتلة الحجمية (ρ) لكن تأثيرهما على عدد رينولدز يكون متعاكسا، لذلك ففي الكائن الحي يزداد تدفق الدم وبالتالي تزداد سرعته ونتيجة لهذه المتغيرات المختلفة تزداد قيمه عدد رينولدز وهذا ما يجعل الدم يميل بشكل كبير ليكون مضطربا في جسم فقير بالدم.

ففي الانسياب المضطرب ونتيجة للاصطدامات العديدة ما بين الجسيمات فان ضياع الطاقة في الانسياب المضطرب يكون أكبر بكثير مما هم عليه في الانسياب الصفائحي. وانه عند اصطدام الجسيمات فيما بينها تنتج ظواهر اهتزازيه صوتيه أي اصطدار ضجيج (خرير) كالريح مثلا بالنسبة للهواء. اما في حاله الكائن الحي فيمكن إدراك هذا الضجيج بالإصغاء وهذا يحدث عندما يمر المائع (هواء في المسالك الهوائية، دم في الأوعية الدموية) في مقطع ضيق جدا. وانه في حاله فقر الدم فان ظهور ذلك يكون واضحا.

مثال١) تم حقن دواء في ذراع مريض بمعدل 319 mL/min، من خلال حقنه ذات إبرة بقطر داخلي 1 mm، علما ان الدواء له كثافه مقدارها $1050kg/m^3$ ولزوجه 8.9×10^{-4} Pa.s. فهل التدفق صفائحي او مضطرب؟

الحل) $D = 319 \times 10^{-3} L.,min^{-1} \frac{10^{-3} m^3 L^{-1}}{60\ s.min^{-1}} = 5.32 \times 10^{-6} m^3 s^{-1}$

وعليه فان سرعة المحلول خلال الإبرة ستكون،

$$v = \frac{D}{S} = \frac{D}{\pi r^2} = \frac{5.32 \times 10^{-6} m^3 s^{-1}}{\pi \times (0.5 \times 10^{-3} m)^2} = 6.77 m.\, s^{-1}$$

وعليه فان عدد رينولدز

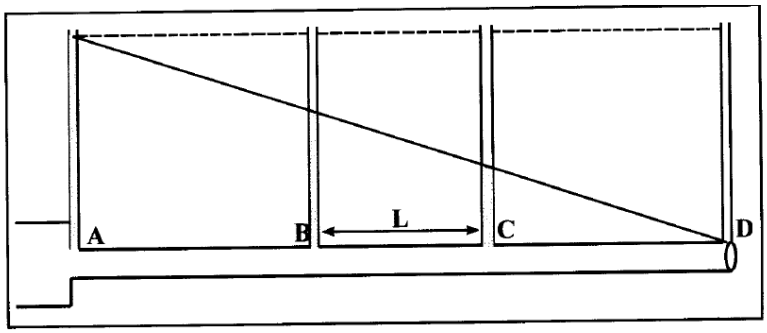
$$R_e = \frac{2\rho\bar{v}r}{\eta} = \frac{2 \times 1050 \times 6.77 \times 0.5 \times 10^{-3}}{8.9 \times 10^{-4}} \approx 8000$$

وهذا يعتبر فوق نقطة القطع للتدفق المضطرب.

س) ما هو اعظم متوسط سرعة لتدفق الدم عند درجه ($37\ C^o$) في شريان نصف قطره ($2.0mm$) حيث ان التدفق يبقى صفائحي ، وكم سيكون معدل التدفق المقابل لهذه السرعه؟ علما ان كثافه الدم $1.025g/ml$ ولزوجته $2.08\times 10^{-3}\ Pa.\ s$

****قانون بوا زويل التجريبي *Poiseuelle's Practical law***

وضع بوا زويل انابيب شفافة عموديه في النقاط (A,B,C,D) من قناة افقية أسطوانية نصف قطرها ($r<1mm$) كما موضح بالشكل (11-1).



الشكل (11-1)

ينساب فيها سائل بشكل صفائحي فوجد بان الضغط يتناقص وفق اتجاه الانسياب من اليسار الى اليمين أي ان: -

$$P_A > P_B > P_C > P_D$$

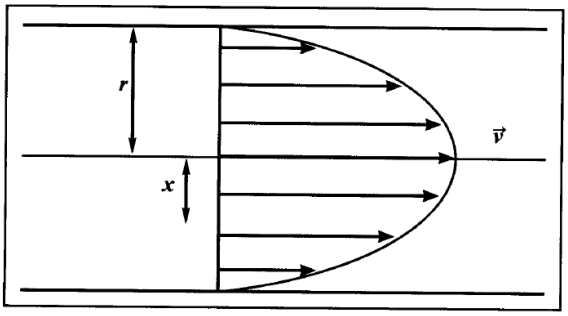
فتوصل الى علاقة التدفق الحجمي (D)

$$D = \frac{(P_B - P_C)\pi r^4}{8\eta L}$$

وتعرف باسم قانون بوا زويل.

حيث ان: L: المسافة الفاصلة ما بين النقطتين C,B , η : معامل لزوجه السائل.

P_B-P_C : فرق الضغط ما بين النقطتين (C,B) من القناة. كما توصل أيضا الى ان سرعة المائع تكون عظمى على محور القناة وتتناقص حتى تنعدم على الجدران كما في الشكل (12-1).



شكل (12-1) تغير سرعه المائع من نقطه الى اخرى داخل القناة

وان منظر السرعات هو عباره عن قطع مكافئ أي ان :-

$$v = \frac{(P_B - P_C)}{4\eta\, L}(r^2 - x^2)$$

حيث ان (x) بعد النقطة المعتبرة عن المحور.

ويمكننا الحصول على السرعة المحورية عندما ($x=0$) أي ان: -

$$v_{max} = \frac{r^2}{4\eta}\,\frac{(P_B - P_C)}{L}$$

اما السرعة المتوسطة فتعطى بالعلاقة التالية: -

$$\vec{v} = \frac{v_{max}}{2} = \frac{r^2}{8\eta}\,\frac{(P_B - P_C)}{L}$$

مثال) احسب الانخفاض بالضغط لكل (1 cm) على طول الشريان الابهر عندما يكون معدل تدفق الدم (25 L/min). علما ان نصف قطر الشريان الابهري حوالي (1 cm)، ومعامل لزوجة الدم حوالي (4×10^{-3} Pa.s).

الحل)

$$D = 25\frac{1\times10^{-3}m^3}{60\ s} = 0.416\times10^{-3}\frac{m^3}{s}\ ,\ \ L = 0.01m,\qquad r = 0.01m\ ,$$
$$\eta = 4\times10^{-3}\ \text{Pa.s}$$

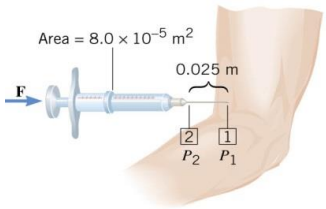
$$\Delta P = \frac{D8\eta L}{\pi\, r^4} = \frac{(0.416\times10^{-3})(8)(4\times10^{-3})(0.01)}{\pi\,(0.01)^4} = \frac{0.133\times10^{-6}}{3.14\times10^{-8}}$$

$$\Delta P = 4.23\ Pa.$$

مثال) تم تعبئة حقنة تحت الجلد بمحلول لزوجته (1.5 mPa.s). مساحة المكبس للحقنة تبلغ (8×10^{-5} m^2)، وطول الإبرة (0.025 m) التي يبلغ نصف القطر الداخلي لها (4×10^{-4} m) إذا علمت ان قياس الضغط في الوريد (14.3 mmHg).

(1) ما القوة التي يجب تطبيقها على المكبس حيث يمكن حقن (1×10^{-6} m^3) من المحلول خلال 3s؟

(2) وهل ان التدفق صفائحي ام لا، إذا كانت الكثافة للمحلول (1.0 g/cm^3)؟



الحل)

η=1.5×10^{-3}$Pa{\cdot}s$,l =0.025m, r=4.0×10^{-4}m, P ≅1900Pa, V = 1.0 × 10^{-6} m^3, t = 3.0 s , S=8×10^{-5} m^2

1) $D = \frac{V}{t} = \frac{1\times10^{-6}}{3} = 3.3\times10^{-7} m^3/s$

$VR = \frac{8\eta l}{\pi r^4} = \frac{8(1.5\times10^{-3})(0.025)}{\pi(4\times10^{-4})^4} = 3.73\times10^9\ Pa.s/m^3$

$D = \frac{P_2 - P_1}{VR}$

$3.3\times10^{-7} = \frac{P_2 - 1900}{3.73\times10^9}$

$P_2 - 1900 = 1243$

$P_2 = 3143\ Pa$

$F = 3143\times8\times10^{-5} = 0.25N$

2) $D = S.v$

$3.3\times10^{-7} = \pi(4\times10^{-4})^2 v$

$v = 0.656\ m/s$

$R_e = \frac{2\rho\bar{v}r}{\eta} = \frac{2(1000)(0.656)(4\times10^{-4})}{1.5\times10^{-3}} = 350$ صفائحي

H.W) ما تاثير الاختناق والاتساع في النقطتين (B, C) على الضغط والتدفق في شكل (11-1) ؟

***** قانون أينشتاين *Einstein Law***

يحدد هذا القانون العلاقة الرياضية التي تربط ما بين معامل لزوجة المحلول والحجم النسبي، عندما يكون تركيز الجسيمات واطئ جدا:

$$\eta = \eta_o(1 + K\phi)$$

حيث: η معامل لزوجة المحلول

η_o معامل لزوجة المذيب

ϕ الحجم النسبي

K معامل يتعلق بشكل الجزيئات الكبيرة او الجسيمات في المعلق وقيمته تزداد بازدياد عدم التناظر (فمثلا من اجل الكرة يكون k=2.6 بينما من اجل جزيئة خطية كبيرة يكون $k>10^3$).

في المحاليل كبيرة الجزيئات يكون الحجم النسبي:

$$\phi = \frac{\text{حجم الجزيئات الكبيرة}}{\text{حجم المحلول}}$$

بينما في المعلقات يكون الحجم النسبي:

$$\phi = \frac{\text{حجم الجسيمات للمعلق}}{\text{حجم المعلق}}$$

اما لزوجة الدم فهي عبارة عن لزوجة معلق *suspension* كريات قوامها الأساسي كريات دم حمراء في المصل. ان المذيب في هذه الحالة هو المصل. وبما ان كريات الدم الحمراء هي تقريبا متناظرة فان $k=2.6$. كما ان الحجم النسبي للدم هو عبارة عن الهيماتوكريت *Hematocrit*:

$$\phi = \frac{\text{حجم الكريات الحمراء}}{\text{حجم الدم}}$$

وبالتالي فان علاقة اينشتاين بالنسبة للدم تأخذ الشكل التالي:

$$\eta_{blood} = \eta_{serum}(1 + 2.6\phi)$$

وهذه المعادلة تبين ان معامل لزوجة الدم يزداد بازدياد معامل لزوجة المصل وبازدياد الهيماتوكريت والذي يعود بالأساس الى كريات الدم الحمراء.

يمكن تعريف المصل(البلازما) على انه محلول جزيئات بروتينية كبيرة (الالبومين، الفلوبين، ...) في مذيب هو الماء بالإضافة الى جزيئات صغيرة وشوارد مثل (سكر ، Cl^{-1}،

Na^{+1}،...) بحيث يكون معامل لزوجة المصل قريبة من الماء. يمكن ان نعرف معامل اللزوجة النسبي (η_r) بانه نسبة معامل اللزوجة المطلقة (η) الى معامل لزوجة الماء (η_{water}) وذلك عند درجة الحرارة نفسها.

$$\eta_r = \frac{\eta}{\eta_{water}}$$

ان لزوجه البلازما حوالي ($0.15\ cP$) اما لزوجه الدم في الحالة الطبيعية وعندما تكون نسبه الهيماتوكريت 40%-45% حوالي ($3.2\ cP$). ان كثافه الدم لا تعتمد على لزوجه البلازما والهيماتوكيت وانما على الحجم والشكل ومرونة كريات الدم الحمراء. فمثلا، الهيماتوكريت في دم الجمل حوالي نصف قيمته في دم الانسان لكن كريات الدم الحمراء في الجمل تكون اكثر صلابه ولذلك يظهر التأثير الإجمالي (الكلي) ان كلا النوعين من الدم لهما نفس اللزوجة.

***ملاحظة**: تسمى الموائع التي معامل لزوجتها مستقل عن سرعة المائع بالموائع النيوتونية (Newtonian Fluids) اما بقية الموائع فتسمى بالموائع اللانيوتونية (Non-Newtonian Fluids)*

***التثقل Centrifugal Filtration

عند خض مزيج من الرمل والماء ثم تركه يرقد، نلاحظ بان الرمل يتموضع في أسفل الوعاء. ان هذا الانتقال للرمل تحت تأثير الجاذبية الأرضية يسمى التثقل (*Centrifugal*). العمليه يتم فيها فصل الجسيمات من الوسط (المحلول) وفقا لحجمها وشكلها وكثافتها واللزوجه للمحلول بالاعتماد عل سرعه الدوران، تسمي الطرد المركزي (*Centrifugation*).

اما سرعه تثقل كرة نصف قطرها (r) وكتلتها الحجمية (ρ) أكبر من الكتلة الحجمية للسائل (ρ_o) فتعطى بالعلاقة التالية: -

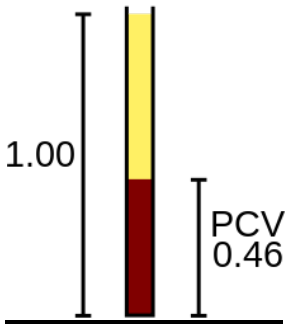
$$\vec{v} = \frac{2}{9}.\frac{(\rho - \rho_o).r^2}{\eta}\ .\vec{g}$$

من خلال العلاقة أعلاه نرى بان السرعة متناسبة مع (r^2) بمعنى اخر فان سرعة تثقل الكرة تزداد بتزايد حجمها. وهذه من الظواهر العامة. ومهما كان شكل الجسم الصلب فان سرعه تثقله تزداد مع حجمه فمثلا، عده أقراص او عده مكعبات ملتصقه مع بعضها البعض تتثقل بسرعه أكبر من سرعه تثقل واحد منها فقط. وهذا يحدث لان الحجم يزداد بنسبه أكبر من السطح وان القوة المحركة للكرة هي عبارة عن (الثقل الظاهري للكرة والذي يساوي الثقل الحقيقي للكرة مطروحا منه دافقة

ارخميدس متناسبة مع الكتلة وبالتالي الحجم. بينما قوه الاحتكاك (القوة المقاومة) كتناسبه مع السطح فعندما يزداد الحجم فان القوة المحركة تزداد بمقدار أكبر من تزايد قوة الاحتكاك ولذا فالسرعة تزداد.

كما نلاحظ عند وضع دم غير متخثر في أنبوب شفاف وعمودي نستنتج بعد مضي بعض الوقت عدم احتواء الجزء العلوي على الكريات الحمراء بل يحتوي فقط على المصل وهذا يعني ان الكريات الحمراء قد تثقلت. يطلق تعبير سرعة تثقل الكريات الحمراء ($v.s$) على مقدار ارتفاع المصل الخالي من الكريات الحمراء بعد مضي ساعة من الوقت وهي عادة اقل من ($10mm$) كما موضح بالشكل (13-1). ويمكن ان تزداد الكريات الحمراء والتي يطلق عليها الهيماتوكريت (HCT) او (Packed-Cell Volume) بمقدار كبير في بعض الامراض.

لقد اثبتت الاختبارات بان المصل هو المسؤول عن زيادة سرعة التثقل وليس كريات الدم الحمراء. عند وضع كريات الدم الحمراء في محاليل متوازنة من السكر او كلوريد الصوديوم او الشوارد او الجزيئات الصغيرة فأنها لا تتثقل وبالتالي فان ($v.s=0$). وكذلك الحال لبعض المحاليل الأخرى مثل الالبومين المتوازنة او غيرها من جزيئات أخرى متوازنة فان $v.s$ تكون معدومة. والعكس يحدث حيث ان ($v.s$) تكون مرتفعة في المحاليل ذات الجزيئات الخطية الكبيرة وبالتالي فان تثقل كريات الدم الحمراء لا يحدث الا في حالة وجود جزيئات خطيه كبيرة والتي زيادة تركيزها يؤدي لتزايد ($v.s$).



الشكل (13-1) قياس الهيماتوكريت (HCT) يبين نسبه كريات الدم الحمراء 46%

ان وجود الجزيئات الخطية الكبيرة يجعل كريات الدم الحمراء متوضعة مقابل بعضها البعض مشكله بذلك أسطوانة. وطول هذه الأسطوانات يعتمد على زيادة تراكيز هذه الجزيئات. فعند زيادة تركيز الجزيئات الخطية في المصل فان لزوجته تزداد لكن حجم وحده الخلية (الأسطوانة) تزداد أكثر بكثير لذلك فان ($v.s$) تزداد أيضا.

أحيانا لا يكون تسارع الجاذبية الأرضية كافيا لتثقل كريات الدم الحمراء المعزولة ولجعلها تثقل يجب تامين تسارع (γ) أكبر من (g) ويسمى هذا بالتسارع النابذ المطبق على الدم

(*Centripetal Acceleration, a_c*). فمثلا إذا كانت (ω) السرعة الزاوية و (R) المسافة بين الكريات ومحور الدوران فان: -

$$a_c=\omega^2.R$$

<u>مثال</u>) *في مثقل دوراني تدور (6000 rev/min) دوره في الدقيقة وعندما تكون (R=0.1m) فان: - لدوره واحده ستكون* $f=6000/60= 100\ s^{-1}$

$$\omega=2.\pi.f$$

$$=2.\pi.100$$

$$a_c= (4\pi^2.10^{\wedge 4}).\ (0.1) =40000\ (m/sec^2)$$

وبما ان ($g=10\ m/sec^2$) نستطيع القول بان التسارع النابذ يساوي ($4000g$)

يسمح هذا النوع من النبذ (تثقل بالدوران) بتثقل الجسيمات ذات الحجم المرئي بالمجهر الضوئي (كريات حمراء، خلايا مختلفة، بكتيريا) وفصلها عن المحلول.

مثال) غالبًا ما يستخدم اختبار معدل ترسب (التثقل) كريات الدم الحمراء لعينه الدم كتشخيص للاضطرابات المناعية للجسم وبعض الأمراض الأخرى. بافتراض أن كريات الدم الحمراء هي عبارة عن كرة قطرها تقريبًا (5 μm) وكثافتها (1.125 g/ml) وكثافه ولزوجه البلازما التي تستقر بداخلها كريات الدم الحمراء ($1025\ kg/m^3$)، (1.5×10^{-3} Pa.s) على الترتيب والتعجيل $9.81\ m/s^2$،

(1) احسب معدل ترسب (سرعة الاستقرار) لكريات الدم الحمراء.

(2) كم من الوقت نحتاج حتى تسقط كريات الدم الحمراء (10cm) أسفل أنبوب الاختبار.

الحل)

$$r = 2.5 \times 10^{-6}m,\ \ \rho = 1125\,\frac{kg}{m^3},\ \ \rho_o = 1025\,\frac{kg}{m^3},$$

$$\eta = 1.5 \times 10^{-3}\ Pa.s$$

1) $\vec{v} = \frac{2}{9}.\frac{(\rho - \rho_o).r^2}{\eta}\ .\vec{g}$

$$v = \frac{2}{9}.\frac{(1125 - 1025).(2.5 \times 10^{-6})^2}{(1.5 \times 10^{-3})}\ .(9.81)$$

$$= (2.18)\frac{(625 \times 10^{-12})}{(1.5 \times 10^{-3})} = 0.9 \times 10^{-6}\ m/s$$

2) $v = \frac{\text{المسافه(d)}}{\text{الزمن}(t)} \implies t = \frac{d}{v} = \frac{0.1}{0.9 \times 10^{-6}} = 0.11 \times 10^6 s = 30.86\ h$

((الفصل الثاني))

الفيزياء الحيوية للدوران الدموي

Circulation System Biophysics

المقدمه *Introduction*

الدوران الدموي هو عبارة عن حركة انتقالية *translation movement* للدم في الاوعية الدموية وان الطاقة الضرورية الانتقال هذا الدم يؤمنها القلب الذي يتألف من أربع اجواف، اذينتين (يمنى ويسرى) وبطينين (ايمن وأيسر) وجدرانها قابلة للتقلص. تستقبل الاذينة اليسرى الدم القادم من الرئتين بالأوردة الرئوية ثم تتقلص مرسلة الدم الى البطين الايسر. ومن ثم يتقلص البطين الايسر قاذفا الدم الذي يحتويه في الشريان الابهري الذي يتفرغ عنه شرايين بدورها تتفرع الى شرينات تتفرع بدورها اوعية شعرية فيها يتم التبادل ما بين الدم والنسج ولهذا تتغير مكونات الدم كما موضح بالشكل (1-1), حيث يوضح الشكل الدوران الدموي المجموعي(*Systemic circulation*) و الدوران الرئوي (*Pulmonary circulation*).

يسمى الجزء من الاوعية الشعرية القريب من الشرينات بالأوعية الشعرية الشريانية. اما الجزء من الاوعية الشعرية البعيد عنها فتسمى بالأوعية الشعرية الوريدية والتي تتجمع ثانية بوريدات والتي بدورها تتسبب بولادة الاوردة التي تصب في الاوردة الجوفاء والتي بدورها تصب في الاذينة اليمنى ولهذا يمكننا القول انه يوجد ما بين الشريان الابهر والاوردة الجوفاء عدد من المجموعات الوظيفية (كل واحد منها مكونة من واحد او عدة شرايين، شرينات، اوعية شعرية، وريدات ومن واحد او عدة اوردة) مخصصة لمنطقة او عضو محدد. يسمى جريان الدم ما بين البطين الايسر والاذينة اليمنى بالدوران المجموعي او بالدوران المرتفع الضغط او الدوران الكبير.

تتقلص الاذينة مرسلة الدم الى البطين الأيمن الذي بدوره يقذف الدم نحو الرئتين بالشريان الرئوي الذي يلعب دور الوسيط حيث يجتاز الدم الاوعية الشعرية الرئوية ويقاد الى الاذينة اليسرة بالأوردة الرئوية. ان هذا الدوران بالدم ما بين البطين الأيمن والاذينة اليسرى هو عبارة عن الدوران الرئوي او الدوران المنخفض الضغط او الدوران الصغير.

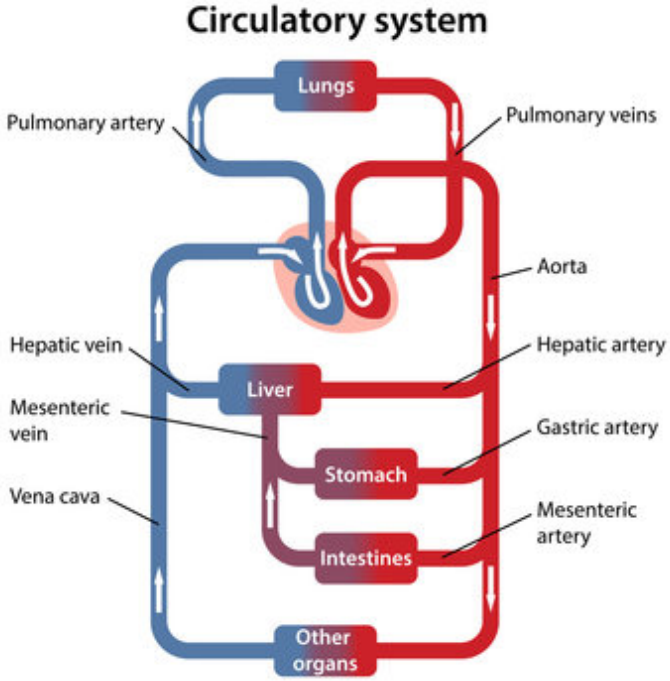
ومن الضروري ملاحظة ان التعابير شرايين واوردة ذات مصدر تشريحي وحيد حيث نطلق كلمة شرايين على الاوعية الدموية التي تغادر القلب (البطينين) واسم اوردة على الاوعية التي تعيد الدم الى القلب (الاذينين) سواء كان ذلك في الدوران المجموعي او الرئوي. ويحدث تبادل مكونات الدم في شبكات الاوعية الدموية (مجموعي او رئوي) وليس في القلب ولهذا ينتج ان دم الاوردة المجموعية له نفس مكونات دم الشريان الرئوي (يقال دم وريدي) بينما نلاحظ بان مكونات دم الاوردة الرئوية هي نفسها مكونات دم الشرايين المجموعية (يقال دم شرياني). اما الصمامات الموجودة ما بين مختلف العناصر فتسمى: -

1-بين الاذينة اليمنى والبطين الأيمن: صمام ثلاثي

2-الاذينة اليسرى والبطين الايسر: صمام تاجي

3-اما في بداية الابهر (صمام ابهري) والشريان الرئوي (صمام رئوي) صمامات سينية.

تسمى فترات استرخاء القلب بانبساط القلب(*diastoles*) بينما تسمى فترات التقلص القلب بانقباض القلب (*systoles*).



شكل (1-2)

2.1 دوران الدم في الأوعية الدموية *Blood in Vessels*

ان الأوعية الدموية هي اقنيه مقاطعها متغيره مع الزمن حيث يغير قطرها تحت تاثير ضغط الدم او بفعل عصبي او مزاجي. ان مرونه جدران الشرايين دورا هاما في الدوره الدموية. عند الانقباض يرسل البطين الايسر في الشرايين حجما من الدم تحت ضغط مرتفع (ضغط انقباضي اعظمي *systolic* (P_{sys}) وتحت تاثير هذه الزيادة في الضغط وبفضل مرونه الشرايين تتوسع وبالتالي يزداد حجمها وحجم الدم الذي تحتويه بداخلها ويزداد أيضا توتر جدرانها.

اما عند الانبساط فان الصمامات ما بين البطينات والشرايين تكون مغلقة ولهذا يكون الضغط في البطينات عمليا معدوما. فيما تطبق الشرايين المتوسعة اثنا الانقباض بفعل توتر جدرانها ضغطا علي الدم متابعه بذلك ارسال الدم في الشرينات، لكن المقاومة المعاكسة للانسياب التي تبديها الشرينات والأوعية الشعريه (مقاومة محيطية) كبيرة جدا ويكون التدفق نسبيا صغيرا (قانون بوازويل) مما يجعل الخزان الشرياني لا يملك الوقت الكافي ليتفرغ عند الانبساط ولهذا تبقي الشرايين متوسعة قليلا مطبقة علي الدم ضغطا لا يساوي الصفر أي ان الضغط الانبساطي او الاصغري (P_{dia})

للدم في الشرايين لا يساوي صفر، للبالغين يكون الضغط الانقباضي من مرتبه ($140\ mmHg$) والضغط الانبساطي من مرتبه ($75\ mmHg$).

اما في الدوران الرئوي يكون الضغط الانقباضي مساوي ($27\ mmHg$) والضغط الانبساطي ($9\ mmHg$) أي ان الفرق بين هذين الضغطين أكثر اهميه بالمقارنه مع الدوران الدموي المجموعي.

في الدوران الدموي المجموعي:

$$P_{sys} - P_{dia} = 140 - 75 \approx 0.8P_{dia}$$

في الدوران الرئوي

$$P_{sys} - P_{dia} = 27 - 9 = 10 \approx 2P_{dia}$$

ان هناك اختلاف في دوران الدم عن دوران بقية السوائل الاخرى. وتنتج هذه الاختلافات من طبيعة السائل الجاري. فالدم الجاري يرافقه تشوهات لذا فان صفاته تختلف عن صفات الماء لان الأوعية الدموية ليست افقيه مستقيمه ولا صلبه ومقطعها غير ثابت. كما ان الدم ليس سائلا نيوتونيا.

فعند السرعات الضعيفة من مرتبه سرعه انسياب الدم في الأوعية الدموية الشعرية فان لزوجه الدم تكون مرتفعة بفعل التجمع العكوس للكريات الحمراء. كما نلاحظ في الأوعية الدموية الصغيرة (شرايين) ان انسياب الدم لا يكون صفائحيا تماما بل ثنائي الصفائحي، حيث ان الجزء المحوري (كثافه الكريات الحمراء الكبيرة) ينزلق داخل شريحة محيطيه سماكتها غير مهمله مكونة فقط من المصل كما ان جميع جزئيات الجزء المحوري تتحرك عمليا بنفس السرعة لهذا فان تدرج السرعة يتواجد في الشريحة المحيطية للمصل. وبالتالي فان ظواهر اللزوجة تحدث بشكل أساسي في المصل وان اللزوجة الظاهرية للدم في هذه الأوعية الدموية الصغيرة تكون اقل من اللزوجة المقاسة (اللزوجة النسبية $\eta=2$) بدلا من *(3.3)* مما يسبب بانسياب الدم بمحاذاة الجدران بسرعه أكبر مما هي عليه عند وجود كريات حمراء) ... ولا يعود وجود هذه الخاصية الى طبيعة الأوعية الدموية بل الى طبيعة الدم ذاته.

ان قطر الأوعية الدموية أصغر من قطر الكريات الحمراء ولهذا فان الكريات الحمراء تتشوه كي تستطيع الانسياب وان الاحتكاك يعود بشكل أساسي الى الكريات الحمراء بحيث ان اللزوجة الظاهرية للدم هنا أكبر من القيمة المقاسة. كما ان هذا التشوه في الكريات الحمراء والذي يعتبر عاملا أساسيا للانسياب في الأوعية الشعرية يكون تابعا للزوجة السائل داخل الكريه الحمراء وغشائها.

ملاحظات

1 - يتغير التدفق الدموي في الشرايين مع الزمن (قذف انقباضي) ولهذا فان حجم الشرايين يتغير مع الضغط, لذا يجب ان لا نتكلم عن مقاومة الانسياب في الشرايين بل

يجب الحديث عن ممانعة الانسياب في الشرايين. ونستطيع مقارنة دور الشرايين في دوران الدم بدور المكثف (*capacitor*) في دائرة يجتازها تيار كهربائي متغير (*alternative current*).

2 - في التطبيق الطبي غالبا يطلق على ضغط الدم في الشرايين اسم التوتر الشرياني ويعبر عنه بوحدات الضغط. فزيادة ضغط الدم في الشرايين هو ارتفاع التوتر الشرياني اما تناقصه فهو انخفاض التوتر الشرياني. من الواضح ان هذه التسمية من وجهة النظر الفيزيائية غير معقولة فالتوتر ليس ضغطا لكن هذا ليس خطا كبيرا لانه من جهه يعني مصطلحا متعارفا عليه ومن جهه أخرى فانه خلال الزمن حيث ان مقطع الشريان لا يتغير فان الضغط الذي يطبقه الدم على الجدار الشرياني (ضغط دموي) يكون متوازنا مع الضغط الذي يطبقه الجدار الشرياني المرن على الدم وان الضغط الأخير (ΔP) يعود الى التوتر (γ) للجدار الشرياني وبالتالي فان قانون لابلاس المستخدم في التوتر السطحي يبن انه من اجل سطح له نصفا قطرا انحناء متعامدين (R_1, R_2)

$$\Delta P = \gamma(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2})$$

وانه من اجل قناة اسطوانية نصف قطرها (R) يكون ($\Delta P = \frac{\gamma}{R}$) اذا يوجد ما بين ضغط الدم وتوتر الجدار الشرياني علاقة تناسبية وبما انه تم افتراض ان نصف القطر ثابت فان تغيرات الضغط والتوتر تتم وفق نفس الاتجاه.

يجب ان لا نخلط بين الضغط والتوتر, فمثلا عندما يعود الضغط الدموي الى توتر الجدار كما في حالة القلب فان قانون لابلاس يظهر لنا بغية الحصول على نفس الضغط باستخدام البطينات انه عندما تكون انصاف الأقطار كبيرة يجب ان يكون التوتر كبيرا. اذا ففي حالة ازدياد حجم التجاويف القلبية فان على عضلة القلب ان تؤمن توترا اكبر لاعطاء ضغط عادي.

2.2 سرعه جريان الدم في الأوعية الدموية

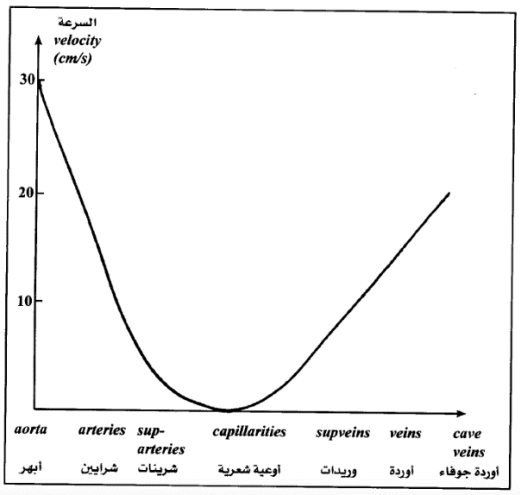
نعلم انه عندما تكون عده اقنية متوازية فيما بينها فان التدفق الإجمالي هو عبارة عن مجموعة التدفقات الجزئية. فاذا كانت (S_i) مقطع القناة و (v_i) سرعه المائع داخلها فان: -

$$D = S_1 v_1 + S_2 v_2 + S_3 v_3 + \cdots$$

إذا افترضنا ان (v) هي السرعة المتوسطة نحصل على: -

$$D = (S_1 + S_2 + S_3 + \cdots)v = Sv$$

اما في حاله الأوعية الدموية لكائن حي فان المقطع الكلي يزداد ابتدأ من الابهر وحتى الأوعية الشعرية (مخروط شرياني) ويتناقص من الأوعية الشعرية وحتى الأوردة الجوفاء (مخروط وريدي) وبالنتيجة فان سرعة الدم تتناقص ابتدأ من الابهر وحتى الأوعية الشعرية وتزداد من الأوعية الشعرية وحتى الأوردة الجوفاء، وبالتالي ينتج انه في الأوعية الشعرية تكون سرعه الدم صغيرة جدا ومتغيره باستمرار، وهذا ضروري كي تتاح الفرصة ليتم التبادل ما بين الدم والخلايا، كما موضح في الشكل(2-2).



الشكل (2-2) تغير سرعه الدم داخل الاوعيه الدمويه

في كثير من الحالات ، بما في ذلك في نظام القلب والأوعية الدموية ، يحدث تفرع من التدفق الموجود في الدوره الدموية. يضخ الدم من القلب في الشرايين التي تنقسم إلى شرييانات أصغر (*arterioles*) والتي تتفرع إلى أوعية دقيقة جدًا تسمى الشعيرات الدموية (*capillaries*) في هذه الحالة ، يتم الحفاظ على استمرارية التدفق ولكنها تمثل مجموع معدلات التدفق في كل فرع الموجود في أي جزء على طول الأنبوب . وعليه تصبح معادلة الاستمرارية في الشكل التالي:

$$n_1 S_1 \bar{v}_1 = n_2 S_2 \bar{v}_2$$

حيث ان n_1 ، n_2 تمثل عدد الفروع في كل قسم على طول الأنبوب

مثال) الشريان الابهري هو الوعاء الدموي الرئيسي الذي يغادر الدم من خلاله القلب ليدور في جميع أنحاء الجسم. (a) احسب متوسط سرعة الدم في الشريان الابهري إذا علمت ان معدل التدفق (5.0 L/min)، ونصف قطر الشريان الابهري (10mm). (b) يتدفق الدم أيضًا من خلال الأوعية الدموية الأصغر المعروفة باسم الشعيرات الدموية. عندما يكون معدل تدفق الدم في الشريان الابهري (5.0 L/min)، تكون سرعة الدم في الشعيرات الدموية حوالي (0.33mm/s). إذا علمت أن متوسط قطر الشعيرات الدموية (8.0μm)، احسب عدد الشعيرات الدموية في الدورة الدموية.

الحل)

a) من علاقة التدفق

$$D= (5.0\ L/min)\ (10^{-3}\ m^3/L)\ (1\ min/60\ s) = 8.33\times10^{-5}\ m^3/s$$

$$S=\pi(0.01)^2= 3.14\times10^{-4}\ m^2$$

$$D = S\bar{v} \Rightarrow \bar{v} = \frac{D}{S} = \frac{8.33 \times 10^{-5}}{3.14 \times 10^{4}} = 0.27\ m/s$$

(b

من العلاقه، وعلى اعتبار ان الرقم (1) يمثل الابهر والرقم (2) يمثل الشعيرات الدموية نحصل على عدد الشعيرات الدموية

$$n_1 S_1 \bar{v}_1 = n_2 S_2 \bar{v}_2$$

$$n_2 = \frac{(1)(\pi)(10 \times 10^{-3}m)^2(0.27\ m/s)}{(\pi)(4.0 \times 10^{-6}m)^2(0.33 \times 10^{-3}m/s)} = 5.0 \times 10^{9}\ capillaries$$

2.2.1 مقاومة الأوعية الدموية *Vascular resistance (VR)*

تعكس مقاومة الأوعية الدموية التغيرات في الشرايين نتيجه الضغط المسلط لكي ينساب الدم في الاوعيه الدمويه وتوليد ضغط الدم، والتي يمكن أن تؤثر على إفراغ البطين الأيسر. بصوره عامه يمكن ان نعرف مقاومه الاوعيه (VR) في أنبوب او جزء من نظام الدوران الدموي كنسبه بين الفرق بالضغط خلال الانبوب او جزء من نظام الدوران الدموي (ΔP) الى مقدار التدفق (D) خلاله ويعطى بالعلاقه التاليه ويقاس بوحده ($Pa.\ m^{-3}.\ s$) اما علماء الفسلجه فيطلقون عليها وحده المقاومه المحيطيه (PRU) والتي تمثل ($torr\ mil^{-1}\ min$): -

$$VR = \frac{\Delta P}{D}$$

و تعطى مقاومه الاوعيه للتدفق من خلال معادلة بوازويل بالعلاقه التاليه:-

$$VR = \frac{8\eta L}{\pi r^4}$$

من خلال المعادله نلاحظ بان المقاومه تقل بشكل كبير عندما يكون نصف قطر الوعاء الدموي كبير.

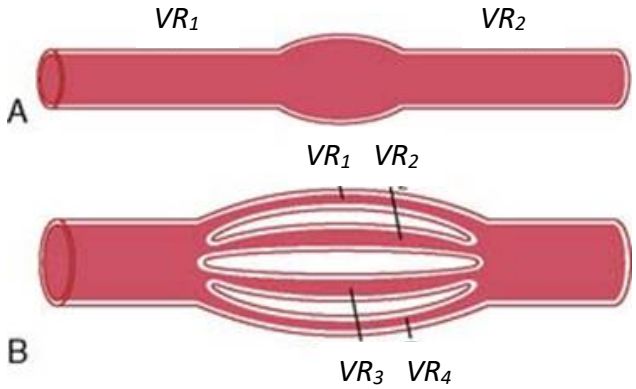
في حاله اوعيه دموية ذات اقطار مختلفة متصلة بشكل سلسله($series$) كما موضح في الشكل (2-3A) فان التدفق سيكون متساوي في كل واحد الاوعية الدموية والهبوط في الضغط

الكلي يمثل مجموع هبوط الضغط خلال كل واحد من الاوعية الدموية. لذلك فان المقاومة الكلية تمثل مجموع المقاومات في كل واحد.

$$VR_{tot} = VR_1 + VR_2 + \cdots$$

اما في حاله اوعية دموية ذات اقطار مختلفه متصلة بشكل متوازي (*parallel*)) كما موضح في الشكل (2-3B) فان المقاومة الكلية:-

$$\frac{1}{VR_{tot}} = \frac{1}{VR_1} + \frac{1}{VR_2} + \frac{1}{VR_3} + \frac{1}{VR_4} \ldots$$



الشكل (2-3)

في اغلب الأجزاء فان الاوعية الشعرية متصلة بشكل متوازي. فعليه بالرغم من ان مقاومة الوعاء الشعري المنفرد تكون كبيرة فان مقاومة كل الشعيرات الدموية مجتمعة تكون صغيرة نسبيا لاعدادهم الكبيرة.

معدل التدفق من القلب، حجم الدم المقذوف لكل ضربة قلبية، مضروب في عدد الضربات لكل ثانيه. ستكون

$$D = (60\ ml\ beat^{-1})(80\ beat\ min^{-1}) = 80 \times 10^{-6}\ m^3 s^{-1}$$

فعليه فان المقاومة الكلية تمثل النسبه بين الفرق بالضغط الى مقدار التدفق: -

$$VR = \frac{(100\ torr)(133\ Pa\ torr^{-1})}{80 \times 10^{-6}\ m^3 s^{-1}} = 1.66 \times 10^8\ Pa\ m^3 s^{-1}$$

على سبيل المثال ، في حالة شد أو تقلص الأوعية الدموية النظامية ، والتي تسمى (*Systemic Vascular Resistanc SVR*) ، يزداد قيمه *SVR* مما يؤدي إلى تناقص الامتثال

البطيني ، وتقليل حجم السكتة الدماغية ، وفي النهاية انخفاض في الانتاج القلبي. أن القلب يعمل بجهد أكبر ضد ارتفاع *SVR* لدفع الدم إلى الأمام ، مما يزيد من طلب الأكسجين في عضلة القلب. اما في حالة تمدد الأوعية الدموية أو ارتخائها ، يقل *SVR* ، مما يقلل من قوة البطين الأيسر اللازمة لفتح الصمام الأبهري. وهذا قد يؤدي إلى عمل ضخ أكثر كفاءة للبطين الأيسر وزيادة الانتاج القلبي. ان القيمة الطبيعية لمقاومة الأوعية الدموية تتراوح بين ($700\text{-}1500\ dynes.sec.m^{-5}$). بينما مقاومة الأوعية الدموية الرئوية (*Pulmonary Vascular Resistance PVR*) تمثل مقاومة التدفق التي يجب التغلب عليها لدفع الدم عبر الأوعية الدموية الرئوية و تتراوح بين ($100\text{-}200\ dy.sec.m^{-5}$).

ان معرفه *SVR* يساعد الطبيب في علاج عدم استقرار الدورة الدموية للمريض. يمكن ان نحصل على علاقه لحساب مقاومة الأوعية الدموية الجهازية و مقاومة الأوعية الدموية الرئوية (*Pulmonary Vascular Resistance*) التي والتي تقاس بوحده (*mmHg/ml/min*) حسب العلاقه التي تربط التغير بالضغط والتدفق

:

$$VR = \frac{\Delta P}{D}$$

$$SVR = \left(\frac{MAP - CVP}{CO}\right) \times 80$$

$$PVR = \left(\frac{PAP - LAP}{CO}\right) \times 80$$

CO يمثل ضخ القلب (*cardiac output*) والذي يقابل مقدار التدفق.

MAP معدل الضغط الشرياني (*Mean Arterial Pressure*).

CVP الضغط الوريدي المركزي *(Central Venous Pressure)*

PAP معدل الضغط الشرياني الرئوي (*Mean Pulmonary Arterial Pressure*)

LAP معدل الضغط الاذيني الايسر (*Left Arterial Pressure*)

(80) يمثل عامل تحويل الوحدات من (*mmHg/l/min*) الى ($dynes/sec/cm^{-5}$)

مثال) يبلغ النتاج القلبي (CO) عبر الدورة الدموية، عندما يكون الشخص في حالة الراحة 100ml/s. ويبلغ فرق الضغط من الشرايين الجهازية إلى الأوردة الجهازية حوالي 100mmHg، لذلك فإن مقاومة النظام، SVR (مقاومة الأوعية الدموية الجهازية) تكون:

الحل)

$$SVR = \frac{MAP - CVP}{CO} = \frac{100\ mmHg}{6000\frac{ml}{min}} = 0.017\frac{mmHg.min}{ml}$$

س) الرئتين لديها تدفق 100 ml/sec، ومتوسط الضغط الشرياني الرئوي 16 mmHg وضغط الأذين الأيسر 2 mmHg، احسب مقاومة الأوعية الدموية الرئوية؟

2.3 عمل القلب *Heart Function*

القلب يتلقى في اذينتيه الدم الذي يملك طاقة (E_1) ثم يرسله بواسطة بطينيه في الدوران بطاقة (E_2). أي ان القلب يعمل كالمضخة يعطي الطاقة الى الدم وان الطاقة التي يكتسبها الدم بدوره قلبية تسمى (عمل القلب) (ملاحظه: تغييرات الطاقة والعمل محسوبة بالقيمة المطلقة وهذا يعني انها دائما موجبه). من الواضح ان **عمل القلب هو مجموع اعمال أذينتين وبطينتين** وان دور الاذينتين هو تمرير الدم الى البطينتين حيث يصل بسرعة وضغط ضعيفين، وبالتالي فان عملهما ضعيف ولهذا يكون جدارهما رقيقا، وانه يجب على البطينين تامين عمل أكثر اهميه وعلى الأخص البطين الايسر ذو العضلة القلبية الأكثر سماكه حيث يؤمن العمل الأكبر لأنه يرسل الدم بضغط كبير في كافة أجزاء الكائن الحي.

لنحاول الان استنتاج عمل البطين الايسر. عند انقباض القلب يقذف البطين الايسر في الابهر دما حجمه(V) وان الطاقة الكلية لهذا الحجم في البطين الايسر قبل انقباضه أي عند انبساط القلب هي

$$E_1 = mgh_1 + \frac{1}{2}mv_1^2 + P_1V$$

وتصبح هذه العلاقة في الابهر:

$$E_2 = mgh_2 + \frac{1}{2}mv_2^2 + P_2V$$

حيث ان (v_2) هي السرعة المتوسطة و (P_2) الضغط المتوسط للدم في الابهر (متوسط لان هاتين القيمتين متغيرتين مع الزمن).

وبالتالي فان عمل البطين الايسر هو:

$$\Delta E = E_2 - E_1$$

وهو عباره عن مجموع ثلاثة اعمال:

- عمل الثقالة (الجاذبية): $\Delta E_g = mg(h_2 - h_1) = \rho g \Delta h$
- عمل حركي: $\Delta E_v = \frac{1}{2}m(v_2^2 - v_1^2) = \frac{1}{2}\rho \Delta v$
- عمل الضغط: $\Delta E_P = (P_2 - P_1)V = \Delta P$

ومنها يمكن حساب القدرة PW (W) التي ينتجها القلب حسب العلاقة:

$$\boldsymbol{PW = D \times \Delta E = \frac{work(J)}{time(s)}}$$

حيث ان (E) الطاقه لوحدهالحجم (J/m^3)، (D) معدل التدفق (m^3/s)

وبما ان الابهر والبطين يقعان عمليا في نفس المستوي الافقي (نفس الارتفاع) فان:-

$$h_1=h_2$$

لذلك فان عمل الثقاله معدوم. ومن جهة أخرى فان ضغط الدم في البطين الايسر قبل انقباض القلب صغير جدا وبالتالي فسرعته معدومة. ولأجل البالغين نجد ان عمل الضغط هو حوالي $(0.9J)$ بينما نجد بان العمل الحركي هو من مرتبه $(0.003J)$. فالدور الأساسي للبطين الايسر هو إذا زيادة ضغط الدم وان عمل السرعة ليس الا متمما (في الحالة العادية) وانه في حاله التوترات الشريانية المرتفعة. وهذا يعني زيادات في ضغط دم الشرايين أي زيادة ضغط الابهر، يزداد عمل البطين الايسر مما يؤدي الى زيادة في تعب القلب. كما نجد بان عمل البطين الأيمن هو من مرتبه$(0.9J)$ وان عمل الأذينتين مهمل امام عمل البطينتين ولهذا فان عمل القلب هو من مرتبة واحد جول لكل دوره قلبية.

ملاحظات

1- يبدو انه من غير المنطقي حساب العمل الحركي الذي يبدو مهملا امام عمل الضغط $(0.003J$ امام $0.9J)$ لكن هذا ليس صحيحا الا للبطين الايسر ولشخص في حالة سكون. فعند النشاط العضلي الشديد يضرب تدفق الدم بأربعة وهذا يعني بان السرعة أيضا مضروبة بأربعة وبالتالي فان العمل الحركي مضروب بستة عشر $(0.05J)$ وهذا لا يكون مهملا. من جهه أخرى فان عمل الضغط للبطين الأيمن اقل مما هو عليه في البطين الايسر لان الضغط المتوسط في الشريان الرئوي اقل مما هو عليه في الابهر وبالتالي لا يكون العمل الحركي في البطين الأيمن مهملا امام عمل الضغط.

2- عندما يخرج الدم من البطين يتغير الضغط تدريجيا, وبغية اجراء دراسة دقيقة يجب حساب القيمة الكلية $(\int PdV)$ بدلا من اخذ الضغط المتوسط في الابهر ولهذا السبب يتم تسجيل تغيرات ضغط الدم داخل البطين بتابعية حجمه والمنحني البياني المبين بالشكل (2-4) يمثل بشكل واضح دورة مغلقة موافقة لدورة قلبية واحدة.

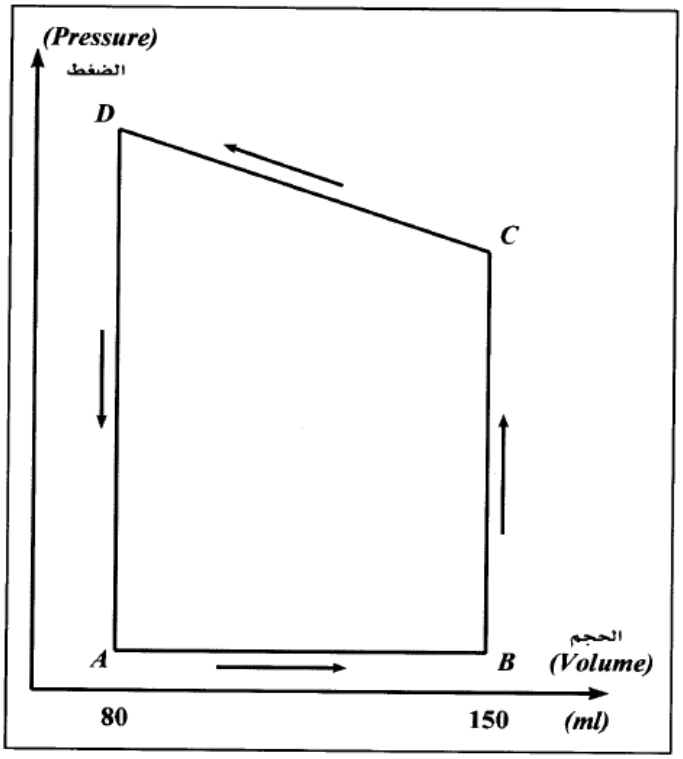
3- فما بين (A,B) يزداد حجم الدم في البطين تحت تاثير وصول الدم الاتي من الاذينة حيث يرتفع من حوالي ($80\ ml$) الى حوال ($80\ ml + 70\ ml = 150\ ml$) وانه خلال هذه الفترة الزمنية يبقى الضغط قريبا من الصفر، اما في (B) ينغلق الصمام التاجي وتتقلص العضلة القلبية ويزداد ضغط الدم. اما مابين (B,C) فان الدم لا يكون أيضا قد خرج من البطين ولهذا فان حجمه يبقى ثابتا، بينما في (C) يتم قذف انقباضي لهذا فان حجم البطين يتناقص ويرافق ذلك دائما ازدياد في الضغط. اما في (D) فينتهي القذف الانقباضي وتسترخي العضلة القلبية ولهذا يتناقص الضغط بينما يبقى الحجم ثابتا اثناء هذا التناقص. ويتم الحصول على عمل البطين من خلال جراء تكامل بياني للسطح المحصور داخل هذا المنحني.

4- الاستطاعة (القدرة) المقدمة للدم *power* هي ($1.2\ watt$) صغيرة جدا امام القدرة المستهلكة من قبل القلب (حوالي $13.0\ watt$)، أي ان القلب لا يعطي الى الدم الا حوالي عشر الطاقة التي يتلقاها وهذا يعود لسببين رئيسين هما:

* للتفاعلات الكيمياء الحيوية مردودا اقل من (1) واكبر من (0.1)

* ان عضلة القلب كاي عضلة حتى وان لم تنتج عملا تكون متوترة جزئيا وتستهلك طاقة.

وبما ان حالة توتر العضلة القلبية مرتبطة بالجملة العصبية لهذا نرى بان صدمة انفعالية تؤثر على قلب المريض اكثر من تاثير أي نشاط فيزيائي معتدل. ان الاختلاف ما بين العمل الفيزيائي (قوة مضروبة بالانتقال) والطاقة التي تبذلها عضلة حية يظهر جيدا ضرورة التعليل الفيزيائي الحيوي وهذا يعني تكييف (وليس تطبيقا حرفيا) القوانين الفيزيائية على الكائن الحي.



الشكل (2-4)

س) ان قلب الإنسان يعمل كمضخة قوية وفعاله للغاية. حيث انه في كل يوم يستقبل ويفرغ حوالي 7500L من الدم، افترض ان العمل المنجز(الشغل) من قبل القلب مساوي للعمل اللازم لرفع هذه الكمية من الدم لارتفاع مساوي لشخص ارتفاعه 1.65 m، فاحسب قدره القلب بوحدة الواط (W) علما ان كثافه الدم $1060\ \mathrm{kg/m^3}$ والتعجيل الارضي $9.8\ \mathrm{m/s^2}$

الحل)

$$t = 1day = 24h = 86400\ s, \qquad V = 7500\ L = 7500 \times 10^{-3} m,$$

$$\Delta h = 1.65m, \quad g = 9.8\frac{m}{s^2}\ , \qquad \rho = 1060\frac{kg}{m^3}, \qquad power = ?$$

$$work = \Delta E_g = mg(h_2 - h_1)$$

$$m = \rho \times V = (1060)(7500 \times 10^{-3}) = 7950\ kg$$

$$work = (7950)(9.8)(1.65) = 123700.5\ J$$

$$PW = \frac{128551.5}{86400} = 1.487\ \mathrm{W}$$

س) يبلغ معدل التدفق الحجمي للدم في شخص أثناء الراحة حوالي 5L/min. إذا كان الشريان الأورطي (الشريان المركزي الذي يحمل الدم من القلب) له قطر مقداره 2cm، ما هي الطاقة الحركية للدم المتدفق عبر الشريان؟

س) يبلغ معدل التدفق الحجمي للدم في الشخص أثناء الراحة حوالي 5L/min. يبلغ قطر بداية الشريان الأورطي (الجزء الأقرب إلى القلب) 3cm، لكن نهاية الشريان الأورطي في أسفل البطن لها قطر 1.75cm فقط. ما مقدار سرعة انتقال الدم في نهاية الشريان الأورطي عما هي عليه في البداية؟

2.4 معادله برنولي *Bernoulli's Equation*

بعد توضيح واشتقاق نظريه برنولي في الفصل الاول، يمكن التطرق لبعض النتائج: -

1-تغير ضغط الدم مع الارتفاع *Change Blood Pressure with height*

عندما نعطي قيم الضغط الدموي بدون دقه كامله فالمقصود دائما هو الضغط الشرياني او الوريدي على مستوى ارتفاع القلب ويجب دائما قياس الضغوط لشخص ممدد وبشكل خاص فيما يتعلق بالضغوط الوريدية ذات القيمة المنخفضة وان صفر جهاز القياس يجب ان يكون بشكل دقيق في المستوى الافقي للقلب. وحتى نحتفظ بضغط ثابت في الشرايين الدماغية لشخص في حاله الهبوط العنيف للتوتر يجب ان يسترخي ممددا على ظهره والا سيتمدد لوحده لفقدانه الوعي. كما ان الأشخاص الذين يزاولون اعمالا مطوله وهم في وضعيه الوقوف دون ان يمشوا يصابون غالبا بالدوالي (اتساع الأوردة في الساقين).

في الاتساع (انتفاخ في جدار الشريان) تكون الزيادة في الضغط مهمله لأنها تعود الى تناقص الضغط الحركي ذو القيمة الصغيرة جدا.

وبالعكس عند التضييق الشرياني المعتبر (اختناق) تزداد سرعه الدم بعنف مما يؤدي الى انخفاض الضغط وعندما يصبح هذا الضغط أصغر من الضغط الخارجي المطبق من قبل الغلاف الجوي والعضلات ينعصر الشريان ومن ثم ينغلق مما يؤدي ذلك الى انعدام سرعه الدم ومن ثم بعد ذلك يزداد ضغط الدم فينفتح الشريان ويبدأ انسياب الدم من جديد وينتج عن ذلك انفتاحات وإغلاقات للشريان يترجم باهتزاز ملحوظ يمكن ادراكه عن بعد. اما الاصغاء(لهثان) او اللمس (ارتعاش).

2.5 نتائج قانون بواز ويل *Poiseuillos Law Results*

لقد تم اشتقاق معادله بوازويل بشكل مفصل في الفصل الأول. وقد بينا بانها تعطي التدفق الحجمي للمائع (D) الذي معامل لزوجته (η) والمنساب في أنبوب افقي أسطواني نصف قطره (r) وطوله (L) ومطبق ما بين نهايتيه فرق في الضغط قدره $(P_B - P_C)$

من خلال المعادلة نلاحظ التأثير الواضح لبعض المعاملات على قيمه التدفق وسنتطرق لاهم النتائج المستحصلة: -

1-تاثير اللزوجة *Viscosity effects*

عند ازدياد معامل لزوجه الدم(η) يتناقص التدفق، وحتى يستطيع الكائن الحي الحفاظ على تدفق ضمن قيم عاديه يزيد القلب فرق الضغط (P_B -P_C) حيث (P_C) ضغط الدم عند طرف الجملة الوعائية وهذا يعني انه عند مدخل **القلب وهو لا يتغير**. وبالعكس فان (P_B) الذي يمثل ضغط الدم عند الطرف الاخر للجملة الوعائية حيث يمكن **للضغط الشرياني ان يتغير**، أي ان القلب يزيد الضغط الشرياني، أي يحصل ارتفاع في التوتر الشرياني لهذا يتعب القلب أكثر مما هو عليه في الحالة الطبيعية.

وعلى العكس في اثناء بعض العمليات الجراحية وبغيه تسهيل جريان الدم نخفض اصطناعيا لزوجته باستبعاد وقتي لكميه من الدم الكامل (كريات + مصل) من الكائن الحي ونستعيض عنها بحجم مساوا من محلول لزوجته مساويه للزوجة المصل وهذا بدوره ينقص الهيماتوكريت (نسبه حجم الكريات الحمراء الى حجم الدم) ومن ثم اللزوجة، ولهذا يزداد تدفق الدم وانه بالرغم من تناقص الهيماتوكريت الا ان نقل الأوكسجين الى المراكز العصبية يتحسن وانه في نهاية العملية يعاد الدم المستبعد الى الجسم.

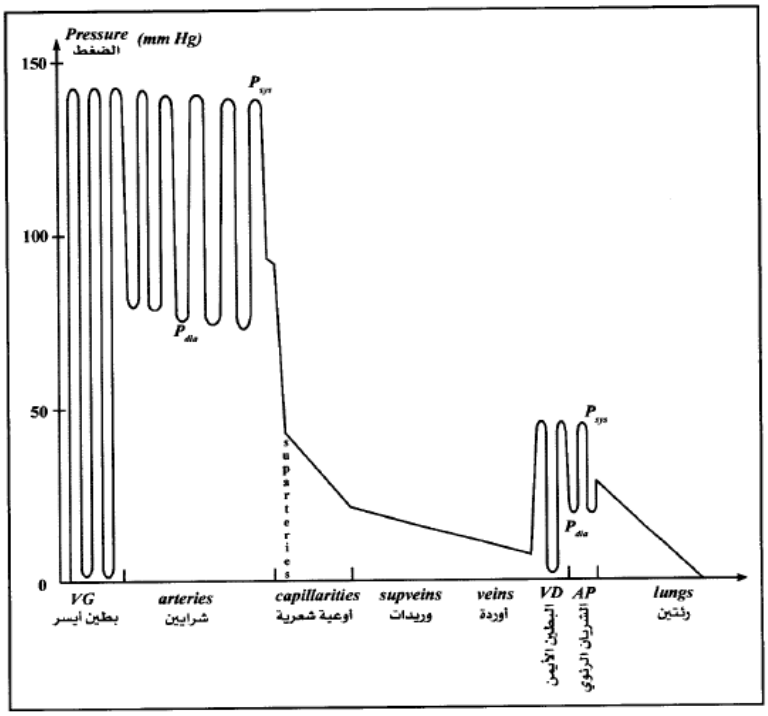
2-الضغوط في الأوعية الدموية *Blood Vessel Pressures*

بعد الرجوع الى قانون بوازويل نرى بان ضغط الدم يتناقص اثناء الانسياب كما موضح في المخطط بالشكل (5-2). وبما ان مقاطع الشرايين كبيرة يكون ضياع الشحنة فيها صغيرا، وان الضغط الاعظمي في الابهر يساوي الى الضغط الانقباضي للبطين الايسر فهو لا يتناقص الا قليلا على طول الشرايين (الضغط الأصغري يعود الى مرونة الشرايين والى المقاومة المحيطية) وانه ما بين الابهر وطرف أصغر الشرايين يتغير الضغط المتوسط للدم تقريبا من ($100mmHg$الى $90mmHg$).

وبما ان نصف قطر الشرينات صغير، وهي ذات طول كبير جدا لهذا يكون ضياع الشحنة فيها كبيرا ($90\ mmHg$ الى $40\ mmHg$) ومن جهة أخرى فان قطر الشرينات متغير (تضيق الأوعية او تتوسع الأوعية) لهذا يمكننا القول بان الشرينات تلعب دور (الصنابير) .(اكثر او اقل انفتاحا) موجوده في مختلف أجزاء الجملة الدورانية وهي تسمح بتغيير التدفق الدموي في مناطق معينه من الكائن الحي.

اما الأوعية الشعرية فهي ذات نصف قطر صغير جدا واطوالها قصيره وعددها كبير جدا. لهذا فان ضياع الشحنة فيها كبير لكنه اقل بكثير مما هو عليه في الشرينات (*15mmHg* الى *40mmHg*) لهذا سيكون الضغط في الجزء الوريدي للوعاء الشعري اقل بكثير مما هو عليه في الجزء الشرياني ولهذا دور أساسي في المبادلات السائلية ما بين الأوعية الشعرية والوسط البيني. بينما في الوريدات ينخفض الضغط من (*15mmHg*) الى (*10mmHg*) تقريبا. وأخيرا في الأوردة يكون ضياع الشحنة صغيرا، بسبب كبر المقطع وهو أكبر من (*10mmHg*) بقليل ولهذا ينتج بان الضغط عند مدخل الأذينتين يكون سالبا قليلا (وهذا يعني انه أصغر من الضغط الجوي) بفعل الامتصاص الاذيني.

وبما ان الضغوط الوريدية *vines pressure* صغيرة، لذا يعبر عنها (*cm*$_{H2O}$)، اما في البطين الأيمن فيتغير الضغط ما بين قيمة انبساطيه قريبة من الصفر وقيمة انقباضيه من مرتبة (*27mmHg*). وان الضغط الانقباضي في الشريان الرئوي يساوي عمليا الى الضغط في البطين الأيمن، بينما الضغط الانبساطي في الشريان الرئوي فيساوي (*9mmHg*) بسبب مرونة الجدران. وأخيرا فان الضغط في الأوعية الشعرية ينخفض من (*20mmHg*) الى (عده ميليمترات زئبقية *mmHg*) لينعدم في طرف الأوردة.



شكل (5-2) تناقص ضغط الدم اثناء الانسياب

3-تاثير تغيرات المقطع *Cross section effects*

ا) تضيق شرياني (اختناق)

يتسبب التضيق الشرياني بانخفاض التدفق الدموي في منطقه الأوعية الدموية، اما السدادة فهي عبارة عن انغلاق كلي للوعاء الدموي بجسم غريب مجروف بالدوران الدموي وان هذا الجسم الغريب هو على العموم جلطة دموية *Interacting*، لكن يمكن ان يكون أيضا مكونا من قطيرات شحميه (سدادات شحميه) او من سائل امونيوتيك (سدادات امونيوتيك) او فقاعات غازية (*Gases Bubbles*) (سدادات غازية).

ب) تضيق وريدي

ينتج مثلا من طوق وريدي (عباره عن رباط مشدود بضغط اقل من الضغط الشرياني وأكبر من الضغط الوريدي، يقوم بعصر الأوردة تاركا الشرايين مفتوحة). او جبس مشدود كثيرا من الضغط الوريدي او الانضغاط المطبق من الأجنة على الأوردة البطنية عند المرأة الحامل متسببا بتزايد ضغط الدم وهذا يعني: -

- في الجزء الامامي (مقدمة) للوريد الذي سينتفخ تحت تأثير ازدياد الضغط متسببا بأحداث دوالي عند المرأة الحامل.
- في الأوعية الشعرية حيث ان ازدياد الضغط يتسبب بانطلاق مبالغ به للماء ولجسيمات صغيره من الدم نحو السائل البيني وهذا يعني تشكل الوذمات. كما ان علامة الرباط تعتبر فحصا تقديريا لمقاومه الوعاء الشعري فاذا وضعنا طوقا وريديا فان زيادة الضغط في الوعاء الشعري انطلاق كريات الدم الحمراء الى خارج الأوعية الشعرية وبالتالي فان الهيموغلوبين (خضاب الدم) المتحرر يكون مرئيا على الجلد على شكل نمش وهذا يعني بقعا صغيرة ذات لون احمر ضارب الى البنفسجي يتراوح نصف قطرها بين *(0.1mm و1.0mm)*.
- **في الشرايين**

ج) توسع وعائي موضعي

يحدث بشكل أساسي في الشرينات (وهي الأوعية المتفرعة عن الشرايين) متسببا بازدياد التدفق في المنطقة المعنية وازدياد الضغط في المؤخرة وهذا يعني في الأوعية الشعرية (وذمات) ويمكن ان يحدث هذا التوسع الوعائي اصطناعيا بالحرارة او عند الدلك بمرهم مما يؤدي الى ازدياد التدفق والضغط في الوعاء الشعري. وان قطرة دم وعاء شعري مأخوذة من منطقة التوسع لها نفس خواص الدم الشرياني. ويجب الملاحظة انه عند التوسع الوعائي ان الحجم الحاوي (اوعيه دموية)

يزداد بينما حجم المحتوى (دم) يبقى ثابتا ولهذا فان توتر الجدران المرنة للأوعية الدموية ينخفض ومن ثم يتبع هذا الانخفاض انخفاض الضغط الرئيسي الانبساطي للدم في الشرايين (انخفاض التوتر)

مثال) القسطرة هي تقنية يتم فيها توسيع الشرايين المسدودة جزئيًا بالجسيمات الغريبة (plague) لزيادة تدفق الدم والعمل بصوره طبيعية. بأي عامل يجب زيادة نصف قطر الشريان لزيادة تدفق الدم بمقدار 10؟

الحل) من خلال السؤال نلاحظ بان $D_B=10D_A$

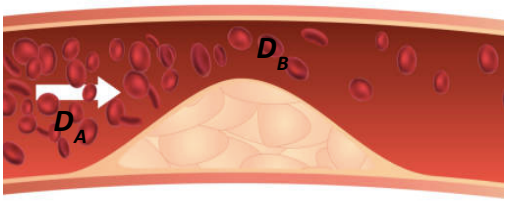
باستخدام قانون بوا زويل

$$10\,\frac{((P_2-P_1)\pi r A^4}{8\eta L}=\frac{((P_2-P_1)\pi r B^4}{8\eta L}$$

$$r_B^4 = 10\, r_A^4$$

$$\frac{r_B}{r_A} = (10)^{\left(\frac{1}{4}\right)}$$

$$=1.80$$



2.6 قياس التوتر الشرياني *Artery Pressure Measurements*

يتم قياس ضغط توتر الدم في الشرايين على اشخاص ممدودة وتوجد طريقتان: -

- **الطريقة المباشرة *Direct Method***

يتم نقل ضغط الدم الى جهاز القياس بسائل غير قابل للانضغاط (محلول كلوريد الصوديوم المعقم) موجود في أنبوب غير مرن وقطره صغير (مسبار) حيث يتم ادخال أحد أطراف المسبار في الشريان اما الطرف الاخر للمسبار فيكون ملامسا للاقطه الموجودة على نفس ارتفاع القلب (خارج الكائن الحي) كما موضح بالشكل (6-2 أ).

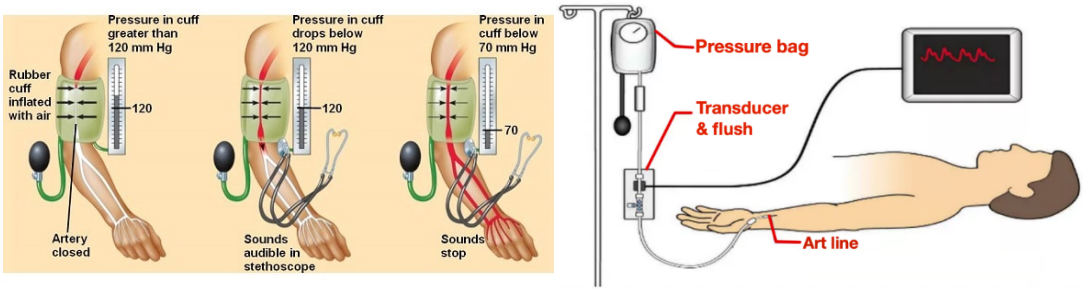
- **الطريقة الغير مباشره *Indirect Method***

وهي الطريقة العملية المستخدمة بشكل واسع فهي لا تتطلب ابدا وخز الشريان. حيث يتم وضع كم قابل للانتفاخ بالهواء حول ذراع الشخص ويحاط هذا الكم بساعده قماشية غير قابلة للتمدد وبالتالي يتم قياس ضغط الهواء (P) في الكم بمقياس ضغط السائل المدرج ($mmHg$) كما موضح بالشكل (6-2 ب).

في البداية يتم نفخ الكم الى ضغط أكبر من الضغط الاعظمي للدم في الشرايين ومن ثم فان الضغط (P) المنقول بالنسج المرنة (عضلات...) يعصر الشريان فينغلق مما يجعل تدفق الدم معدوما (طوق شرياني). وبالتالي فان الطبيب الذي يصغي او يجس الشريان عند أسفل الساعد(المرفق) لا

يدرك شيئا ومن ثم يتم تفريغ الكم ببطء وانه طالما ان (P) أكبر من (P_{sys}) الانقباضي يبقى الشريان مغلقا، وعندما يصبح (P) اقل من (P_{sys}) الانقباضي ينفتح الشريان قليلا عند الانقباض.

ولكن عندما يصبح (P) اقل من (P_{dia}) الانبساطي يبقى الشريان مفتوحا بشكل مستمر. لكن عندما تكون قيمه (P) واقعة ما بين $(P_{sys}، P_{dia})$ فالدم يجري في شريان متضيق (اختناق) وبالتالي فالطبيب يسمع اهتزازا يختفي هذا الاهتزاز عندما يصبح (P) اقل من (P_{dia}). اما قياس الضغط الوريدي فيتم دائما على شخص ممدد وبطريقه مباشره ويعبر عنه (mmH_2O) او (cmH_2O).



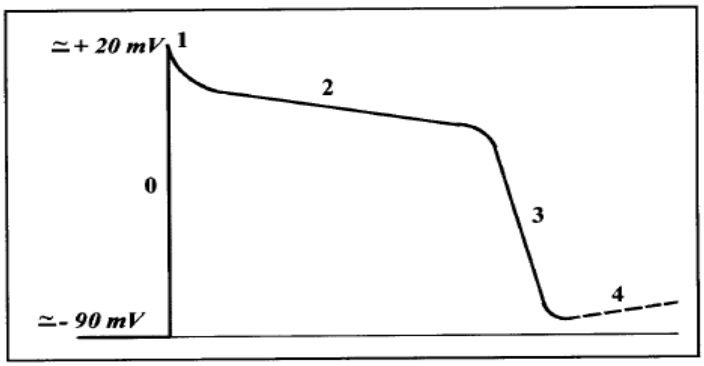
Indirect (ب) *Direct* (ا)

الشكل (2-6)

2.7 جهد التأني القلبي

وكما هي الحال بالنسبة لجميع العناصر القابلة للتهيج، فان اغشيه الخلايا القلبية تكون مستقطبه في حالة السكون حيث يكون داخل الخلية سالبا بالنسبة للخارج وان فرق الجهد الكهربائي الموجود بين طرفي الغشاء يسمى (**جهد السكون**).

اما عند التهيج او ازالة الاستقطاب فان فرق (الجهد) للانتقال الغشائي يصبح موجبا، **جهد التأثير**. ويبين الشكل (2-7) تسجيلا بيانيا (جهد التأثير) لخلايا العضلة القلبية **ويقسم الى خمس اطوار**



الشكل (2-7) جهد الخلايا القلبية

الطور (0): او ازالة الاستقطاب السريع حيث يجتاز جهد الغشاء بعنف من قيمة جهد السكون حوالي$(-90\ mV)$ الى حوالي$(+20mV)$. يستمر هذا الطور زمنا صغيرا $(few\ ms)$ وسرعته مميزة

بالسرعة العظمى لإزاله الاستقطاب الذي تم الحصول عليه باشتقاق الجهد الكهربائي بالنسبة للزمن وان سرعه النقل داخل القلب متناسبة مع السرعة العظمى.

الطور(1): او اعاده الاستقطاب السريع البدائي الذي يرتكز على الانخفاض الطفيف في جهد الغشاء.

الطور(2): او التسطح (العتبة) المسمى بذلك لان جهد الغشاء لا ينخفض الا قليلا عند فترته.

الطور(3): او اعاده الاستقطاب السريع وهو الزمن الذي خلاله ينخفض جهد الغشاء بعنف.

الطور(4): او ازاله الاستقطاب الانبساطي وهو صعود طفيف لجهد الغشاء ويلاحظ في البنى العقدية وفي نسيج بيركينج.

تظهر الدراسة الدقيقة انه طالما ان اعاده الاستقطاب لا تقود كمون (جهد) الغشاء الى قيمه من مرتبه (***-50mV***) الى (***-55mV***) لا يوجد ومهما كانت شده المنشط انطلاقه لا زاله استقطاب جديده ولهذا يوجد ما بين بداية ازاله الاستقطاب السريع واللحظة حيث يصل الجهد الى هذه القيمة، نوبة عدم تأثر. ان تغييرات جهد الغشاء يقود الى تغييرات النفوذية للشوارد (*ions*) وان ايون الكالسيوم يلعب دورا كبيرا في الخلايا القلبية.

ففي الطور (**0**) تزداد النفوذية لانفتاح اقنيه (Na^+) ودخول (Na^+) الى داخل الخلية خلال فتره تشكل الطبقة الثنائية الكهربائية.

اما في الطور (**1**) يوجد تعطل غير كامل لأقنيه الصوديوم (Na^+) وانتقال الكلور (Cl^-).

بينما الطور (**2**) يوجد انفتاح لأقنيه (Ca^{++}) وان اقنيه الصوديوم لا تكون مغلقه كليا، ولهذا فان انتقال (Ca^{++}) و (Na^{++}) يتم من الخارج نحو الداخل بينما (K^+) تنتشر من الداخل نحو الخارج.

في الطور (**3**) يوجد انفتاح لاقنيه (K^+) بينما تنغلق اقنيه (Ca^{++}).

في الطور (**4**) يوجد بالنسبه لبعض المؤلفين انفتاح جزئي لاقنيه (Na^+) اما بالنسبه للبعض الاخر فان هذا الطور يعود الى انغلاق متتالي لاقنيه (K^+).

ان دراسه ومعرفه جهود التاثير القلبي تسمح بتقدمات ملحوظه في علاج الاظطرابات القلبيه وعلى الأخص عدم الانتظام في نبض القلب. فبعض الادويه تثبط اقنيه الصوديوم مخفظه بذلك السرعه العظمى للنقل السريع وبالتالي تباطؤ سرعه النقل داخل القلب كما انها تستطيع أيضا زياده فتره نوبه عدم التاثر. وان محاصرات بيتا تخفض ازاله الاستقطاب البطيء للطور (**4**). وبعضها الاخر يثبط اما اقنيه الكالسيوم او اقنيه البوتاسيوم.

2.8 فيزياء تخطيط القلب *The Physical Methodology of the (ECG)*

يوجد بين أي نقطتين مختارتين بشكل ملائم من كائن حي فرق جهد كهربائي متغير مع الزمن يعود الى الفعالية القلبية، كما ان منحني تغير فرق الجهد الكهربائي بتابعيه الزمن يمثل مخطط كهربائية القلب *Electrocardiography (ECG)*. وان مجموع النقطتين اللتين يوجد بينهما فرق الجهد يسمى (اشتقاق) وان قيمه فرق الجهد هي قيمه الاشتقاق. سنتطرق بشكل مفصل للمشتقات المستخدمة في التطبيق الطبي واهم تفاصيلها.

- **المشتقات المحيطية**

وهنا توضع المساري الكهربائية المستخدمة في القياس على محيط الكائن الحي وهذا يعني في مفصل اليد اليمنى وفي مفصل اليد اليسرى وفي الكاحل الايسر ونستطيع ان نبين بان جهد طرف العضو له نفس قيمه القاعدة التالية:

جهد مفصل اليد اليمنى = جهد الكتف الأيمن $(R) = V_R$

جهد الكاحل الايسر= جهد العانه $(F) = V_F$

جهد مفصل اليد اليسرى= جهد الكتف الايسر $(L) = V_L$

I)المشتقات المحيطية ثنائيه الأقطاب او نموذج اينتهوفن

D_1 : ما بين مفصل اليد اليمنى ومفصل اليد اليسرى $D_1 = V_L - V_R$

D_2 : ما بين مفصل اليد اليمنى والكاحل الايسر $D_2 = V_F - V_R$

D_3 : ما بين مفصل اليد اليسرى والكاحل الايسر $D_3 = V_F - V_L$

II) المشتقات المحيطية احاديه الأقطاب

يتم تسجيل فرق الجهد الكهربائي ما بين القطب الفعال وهذا يعني بان الجهد يتغير مع الزمن (مفصل اليد اليمنى، مفصل اليد اليسرى، الكاحل الايسر). وقطب حيادي جهده يبقى باستمرار معدوما اثناء عمل القلب وهو عباره عن مربط ويلسون المركزي $(B.C.W)$

(V_R) مقاس بين مفصل اليد اليمنى و $(B.C.W)$

(V_L) مقاس بين مفصل اليد اليسرى و $(B.C.W)$

(V_F) مقاس بين الكاحل الايسر و $(B.C.W)$

III)مشتقات حول القلب

القطب الحيادي هو دائما مربع ويلسون المركزي وبالتالي فان القطب الفعال هو عباره عن مسرى موجود على الصدر في النقاط التالية:

(V_1) طرف داخلي لرابع حيز بين الاضلاع اليمنى.

(V_2) طرف داخلي لرابع حيز بين الاضلاع اليسرى.

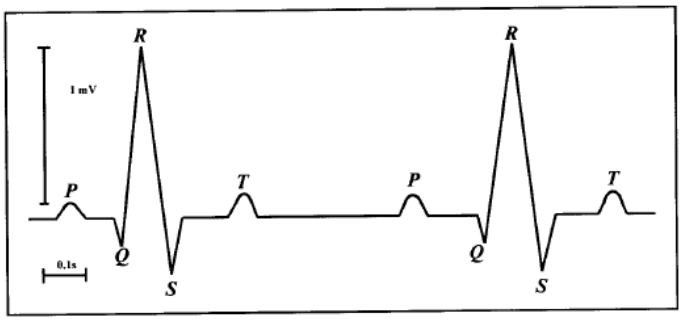
(V_4) خامس حيز بين الاضلاع على خط الحلمه.

(V_3) في الوسط ما بين (V_2) و (V_4).

(V_5) نفس افق (V_4) على الخط الابطي الداخلي.

(V_6) نفس افق (V_4) و (V_5) على الخط الابطي المتوسط.

IIII)المنحنى البياني الناتج



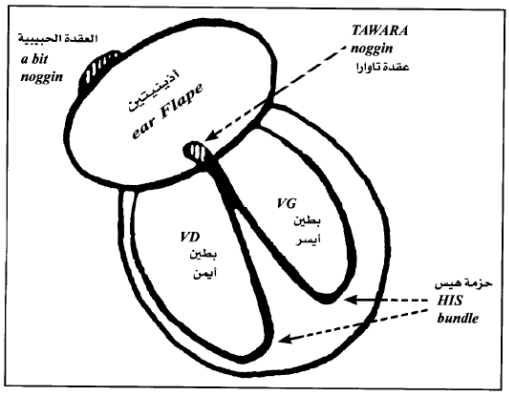
الشكل (8-2)

يبين الشكل (8-2) المنحني البياني المسجل بالاشتقاق (D_2) حيث نلاحظ على مخطط كهربائيه القلب ان كل تغير في فرق الجهد الكهربائي فوق او تحت خط تساوي الكهربا (فرق الجهد يساوي صفر) يشار اليه عالميا باحرف (*P, Q, R, S, T*) مكونه من ثلاث اجزام متميزه هي الاصابه (P) والمركب (QRS) والاصابه (T).

2.9 قراءة تخطيط القلب وتحدي مرض القلب

ان عضلة القلب تتكون بشكل أساسي من نسيجين وقد لوحظ ان العضلة القلبية ذات سماكه صغيره حول الاذينين وأكثر اهمية في الجدار البطيني وخاصه بالنسبة للبطين الايسر. اما النسيج النوعي فيمتلك الخواص اللاإرادية والناقلية السريعة وينقسم هذا النسيج الى جملتين مستقلتين كما موضح بالشكل.

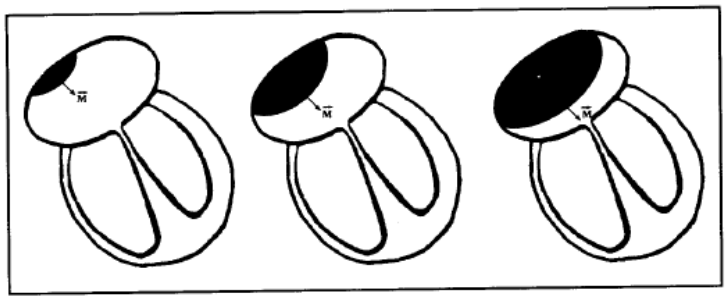
الأولى في جدار الاذينات وتشكل كومه صغيره وحيد تسمى **العقدة الجيبية**. واما الثانية تكون في جدار البطينات فيكون شكل العقدة أكثر تعقيدا ويطلق عليها *عقده تاوارا* يتبعها فرعا *حزمة هيس* المنتهيان بشبكه *بيركينج*. كما في الشكل (9-2).



شكل (2-9) النسيج القلبي الاساسي

أولا) تحريض الاذينات

ابتدأ من العقدة الجيبيه فان ازالة الاستقطاب ينتشر في العضلة القلبين الاذينيه بسرعه واحدة في جميع الاتجاهات وان جبهة التحريض توجد بيانيا على الكرات المتمركز على العقدة الجيبيه بحيث ان نصف القطر يزداد مع الزمن (جزء محرض يظهر اللون الأسود بالشكل)(2-10) فعند انتشار التحريض تكون متجهة عزم ثنائي الأقطاب ($\vec{M}$) موجهه من الجزء المحرض نحو الجزء الساكن وهو يحافظ تقريبا على نفس المنحنى ونفس الاتجاه (من الأعلى الى الأسفل ومن اليمين الى اليسار). وشدته كما في حاله الليف الوحيد تزداد لتصل لقيمه عظمى ومن ثم تنعدم عندما تكون الاذينتان مهيجتين وان سماكه العضلة القلبية الاذينيه ضعيفة وبالتالي فان شده $\vec{M}$ ضعيفة والإصابة الناتجة في مختلف المشتقات بتحريض الاذينات متناسبة مع مسقط $\vec{M}$, وهي أيضا ضعيفة وان اشارتها ستكون مختلفة وفقا للمشتقات وهذا يعني **الإصابة (*P*).**

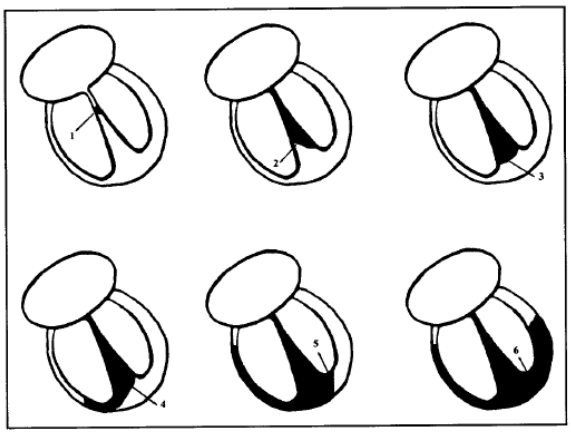


شكل (2-10) تحريض الاذينات القلبية كتابع للزمن

ثانيا) ازاله استقطاب البطينات

يصل التحريض الذي ينتشر في العضلة الاذينية الى عقده تاوارا مشيرا فيها الى زمن توقف ومن ثم ينتشر بعد ذلك بسرعه في حزمه هيس معرضة العضلة القلبية الاذينيه للأشعة ومن باطن القلب نحو خارجه كما في الشكل (2-11). تبدا ازاله الاستقطاب البطيني من الجزء الايسر من الحجاب بين البطينين (1) تمتد بعد ذلك على كل الحجاب (2,3) ومن ثم يزيل جدار البطين الايمن

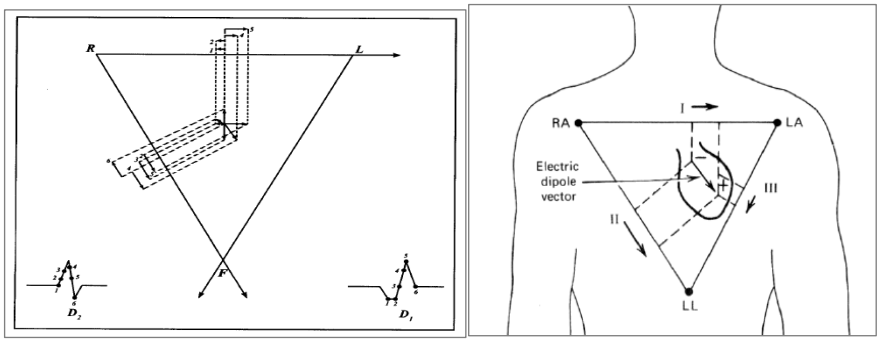
الاستقطاب متقدما الى البطين الايسر (4,5) , وانه الجزء الأعلى لجدار البطين الايسر الذي يتحرض في المكان الأخير (6) وكما ان متجهه عزم ثنائي الأقطاب تتوجه دائما من جزء ازاله الاستقطاب الجزء المظلل الى الجزء الساكن فهو أولا موجه نحو اليمين (1) ومن ثم تدريجيا نحو الأسفل (2,3) وبعد ذلك يتوجه نحو اليسار (4,5) وأخيرا نحو الأعلى (6) وكما هي الحال في الليف فان شده $\vec{M}$ تزداد أولا (1,2,3) ماره بقيمه عظمى (4) ومن ثم تنخفض (5,6) وأخيرا تنعدم عندما تتهيج كليا جدران البطينات.



شكل (11-2) ازاله استقطاب البطينات على ست مراحل

يبين الشكل (12-2) تشكل مساقط $\vec{M}$,نظريا, على المحاور (RF, RL). في الازمان المختلفة (1,2,3,4,5,6) وكذلك قيم فرق الجهود الكهربائية المختلفة (D_1،D_2) عند هذه الازمان المختلفة. كما ان المركب (QRS) يوافق ازاله استقطاب البطينات.

ثالثا) ونبين أيضا بان الإصابة (T) توافق اعاده استقطاب البطينات وان اعاده استقطاب الاذينات لا يعطي اشاره مرئية على مخطط كهربائية القلب الحالية لكنها مرئية في بعض الحالات الخاصة.

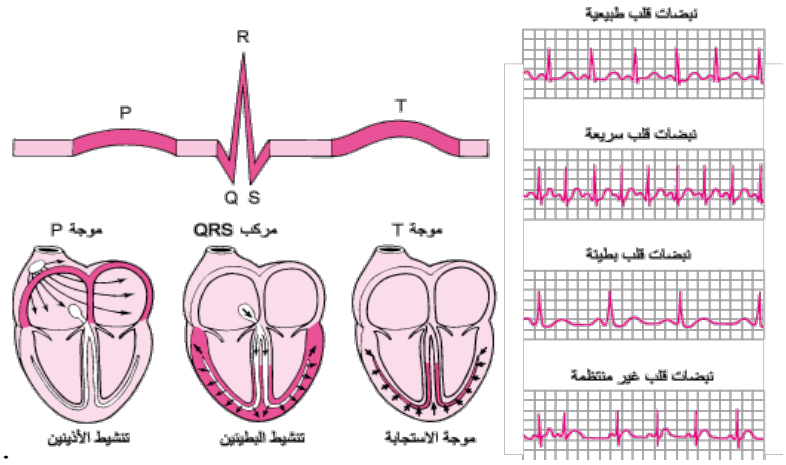


شكل (12-2)

أخيرا يمكن القول بان تخطيط القلب (ECG) يمثل التيار الكهربائي الذي يتحرك عبر القلب في اثناء ضرباته. وتنقسم حركه التيار الكهربائي الى أجزاء ويعطى كل جزء تسميه ابجديه في

التخطيط. تبدأ كل ضربه قلبيه بنبضه او اشاره من الناظمة القلبية (العقد الجيبيه الاذينيه او الجيبيه). تحفز هذه الإشارة الحجرتين العلويتين للقلب (الاذينين) وتشير الموجه (P) الى تنشيط الاذينين.

بعد ذلك يتدفق التيار الكهربائي وصولا الى الحجرات السفلية من القلب (البطينين). يمثل (QRS) المركب الدال على تنشيط البطينين في تخطيط كهربائية القلب. ثم ينتشر التيار الكهربائي مره أخرى عائدا الى البطينين في الاتجاه المعاكس. ويسمى هذا النشاط موجه الاستعادة والتي تمثلها الموجه (T). من الممكن تميز أنواع عديده من الاضطرابات من خلال قراءه تخطيط كهربائية القلب. ويشمل ذلك النوبة القلبية السابقة الاضطراب نظم القلب وعدم كفاية امدادات الدم والاوكسجين للقلب (نقص التروية) وكذلك زيادة سماكه الجدران العضلية للقلب. الشكل (13-2) ادناه يوضح اليه تكون المخطط الكهربائي لعضله القلب بحالات مختلفة.



شكل (13-2)

تمارين عامه (فصل١+فصل٢)

س1) أحسب الضغط عند عمق (150m) تحت سطح البحر. كثافة مياه البحر ($1.025\ g/cm^3$)

س2) احسب متوسط كثافة الغلاف الجوي، على اعتبار أنه يمتد إلى ارتفاع (120km). قارن هذه الكثافة مع كثافة الهواء عند مستوي سطح البحر. علما ان الضغط الجوي $1.01\times10^5 Pa$

س3) احسب العمق تحت سطح الماء الذي عنده الضغط الناتج عن وزن الماء يساوي (1 atm).

س4) يتم الحفاظ على شكل العين عن طريق ضغط السائل، والذي يسمى ضغط العين. عندما ينغلق دوران السائل في العين، فان ذلك يؤدي إلى تراكم الضغط، وهي حالة تسمى الجلوكوما(glaucoma). ويمكن أن يصل الضغط إلى (85mmHg)، وهو ضغط كبير بشكل غير طبيعي يمكن أن يتلف العصب البصري بشكل دائم. لنفترض أن الجزء الخلفي من العين له مساحة مقدارها ($6cm^2$). احسب القوة المسلطه على العين.

س5) الدم له كثافة مقدارها ($1060\ kg/m^3$) بينما كثافة السائل النخاعي الشوكي ($1007\ kg/m^3$) ماهي كتلة السائل النخاعي الذي له نفس حجم الدم والذي كتلته 50g؟

س6) كم يجب أن يكون ارتفاع مقياس ضغط الدم المملوء بالماء لقياس ضغط الدم حتى (30mmHg)؟

س7) إذا كنت ترغب في قياس ضغط الدم في الجزء العلوي من رأس المريض لكن المريض لا يستطيع الاستلقاء. فقمت بقياس ضغط الدم على العضلة ذات الرأسين (أي مستوى القلب) فوجدت أنه (140mmHg) في الانقباضي و (80mmHg) في الانبساطي. ماذا تتوقع أن يكون ضغط الدم في الجزء العلوي من الرأس إذا كانت هذه النقطة أعلى بمقدار (45cm) من نقطة القياس؟

س8) لنفترض أنك تقيس ضغط دم شخص واقف عن طريق وضع المطوق على ساقه على مسافة (0.5m) تحت القلب. احسب الضغط الذي ستلاحظه (mmHg) إذا كانت قيمه الضغط عند القلب 120/80 mmHg. افترض ان الشرايين الرئيسية كبيرة لذلك لا يوجد فقد للضغط بسبب المقاومة في الدورة الدموية.

س9) احسب زاوية التلامس θ لزيت الزيتون إذا ارتفع إلى ارتفاع (7.07 cm) في أنبوب زجاجي نصف قطره (0.1mm) نتيجة الخاصية الشعرية.

س10) تم حقن دواء في ذراع مريض بمعدل 10mL/min، من خلال حقنه ذات إبرة طولها 5cm وبقطر داخلي مقداره 1mm. إذا كان ضغط دم المريض 110mmHg (15 kPa قياس الضغط، تجاهل الاختلاف من الانقباضي إلى الانبساطي). ماذا يجب ان يكون الضغط في الحقنة؟

س11) احسب الهبوط بالضغط على طول 30cm *في الشريان الابهر ذات نصف قطر* 0.5cm *افترض ان الابهر يحمل الدم بسرعه تدفق* 8 L/min

س12) a) *احسب ضغط الدم الشرياني في الراس لشخص واقف، افترض ان الراس يقع* 50cm *فوق القلب (كثافه الدم* $1.05\ g/cm^3$ (b) *احسب معدل الضغط الشرياني في الساقين لشخص واقف،* 130cm *اسفل القلب.*

((الفصل الثالث))

الظاهرة التناضحية

Osmosity Phenomena

3.1 الانتشار والتناضح (التنافذ) *Diffusion & Osmosis*

3.1.1 الانتشار *Diffusion*

الانتشار هو حركة المواد بسبب الحركة الجزيئية الحرارية العشوائية. الموائع، مثل أبخرة أو روائح الأسماك تدخل مكعبات الثلج، يمكن أن تنتشر من خلال المواد الصلبة. فالانتشار هو عملية بطيئة على مسافات عيانية. إن كثافات المواد الشائعة كبيرة بما يكفي مما يجعل تلك الجزيئات لا يمكن أن تنتقل لمسافات طويلة قبل حدوث تصادم والذي يمكن أن يبعثرهم في أي اتجاه، بما في ذلك الرجوع مباشرة إلى للخلف. يمكن ان نعبر عن متوسط او معدل المسافه (x_{rms}) لانتقال الجزيئه والذي يتناسب مع الجذر التربيعي للزمن حسب العلاقه:

$$x_{rms} = \sqrt{2Dt}$$

x_{rms} الجذر التربيعي لمعدل مربع المسافه root-mean-square- distance وهي معدل احصائي للعمليه. D تمثل ثابت الانتشار لجزيء معين في وسط معين. الجدول (1-3) يمثل قيم (D) لمواد مختلفه بوحدات (m^2/s).

الجدول (1-3) ثابت الانتشار لجزيئات مختلفه

Diffusing molecule	Medium	D (m^2/s)
Hydrogen (H_2)	Air	6.4×10^{-5}
Oxygen (O_2)	Air	1.8×10^{-5}
Oxygen (O_2)	Water	1.0×10^{-9}
Glucose ($C_6H_{12}O_6$)	Water	6.7×10^{-10}
Hemoglobin	Water	6.9×10^{-11}
DNA	Water	1.3×10^{-12}

لاحظ أنه ثابت الانتشار يصبح اقل تدريجيًا بالنسبة للجزيئات الأكبر. يرجع هذا الانخفاض إلى أن متوسط السرعة الجزيئية عند درجة الحرارة المعطاة تتناسب عكسيا مع الكتلة الجزيئية. ولذا تنتشر

الجزيئات الاكبر بشكل أبطأ. أخيرًا، يجب الاشاره الي أن ثوابت الانتشارتزداد مع درجة الحرارة لأن متوسط السرعة الجزيئية يزداد مع زيادة درجة الحرارة. وذلك بسبب ان متوسط الطاقة الحركية الجزيئات متناسبة مع درجة الحرارة المطلقة.

يمكن حساب معدل الانتشار (*rate of diffusion*) باستخدام قانون فيك (*Fick's Law*) في الحالات البيولوجية لانتشار الغاز عبر الغشاء حسب العلاقه التاليه:

$$rate\ of\ diffusion = \frac{A.D}{d}(P_1 - P_2)$$

حيث ان (P) الضغط الجزئي للغاز في أحد طرفي الغشاء، (d) سمك الغشاء، (A) المساحه السطحيه للغشاء، (D) ثابت الانتشار

مثال) احسب متوسط الزمن الذي يستغرقه جزيء الجلوكوز(*glucose*) ليتحرك مسافة (1 cm) في الماء.

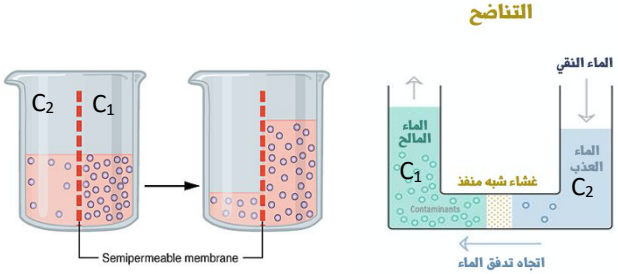
الحل)

$$t = \frac{x_{rms}^2}{2D} = \frac{(0.01\ m)^2}{2(6.7 \times 10^{-10} m^2/s)} = 7.5 \times 10^4\ s = 21\ h$$

3.1.2 التناضح (او التنافذ) *Osmosis*

لنعتبر جزئين (*1,2*) سطحاهما الافقيان كبيران (كي لا تتسبب تغيرات الحجم بتغييرات معتبرة في ارتفاع السائل ومن ثم الضغط) مفصولين بغشاء نصف نفوذ, نضع في الجزء الأول محلول اسمولاريته (C_1) وفي الثاني الماء النقي, فنرى بان حجم المحلول يزداد بينما حجم المذيب (الماء) يتناقص, ولا يمكن ان يحصل التوازن ابدا وتتوقف الظاهرة عندما يختفي الماء كليا من الجزء الثاني.

في الحاله الثانيه اذا اخذنا نفس الترتيب ووضعنا في الجزء(*2*) محلول اسمولاريته (C_2) اقل من (C_1) فترى بان الحجم في الجزء (*1*) يزداد بينما يتناقص الحجم في الجزء(*2*) ويتم التوازن عندما تكون (C_1=C_2).

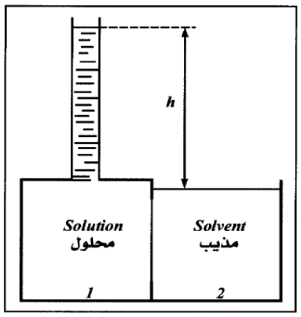


في الحالتين يحصل انتقال للماء مجتازا الغشاء من الوسط ذو (الاسمولاريته الضعيفه) نحو الوسط ذو (الاسمولاريته القويه) بحيث يتم تساوي الاسمولاريتة. ان ما حصل في التجربه الثانيه مستحيل ان يحصل في الأولى باعتبار ان اسمولاريته المذيب(الماء) تكون معدومه مهما كان حجمه.

يسمى انتقال المذيب فقط بالتناضح(التنافذ) وهو يعود الى فرق الجهد الكيميائي للمذيب على طرفي الغشاء حيث يكون الجهد الكيميائي للمذيب عظيما عندما يكون المذيب نقيا، ويتناقص كلما ازدادت تناضحيته (اسمولاريته) المحلول. ولهذا فيمكن القول بان التناضح عملية مماثلة لانتشار. أي انها انتقال الماء عبر غشاء شبه نافذ من منطقة عالية التركيز إلى منطقة منخفضة التركيز. فعلى سبيل المثال، الماء يتركز أكثر في الجسم من ملح إلابسوم (*Epsom salt*). فعندما تضع الكاحل المتورم في ملح إلابسوم، ينتقل الماء من داخل الجسم إلى منطقه التركيز المنخفض في المحلول الملحي. وبالمثل، فإن نقل أي جزيء آخر عبر غشاء نصف نافذ بسبب اختلاف تركيزه وتسمى العمليه (*Dialysis*). تستخدم الكلى كلاً من العمليتين لتطهير او تنظيف الدم.

3.2 الضغط التناضحي *Osmotic Pressure*

إذا أعدنا التجربة الاولى بحيث يكون سطح الجزء الأول ضعيفا ومغلقا بأنبوب شفاف عمودي نصف قطره صغير، بحيث انه عندما يبدا المذيب بالدخول الى المحلول، بالتناضح، يرتفع المحلول في الانبوب وبالتالي يرتفع ضغطه الخاص، وعندما يصل المحلول الى الارتفاع (h) كما في الشكل (3-1)



الشكل (3-1) الضغط التناضحي

يتوقف عن التحرك ويحصل التوازن ويستمر هذا التوازن طالما ان (P_1) ضغط المحلول أكبر من (P_2) ضغط المذيب: -

$$P_1 - P_2 = h\rho g = P$$

($P=P_1-P_2$) عندما يتحقق التوازن يكون تدفق الماء (المذيب) معدوما والضغط يتسبب بإحداث تدفق من الجزء (1) نحو الجزء (2) وهذا يدل على وجود ضغط يوازن (P) وله نفس القيمة. يسمى الضغط الذي يقوم بسحب الماء نحو المحلول **بالضغط التناضحي** ($\widetilde{w}$) للمحلول والأجهزة التي

تسمح بهذا القياس هي مقاييس التناضح الغشائية. ومن المهم الملاحظة بان الضغط التناضحي لمحلول لا يظهر الا عندما يكون المحلول مفصولا عن المذيب بغشاء نصف نفوذ (*semi-osmosis*).

Note: في حاله المحاليل البيولوجية، يسمى مجموع التراكيز المولية لمختلف المواد المذابة باسمولاريته المحلول ويعبر عنها بوحدات(mmol/l)

3.3 قانون فان توف *Vant' Hoff law*

تبين التجربة انه من اجل محاليل مخففة تحتوي على جسيمات صغيره، ان الضغط التناضحي:

$$\tilde{w} = RTC$$

(C)اسمولاريت الجسيمات غير منتشرة من المحلول ويقاس بوحده (Os/L) ويمثل ($C=i.c$). حيث (i) عدد الايونات المتفككه من الجزيئه، (c) التركيز المولاري للجسيمات.

$\tilde{w}, R, T$ الضغط التناضحي للمحلول، ثابت الغازات المثالي ($8.3145\ J.mol^{-1}.K^{-1}$)، درجه الحرارة المطلقة (K).

امثله)

NaCl (Na^{+}, Cl^{-1}), i=2, NaCl2 (Na^{+1}, $2Cl_2^{-1}$), i=3

Glucose ($C_6H_{12}O_6$), i=1, Urea, i=1

* اليوريا والكلوكوز وبعض مكونات الدم لا ترتبط ولا تنفصل في المذيب*.

مثال) من بين المحاليل المدرجة، المحلول الذي يظهر أعلى ضغط تناضحي هو: -

a) M/10 HCl
b) M/10 urea)
c) M/10 $BaCl_2$
d) M/10 glucose

الضغط الاسموزي يتناسب طرديا مع عدد ايونات المذاب (i), حيث أن الكل له نفس التركيز فان ($BaCl_2$) سيكون له أعلى ضغط تناضحي.

مثال) تركيز البروتين في مصل الدم يتكون من مكونين رئيسيين، الألبومين (*albumin*) 4.5g لكل 100ml (الوزن الجزيئي75000) والجلوبيولين (*globulin*) 2g لكل 100ml

(الوزن الجزيئي17000) ، احسب الضغط التناضحي (الأسموزي) بسبب كل مكون. (اعتبر ان التاثيرات الكهربائيه مهمله). علما ان $R= 8.314\ Pa.m^3.\ K^{-1}.\ mol^{-1}$

الحل) تركيز الألبومين $\frac{4.5}{100} = 45\ \frac{g}{liter} = 45 \times 10^3\ \frac{g}{m^3}$

التركيز المولاري لمكون الألبومين $\frac{45\times10^3}{75000} = 0.6\ \frac{mole}{m^3}$

الضغط التناضحي يحسب كالتالي:

$$\widetilde{w} = CRT = (0.6)(8.314)(310) = 1547Pa = 11.7\ torr$$

التركيز المولاري لمكون الجلوبيولين $\frac{20\times10^3}{170\times10^3} = 0.12\ \frac{mole}{m^3}$

والضغط التناضحي

$$\widetilde{w} = CRT = (0.12)(8.3143)(310) = 309.3\ Pa = 2.3\ torr$$

الضغط التناضحي الكلي 14 torr

س) عندما يتم إعطاء الشخص سوائل في الوريد، يجب أن يتطابق تركيز المادة المذابة في السائل مع تركيز المادة المذابة في الدم لتجنب المشاكل الناتجة عن التغيير في الضغط الاسموزي في الدم. يمكن تحضير أحد هذه السوائل والمسمى "المحلول الملحي متساوي التوتر عن طريق إضافة كلوريد الصوديوم (*NaCl*) إلى الماء المقطر. فاذا كانت الأسمولارية للدم حوالي (0.3 Os).

a) كم غرام من كلوريد الصوديوم يجب إضافته إلى (1 L) من الماء لتحضير محلول ملحي متساوي التوتر؟ علما ان الوزن الجزيئي لكلوريد الصوديوم 58.5 g/mole

b) كم غرام من سكر العنب (dextrose $C_6H_{12}O_6$) ، والذي لا يتفكك، علما ان الوزن الجزيئي له 180 g/mole

الحل)

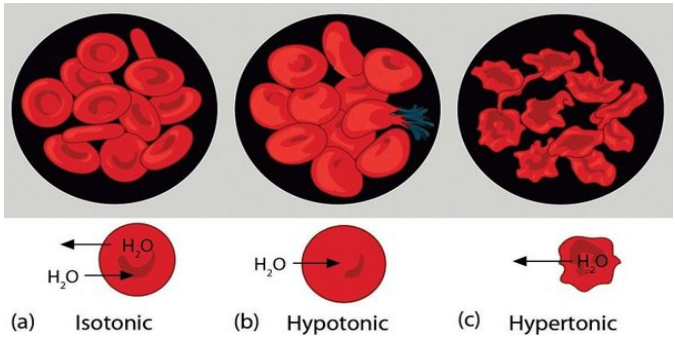
a) مول واحد من (*NaCl*) يكون (2 mole) من الايونات {مول من Na^+، مول Cl^-). لذلك (58.5 g) من (NaCl) مضاف إلى لتر من الماء ينتج محلول (2 Osmole). فاذا أردنا محلول (0.3 Os) فأننا نحتاج (m (g)،

$$\frac{58.5\ g}{2\ osmole} = \frac{m}{0.3\ osmole} \implies m = 8.8\ g\ or\ 0.88\%\ NaCl$$

لذلك فان النسبة الوزنية لكلوريد الصوديوم في لتر واحد ستكون 0.88%

س) ما هي الأسمولارية المثاليه لمحلول (0.9%) كلوريد الصوديوم المستخدم في الحقن؟

عندما يتم وضع خلية الدم الحمراء في محلول مفرط التوتر (*hypertonic* > 0.3Osm/L)، فإنها تتقلص مع سحب الماء من الخلية إلى المحلول المحيط. اما إذا تم وضع نفس خلية الدم الحمراء في محلول منخفض التوتر (*hypotonic* < 0.3Osm/L)، فإن خلية الدم تنمو في الحجم بسبب تدفق الماء من المنطقة المحيطة للداخل. اما عند وضعها في المحاليل متساوية التوتر (*isotonic*=0.3Osm/L) فانها لا تتقلص أو تنتفخ وتحافظ على شكلها كما موضح بالشكل.



3.4 الضغوط التناضحية للمحلول *Suspension Osmotic Pressure*

حسب المواضيع التي تم التطرق لها سابقا فان الضغط التناضحي لمحلول يتعلق بتركيز الجسيمات غير القابلة للانتشار واجتياز الغشاء. فاذا أطلقنا اسم المذيب على كل ما يجتاز الغشاء سنرى انه ووفق خواص هذا المذيب فاننا نستطيع تمييز عده ضغوط تناضحيه وعمليا يوجد ثلاثة أنواع ضغوط للسوائل البيولوجية:

3.4.1 الضغط التناضحي لسائل بايولوجي *Biological Suspension Osmotic Pressure*

هو الضغط التناضحي الموجود بين السائل والماء المفصولين بغشاء نفوذ للماء وغير نفوذ للمذاب. ان هذا الضغط التناضحي الذي يمتلك قيمه مرتفعة (7.6ضغط جوي او 770KPa من اجل بلازما الدم العادي عند درجه حرارة $37C^o$)، لا يمكن قياسه مباشره لأنه لا يوجد قطعيا غشاء نصف نفوذ للماء، وان تحديده يتم بصوره عامه بقياس انخفاض نقطه تجمد السائل وقيمته غالبا ما يعبر عنها بالتناضحية لان الضغط التناضحي وانخفاض نقطه التجمد متناسبين مع تناضحية السائل.

ويجب أحيانا الملاحظة بان الضغط التناضحي متناسب مع درجة الحرارة المطلقة، بينما التناضحية (الاسمولاليتيه) مستقله عنها. فعند الكائنات الحية لا يظهر ابدا الضغط التناضحي بصورة مطلقه (**لا يوجد ماء نقي داخل الكائن الحي**) ولا حتى نسبيا (لا يوجد غشاء بيولوجي لا يكون قطعيا نصف نفوذ للماء).

3.4.2 الضغط التناضحي الفعال *The Active Osmotic Pressure*

مقارنة مع المكونات العادية لبلازما الدم، تكون الأغشية الخلوية نفوذه جدا للماء والبول نفوذه للسكر، غير نفوذه للجسيمات الكبيرة. اذ انها تسلك سلوكا كما لو كانت غير نفوذه للأيونات الصغيرة لهذا فان الضغط التناضحي الفعال للبلازما هو إذا الضغط التناضحي العائد لمكوناتها.

ان الكائنات الحية وبصوره مطلقه لا يظهر فيها الضغط التناضحي الفعال ابدا لأنه لا يوجد مقاطع في الكائن الحي تحتوي الماء فقط، السكر، البول. ولكن على العكس فان اختلافاتها على طرفي الأغشية الخلوية هي المسؤولة عن تحرك الماء واجتياز هذه الأغشية.

3.4.3 الضغط شبه التناضحي *The Semi osmotic Pressure*

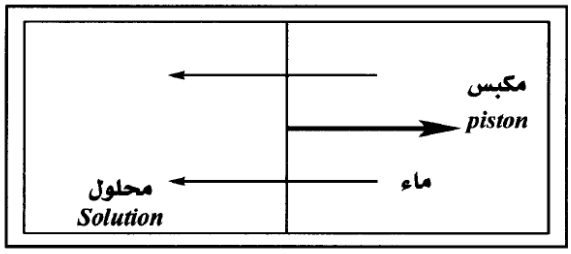
هو عبارة عن الضغط التناضحي العائد الى الجسيمات الكبيرة للسائل البيولوجي وقياسه سهل. يتم باستخدام مقياس التناضح الغشائي *Osmoscope* وقيمته بالطبع صغيرة جدا بالمقارنة مع الضغط التناضحي *28mmHg* وهذا يعني *7.3KPa* ومن اجل بلازما دم عادي بدرجه $37C^{o}$.

وهو يلعب دورا أساسيا في التبادلات السائلية ضمن الكائن الحي. ويحدث عند وجود سائلين يحتويان على جسيمات كبيره مختلفة ويكونان مفصولين بغشاء (نفوذ للماء والجسيمات الصغيرة، وغير نفوذ للجسيمات الكبيرة والايونات الكبيرة) مثلا في التبادلات بين الأوعية الشعرية والوسط البيني، في الترشيح الكبيبي (كتله من العروق الدموية او العصبية... الخ).

Note: في الطب يسمى مجموع التراكيز المولية لمختلف المواد المذابة في المحلول باسمولاليتيه المحلول ويعبر عنها mmol/kg

3.5 شغل التخفيف والتركيز *Osmosis Work and Anti-osmosis Work*

لنعتبر أسطوانة مغلقة من الطرفين مقسومه الى جزئيين بمكبس نصف نفوذ، كما في الشكل (3-2).



الشكل (2-3) مكبس نصف نفوذ

نضع في أحد الجزئيين محلولا حجمه الابتدائي (V_1) يحتوي على (n) مول مذاب وبالتالي فان الاسمولاريته تعطى بالعلاقة التالية:

$$C_1 = \frac{n}{V_1}$$

نستنتج وبشكل تلقائي بان المكبس يتحرك نحو الماء وبفعل التناضح يمر الماء نحو المحلول الذي يزداد حجمه بينما يتناقص حجم الماء. وبما ان تحرك المكبس ناتج عن خضوعه لقوة، أي استهلاك للشغل إذا فهناك تغيير للطاقة.

3.5.1 التفسير الكمي *Qualitative Interpretation*

رأينا انه تحت تأثير الضغط الذي يسببه المكبس يتغير حجم المائع بمقدار dV ويعطي طاقة مقداره dE وتعطى حسب العلاقة الرياضية التالية

$$dE = -dw = -PdV$$

وبما ان الضغط المؤثر في هذه الحالة هو الضغط التناضحي $w\tilde{}=P$

فعليه: -

$$dE = -\tilde{w}dV$$

$$\tilde{w} = CRT = \frac{nRT}{V}$$

$$dE = -\frac{nRTdV}{V}$$

فعندما يكون هذا التحول عند نفس درجه الحرارة ***adiabatic*** وعكوس ***reversible*** فان المكبس يتوقف عن التحرك عندما يصبح حجم المحلول (V_2) وتناضحينه ($C_2=n/V_2$) وهكذا نجد ان مقدار التغير بالطاقة يساوي الى: -

$$\Delta E = \int_{V_1}^{V_2} -nRT\ \frac{dV}{V} = nRTlog\frac{V_1}{V_2} = nRTlog\ \frac{C_2}{C_1}$$

والان عندما يمر عدد (n) مول من التناضحية C_1 الى التناضحية C_2، فأننا نستطيع ان نميز الاتي:

1-إذا كانت $C_2 < C_1$، أي في حاله التخفيف (dilution) *تكون* (ΔE) ***سالبة والمحلول يفقد مقدارا من طاقته*** *وتحدث الظاهرة تلقائيا والتخفيف يكون منفعلا.*

2-إذا كانت C2 > C1، أي في حاله التركيز (concentration) *تكون* (ΔE) ***موجبة والمحلول يتلقى مقدارا من الطاقة*** *وهذا لا يمكن ان يحدث تلقائيا. وهذه الظاهرة تكون فعالة.*

3.5.2 عمل كليه الانسان *Kidney Function*

وبهدف توضيح مقدار التغير في الطاقة اثناء عمل الكلية، ابتدأ من بلازما تناضحية (اسمولارتيه) ($300mmol/l$) تنتج الكلية البول ($urina$) باسمولاريته ($600mmol/l$) أي انه عندما تنتج الكلية لترا واحدا من البول فان ($600mmol/l$) تكون قد انتقلت من التناضحية (الاسمولارتيه) ($C_1=300mmol/l$) الى الاسمولارتيه ($C_2=600mmol/l$)، وباستخدام العلاقة الرياضية نجد ان:

-

$$\Delta E = (0.6)(8.31)(273+37)log\frac{600}{300} = 1071\ Joules$$

حيث ان R=8.31 ونلاحظ بان ΔE موجبه لان البول أكثر تركيزا من البلازما والكلية تقدم الطاقة للبول، وهذه الظاهرة هي ظاهره فعالة.

3.6 تدفق السائل *The Fluid Fluxion*

3.6.1 تدفق المذيب *The Solvent Fluxion*

لنفترض محلولا معينا نشير اليه بالرقم (1) ضغطه التناضحي ($\widetilde{w_1}$) ويخضع لضغط (P_1) مفصولا عن المذيب النقي الذي ضغطه (P_2) بغشاء نصف نفوذ.

فعندما لا يكون التوازن بينهما محققا نجد ان المذيب يجتاز الغشاء بتدفق *Flux (Ø)*، حيث

$$\emptyset_{1\to 2} = KS(P_1 - P_2 - \widetilde{w_1})$$

K: معامل يتعلق بطبيعة وسماكة الغشاء، S: مساحه سطح الغشاء

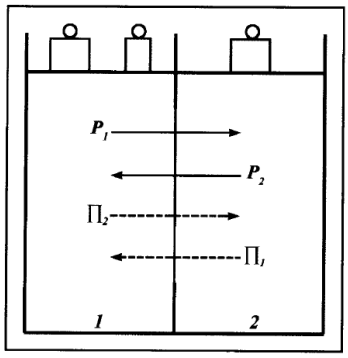
** اما في حاله احتواء الجزء (2) على محلول ضغطه التناضحي $\widetilde{w_2}$ نجد ان: -

$$\emptyset_{1\to 2} = KS(P_1 - P_2 - \widetilde{w_1} + \widetilde{w_2})$$

3.6.2 تدفق المذيب والجسيمات الصغيرة *Solvent and Minor Molecules Fluxion*

عندما يفصل الغشاء الفاصل محلولين مختلفين (*1* , *2*) كما في الشكل (3-3) ضغوطهما شبه التناضحية هي على الترتيب (Π_1،Π_2) وتخضع لضغوط (P_1،P_2) فان تدفق الماء والجسيمات الصغيرة القابلة للانتشار واجتياز الغشاء يعطى بالعلاقة الرياضية التالية: -

$$\emptyset_{1\to2} = KS(P_1 - P_2 - \Pi_1 - \Pi_2)$$



الشكل (3-3) تدفق الجسيمات الصغيرة القابلة للإنتشار

ولهذا التدفق اهميه كبيرة في الفيزيولوجيا, فمن خلاله يخرج الماء والجسيمات الصغيرة المغذية من الوعاء الشعري الشرياني *arterial capillary vessel* لتذهب نحو الخلايا وكذلك فمن خلاله يعود الماء والفضلات الخلوية الى الوعاء الشعري الوريدي *venous capillary vessel*.

فعندما يكون المحلول (*1*) الحاوي على جزيئات صغيرة وايونات قابلة للانتشار وجزيئات كبيره على تماس بغشاء فصل (بدون محلول في الجهة الأخرى)، فان التدفق الذي يجتاز الغشاء يكون

$$\emptyset_{1\to2} = KS(P_1 - \Pi_1)$$

وحتى يكون لهذا التدفق وجود يجب ان يكون المقدار $P_1 - \Pi_1$ والمسمى **بضغط الترشيح موجبا**.

اما عندما يحتوي المحلول على جزيئات صغيرة وايونات قابلة للانتشار وجزيئات كبيرة مفصولة عن الماء بغشاء فصل فان الجزيئات الصغيرة والايونات الصغيرة تنتشر نحو الماء بحيث يحصل التوازن *Equilibrium*.

مثال) *تحت فروق ضغوط جزئية متساوية. هل يكون لتدفق الاوكسجين وثاني أوكسيد الكاربون عمليا نفس القيمة المطلقة عند اجتياز غشاء حويصل شعري ولماذا؟*

الحل) *كلا, لان تدفق CO_2 اكبر من تدفق O_2 , حيث انه في غشاء حويصلي شعري يكون (CO_2, O_2) في الحالة المنحلة وان معامل انحلالية O_2 اكبر بكثير من انحلالية CO_2.*

مثال) *ايونات باشارة مختلفة وحركية مختلفة, هل يهاجران بنفس السرعة؟*

الحل) *نعم لانهما يخضعان معا تدرج التركيز وتدرج الجهد الكهربائي, وان تدرج الجهد الكهربائي الملائم يرفع من سرعة الحركية الضعيفة للايون ويخفض حركية الايون المرتفعة.*

مثال) *تعطي الكلية (A) لترا واحدا من البول في اليوم اسمولاريته (500 mmol/l)، وانه خلال نفس الفترة الزمنية تعطي الكلية (B) ثلاثة لترات باسمولاريته (320 mml/l) فاذا كان لاسمولاريته البلازما نفس القيمة لكل من A، B وتساوي (290 mmol/l). علما ان R=8.31 joul/mol.degre*

1- ما هي الكلية (A او B) التي تزيل كمية أكبر من الجسيمات المنحلة؟

2- ما هي الكلية (A او B) التي تستهلك طاقة أكبر؟

الحل)

1- الكلية (A) تزيل *500 mmol/l* في اليوم.

الكلية (B) تزيل 320×3= 960mmol/l في اليوم.

نرى بان الكلية B تزيل كمية أكبر من الجسيمات المنحلة.

2- تعطي الكلية (A) في اليوم الواحد الى البول طاقة مقدارها

$$\Delta E_A = 0.5 * R * (273 + 37) \log\frac{500}{290} = 702\ joules$$

تعطي الكلية (B) في اليوم الواحد الى البول طاقة مقدارها

$$\Delta E_B = 0.32\ * 3 * R * (273 + 37) \log\frac{320}{290} = 243\ joules$$

وهكذا نرى بان الكلية A تعطي طاقة أكبر للبول وعليه فهي تستهلك طاقة أكبر.

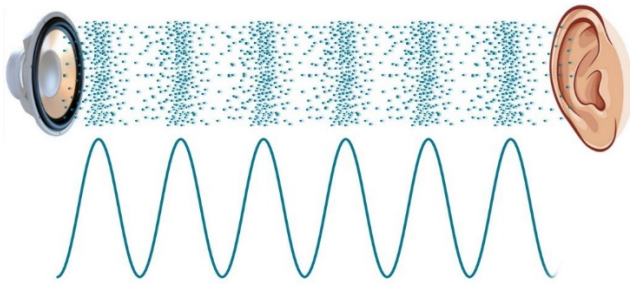
((الفصل الرابع))

الصوت

Sound

4.1 منشأ الموجات الصوتية *Sound waves Generation*

الموجات الصوتية هي موجات طولية تنتقل في أي ماده تقريبا سواء كانت هذه المادة صلبه او سائلة او غازية. وتنشأ الموجات الصوتية بواسطة أي أله لتوليد الموجات التضاغطية في الوسط المحيط كما في الشكل (4-1). من الأمثلة على ذلك الاحبال المهتزة، وتر الغيتار، مكبرات الصوت ...الخ. والصوت بصوره عامه لا ينتقل في الفراغ لعدم وجود المادة التي يمكنها نقل التضاغطات الموجية. ومن أبرز الأمثلة على ذلك اننا لا نسمع صوت الجرس في غرفه مفرغه من الهواء بالرغم من اهتزاز الجرس وذلك لعدم وجود ماده محيطه تنقل الصوت الى اذاننا. ان اهتمامنا يتركز على انتشار الصوت في الهواء لأنه أساس حاسة السمع. بالرغم من ذلك فان الصوت ينتقل بسرعه أكبر والفقد اقل في الجوامد والسوائل. ومن الأمثلة على ذلك هو اننا إذا وضعنا اذاننا على قضيب سكه الحديد فأننا نسمع صوت اقتراب القطار قبل ان نسمعه بالهواء. وأخيرا لابد للإشارة الى انه ليس كل الأصوات تكون مسموعة من قبل الاذن البشرية فبعض الترددات العالية والواطئة لا يمكن ان تتحسسها.



الشكل (4-1)

4.2 سرعه وشده الصوت *Sound velocity and Intensity*

يمكن ان نعرف سرعه الصوت (v) بانها السرعة التي تنتقل بها الموجات الصوتية في وسط معين. ففي حاله الوسط الهواء فان سرعه الصوت هي بحدود (340 m/sec). في حاله انتشار الصوت في وسط احادي كالسلك او قضيب سكه الحديد، يكون معامل المرونة المناسب لهذا الوسط هو معامل يونك (Y) اما في حاله الأوساط الثنائية وثلاثية الابعاد فيجب استخدام معامل المرونة الحجمية (B).

للوسط الأحادي: -

$$v = \sqrt{\frac{Y}{\rho}}$$

للوسط الثنائي والثلاثي: -

$$v = \sqrt{\frac{B}{\rho}}$$

اما في حالة الوسط الغازي فان سرعه الصوت تعطى بالعلاقة: -

$$v = \sqrt{\frac{\gamma P}{\rho}} = \sqrt{\frac{\gamma RT}{M}}$$

حيث ان $\gamma = {C_p}/{C_v}$ تعتمد على النسبة بين الحرارتين النوعيتين على نوع الغاز ودرجة حرارته. في نظام SI فان قيمة $R=8314J/kmol.K$ ، ومن ثم فان M يعبر عنها بالكيلوغرام لكل مول وعن T بالدرجة المطلقة. في الهواء تكون $M=28.8kg/kmol.K$ وعليه فان سرعه الصوت تكون بحدود ($v=331\ m/sec$) عند درجه $0C^o$ وتقل بمعدل $0.61m/sec$ لكل درجه فوق درجات الحرارة العادية.

لنفرض ان موجة صوتية تتحرك في اتجاه الانتشار وسوف نعرف شدة الموجه الصوتية بالطاقة التي تحملها هذه الموجه. وللدقة لنعتبر وحدة مساحة عموديه على اتجاه الانتشار، وهكذا يمكننا ان تعرف شده الموجه (I) بانها الطاقة التي تحملها الموجه عبر وحده المساحة في الثانية، وحيث ان القدرة هي الطاقة المنتجة في الثانية، اذن: -

شده الصوت هي القدرة المارة عبر وحدة مساحة عموديه على اتجاة انتشار الموجة. ووحدات شده الصوت في النظام SI هي الواط لكل متر مربع (W/m^2).

$$I = \frac{\text{القدره}}{\text{المساحه}}$$

ومن اهم خواص الاذن البشرية ان استجابتها لمختلف مستويات شده الصوت تتناسب طرديا مع لوغاريتم (I)، بمعنى ان احساسنا بالجهارة النسبية لصوتين هو لوغاريتم (I_2/I_1) وليس مجرد (I_2/I_1). ومن ثم فان المقياس المناسب للتعبير عن الجهارة (وتسمى مستوى الشده او مستوى الصوت) هو مقياس بالديسبل ويعرف بالعلاقة: -

$$\text{الصوت بالديسبل } (dB) = 10\log\left(\frac{I}{I_o}\right)$$

حيث ان (I) هي شده الصوت المعطى (W/m^2)، I_o هي غالبا وليس دائما اقل شدة للصوت الذي تسمعه الاذن بالكاد وتساوي (10^{-12} W$/m^2$). لاحظ ان مستوى شدة اقل صوت مسموع

$$10\log\left(\frac{I}{I_o}\right) = 10\log\frac{10^{-12}}{10^{-12}} = 10\log 1 = 0dB$$

وحيث ان شدة الصوت المسبب للألم ($1\ W/m^2$)، اذن مستوى شدة الصوت المسبب للألم تكون: -

$$10\log\left(\frac{I}{I_o}\right) = 10\log\frac{1}{10^{-12}} = 10\log 10^{12} = 120dB$$

يوضح الجدول(4-1) شده بعض الأصوات المألوفة. ومن خلال الجدول ادناه نلاحظ بان الاذن البشرية عباره عن جهاز صوتي مذهل الحساسية نظرا للطيف الواسع المسموع. بينما يوضح الجدول(4-2) الترددات المسموعة من قبل بعض الحيوانات مقارنه بالإنسان.

نوع الصوت	الشدة (W/m^2)	مستوى الشدة (dB)
الصوت المسبب للألم	1	120
ثقابة الصخور التى تعمل بالهواء المضغوط أو ماكينة البرشمة*	10^{-2}	100
طريق كثيف المرور*	10^{-5}	700
التخاطب العادى*	10^{-6}	60
الهمس متوسط الارتفاع*	10^{-10}	20
حفيف الشجر*	10^{-11}	10
الصوت المسموع بالكاد	10^{-12}	0

* بالنسبة لشخص قريب من المصدر

الجدول(4-1)

Animal	Frequency (Hz)	
	Low	High
Humans	20	20,000
Cats	100	40,000
Dogs	40	46,000
Horses	31	40,000
Elephants	16	12,000
Cattle	16	40,000
Bats	1000	150,000
Rodents	1000	100,000
Whales and dolphins	70	150,000
Seals and sea lions	200	55,000
Grasshoppers and locusts	100	50,000

الجدول(4-2)

مثال) اوجد مستوى الصوت بالديسبل لموجه صوتية شدتها ($10^{-5}\ W/m^2$).

$$10\log\left(\frac{I}{I_o}\right) = 10\log\frac{10^{-5}}{10^{-12}} = 10\log 10^{7} = (10)(7) = 70dB$$

4.3 الاستجابة الترددية لجسم الانسان

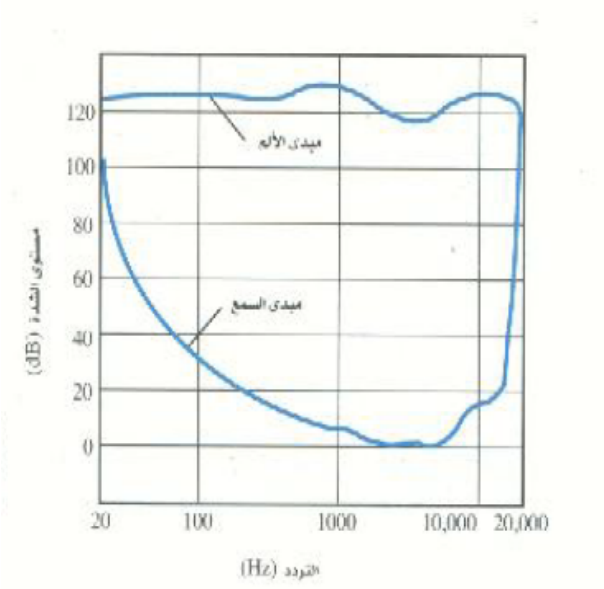
ان الاذن البشريه تحتوي على ثلاثة أقسام مختلفة ، كل قسم منها له غرض فريد: القسم الأول والذي يمثل الأذن الخارجية يقوم بتجميع الصوت ، والقسم الثاني والذي يمثل الأذن الوسطى يقوم بنقل الطاقة من الهواء (مقاومة صوتية منخفضة) لسائل الأذن الداخلية (مقاومة صوتية عالية) ؛والقسم الثالث والذي يمثل الأذن الداخلية تحول الإشارة إلى العصب الذي ينقل النبضات إلى الدماغ. يصل الصوت إلى الأذن على شكل اهتزاز في الهواء. ويجب أن تدخل الطاقة إلى الأذن الداخلية حتى يتم تحويلها لاشارة عصبية إلى الدماغ. ومع ذلك ، فإن الأذن الداخلية تكون ممتلئة بسائل والممانعه الصوتية للسائل في الأذن الداخلية تكون أكبر بحوالي *3500* مرة من الممانعه الصوتية الهواء. وهذا يعني أنه بدون موائمة الممانعه عن طريق الأذن الوسطى ،فان الشدة في الأذن الداخلية سيكون حوالي *1/1000* فقط من سعة الموجه في الهواء - اي خسارة حوالي *30 dB*.

يختلف البشر في قدرتهم على سماع الأصوات. ونحن نعلم جميعا ان سمع بعض الناس قد يضعف لسبب معين. وبذلك تقل حساسيه اذانهم بدرجة كبيرة عن حساسيه الشخص ذو السمع العادي. ومع ذلك يتفق معظم الناس الى درجة كبيرة في شده الصوت الذي بالكاد يمكن سماعه وكذلك في جهارة الصوت المسبب للألم. ومن خلال ذلك يمكننا وضع حدود متوسطة للقدرة السمعية للأذن البشرية.

تعتمد استجابة الاذن للصوت على تردده وشدته. فالأذن تكون أكثر حساسية لبعض الترددات من الترددات الأخرى. وقد اثبتت الدراسات ان معظم الناس لا يستطيعون سماع الموجات الصوتية التي يزيد ترددها عن حوالي *20,000Hz*. وتسمى الموجات التي يزيد ترددها عن هذه القيمة بالموجات فوق السمعية. وهي تمثل الصوت الأعلى او الأكبر من حيث التردد. وبالمقابل لا يستطيع معظم الناس ان يسمعوا الأصوات التي تقل تردداتها عن *20Hz*.

تصل حساسيه الاذن الى اقصى قيمه لها بالقرب من *3000Hz* اما عند الترددات التي تختلف عن هذه القيمة فيجب زيادة شده الصوت حتى تتمكن الاذن من سماعه. وهذا يمكن ملاحظته جليا من خلال الشكل (2-4). حيث يظهر التغير في حساسيه الاذن مع التردد. فمثلا ان الاذن البشرية تستطيع سماع صوت تردده *1000Hz* عندما يكون مستوى شدته حوالي *5dB* على الأقل، بينما لا تستطيع هذه الاذن سماع صوت تردده *100Hz* الا إذا كان مستوى شدته حوالي *30dB* على الأقل. ومن البديهي فان سماع الأصوات من قبل الاذن والتي تردداتها بالقرب مدى الصوت المسموع (*20,000Hz – 20 Hz*) يتطلب ان يكون شدتها كبيرا جدا.

ويوضح المنحني العلوي بالشكل (2-4) مستوى شده الصوت المسبب للألم كدالة في التردد. لاحظ ان شده الصوت المسبب للألم لا يتغير كثيرا مع التردد. وان مستوى شده قدره *120dB* يعتبر مستوى مؤلما وقد وجد ان مثل هذه المستويات من الشده يمكن ان يسبب تلفا دائما للأذن. وبالحقيقة فان التعرض لمستوى شده بحدود *90dB* لفترات طويل يمكن ان يسبب فقدانا للسمع أيضا بالإضافة لعوامل أخرى.

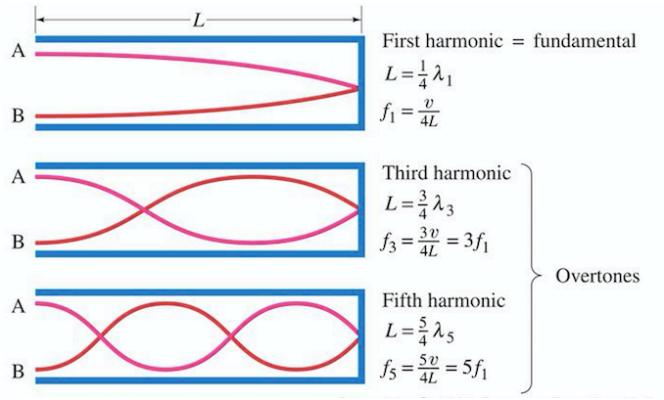


شكل (2-4) تستطيع الاذن العادية سماع الأصوات التي تقع اسفل المنحني السفلي.

ترددات الرنين(f_n) للاذن البشريه (الأنبوب المغلق من أحد طرفيه كما موضح بالشكل التوضيحي ادناه) تتمثل بالعلاقه:

$$f_n = n\frac{v}{4L}$$

حيث ان L طول الانبوب (قناة الاذن)، v سرعه الصوت, n=1,3, …



مثال) إذا كان طول قناة الأذن يتراوح من (1.8cm-2.6cm) في متوسط عدد السكان، ما هو مدى الترددات الرنينيه الأساسية؟ اعتبر ان درجه الحرارة 37C^o

الحل)

عند 37C^o $v = 331\sqrt{\frac{T(K)}{273}} = 331\sqrt{\frac{273+37}{273}} = 352.7\ m/s$

$f_1 = \frac{v}{4L} = \frac{352.7}{4(0.018)} = 4.89KHz$; $f_1 = \frac{v}{4L} = \frac{352.7}{4(0.026)} = 3.39KHz$

4.4 الموجات فوق الصوتية *Ultrasound Waves*

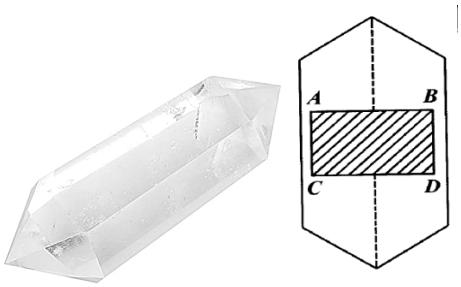
الموجات فوق الصوتية او فائقة الصوت هي أمواج سمعية *Hearsound waves* يمكن ان تعامل بها بواسطة اجهزه خاصة. ترددها يقع ما بين (*20 KHz – 200 MHz*)، وابتدأ من التردد (*200MHz*) يبدأ الحديث عن فرط الصوتيات *Upper U hearsound*.

4.4.1 توليد واستقبال الموجات فوق الصوتية *U Hearsound Generation and Receiving*

يتم ارسال واستقبال الموجات فوق الصوتية باستعمال مجسات (*probes*) مكونها الرئيسي هو محول الطاقة (*Transducer*) الذي يقوم بوظيفه تحويل الطاقة الميكانيكية *Mechanical energy* الى طاقة كهربائية *electrical energy* وبالعكس. ويعتمد محول الطاقة للموجات الفوق صوتيه المستخدم بالطب على مبدأ الكهروانضغاطيه *Electro compressibility*. والكهر انضغاطيه هي ظهور شحنات على سطح بعض المواد عند اخضاعها لضغوطات ميكانيكيه وبالعكس. أي ظهور تشوهات ميكانيكيه عند تطبيق فرق جهد (*potential difference*) بين وجهي نفس المادة. ولتوضيح مفهوم الكهروانضغاطيه نقدم التالي: -

إذا تعرضت بعض البلورات مثل الكوارتز *silicon dioxide* (SiO_2) او تيتانات الباريوم (*barium tetanic*) الى عملية ضغط(*stress*) او شد(*strain*) ميكانيكي فسوف يظهر على سطحها شحنات كهربائية. وتسمى هذه الظاهرة او العملية بالفعل الكهر انضغاطي. يبن الشكل (3-4 ا) البنية لبلوره الكوارتز وهي عباره عن موشور سداسي. كما يبن الشكل (3-4 ب) المقطع العرضي لصفيحه مقتطعه من البلورة الام. وطريقه القطع لها تأثير كبير على طبيعة وخواص الصفيحة.

(ب) (آ)

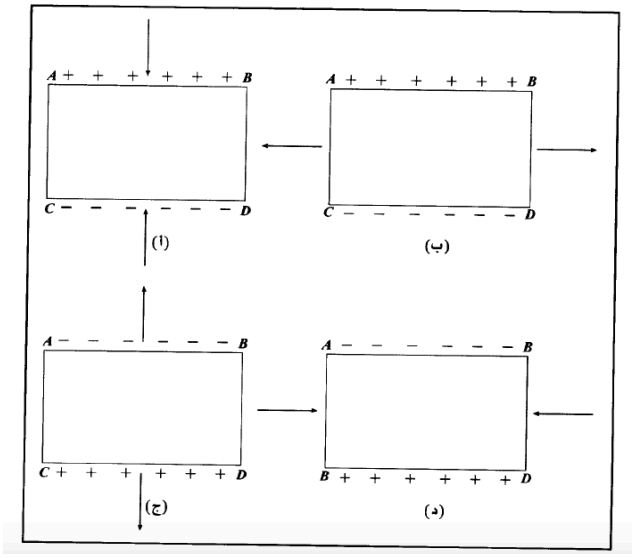


شكل (3-4)

عند تطبيق ضغط خارجي على الوجهين المتقابلين (*AB*)(*DC*) للصفيحة بالشكل (4-4 آ). فان أحد الأوجه وليكن (*AB*) تظهر عليه شحنات موجبه اما الوجه الاخر(*DC*) فتظهر عليه شحنات سالبه. ومقدار هذه الشحنات على كل وجه تعتمد على مقدار الضغط المطبق.

نحصل على النتيجه نفسها اذا خضعت كل من الأوجه الجانبيه (AD) و (BC) الى شد كما في الشكل (4-4 ب). وعندما تخضع الأوجه (AB) و (CD) الى عمليه شد كما في الشكل (-2-7ج) فان الوجه (AB) تظهر عليه شحنات سالبه والوجه (DC) شحنات موجبه. ويمكن الحصول على نتيجة مشابهه إذا اخضعت الأوجه الجانبية (BC) و (AD) الى عمليه ضغط كما في الشكل (2-7د).

يظهر الفعل الكهروانضغاطي أيضا إذا أجريت العملية بصوره عكسية. أي ان تطبيق مجال كهربائي (*electric field*) على وجهي الصفيحة يسبب لها تشوها ميكانيكيا. وإذا وضعنا سلكا على الوجه (AB) ووصل الى القطب الموجب لمجهز قدره. ووضعنا سلكا اخر على الوجه (DC) للصفيحة ثم وصل مع القطب السالب لنفس المجهز. فانه سوف يحدث تمدد للصفيحة في الاتجاه (AB-DC) كما في الشكل (4-4). والشحنات التي تظهر على الوجه تكون مخالفه بطبيعتها للشحنات المنقولة من المجهز.

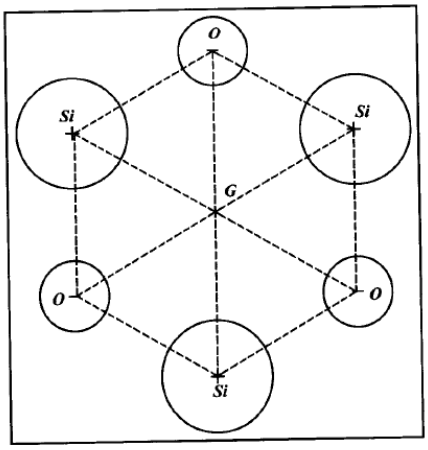


الشكل (4-4)

إذا وصلنا وجهي الصفيحة ($ABCD$) بمجهز فرق جهد متناوب *potential difference* فان الصفيحة تهتز وعندما يتساوى تردد فرق الجهد الكهربائي مع التردد الميكانيكي للصفيحة والذي يتوقف على ابعادها نحصل على ظاهره الرنين *resonance* وتكون الاهتزازات أكبر ما يمكن.

تفسير ظاهره الكهروانضغاطيه بالاعتماد على بلوره الكوارتز.

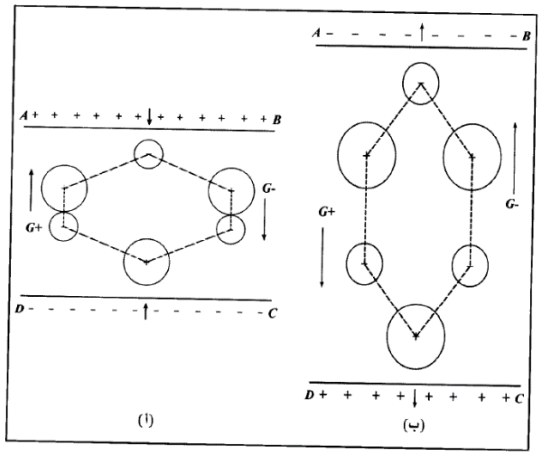
ان الشكل (4-5) يمثل وحده الخلية البدائية لبلوره الكوارتز وهي عباره عن خليه سداسيه الشكل تحتوي على ثلاث ذرات سيلكون وثلاث ذرات اوكسجين وكما يلاحظ بان مركز الشحنات الموجبة ينطبق على مركز الشحنات السالبة (بنيه المادة العازلة *Dielectric mater structure*).



الشكل (4-5)

فعند تطبيق ضغط على الوجه (AB,CD) كما في الشكل (4-6 ا) يحصل تشوه لوحد الخلية البدائية ويحصل نتيجة لذلك انزياح لمركز الشحنات السالبة باتجاه (CD) وانزياح مكز الشحنات الموجبة باتجاه (AB) أي يحصل استقطاب *polarization*. إذا اخذنا بعين الاعتبار استقطاب جميع وحدات الخلايا البدائية المكونة للبلورة. فان ما يحدث في النهاية هو ظهور الشحنات الموجبة على الوجه (AB) والشحنات السالبة على الوجه(DC).

وبالمقابل إذا ما اخضعت الأوجه (AB) (DC) الى عمليه شد كما في الشكل (4-6ب) فان مراكز الشحنات الموجبة ستزاح باتجاه (DC) ومراكز الشحنات السالبة تزاح باتجاه (AB) وبالنهاية سيظهر شحنات سالبه على (AB) وشحنات موجبه على(DC).

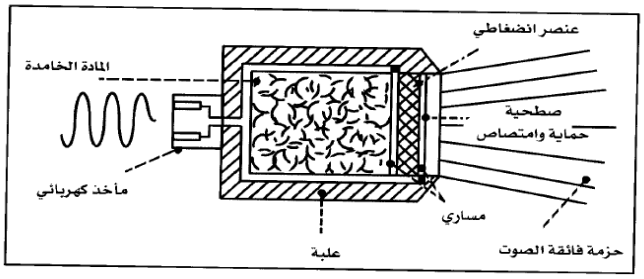


الشكل (4-6)

وبالاعتماد على خاصية الفعل الكهروانضغاطي يمكن توليد أمواج فوق صوتيه وذلك بتطبيق فرق جهد متناوب على صفيحه من السيليكا فتنضغط الصفيحة تم تتمدد وينشا عن اهتزاز الصفيحة انتشار للموجات الفوق صوتيه (*Ultrasound waves*) ذات ترددات مرتفعة تصل (*500MHz*) او أكثر.

يقوم المحول (*transducer*) بأرسال موجات فوق صوتيه عندما يكون مثارا كهربائيا عند تردد مساوي لتردد الموجة فوق الصوتية التي نرغب بالحصول عليها. كما يقوم نفس محول الطاقة باستقبال نفس الموجات الفوق صوتيه محولا إياها الى اشاره كهربائية ولها نفس التردد وطولها الموجي متغير كتغير طول الموجه فوق الصوتية المستقبلة.

ويمكن لمجس او مسبار (*probe*) الموجات الفوق صوتية المستخدم في الطب ان يحتوي على محول واحد او عده محولات للطاقة ويمكننا التمييز بين المجسات من خلال عدد وشكل وحجم الترجامات التي يحتويها كل مجس، وكذلك من خلال مردود التحويل (طاقة ميكانيكيه-طاقة كهربائية) ومن شريط (عصبه) التردد الخاص بكل محبس لاحظ الشكل (7-4).



الشكل (7-4)

4.4.2 خصائص الموجات فوق الصوتية *The characteristics of Ultrasound*

بخلاف ترددتها العالية (*high frequency*) فلا يوجد أي اختلاف من وجهه النظر الفيزيائية بين الموجات الفوق صوتيه والموجات الصوتية وهي عبارة عن موجات مرنة لا تستطيع الانتشار الا في وسط مادي.

- **انتشار الموجات فوق الصوتية *Ultrasound propagation***

ان الموجات السمعية هي موجات طولية (*audible longitudinal waves*) أي ان حركة جسيمات وسط الانتشار تتم وفق اتجاه انتشار الموجه، كما يوجد أيضا أمواج عرضيه (*transverse waves*) لكنها لا تستطيع الانتشار الا في الأوساط الصلبة لذا فهي لا تستطيع الانتقال في الأوساط المائعة والأنسجة البيولوجية باستثناء الهياكل العظمية. وان سرعه الموجه الفوق صوتيه (c) لا تتعلق الا بوسط الانتشار أي انها مستقله عن التردد ويعبر عنها رياضيا بالعلاقة التالية: -

$$c = \frac{1}{\sqrt{K\rho}} \quad m/s$$

(ρ) الكتلة الحجمية للمادة مقاسه(kg/m^3): (K) معامل مرونة الوسط ويقاس($kg.m^{-1}.s^{-2}$)

ان الطول الموجي (λ) مرتبط بالسرعة (c) وبالتردد($f=1/T$) من خلال العلاقة التالية: -

$$\lambda = \frac{c}{f}$$

حيث (T) تمثل زمن الذبذبه(sec)، ومن المهم الإشارة الى ان المقدرة الفاصلة المكانية في تقنيات تصوير الموجات (*Ultrasonic Imaging Technology*) محدودة بظواهر الانتشار التي تلعب دورا عندما تكون ابعاد الاجسام المتعرضة للحزمة من رتبه طول موجه الحزمة *Ultrasonic wavelength order* فمثلا الموجات الفوق صوتيه التي ترددها (*1 MHz*) لا تسمح بكشف تفاصيل اقل من حوالي: -

$$\frac{1600}{10^6} = 1.6 \times 10^{-3} m$$

وذلك في النسج المرنة (*soft tissues*). وبما ان طول الموجه يتغير بعكس التردد تكون الفائدة كبيره عند امكانيه استخدام الموجات الفوق صوتيه ذات ترددات مرتفعة. ان القاعدة الأساسية المقبولة عمليا هي أنه يمكنك إجراء مسح فعال لاقصى عمق حوالي (500λ) في الأنسجة ، مثلا (7 MHz) ، يكون اقصى عمق اختراق (0.11 m). الجدول (3-4) يبين سرعه الموجه الفوق صوتيه في الأوساط المختلفه.

Medium	Density (kg/ m^3)	Speed of Ultrasound (m/s)
Air	1.3	330
Water	1000	1500
Blood	1060	1570
Fat	925	1450
Muscle (average)	1075	1590
Bone (varies)	1400–1900	4080
Barium titanate (transducer material)	5600	5500

الجدول (3-4)

- **تخامد(تضاعف) الموجات فوق الصوتية *Ultrasonic Attenuation***

في الأوساط الغير متجانسة مثل الجسم البشري تنتشر حزمه الموجات الفوق صوتيه (abeam of ultrasonic propagation) بصوره معقده. حيث تخضع الموجات الى كل من الانعكاس(*reflection*) الانكسار (*refraction*) والامتصاص (*absorption*) وانفراج او التشتت

(*diffraction*) وان مجموع هذه الاليات مسؤوله عن التضاعف الكلي (*total attenuation*) للحزمة أي ان الطاقة المحمولة بالحزمة تتناقص تدريجا باتجاه انتشار الحزمة.

1- تخامد بالامتصاص *Attenuation by Absorption*

في وسط متجانس ومتماثل الاتجاهات تتناقص داله الطاقة $E(x)$ المرافقة لحزمه الموجه فوق الصوتية بتابعيه بعد الانتشار (*propagation depth*) (x) وذلك وفق القانون التالي: -

$$E(x) = E(o)e^{-\alpha x}$$

حيث ان: -

(Eo) الطاقة الابتدائية التي يصدرها المنبع (*Initial source energy*) ويعبر عنها بوحده (m^{-1}) عن معامل التخامد بالامتصاص (α) او قوه التوغل المميز لقدره الوسط على امتصاص طاقه الحزمة وتبديدها على شكل حراره داخل الأنسجة *tissue heating resulting from fractional resistance*. كما انه يتناسب مع التردد وانه كلما كان تردد الموجه فوق الصوتية صغيرا كلما كان امتصاصها اقل من قبل الأنسجة الحيه.

ومعاملات التخامد (*attenuation coefficients*) لمختلف المواد التي يتم معالجتها بالموجات فوق الصوتية هي ما نعبر عنه بمجرد عدد يعبر عن كيفية تخامد هذه الموجات لوحده الطول لمسارها وتستخدم عاده الحرف اللاتيني (α). اما وحده القياس المعتمدة ($dBcm^{-1}\ MHz^{-1}$).

والجدول (1-4) ادناه يمثل هذا المعامل لمجموعه من المواد البيولوجية في قيمته العضوية عند التردد ($1\ MHz$).

Material	المادة	معامل التخامد *attinuation coefficient*
Lung	الرئة	41
Bone	العظم	20
Air	الهواء	12
Soft tissve	نسيج رخو	1.0

Material	المادة	معامل التخامد *attinuation coefficient*
Kindney	الكليه	1.0
Liver	الكبد	0.94
Brain	الدماغ	0.85
Fat	مادة دهنيه	0.63
Blood	الدم	0.18
Water	الماء	0.022

مثال) افترض أن التوهين (التخامد) يتناسب مع التردد، ويعطى من خلال $100\ dB\ m^{-1}\ MHz^{-1}$ إذا كنت استخدمت موجات فوق الصوتية بتردد 5MHz لتصوير سطح يقع مسافة 30mm تحت سطح الجلد فما هي نسبه الصدى المقاس نسبه للموجه الساقطه؟ تجاهل الاختلافات في الممانعه على سطح الجلد وافترض أن 100% من الموجة الساقطه ينعكس على السطح، بحيث ان التخفيض

في شدة الصدى ناتجة كليا بسبب التوهين. تذكرأنه يجب عليك مراعاة المسافة التي قطعتها بالموجة ذهابًا وإيابًا. عبر عن إجابتك ب (dB)

الحل)

$$\alpha = (100\ dB\ m^{-1}MHz^{-1})(5\ MHz) = 500\ dBm^{-1} = 0.5\ dB\ mm^{-1}$$

$$(0.5\ dB\ mm^{-1})(60\ mm) = 30\ dB = a\ factor\ of\ 1000$$

مثال) حزمه متوازية للموجات الفوق صوتيه تمر خلال وسط معين. شده الموجه الساقطة (E_o) انخفضت للقيمة ($0.35E_o$), من خلال مرورها مسافه مقدارها (0.046m) في الوسط. احسب معامل التخامد للموجات الفوق صوتيه في الوسط.

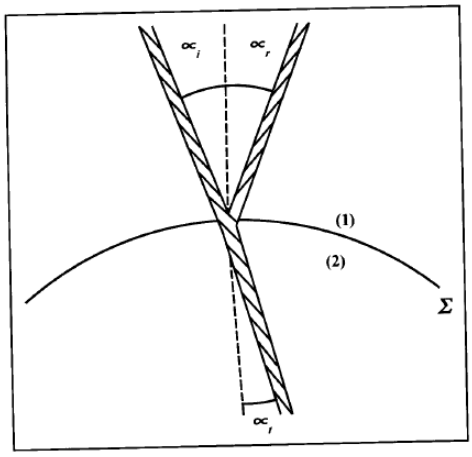
الحل)

$$E_x = E_o e^{-\alpha x} \Longrightarrow 0.35E_o = E_o e^{-\alpha x}$$

$$\ln(0.35) = \ln(e^{-\alpha x}) = -\alpha(0.046) \Longrightarrow\ \alpha = 22.82\ m^{-1}$$

2-تخامد بالانعكاس والانكسار *Attenuation by reflection and refraction*

عندما تسقط موجه سمعيه بزاويه (α_i) على سطح بيني (Σ) (Σ سطح فاصل بين وسطين *1,2* مختلفين بالخواص السمعية).ينتج عنها موجه منعكسه (*reflected ultrasonic wave*) وفق اتجاه (α_r) وموجه نافذه وفق تجاه (α_t) كما في الشكل(8-4).



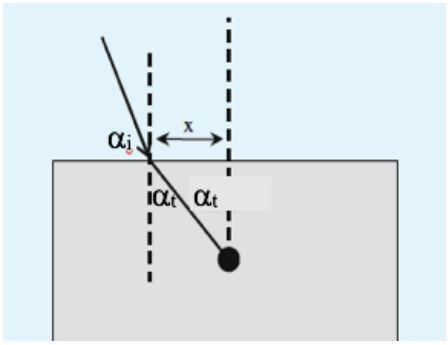
ان العلاقات الرياضية التي تربط ($\alpha_t,\ \alpha_i\ ,\ \alpha_r$) والسرعات ($c_1, c_2$) مشابهه للعلاقات التي تعطى بقوانين ديكارت في الضوء الهندسي, أي وفق قانون سنل (*Senells law*).

$$\propto_i = \propto_r$$

$$c_1 sin \propto_t = c_2 sin \propto_i$$

مثال) تسقط موجة فوق صوتية على بطن شخص بزاوية (20^o). أين يجب توجيهها بحيث تصطدم بحصوات الكلى الواقعة على عمق (7cm) تحت السطح كما موضح بالشكل. حيث ان الموجات فوق الصوتية ارسلت مباشرة في هلام مائي (*gel*) يكسو سطح البطن. اعتبر سرعة الموجة فوق الصوتية في الجل (1400m/s) وفي أنسجة الجسم (1570m/s). حدد الموقع من حيث المسافة العرضية x من العمود إلى السطح المار بحصوات الكلى.

الحل)



$c_1 sin \propto_t = c_2 sin \propto_i$

$sin \propto_t = sin \propto_i \frac{c_2}{c_1}$

$= \sin(20) \frac{1570}{1400} = (0.34)(1.12) = 0.38$

$\propto_t = sin^{-1}(0.38) = 22.3^o$

$\tan(22.3) = \frac{x}{7}$

$x = \tan(22.3)\,(7) = 2.87$ cm

تتوزع طاقة الحزمة الواردة بين الحزمة المنعكسة والحزمة النافذة بحيث ان الطاقة الفردية لأي منها تكون اقل من طاقة الحزمة الواردة (*incident wave energy*) وتسمى النسبة بين الطاقة المنعكسة (E_r) والطاقة الواردة(E_i) بمعامل الانعكاس (R) (*Reflection coefficient*). والذي لا يتعلق الا بالزوايا وبالممانعات الصوتية(Z) للأوساط (*1,2*). وان الممانعة الصوتية لوسط هي عباره عن حاصل ضرب كتلته الحجمية (ρ) بسرعه الموجه فوق الصوتية (c).

$$Z = \rho . c$$

وهي عباره عن مقدار يميز طبيعة الوسط الذي تنتشر فيه الموجه وتكون (c) مستقله عن التردد. كما في الجدول (2-4).

الوسط	*Medium*	ممانعة صوتية *Impedance*
ماء	*Water*	1.5
نسج مرنة	*Soft tissue*	1.3-1.7
هيكل عظمي	*Skeleton*	3.8-7.4
رئة	*Lung*	0.26
هواء	*Air*	0.0004

الجدول (2-4).

تتعلق الطاقة المنعكسة بزاوية الورود $(\propto_i)$ فهي عظمى في السقوط العمودي $(\propto_{i=0})$ وتتناقص الى حوالي (10^4) عندما ينحرف اتجاه الحزمة بزاوية (12^o) عن العمود. وانه في حاله السقوط العمودي يكون معامل الانعكاس الشده للموجه مساويا الى: -

$$R = \frac{I_r}{I_i} = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_1 + Z_2}\right)^2$$

ومعامل النفاذ(T) يعطي بالعلاقه

$$T == \frac{I_t}{I_i} = \frac{4Z_1Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2}$$

وان

$$R+T=1$$

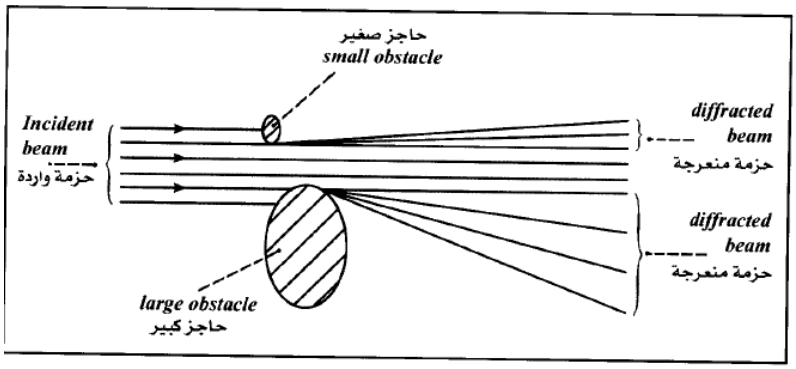
حيث ان (I_i, I_r, I_t) تمثل الموجه الساقطه والمنعكسه والنافذه على التوالي.

إذا كانت الممانعه الصوتية للسائلين هي نفسها، $Z_1 = Z_2$، فانه لا توجد موجة منعكسة والموجه ستكون نافذه بالكامل. إذا كانت $(Z_2>>Z_1)$ (فمثلا الموجه الفوق الصوتيه تنتقل من الهواء الي الماء) فان كل الموجه ستنعكس.

معامل انعكاس ماء\هواء قريب جدا من الواحد. لذا من الضروري اثناء فحص بالموجات فوق الصوتية التأكد عدم وجود هواء بين المجس وجلد المريض والا فان كميه غير محدودة من طاقته تكون نافذه لجسم المريض مما يجعل الفحص مستحيلا. ولهذا السبب يتم وضع ماده جيلاتينية $(jelly)$ بين جسم المريض ومجس الموجات فوق الصوتية. كما في الجدول (3-4).

Interface Surface	السطح البيني	معامل الإنعكاس عند سقوط ناظمي Reflection coefficient
Water/Aer	ماء / هواء	0.9989
Water/Bone	ماء / عظم	0.2899
Fatty tissue/ Kidney	نسيج شحمي / كلية	0.0083

عندما يصادف حزمه الموجه فوق الصوتية حاجزا فان جزء من الحزمة ينعرج عن حافه الحاجز *(diffraction)*. كما في الشكل (9-4) ومن الملاحظ انه كلما كان تردد الحزمة الصوتية مرتفعا وحجم الحاجز كبيرا كلما كان الانعراج صغيرا. وبسبب ظواهر الحيود (الانعراج) عند حواف المجسات فان حزمه الموجه فوق الصوتية المنتشرة من مجس مستوي ستكون متباعدة قليلا كما انه كلما كان التردد مرتفعا كلما كانت زاوية الانحراف صغيره. أي ان الموجات فوق الصوتية ذات الترددات العالية موجهه تماما ولتخفيض التأثير النسبي لهذا الانعراج على مقاس موجهه الحزمة نزيد من حجم المجسات.



الشكل (9-4)

س)١- احسب الممانعة الصوتية للموجات الفوق الصوتية في الأنسجة الدهنيه. علما ان سرعه الموجه 1450 m/sec وكثافه النسيج الدهنيي $925\ kg/m^3$

٢- معامل انعكاس شدة الموجات فوق الصوتية عند الانتقال من الأنسجة الدهنيه إلى الأنسجة العضلية. علما ان الممانعه الصوتيه للانسجه العضليه,$1.7\times10^6\ kg/\ (m^2.\ s)$

الحل) ممانعة النسيج

$$1) Z = \rho . c = (925)(1450) = 1.34 \times 10^6\ kg/\ (m^2.\ s)$$

$$2)\ R = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_1 + Z_2}\right)^2 = \left(\frac{1.34 \times 10^6 - 1.7 \times 10^6}{1.7 \times 10^6 + 1.34 \times 10^6}\right)^2 = 0.014$$

مثال) اثبت انه عندما تنتقل الموجات الفوق الصوتيه من مولد الموجات ذات ممانعه مقدارها ($30\times10^6\ Pa\ s\ m^{-1}$) الى نسيج ذات ممانعه مقدارها ($1.5\times10^3\ Pa\ s\ m^{-1}$) فان معامل النفاذ يكون (2×10^{-4}).

الحل)

$$T = \frac{4Z_{tiss}Z_{tran}}{(Z_{tran} + Z_{tiss})^2} = \frac{4(1.5 \times 10^3)(30 \times 10^6)}{(1.5 \times 10^3 + 30 \times 10^6)^2} = 2 \times 10^{-4}$$

مثال) شدة الصدى تعتمد ليس فقط على طبيعة الحدود التي تنعكس منها، ولكن أيضًا على المسافة إلى تلك الحدود. اعتبر تلك الحدود تعكس 50% من شدة الموجة الساقطة. قارن شدة الصدى المسجل بواسطة الكاشف للحدود التي تقع على مسافة (10mm, 20mm, 30mm) من المصدر. افترض ان معامل التوهين $500\ dB\ m^{-1}$.

الحل)

$$(0.5\ dB\ mm^{-1})(20\ mm) = 10\ dB = \frac{1}{10}.\ with\ 50\%\ reflection, \frac{1}{20}$$

$$(0.5\ dB\ mm^{-1})(40\ mm) = 20\ dB = \frac{1}{100}.\ with\ 50\%\ reflection, \frac{1}{200}$$

$$(0.5\ dB\ mm^{-1})(60\ mm) = 30\ dB = \frac{1}{1000}.\ with\ 50\%\ reflection, \frac{1}{2000}$$

مثال) إذا كان التأخير الزمني بين الإرسال ووصول الموجة المنعكسة للإشارة باستخدام الموجات فوق الصوتية التي تنتقل عبر قطعة من الأنسجة الدهنية (0.13 ms), في أي عمق يحدث هذا الانعكاس؟

الحل)

$$d = \frac{vt}{2} = \frac{(0.13 \times 10^{-3})(1540)}{2} = 0.10m = 10cm$$

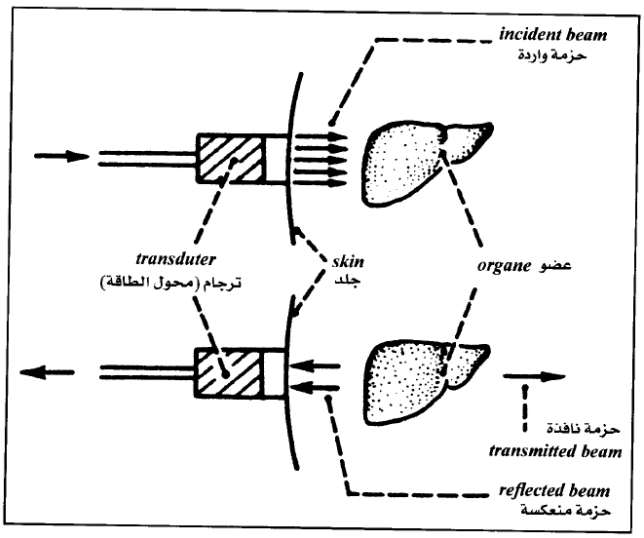
4.5 تطبيقات الموجات فوق الصوتية *Ultrasound Applications*

في الوقت الحاضر توجه التطبيقات الطبية للموجات فوق الصوتية نحو التشخيص (*diagnosis*) مرتكزة على التوجيه الجيد لحزم الموجات فوق الصوتية وقدرتها الانعكاسية على

السطح البيني للأوساط التي تملك ممانعات صوتيه مختلفة. وان قدرات الموجات فوق الصوتية المستخدمة لوحده المساحة في تخطيط الصدى ضعيفة حوالي (10^{-2} $watt.cm^{-2}$) والافعال الحرارية والميكانيكية مهمله كليا. وبما ان زمن الموجه الواردة قصير تسمى الموجه بالمنعكسة بالصدى(*Echo*) ومنه جاءت التسمية العامة.

- **تصوير الموجات فوق الصوتية بتخطيط الصدى *Echodebth-sounding***

يعمل المجس عند تخطيط الصدى كمرسل وكمستقبل في ان واحد. كما ان الصور تتشكل ابتداء من الانعكاسات (الصدى) التي تتم على مختلف بنى العضو المراد تصويره. انظر الى الشكل (10-4). يتم ارسال الموجات الفوق صوتيه وفق قطار من الأمواج المتتالية بأزمان قصيره جدا بغيه تفادي التداخلات على مستوى محول الطاقة بين الأمواج التي يصدرها والامواج التي يتلقاها. وللحصول على صوره جيده يجب تحديد وبدقه مكان المادة المولدة للصدى على الحزمة. وهذا بدوره يتطلب استخدام حزم ضيقه جدا *narrow beams* أي يجب استخدام مجسات صغيره الحجم (لكن ليست صغيره جدا من اجل حصر ظواهر الحيود على مستوى المجس). كما يجب ان تكون قادره على كشف الاجسام صغيره الحجم وهذا يتطلب استخدام ترددات عالية بغيه حصر الحيود عن مستواها.



الشكل (10-4) مخطط استقصاء تخطيط الصدى

أخيرا يجب ان تكون قادره على كشف مواد قليله مولده الصدى وبالتالي من الضروري ان يكون امتصاص النسيج للحزمة صغيرا وهذا يعني ان الترددات المستخدمة يجب ان تكون ضعيفة بما فيه الكفاية.

اما الترددات العالية (التي تعطي أفضل دقه للصور) فهي مخصصه لاستقصاء الأعضاء الظاهرية مثل (العين، الغده الدرقية) وبالوقت الحاضر ومن اجل تحسين المقدرة الفاصلة المكانية يتم تمركز حزم الموجات فوق الصوتية بطرق مختلفة. لكن لا يمكن الحصول على صور واضحه الا لأجسام واقعه في بعض المناطق (عمق الحقل) وعلى بعد معروف من المجس (البعد المحرقي)(*focal length*) ويكون أحيانا قابل للتعيير (تحريكي). كما بينا بان الهواء يعتبر حاجزا هاما لتوغل الموجات فوق الصوتية لذا فان امكانيه استقصاء الأعضاء الحاوية على الهواء مثل (الرئة، القناة الهضمية) بهذه الموجات محدودة.

ان السطح النسيجي (لين\عظم) لا يسمح بمرور الا حوالي (*30%*) من الطاقة الواردة. وهذا يعني بان بنيه مولد الصدى الواقعة خلف العظم توشك ان تكون مستوره بتلك البنية المادية. وبما ان المرسل والمستقبل مختلفين فان السطوح المولدة للصدى والعمودية تقريبا على مسار الحزمة ستكون هي المكتشفة بوضوح. لذا من الضروري اثناء التشخيص الطبي وضع المجس عموديا (*perpendicular*) ما أمكن على محيطات الأعضاء المراد تصويرها.

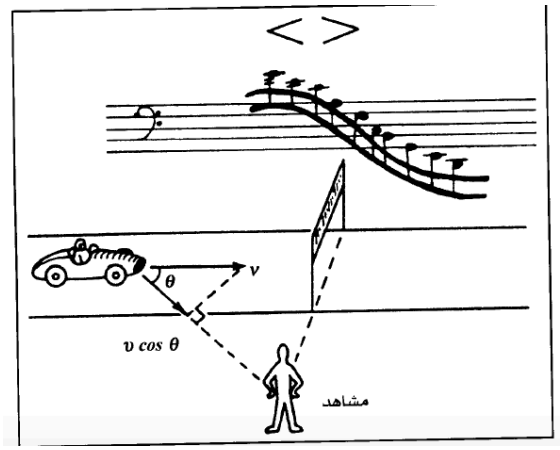
4.5.3 ظاهره دوبلر *Doppler Effect*

عندما يتحرك مرسل الموجه فوق الصوتية كما في الشكل (11-4) بالنسبة لوسط الانتشار فان تردد الموجه فوق الصوتية المقاسة بمستقبل ثابت بالنسبة للوسط، لا يساوي تردد الارسال(f). فينتج تغيير نسبي للتردد ($\Delta f/f$) مرتبط بسرعه الصوت بالوسط (c) وبسرعة المصدر (v) على طول اتجاه الموجه من خلال العلاقة التالية:

$$\frac{\Delta f}{f} = \frac{v}{c}$$

عندما تبقى(v) صغيره بالنسبة الى (c).

وبالعكس عندما يتحرك مستقبل الموجه فوق الصوتية بالنسبة للوسط الذي تنتشر فيه الموجه الفوق الصوتية بتردد (f) فان التردد المقاس يكون هنا أيضا مختلفا عن (f). كما ان اتغير النسبي لتردد يتبع نفس القانون بالعلاقة السابقة.



الشكل (4-11)

وبالعودة الى الشكل (4-11) نرى بان الأصوات المرسلة من محرك السيارة تكون مزعجه أكثر كلما اقتربت من السيارة او ابتعدت. وعند مرورها امام المراقب يكون المقدار ($v\ cos\theta=0$) وبالتالي فالصوت المسموع هو نفسه كما لو كانت السيارة واقفه.

1)بالنسبة **للمصدر المتحرك ومراقب الثابت كما بالشكل (4-12-1)** ، فان التردد الذي يستقبله المراقب: -

$$f_1 = f_o\left(\frac{c}{v_o \pm c}\right)$$

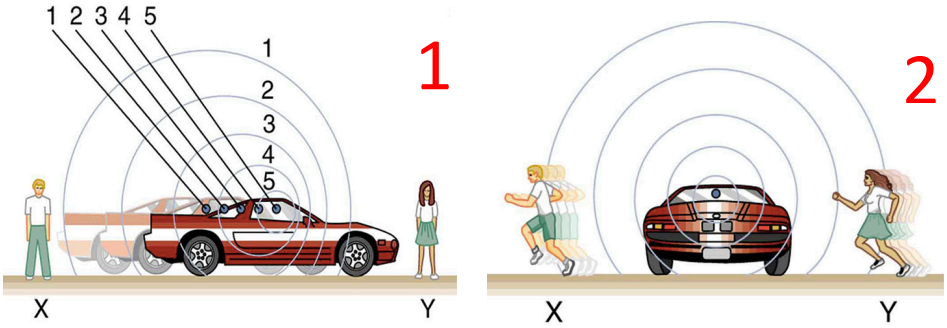
تُستخدم علامة اشاره **(-)** للحركة باتجاه المراقب بينما اشاره **(+)** للحركة بعيدًا عن المراقب

2) بالنسبة **لمصدر ثابت ومراقب متحرك، كما بالشكل (4-12-2)** فان التردد الذي يستقبله المراقب : -

$$f_1 = f_o\left(\frac{c \pm v_1}{c}\right)$$

هنا تُستخدم اشاره (+) للحركة باتجاه المصدر بينما اشاره (-) للحركة بعيدًا عن المصدر

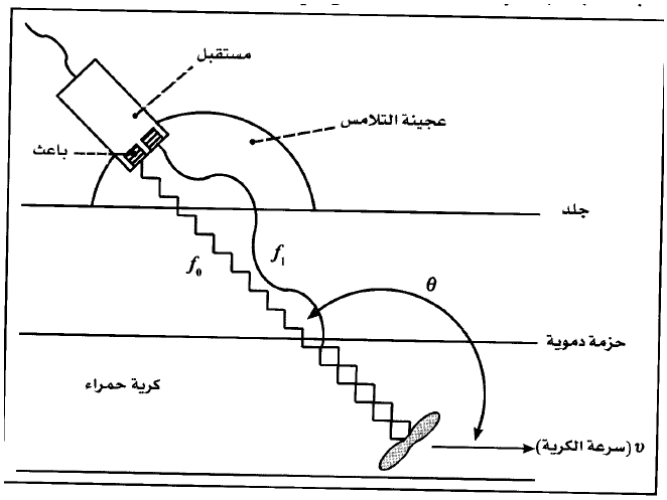
c، v_o، v_1 سرعه الصوت , المصدر, والمراقب على الترتيب



الشكل (4-12)

يرتكز جهاز دوبلر المستخدم في التطبيقات الطبيه على انعكاس الموجه فوق الصوتيه بالكريات الحمراء المتحركة وعلى تغير تردد الموجه فوق الصوتية المرتبطة بسرعه انسياب الدم *blood fluidity* بالنسبة للمرسل او للمستقبل.

ويختلف تردد الموجه المنعكسة عن تردد الموجه الواردة بكميه متناسبة مع سرعه كريات الدم الحمراء *red blood cells velocity*. ونطلق اسم تردد دوبلر *Doppler frequency* على الفرق (Δf) بين تردد الارسال وتردد الاستقبال، وهو موجب او سالب حسب اتجاه الانسياب كما هو واضح في الشكل (13-4).



الشكل (13-4)

حيث يقوم المرسل بأرسال اشاره بتردد(f_o) ويقوم المستقبل باستقبال تردد (f_1) وبالتالي فان: -

$$f_1 = f_o + \Delta f$$

$$\Delta f = 2\frac{v}{c} f_o cos\theta$$

ففي الشكل (11-4) حيث ان ($f_1 < f_o$) (مثلا $\theta = 60^o$, $c=1500\ m/sec$ و $v=0.5$ m/sec , $f_o=1.5\ MHz$) نحصل على:

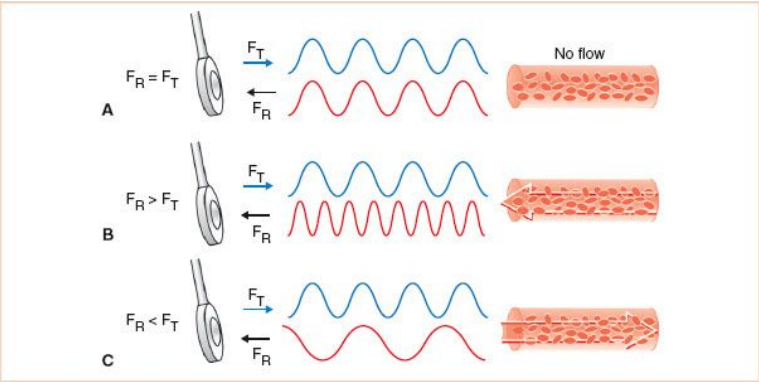
$$\Delta f = 500\ Hz$$

وبالتالي

$$f_1 = 1499.5\ KHz$$

كما نلاحظ من الشكل (14-4) بان اتجاه حركه الاجسام يغير تردد الموجه الفوق صوتيه المنعكسة. فمثلا في الحالة (A) عندما لا يكون هناك تدفق او جريان (stationary) نلاحظ بان تردد الموجه المنعكسة من كريات الدم الحمراء يكون مساوي لتردد الموجه المرسلة.(B) اما في حاله

حركه الجسيم (كريات الدم الحمراء) باتجاه مولد الموجات الفوق صوتيه فان تردد الموجات المنعكسة يزداد، والحالة الأخيرة (C) عندما تتحرك (كريات الدم الحمراء) مبتعدة عن مولد الموجات الفوق صوتيه فان تردد الموجات المنعكسة يقل. هذه التغييرات في ترددات الموجات الفوق صوتيه تساعد على تحديد سرعه جريان الدم.



شكل (14-4)

ان معرفه تردد اشاره دوبلر (Δf) تسمح بتحديد اتجاه الانسياب وبما ان سرعه انسياب الدم متغيرة اثناء الدورة القلبية فان تردد دوبلر يتغير تماما مثلها.

س) يتم إرسال الموجات فوق الصوتية ذات تردد 2.50MHz باتجاه الدم في الشريان الذي يتحرك باتجاه المصدر بسرعة 20 cm/sec. سرعه الصوت في الأنسجة البشرية 1450 m/sec

1 - ما التردد الذي يستقبله الدم؟

2 - ٢- ما التردد الذي يعود إلى المصدر؟

3 - ٣- ما هو تردد النبض الناتج إذا اختلطت ترددات المصدر والترددات العائدة؟

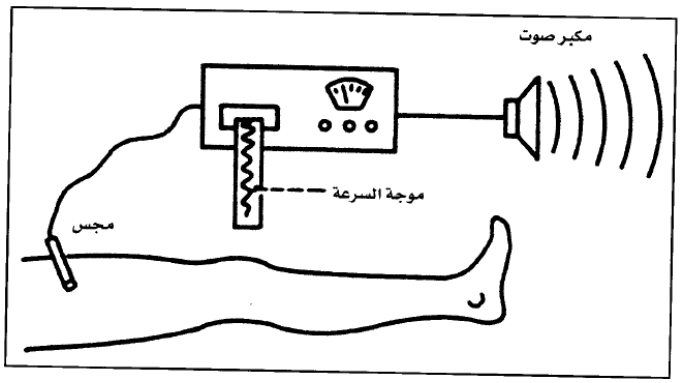
- **جهاز دوبلر بأرسال مستمر *Doppler instruments ac transmitting***

في هذا النوع من الجهاز يتم ارسال موجه جيبيه مستمرة باتجاه المنطقة الوعائية المراد فحصها. وبما انه عند لحظه محدده تتغير سرعه سريان كريات الدم تبعا لمكان تواجدها في المقطع العرضي للوعاء الدموي فان تردد دوبلر سيتوافق مع سرعه جميع جريات كريات الدم الواقعة على مسار حزمه الموجات فوق الصوتية *Doppler shift is proportional to the reflector or scatter velocity*. لذا فان الإشارة المستقبلة ستكون دوريه ولكنها ليست جيبيه وانه عند إعطاء السرعات اللحظية للدم في الأوعية الدموية والترددات المستخدمة , فان ترددات دوبلر عندئذ تبقى

تقريبا ضمن مجال الترددات المسموعة اثناء الدورة القلبية. كما انه عند فحص دوبلر يتم استخدام مقياس التردد الذي يقوم بتسجيل الإشارة المتناسبة مع تردد دوبلر (موجه السرعة).

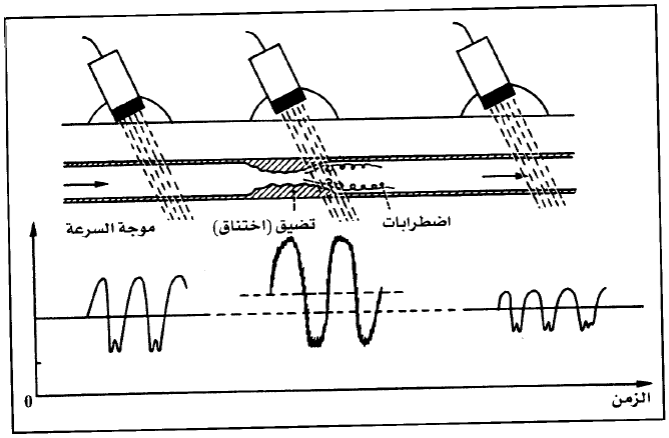
ونعرف موجه السرعة *velocity wave form* على انها اشاره متناسبة مع تردد دوبلر فهي تميز سرعه كريات الدم. كما ان دورها يساوي لدوره القلب *heart pulse* وان متوسطها متوافق مع السرعة المتوسطة للدم وتكون متزايدة في مستوي التضيق.

كما يتم أيضا استخدام نظام اصغاء بمكبر صوت *microphone amplifier* يسمح بالحصول على معلومات نوعيه عن حاله الانسياب المدروس انظر للشكل (15-4).



الشكل (15-4)

ان تطبيقات جهاز دوبلر بأرسال مستمر عديده لاسيما في دراسة جهاز دوران الدم. وان أحد الأهداف الرئيسية لفحص دوبلر هو التفتيش عن الانسدادات الجزيئية للأوعية الدموية (الضيقة) *blood arteries narrowing*. وانه بتحريك المجس على طول الجزء الوعائي المشتبه به ما أمكن بزاوية ثابته نسجل أمواج السرعة الدموية. ففي مؤخره التضيق، يتناقص النبض *decreasing in pulse*. اما في مستوي التضيق نلاحظ تزايدا في سعة موجه السرعة *wave amplitude increasing* الموافقة لزيادة السرعة المتوسطة. وان وجود اضطرابات يترجم بمركبات عالية التردد تظهر على الإشارة المسجلة كما في الشكل (16-4).



الشكل (16-4)

- **جهاز دوبلر بأرسال نبضي *Pulse Doppler instruments***

في هذا الجهاز توجد مجموعه الكترونيه تسمى (حامل الكتروني) تسمح بانتخاب فقط الجزء الوارد من الصدى من حجم يمكن ضبطه بالطول والموضع بالمقارنة مع الكاشف. وبموجب معايره هذا الحامل (*calibration*) يكون ممكنا تحديد مواضع الأوعية الدموية (تحديد قطرها) وكشف توزع السرعات نقطه بنقطه. التقنية لها القابلية على قياس سرعه تدفق الدم في مكان محدد. وهكذا نرى بان هذه الأجهزة تسمح في بعض الحالات بتقدير تدفق الدم في الوعاء الدموي الذي نقوم بدراسته.

4.5.4 التطبيقات العلاجية للموجات فوق الصوتية *Ultrasonic therapy usage*

تستخدم الموجات الفوق صوتيه أحيانا في معالجه بعض إصابات العضلات الوترية او العظمية من خلال تأثيرها الحراري والميكانيكي *thermal and mechanical effects*.

تمارين عامه

س) اوجد مستوى الصوت المكافئ لشد قدرها ($4.0\times10^{-8}\ W/m^2$).

س) اوجد شدة صوت معين إذا كان مستوى شدته 35.0dB

س) يمكن للأشخاص الذين يتمتعون بسمع جيد أن يدركوا الأصوات منخفضة المستوى (-8 dB) عند تردد (3000 Hz). ما شدة الصوت بوحدات (W/m^2).

س) ما التردد الذي يستقبله الفأر قبل أن يصطاده صقر يطير نحوه بسرعة (25 m/s) ويصدر صوتا بتردد (3500 Hz)؟ سرعة الصوت (331 m/s).

س) لماذا يمكن استخدام الموجات فوق الصوتية لمراقبة الجنين في الرحم وكذلك لتدمير الأورام السرطانية في الجسم؟

س) ما هو مستوى شدة الصوت بالديسيبل لشدة الموجات فوق الصوتية ذات شده ($10^5\ W/m^2$) المستخدمة لتدمير الأنسجة أثناء الجراحة؟

س) ١-احسب الحد الأدنى لتردد الموجات فوق الصوتية الذي سيسمح لك برؤية تفاصيل صغيرة (0.25mm) في الأنسجة البشرية. (٢) ما هو العمق الفعال الذي يكون فيه هذا الصوت فعالاً كمسبار تشخيصي للتطبيقات الطبيه؟

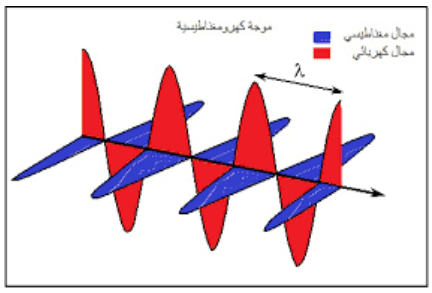
س) إذا كانت سرعه الصوت في الدم $1.5\times10^5 cm/s$. والنسبة بين التردد المرسل والمستلم f/f_o =0.9، احسب سرعه كريات الدم الحمراء عندما تكون 1) $\theta=180^o$ 2) $\theta=90^o$

س) افترض انه لديك اله محموله للموجات الفوق صوتيه لها متحسس له القابليه علي ارسال واستقبال الاشاره بنفس اللحظه. المتحسس ارسل موجه فوق صوتيه باتجاه يصنع زاويه مقدارها $\theta=60^o$ مع الوعاء الدموي. إذا كانت كريات الدم الحمراء تتحرك مبتعده عن المتحسس بسرعه v_bوالموجه الفوق صوتيه تنعكس من كريات الدم الحمراء وتعود الي المتحسس. اذا علمت بان الموجه الفوق صوتيه المرسله لها تردد 5MHz وسرعه مقدارها a.1570 m/s) فهل سيكون التردد المستلم من قبل كريات الدم الحمراء أكبر او اقل من التردد المرسل.b) اذا كان معدل فرق التردد بين الصوت المستلم والمرسل بحدود 140Hz ما سرعه كريات الدم الحمراء؟ افترض ان سرعه الصوت بالدم مساويه لسرعته في الهواء.

((الفصل الخامس))
البصريات الهندسية
والليزر
Geometric Optics and Laser

5.1 مفهوم الضوء *Light*

ان الموجات الضوئية هي موجات كهرومغناطيسية ذات مجال كهربائي متعامد مع مجال مغناطيسي مهتز ويتفق معه بالطور. وتقع الاطوال الموجية للضوء المرئي (البنفسجي-الاحمر) ضمن المدى $400nm$ الى $700nm$ وان هذا المدى من الاطوال الموجية ينتمي الى مدى من الترددات من $4.3\times10^{14}Hz$ الى $7.5\times10^{14}Hz$. ويوضح الشكل (1-5) المجال الكهربائي في موجه تنتشر في اتجاه المحور x ويلاحظ ان المجال المهتز E متعامد مع المحور x. ان الموجات الضوئية هي موجات مستعرضة حيث ان اهتزازات الموجه متعامدة مع اتجاه الانتشار. ومن أكثر الأدلة على ان موجات الضوء هي مستعرضه هو امكانيه استقطابه حيث ان ظاهره الاستقطاب تحدث فقط للموجات المستعرضة. وسرعه الضوء في الفراغ حسب نظام SI تقريبا $(3.0\times10^{8}\ m/\sec)$. وينتقل الضوء بأقصى سرعه له في الفراغ بمعنى ان سرعته في المواد الأخرى تكون اقل. وعلاوة على ذلك فان سرعته خلال المواد المختلفة تعتمد على الطول الموجي للضوء وعلى المادة نفسها. والجدول (1 -5) يوضح قيم سرعه الضوء لمواد مختلفة.



الشكل (1-5)

سرعة الضوء في مواد مختلفة

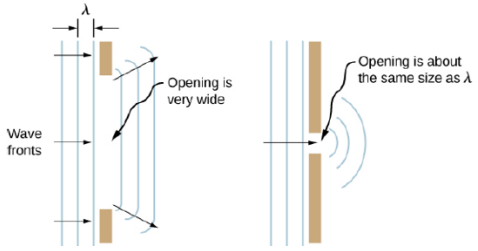
Vacuum	2.99792458×10^{8} m/s
Air	2.9970×10^{8} m/s
Water	2.26×10^{8} m/s
Glass	1.97×10^{8} m/s
Diamond	1.24×10^{8} m/s

الجدول (1-5)

5.2 خصائص الضوء (الحيود-التداخل-الانتشار-الانعكاس)

- **الحيود *Diffraction***

الظاهرة التي بمقتضاها تنحني الموجات الضوئية لتصل الى المنطقة التي ما وراء العوائق. ويصبح الحيود ملموسا عندما يكون قطر العائق مقارب للطول الموجي للموجات كما موضح بالشكل.



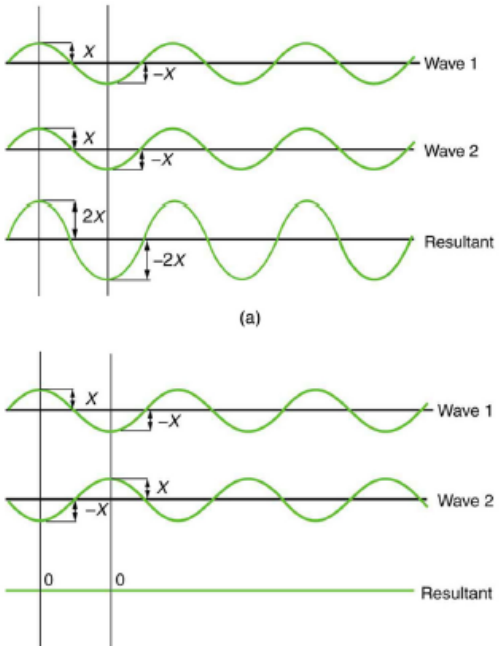
- **التداخل *Interference***

يصف التداخل في الضوء تراكب سعات موجتين او أكثر في مكان وزمان معينين. وعندما توجد موجتان متماثلتان بينهما اختلاف مقداره نصف موجه في الطور فان السعات يلغى بعضها البعض. اما إذا كانت الموجتان متفقتين في الطور فان سعيتهما تجمعان بشكل بناء (تداخل مصدرين). كما موضح بالشكل.

عندما تفصل مسافة مقدارها d بين مصدرين للموجات يبثان موجات متماثله في الطور فان تداخلا بناءا يحدث بين الموجتين كما في المعادلة المعطاة:

$sin\theta_m = \frac{m\lambda}{d}$ حيث تقاس الزاوية (θ) بالنسبة لخط يقع في منتصف المسافة الواقعة بين المصدرين. باعتبار النقطة الواقعة بين المصدرين هي نقطه الأصل وm أي رقم صحيح وتسمى رتبه التداخل البناء. ويحدث التداخل الهدام عند زوايا تحقق المعادلة:

$$sin\theta_m = (m + \frac{1}{2})\lambda$$



- **الانتشار *Propagation***

ينتشر الضوء انطلاقا من منبع ضوئي نقطي او غير نقطي في كل الاتجاهات عبر أوساط مادية او غير مادية ويكون انتشاره وفق خطوط مستقيمة تسمى اشعة ضوئية. ويمكن ان تصنف أوساط انتشار الضوء الى ثلاثة أوساط رئيسية:

1- أوساط شفافة(*Transparence*): وهي تسمح بمرور الضوء ورؤية ما ورائها مثل الزجاج.

2- أوساط نصف شفافة(*Semi-Transparence*) وهي تسمح بمرور قسم من الضوء ولا تسمح برؤية ما ورائها مثل الزجاج الخشن، الورق المزيت.

3- الأوساط المعتمة(*Opaque*): وهي التي لا تسمح بمرور الضوء او رؤية ما ورائها مثل الخشب.

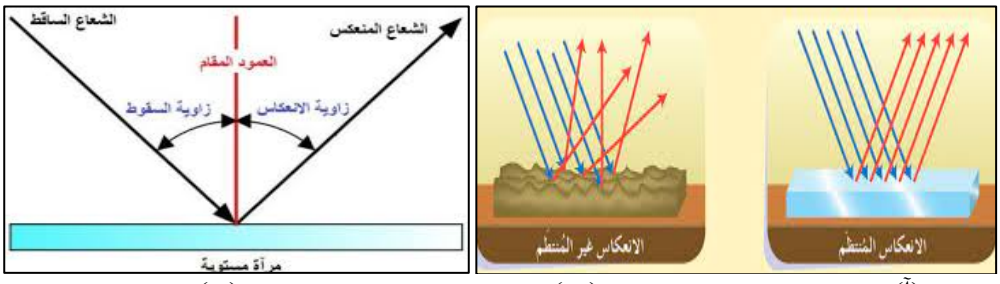
- **الانعكاس *Reflection***

الانعكاس بالضوء هو تغيير اتجاه(ارتداد) مقدمة موجة ضوئية ساقطة على سطح عاكس ويكون على نوعين: -

1- انعكاس منتظم (*Normal Reflection*): تنعكس الاشعة بشكل متوازي مع بعضها البعض عند سقوطها على السطح الاملس الخالي من النتوءات (آ 2-5).

2- انعكاس غير منتظم (*Abnormal Reflection*): تنعكس الاشعة بشكل متشتت عند سقوطها على السطح الخشن الذي يحتوي على نتوءات، شكل (2-5 ب).

وينص قانونا الانعكاس على1) الشعاع الساقط والمنعكس والعمود المقام تقع في مستوي واحد.2) ان زاوية سقوط الشعاع على السطح العاكس تكون مساوية لزاوية الانعكاس ($\theta_i = \theta_r$) كما موضح بالشكل (2-5 ج).



(ج) (ب) (آ)

الشكل (2-5).

5.3 المرايا وانواعها وخصائصها *Mirror types*

المرايا عبارة عن أسطح لها القدرة على عكس الضوء وإعطاء صورة حقيقية او تخيلية وذلك حسب نوع المرايا. بصوره عامة المرايا اما ان تكون مرايا مستوية او كروية.

- **المرايا المستوية *Plane Mirrors***

يعتبر هذا النوع من المرايا من ابسط أنواع المرايا وأكثرها استخدما في الحياة اليومية. ينعكس شعاع الضوء الساقط على المرآة المستوية بزاوية انعكاس مساوية لزاوية السقوط. ففي هذا النوع من المريا يتغير اتجاه حزمة اشعة متوازية بشكل كامل ولكن تبقى اشعة الحزمة متوازية. والصور المتكون في هذا النوع من المرايا هي صور وهمية لها نفس حجم الصورة الاصلية وتقع الصورة خلف المرآة بمسافة تساوي المسافة التي يقع بها الجسم امام المرآة، ولكن الصورة تكون معكوسة في اتجاه واحد (اليمين يصبح يسار وبالعكس).

- **المرايا الكروية *Spherical Mirrors***

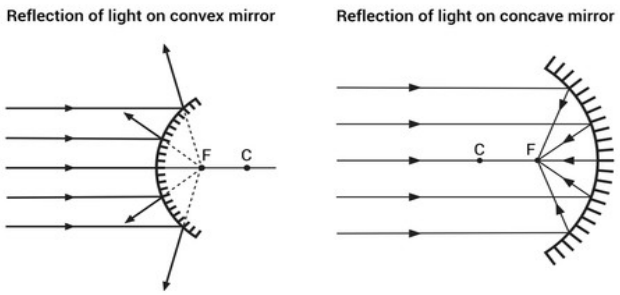
المرايا الكروية سميت بهذا الاسم لان سطحها العاكس هو جزء من كرة. وهناك نوعان رئيسيان، فأما ان تكون محدبة (*convex*) او مقعرة (*concave*) كما موضح بالشكل (5-3) وذلك يعتمد على موضع البؤرة.

في المرآة المحدبة والتي تسمى (بالمفرقة) فأنها تعمل على تفريق الاشعة بعد انعكاسها. تكون البؤرة خيالية تقع خلف المرآة لأنها ناتجة عن التقاء امتدادات الاشعة المنعكسة وليس الاشعة المنعكسة نفسها كما موضح بالشكل. وصفات الصور المكونة تكون وهمية ومعتدلة ومصغرة.

اما المرآة المقعرة (المجمعة) فأنها تعمل على تجميع الاشعة بعد انعكاسها. تكون البؤرة حقيقية لأنها ناتجة عن التقاء الاشعة المنعكسة نفسها. ويكون البعد البؤري امام المرآة كما موضح بالشكل. اما صفات الصور المكونة في هذا النوع من المرايا فهي1) الصورة حقيقية ومقلوبة إذا كان الجسم موضوع بعيدا عن البؤرة الرئيسية للمرآة 2) وهمية ومعتدلة ومكبرة وذلك إذا كان الجسم موضوعا بين البؤرة الرئيسية والمرآة.

ان البعد البؤري للمرآة (F) هو المسافة بين قطب المرآة وبؤرتها ويساوي (نصف قطر تكور المرآة R) وتعطى بالعلاقة التالية: -

$$F = \frac{R}{2} \Longrightarrow R = 2F$$

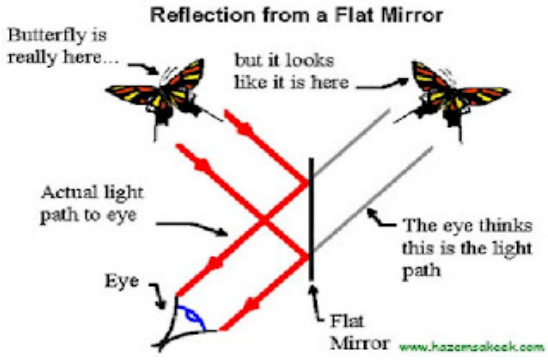


الشكل (5-3)

5.4 تكوين الصور بالمرايا

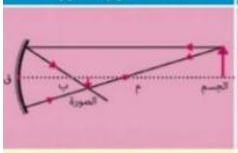
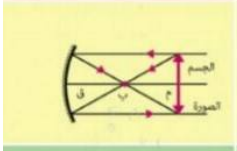
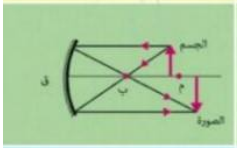
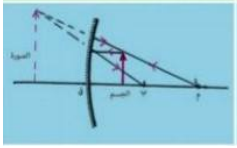
عندما يصطدم شعاع من الضوء على سطح عاكس (مرايا) فان جزء منه ينعكس والجزء الاخر يمتص في مادة الجسم العاكس او ينفذ منه إذا كان من مواد شفافة مثل الماء او الزجاج وتحدث عملية الانكسار.

فمثلا بالشكل ادناه (5-4) يوضح الضوء الساقط على الفراشة ينعكس على المرآة بنفس زاوية السقوط. وهذه الاشعة المنعكسة عند سقوطها على العين تتم رؤية الصورة والتي تكون معتدلة ومساوية للجسم الأصلي وخيالية، حيث لا يمكن استقبالها على حائل لأنها عبارة عن تخيل للدماغ. وهنا تم تشبيهها بامتداد الأشعة الساقطة على العين على استقامتها داخل المرآة.



الشكل (5-4)

بالنسبة لطبيعة تكوين الصور في المرايا المقعرة فيمكن ان نوجزها بالجدول (5-2) التالي:

مكان الجسم	مكان الصور	صفات الصورة	حالات تكون الصورة
على بعد أكبر من نصف قطر التكور	بين البؤرة ومركز التكور	حقيقية - مقلوبة مصغرة	
عند مركز تكور المرآة	عند مركز التكور	حقيقية مقلوبة مساوية للجسم	
بين البؤرة ومركز التكور	على بعد أكبر من نصف قطر التكور	حقيقية مقلوبة مكبرة	
أقل من البعد البؤري	خلف المرآة	تقديرية معتدلة مكبرة	

الجدول (2-5)

اما في حالة المرآة المحدبة فان الصورة المتكونة تكون واقعية مهما كان موضع الجسم بالنسبة للمرآة ويكون حجمها أصغر.

5.5 العدسات وانواعها وخصائصه. *Lenses Types*

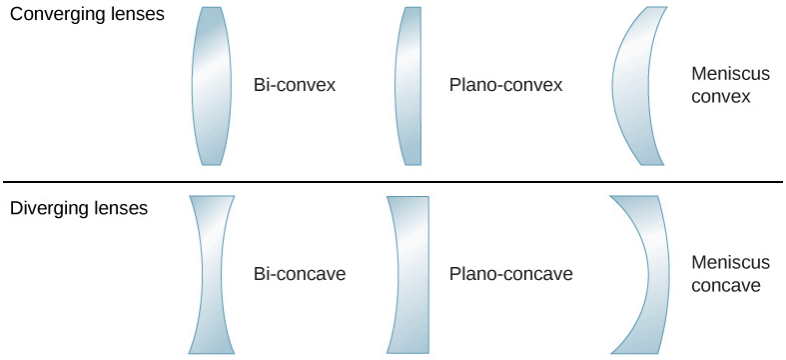
هي قطعه من مادة شفافة (بلاستكية او زجاجية او بلورات شفافة) لها على الأقل وجه واحد منحني كما في الشكل (5-5-a) وتستخدم في كثير من التطبيقات مثل النظارات الطبية، الكاميرات، والتلسكوبات، الخ. وتنكسر الأشعة الضوئية بمجرد مرورها بالعدسة وبهذا يمكنها تكوين صور للأشياء وقد تكون هذه الصور أكبر او أصغر او مساوي للجسم الأصلي اعتمادا على طبيعة العدسة المستخدمة.

يوجد نوعين رئيسيين من العدسات:

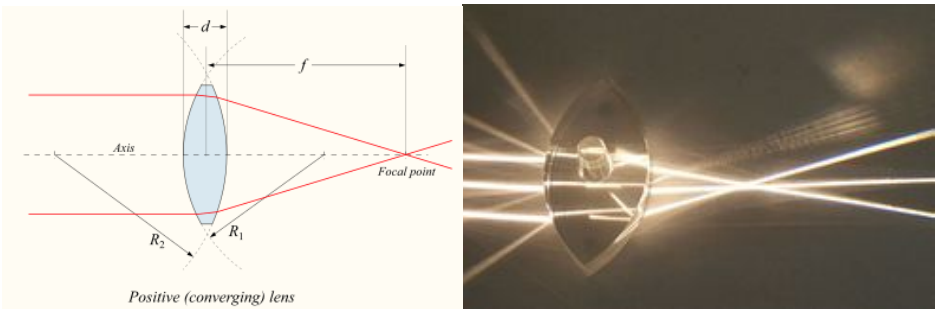
1- العدسات المحدبة *convex lens*

وتعرف كذلك بالعدسات الموجبة، وفي هذا النوع من العدسات فان كلا الوجهين للعدسة يكون محدب للخارج أي ان مركزها اسمك من أطرافها. فعند سقوط حزمة من الاشعة المتوازية على العدسة من اليسار فأنها تقوم بتجميع جميع الاشعة الساقطة في نقطة واحدة على جهة اليمين كما في الشكل (5-5-b) وتسمى هذه النقطة بؤرة العدسة (*focus point*). وبعد هذه النقطة عن العدسة تسمى البعد البؤري (*focal length*) ويرمز لها بالرمز *f*.

(a)



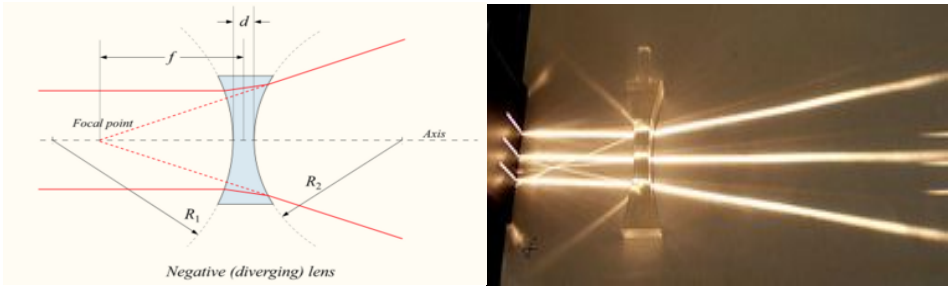
(b)



الشكل (5-5-b)

2- **العدسات المقعرة *concave lens***

وتعرف كذلك بالعدسات السالبة، وفي هذا النوع من العدسات فان كلا الوجهين للعدسة يكون محدب للداخل أي انها تكون أكثر سمكا عند حوافها من مركزها. فعند سقوط حزمة من الاشعة المتوازية على العدسة من اليسار فأنها تقوم بتشتيت جميع الاشعة الساقطة عليها ولا تتجمع في نقطة محددة على الجهة الأخرى للعدسة كما في الشكل (5-6). ولكن امتداد الاشعة النافذة في اتجاه السطح الأول للعدسة (الخطوط الحمراء المنقطة في الشكل) تتلاقى في نقطة F وهي تمثل بؤرة العدسة في هذه الحالة والبعد عنها يمثل البعد البؤري *f*.



الشكل (5-6)

ملاحظه: تم الاصطلاح على ان يكون البعد البؤري للعدسة المحدبة موجبا وللمقعرة سالبا.

اهم خصائص العدسات المحدبة والمقعرة فيمكن ان نوجزها بالتالي: -

- في حالة العدسة المحدبة، إذا وضع الجسم على بعد مسافة أطول من بعد بؤري واحد من العدسة. تكون الصورة الحقيقية دائما مقلوبة وتظهر على الجانب الاخر المقابل للعدسة المحدبة كما في الشكل (5-7 آ). ويكون لها صورة حقيقية بحجم أكبر من الجسم إذا وقع الجسم على مسافة من العدسة المحدبة أقل من طول البعد البؤري للعدسة كما في الشكل (5-7 ب). وتكون الصورة بنفس الحجم إذا وقع الجسم في البعد البؤري للعدسة المحدبة.

معادلة العدسات والمرايا يمكن ان تعبر رياضيا حسب العلاقة:

$$\frac{1}{d_i}+\frac{1}{d_o}=\frac{1}{f} \qquad Lens\ and\ Mirror\ Eq.$$

حيث ان (d_i) بعد الصورة عن العدسة، (d_o) بعد الجسم عن العدسة، (f) البعد البؤري للعدسة و مقلوب البعد البؤري يمثل قدره البصريه (optical power) ***(P=1/f)*** *وتسمى* وحده القياس دايوبترز (diopters 1/m)

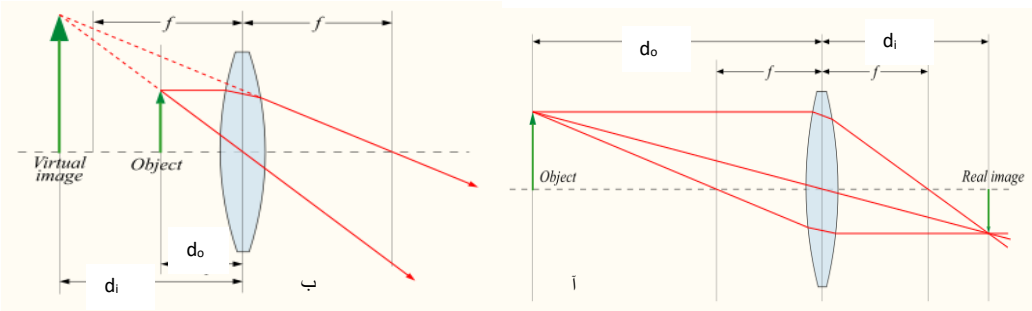
بالنسبة لعدستين أو أكثر قريبين من بعضهما البعض، فإن القدره البصرية الفعالة (P_{tot}) لنظام العدسة هي تقريبًا مجموع الطاقة البصريه للعدسات الفردية

$$P_{tot}=P_{lens1}+P_{lens2}+\cdots$$

اما معادلة التكبير في العدسات والمرايا فتعطى بالعلاقة: -

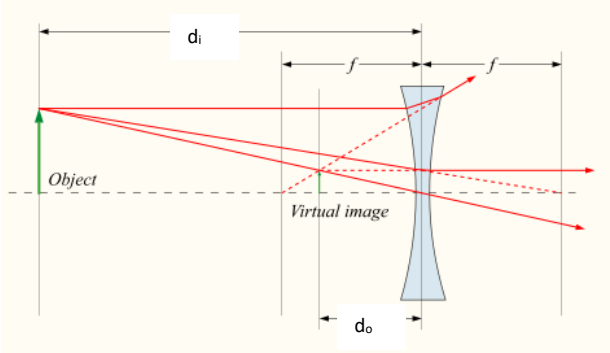
$$M=\frac{Image\ hight}{Object\ hight}=-\frac{d_i}{d_o}=\frac{f}{f-d_o} \qquad Magnification\ Eq.$$

ملاحظة: التكبير أكبر من (1) يعني الصورة مكبرة والتكبير أصغر من (1) معناها مصغرة.



الشكل (5-7)

- في حالة العدسة المقعرة، إذا وضع الجسم على بعد مسافة اطول من بعد بؤري واحد من العدسة المقعرة، فأنها تكون صور تقديرية مصغرة بنفس اتجاه الجسم كما في الشكل (5-8).



الشكل (8-5)

مثال) وضع جسم على مسافة $(10cm)$ من عدسة محدبة بعدها البؤري $(15cm)$ جد موقع الصورة المتكونة؟ والتكبير؟ ثم صف الصورة المتكونة؟

الحل)

$$\frac{1}{d_i}+\frac{1}{d_o}=\frac{1}{f} \quad \Rightarrow \frac{1}{d_i}=\frac{1}{f}-\frac{1}{d_o}$$

$$\frac{1}{d_i}=\frac{1}{15}-\frac{1}{10}=\ -\frac{1}{30}=-30cm$$

أي ان الصورة خيالية وللحصول على حجم الصورة نحسب التكبير على النحو الاتي: -

$$M=-\frac{d_i}{d_o}=-\frac{-30}{10}=3$$

الصورة مكبرة ومعتدلة وتخيلية.

س) عدسة لامة بعدها البؤري $(10cm)$ فاذا كان بعد الجسم: a) $30cm$ b) $10cm$ c) $5cm$ جد بعد الصورة؟ وصفات الصورة في كل حالة.

س) وضع جسم أمام عدسة فتكونت له صورة معتدلة، فإذا كانت المسافة بين الجسم والصورة(20cm) وكان التكبير(0.5) ، ما هو البعد البؤري للعدسة المستخدمة؟

س) جسم يبعد (20 cm) على يسار عدسة مفرقة بعدها البؤري (f = - 32 cm) احسب (a) : بعد الصورة، (b) التكبير، (c) اذكر صفات الصورة المتكونة، (d) ارسم مخطط الأشعة؟

ملاحظه:

١) إذا كان (+ M) فان الصوره معتدله اما إذا كان (- M) فالصوره مقلوبه.

٢) إذا كان (+ f) فالعدسه محدبه اما إذا كان (- f) فالعدسه مقعره.

٣) (d_i +) الصوره **حقيقيه** وتتكون بعكس الجانب الذي يسقط منه الضوء على العدسه بينما (d_i -) فالصوره **خياليه** وتتكون في الجانب الذي يسقط منه الضوء على العدسه.

٤) (d_o +) فالجسم **حقيقي** ويكون بالجانب الذي يسقط منه الضوء على العدسه بينما (d_o -) فالجسم **تخيلي** ويكون بعكس الجانب الذي يسقط منه الضوء عالعدسه.

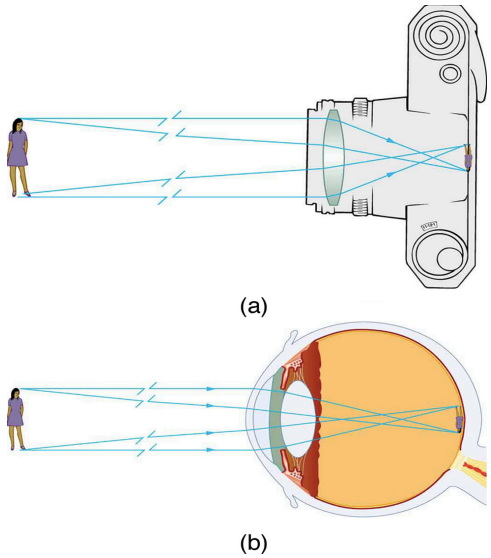
5.6 الأجهزة البصرية *Optical Instruments*

بعد معرفه مبادئ الضوء واهم الخائص سنتطرق الى كيفية تطبيق مبادئ الضوء في بعض الأجهزة البصرية الشائعة والتعرف عن كثب على طريقه عملها.

5.6.1 أله التصوير الكاميرا *The Camera*

تعمل أله الكاميرا كما موضح في الشكل التوضيحي (9-5) الى حد كبير كالعين البشرية. فهي تستخدم عدسه تكون صورة لجسم ما على فيلم فوتوغرافي يقوم مقام الشبكية في العين. بمعنى اخر ان عدسه أله التصوير تكون صوره حقيقيه على الفلم بنفس الطريقة التي تكون بها عدسه العين صوره حقيقيه على الشبكية. وتكون الصورة مقلوبه على الفلم ويرتبط حجمها(I) مع حجم الجسم (O) بالعلاقة المعتادة: حيث ان i, p بعد الجسم والصوره عالترتيب.

$$\frac{I}{O} = \frac{i}{p}$$



الشكل التوضيحي (9-5)

وخلافا لما عليه العين فان عدسه الكاميرا البسيطة ليست ذات بعد بؤري متغير ولذلك وحتى تتكون بؤره جيده على الفلم فلابد من تحريك العدسة الى الخلف والى الامام عند تغيير المسافة بين الكاميرا والجسم. في الوقت الحاضر توجد الآلات تصوير غاليه الثمن وتمتلك نظاما معقدا جدا للعدسات بدلا من عدسه واحده للحصول على صور حاده وبسرعات عالية للمغلق. ان السرعات العالية للمغلق تتيح التقاط صور واضحة للأجسام المتحركة بسرعه. وللحصول على ذلك سرعات المغلق العالية تستوجب ان تكون العدسة كبيره لكي تمر كبيره من الضوء خلال زمن قصير جدا الى داخل الكاميرا. عند التقاط صور عن قرب فان العدسة عندئذ لابد ان تكون محدبه جدا. ولا يمكن التخلص من أخطاء التركيز في بؤره والمصاحبة لعدسه منفردة لا بعمل مجموعه متعددة من العدسات. وعندئذ يمكن القول بانه قد تم تصحيح العدسة لتلافي الزيغ.

ويتسبب عيب اخر في العدسات في جعل أطراف الصور تكتسب الوانا مختلفة ويعرف هذا العيب باسم ***الزيغ اللوني (chromatic aberration)***. وينشا هذا العيب من حقيقة ان سرعه الضوء في الزجاج تختلف باختلاف الطول الموجي وعلى ذلك لا يكون معامل انكسار الزجاج هو نفسه لجميع الألوان. فالضوء الأزرق ينكسر بقوه أكبر داخل العدسة عن الضوء الأحمر وهذا ما يجعل الألوان داخل حزمه ضوء عادي تنفصل عن بعضها. وللتغلب على هذا العيب فان العدسة تتركب من طبقات مدمجة معا من نوعين او أكثر من الزجاج ويطلق على العدسة التي تم التخلص جزئيا من الزيغ الكروي بها ***عدسه لا لونيه***. ولا يمكن باي حال من الأحوال تخليص العدسة من هذا العيب تماما.

5.6.2 المايكروسكوب الضوئي *Optical microscope*

يؤدي المايكروسكوب المركب (الضوئي) الموضح بالشكل (10-5) الى تكبير أكبر مما توفره العدسة المكبرة المفردة. نظرا لأنه يتكون من عدستين تقوم كل منهما بتكبير الجسم. فالعدسة الأولى وتسمى الشيئية تنتج صوره حقيقيه مكبره (I_1) للجسم الموضوع بالقرب منها على منصة المايكروسكوب. ولكي يتم هذا لابد ان تكون الشيئية مجمعه بقوه وذات بعد بؤري قصير للغاية(f_o) وغالبا ما يكون عده ملليمترات فقط. اما العدسة الثانية وتسمى العينية فهي تعمل عمل عدسه مكبره. وتقع الصورة (I_1) التي تكونها العدسة الشيئية عند نقطه أقرب من (f_e) وهو البعد البؤري للعينيه وتصبح من ثم هي الجسم بالنسبة للعدسة العينية وهكذا تتكون صوره تقديريه مكبره نهائية (I_2) عند النقطة القريبة للعين.

سنبحث الان عن معادله تعبر عن التكبير الخطي للمايكروسكوب. وسنبدأ بالتكبير الخطي للشيئية وسنرمز له بالرمز (m_o) وبدمج تعريف التكبير الخطي مع معادله العدسة فان:

$$m_o = -\frac{d_i}{d_o} = \left(\frac{l - f_o}{d_o}\right)$$

اما بالنسبة لتكبير العدسة العينية

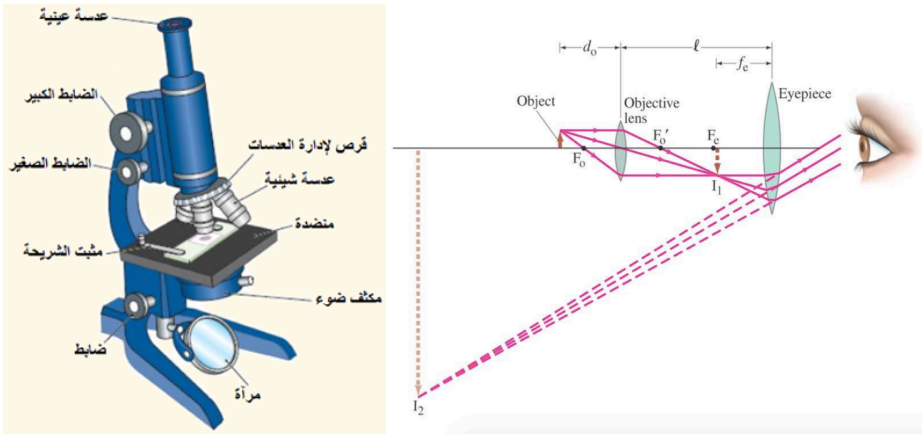
$$M_e = \frac{N}{f_e}$$

والتكبير الكلي (M) للمايكروسكوب هو حاصل ضرب تكبيري العدستين،

$$M = m_o M_e = -\left(\frac{N}{f_e}\right)\left(\frac{l - f_o}{d_o}\right) \approx -\frac{Nl}{f_o f_e}$$ الصورفي المالانهايه

$$M = m_o M_e = -\frac{d_i\,(f_e + N)}{f_o f_e}$$ الصورفي النقطه القريبه من العين

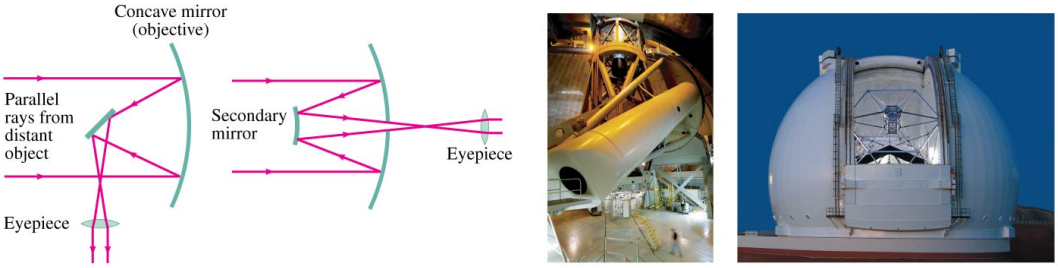
والتقريب الأخير بالمعادلة يمكن تبريره عندما يكونان البعدان البؤريان صغيرين جدا بالمقارنه مع l وهو ما يحدث بالعادة، اما (N) فهي بحدود $(25cm)$ وتمثل مسافه الاسترخاء للعين.



الشكل التوضيحي (5-10)

5.6.3 التلسكوب *Telescope*

خلافا للمايكروسكوب فان التلسكوب يقوم بتكبير الأشياء البعيدة جدا كما موضح بالشكل (5-11). وينطبق هذا على التلسكوبات الفلكية المستخدمة لدراسة النجوم والكويكبات في السماء. ويحتاج الفلكيون للتليسكوب لتكون لديه القدرة على ما هو مختلف عن مجرد تكوين مكبرة ولابد للتلسكوب الجيد ان يكون:1) يجمع ما يكفي من الضوء الصادر من المصادر الخافتة لإنتاج صوره ساطعه. 2) يحلل أكثر ما يمكن من التفاصيل في الصورة. واهم عنصر في التلسكوب هو العدسة او المرآه الأولية او الشيئية التي تجمع الضوء من جسم بعيد ثم تكون صوره له. وحيث ان المسافة للجسم لانهائية فالصورة تتكون عند مسافة (f_o) من العدسة الشيئية.



الشكل (11-5)

التلسكوبات التي تستخدم عدسه شيئيه تسمى تلسكوبات كاسره. اما التي تستخدم مرايا منحنيه تقوم بدور الشيئية فتسمى تلسكوبات عاكسه. ومعرف ان بناء مرايا ضخمه أرخص وأسهل كثيرا من بناء عدسات ضخمه. فالمرايا يمكن جعلها خفيفة الوزن كما انها لا تحتاج الا لسطح مصقول بدقه. ولذلك أصبحت كل التلسكوبات الحديثة الضخمة عاكسه. وأبرزها تلسكوب هيل على جبل بالومار كاليفورنيا، واخر موجود في أوكرانيا ولها مرايا شيئيه اقطارها $6m,5m$ على الترتيب. ولعل أكبر تلسكوب كاسر فموجود في مرصد بيركيز في خليج وليامز بولاية وسكنسن وتبلغ قطر عدسته حوالي $1m$ وقد بني منذ قرن مضى.

5.6.4 العين (تكوين الصور بالعين-قصر النظر-بعد النظر)

يمكننا اعتبار العين من اكثر الاجهزه البصريه إثارة للاهتمام حيث تتميز العين بكيفية تشكيلها للصور وثراء التفاصيل والألوان التي يمكن اكتشافها. الشكل (12-5) يوضح رسما مبسطا للعين. من المعروف ان قرنيه العين (cornea) هي غطاء واق، وان حاجب العدسة القزحي يتحكم في كميه الضوء الداخل الى العين اما الشبكية فهي السطح الحساس الذي يحول الصورة المتكونة عليه الى طاقة كهربائية تنتقل بعد ذلك الى المخ. والشعاع الضوئي الداخل الى العين ينكسر عند القرنية وتحدث ظواهر انكساريه في درجه اقل في العين وعدستها لان معاملات انكسار القرنية وانسان العين والعدسة والاجزاء السائلة في العين كلها متماثله تقريبا. وتعتبر معاملات الانكسار ضرورية لتشكيل الصورة باستخدام العدسات. يوضح الجدول (2-5) معاملات الانكسار ذات الصلة بالعين. وهذه الظواهر الانكسارية مجتمعه تكون صوره للأجسام البعيدة على الشبكية بالنسبة لعين طبيعية مسترخيه ومن ثم فان البعد البؤري للعين يقارب المسافة بين الشبكية والعدسة مقاسه على المحور الرئيسي للعدسة.

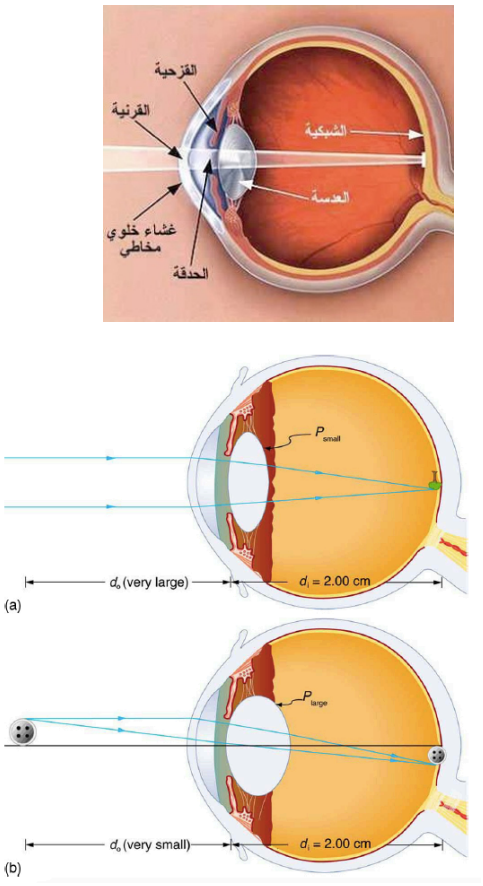
ونعلم من رسم مسار الأشعة وأيضا من معادله العدسة، انه بالنسبة لبعد بؤري ثابت لا بد ان يزداد بعد الصورة كلما اقترب الجسم من العدسة. الا انه بالنسبة للعين لابد ان تظل الصورة متكونه على الشبكية. بمعنى ان بعد الصورة لابد ان يظل ثابتا ويتطلب هذا بالطبع ان يكون البعد البؤري للعين متغيرا. وهذه في الواقع هي الوظيفة الأساسية لعدسه العين. وعلى الرغم من انها تسهم بقدر

يتراوح بين *20%-25%* فقط من الانكسار الكلي. فان القدرة على تغيير شكل العدسة هو الذي ينتج التغيير المطلوب في البعد البؤري.

فعندما يركز شخص بصره على جسم قريب فان العضلات الهدبية المتصلة بالعدسة تجعلها أكثر سمكا كما في الشكل (5-12 b) وبذلك تصبح العدسة أكبر قدره على تجميع الأشعة ويصبح بعدها البؤري أقصر. ويقتصر هذا التعديل على العين العادية على الاجسام التي توضع على حد أدنى للمسافة مقداره *25cm* امام العين. لذلك فالعين العادية قادره على التركيز على اجسام يتراوح بعدها من النقطة البعيدة عند اللانهاية (*حيث تكون عضلات العين مسترخيه*) كما في الشكل (5-12a) الى النقطة القريبة التي تقع على مسافة *25cm* من العين. يمكن للعين البشرية التركيز على الأشياء على مسافات مختلفة عن طريق ضبط البعد البؤري لعدسة العين وهذا يرجع إلى قدره العدسه (accommodation of eye). وللحصول على رؤية واضحة، يجب أن تكون مسافة الصورة مساوية للمسافة بين العدسة وشبكية العين.

Material	Index of Refraction
Water	1.33
Air	1.0
Cornea	1.38
Aqueous humor	1.34
Lens	1.41 average (varies throughout the lens, greatest in center)
Vitreous humor	1.34

الجدول (5-2) معاملات الانكسار ذات الصلة بالعين



الشكل التوضيحي (12-5)

س) يبلغ البعد البؤري للقرنية وعدسة العين (2.3cm) و (6.4cm) على التوالي. أوجد البعد البؤري الكلي والقوة البصرية للعين.

الحل)

$$\frac{1}{f_{eye}} = \frac{1}{f_{corn}} + \frac{1}{f_{lens}} = \frac{1}{2.3} + \frac{1}{6.4} = 1.69\ cm$$

$$P_{eye} = \frac{1}{f_{eye}} = \frac{1}{0.0169\ m} = 59D$$

س) ما هو حجم الصورة على شبكية العين لشعر بشري قطره (0.012 cm)، مثبتة بذراع على بعد (60cm)؟ اعتبر المسافة بين العدسة والشبكية للعين (2 cm).

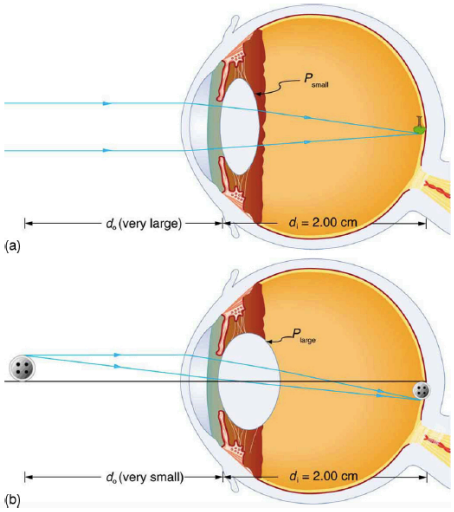
الحل) لرؤية واضحة يجب أن تكون الصورة على الشبكية

$$h_i = ?,\quad h_o = 0.012cm,\quad d_o = 60cm\ ,\quad d_i = 2cm$$

$$\frac{h_i}{h_o} = -\frac{d_i}{d_o} = m \implies h_i = -h_o.\frac{d_i}{d_o} = -4 \times 10^{-4} cm$$

س) احسب القوة للعين عند عرض الأشياء على (a) ابعد (b) وأقصر مسافات ممكنة بالرؤية العادية، بافتراض أن مسافة العدسة إلى شبكية العين (2cm) (قيمة مثاليه).

الحل)



$$d_i = 2cm \ , \qquad for\ distant\ vision\ d_o = \infty,$$

$$for\ close\ vision\ d_o = 25cm,$$

$$a)\ P = \frac{1}{d_o} + \frac{1}{d_i} = \frac{1}{\infty} + \frac{1}{0.02} = 50\ D\ (distant\ vision)$$

$$b)\ P = \frac{1}{d_o} + \frac{1}{d_i} = \frac{1}{0.25} + \frac{1}{0.02} = 54\ D\ (close\ vision)$$

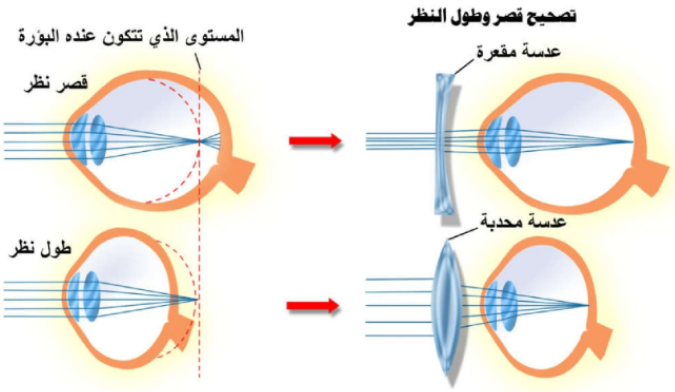
لا تستطيع العين البشرية عند كثير من الناس ان تسترخي بما فيه الكفاية لكي تركز صوره جسم بعيد جدا عن الشبكية ويسمى هذا **بقصر النظر(الميوبيا)** كما في الشكل(13-5 آ)، يحدث عندما يكون تحدب القرنية أكثر من الطبيعي او طول العين أكثر أيضا وهذا بالتالي يؤدي الى تجمع امام الشبكية مما يؤدي الى عدم وضوح الرؤيا عن بعد. حيث تظل العين مجمعه أكثر من اللازم فتكون صوره الجسم البعيد امام الشبكية بشكل ملحوظ والعين المصابة بقصر النظر قادره على التركيز فقط على اجسام أقرب من نقطه بعيده محدده. ويتم تصحيح قصر النظر بإضافة عدسه مفرقه امام العين لكي تؤخر تكوين الصورة الى ان يصل الضوء الى الشبكية.

وهناك عيب اخر بالأبصار وهو **طول(بعد) النظر (هيبروبيا)**، موضح بالشكل (13-5 آ)، يحدث عندما يكون تحدب القرنية اقل من تحدبها الطبيعي نسبة الى طول العين وهذا بدوره يؤدي الى تجمع الضوء خلف الشبكية مما يؤدي الى عدم وضوح الرؤية للأشياء القريبة وأحيانا البعيدة. العين

المصابة بهذا العيب لا يمكنها ان تصبح مجمعه بما يكفي لكي تركز صوره الاجسام الواقعة عند النقطة القريبة الطبيعية. والأشخاص الذين يعانون من طول النظر لديهم نقطه بعيده طبيعية لكنهم بحاجه الى عدسه تصحيحيه مجمعه حتى تقرب الاجسام الى مسافة $25cm$. ولا بد من اختيار العدسة التصحيحية بحيث لو وضع جسم على بعد $25cm$ من العين فأنها تكون صوره تقديريه عند النقطة القريبة الأكثر بعدا للعين المصابة بطول النظر.

5.6.5 علاج قصر وبعد النظر بواسطة العدسات

عندما يتقدم الانسان بالعمر فان عدسه العين عند معظمهم تصبح اقل مرونة ولا تعود العضلات الهدبية قادره على التحكم في تحدب العدسة ومن ثم على مقدرتها على تركيز صور الاجسام الموجودة عند النقطة البعيدة الطبيعية او النقطة القريبة الطبيعية. ويقال عندئذ ان العين قد فقدت القدرة على **التكيف**. ويتيح استعمال نظارات مزدوجة البؤرة على النظر خلال عدسات مفرقه عند التطلع الى الامام مباشره. وخلال عدسات مجمعه عند النظر الى أسفل بل ان بعض الناس يستخدمون ثلاث أنواع من العدسات مثبته في عدسه نظاره واحده. تسمى عدسه ثلاثية البؤرة وتتيح هذه العدسات قدره طيبه على ابصار اجسام على مسافات بعيده او متوسطة او قريبه كما موضح بالشكل (13-5 ب).



(أ) (ب)

الشكل التوضيحي (13-5)

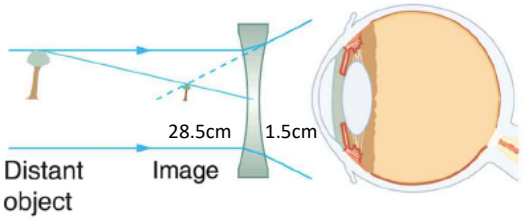
ملاحظه:

1 - **نقطة الشخص البعيدة (أكبر مسافة يمكن للشخص أن يرى من خلالها بوضوح)**

2 - **نقطة الشخص القريبة (أصغر مسافة يمكن للشخص أن يرى من خلالها بوضوح)**

س) ما قوة عدسة النظارة اللازمة لتصحيح رؤية شخص لديه قصر نظر والذي نقطته البعيدة تقع(30cm)؟ افترض أن العدسة (التصحيحية) مثبتة على بعد (1.5cm) من العين بواسطة إطارات النظارات.

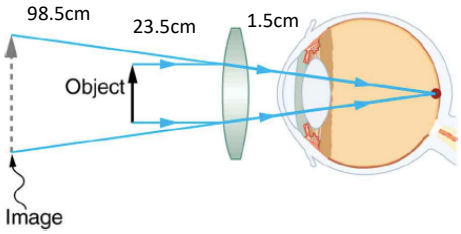
الحل) المطلوب ان الشخص قصير النظر يكون قادرًا على رؤية الأشياء البعيدة جدًا بوضوح. هذا يعني أن عدسة النظارة يجب أن تنتج صورة (30cm) من العين لجسم بعيد جدًا. صورة عند مسافة (30cm) من العين ستكون (28.5cm) الى يسار عدسة النظارة



$$P = \frac{1}{d_o} + \frac{1}{d_i} = \frac{1}{\infty} + \frac{1}{-0.285} = -3.51\ D$$

تشير القوة السالبة إلى عدسة مقعرة

س) ما قوة عدسة النظارة اللازمة للسماح لشخص لديه بعد نظر، نقطته القريبة (1m)، برؤية شيء يقع على بعد (25cm) بوضوح؟ افترض أن العدسة (التصحيحية) مثبتة على بعد (1.5cm) من العين بواسطة إطارات النظارات.



الحل) عند وضع جسم على بعد (25cm) من عين الشخص، يجب أن تنتج عدسة النظارة صورة على بعد (1 m) (النقطة القريبة). مسافة الصورة سالبة لأنها في نفس الجانب للعدسه والجسم.

$$d_i = 100 - 1.5 = 98.5cm,\ \ d_o = 23.5cm$$

$$P = \frac{1}{d_o} + \frac{1}{d_i} = \frac{1}{0.235} + \frac{1}{-0.985} = 4.26D - 1.02\ D = 3.24D$$

تشير القوة الموجبه إلى عدسة محدبه

5.7 الليزر *Laser*

5.7.1 خصائص الليزر *Laser specifications*

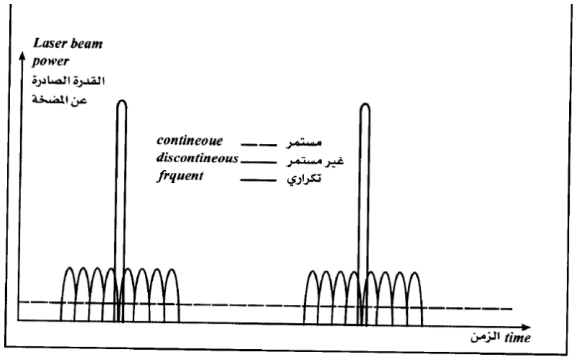
تتميز اغلب الليزرات التطبيقية بشكل أساسي بأطوالها الموجية *wavelengths* وبطريقه توليدها *emission method* وبقدرتها *laser power*.

- **الطول الموجي *wavelengths***

تقع الليزرات المتعارف عليها ضمن اطوال الموجات تحت الحمراء والطيف المرئي وفوق البنفسجي والامواج السنتيمتريه.

- **طريقه توليدها *emission method***

تستطيع اجهزه الليزر التولد بطريقه تكراريه *frequent*، متقطعة *discontinuous* او مستمرة *continuous*انظر للشكل (14-5). فمثلا التولد التكراري يميز الليزر الاسترخائي *relax laser* حيث تتكون الحزمة من تعاقب نبضات ضوئية صادره عند كل تفريغ لجهاز الضخ اثناء عمليه توليد الأشعة الليزرية. اما المتقطع فلا يحصل الا بحجب احدى مراتي الفجوة الضوئية اثناء الضخ. وهكذا فان عدد الذرات المهيجة بالرغم من العودة التلقائية الى الحالة الرئيسية يمكن ان يكون كبيرا وانه عندما نكشف المرآه نحصل على ليزر ذات قوه كبيره. بينما النوع الأخير وهو المستمر فهو من فعل الليزرات الغازية *Gaseous laser* حيث تستطيع النبضات ذات الفترات الطويلة ان تختفي ثانيه.

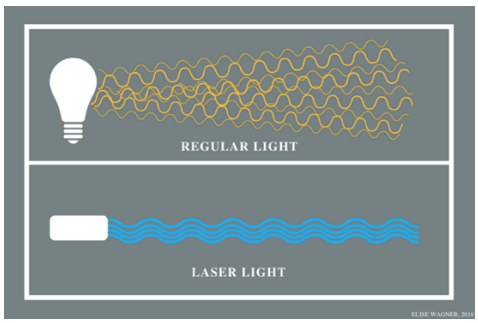


الشكل (14-5)

- **القدرة الليزرية *Laser power***

تتغير قدره الليزرات من عده مايكرواطات (*microwatts*) الى كيكاواط (10^9 *watt*). ان قدره الليزرات المستخدمة في الطب مماثله لقدره مصابيح اضاءه التوهج حينئذ يسمح ترابط الضوء بالتركيز المحرقي *focal point* باستخدام جهاز ضوئي عادي من الحصول على بقعه محرقيه ذات بعد صغير جدا ($10\mu m$) يتمركز فيها كامل طاقة الحزمة انظر للشكل (15-5) وهنا تكمن الفائدة

الأساسية من استخدام الليزر في الطب لغرض العلاج كما ان الطاقة الكلية التي يتلقاها الهدف المراد توجيه اشعه الليزر اليه تساوي الى حاصل ضرب قدره الليزر بزمن اصطدار الشعاع.



الشكل (5-15)

5.7.2 التأثيرات البيولوجية لليزرات *Laser Biological Effects*

الليزر هو اكتشاف علمي حديث تأثيراته البيولوجية غير معروفه بالكامل وبشكل جيد. كما ان الحيطة والحذر عند استخدامه ضرورية للغاية. هذا ولن نتطرق عمليا الا الى سوى عن التأثير البيولوجي لليزرات وهو ما يعرف **بالتأثير الحراري**.

- **التأثير الحراري لأشعة الليزر *Laser Thermal Effects***

التأثير الحراري لاشعه الليزر هو التأثير البيولوجي الأكثر سهوله للفهم. فهو مماثل للتأثير الذي يحدث عند تسخين جسم معرض للشمس. فالطاقة الضوئية (hv) تتحول الى طاقة حرارية وهذا يعني حدوث تهيج للخلايا المعرضة لا شعه الليزر. ان الامتصاص المرافق لهذا التأثير الحراري لطاقه حزمه الليزر يتغير مع طول موجته ومع طبيعة النسج المعرض للأشعة.

اننا نستطيع بتعديل طول الموجه من الحصول على فعل اقل او أكثر اهميه وحقيقة فان القسم الأعظم من طاقة الحزمة يتحول الى حرارة على مسافة تكون قصيره كلما كان امتصاص الطاقة أكبر. فالنسج المشحونة بالملامين (*melanin*) كالجلد او بظهاره ملونه فمثلا العين تمتص بشراهة الاطوال الموجية الواقعة ما بين (*1200nm,400nm*) وبالعكس فان الأوساط الشفافة للعين غير حساسة لهذه الاطوال الموجية.

ولذلك نستطيع تعريض شبكيه العين للأشعة مثلا بالليزر الارغوني (*Argon laser*) طول موجه (*500nm*) لتجتاز الأوساط الشفافة للعين. وهذا هو الاستخدام الطبي لليزرات الأكثر شيوعا.

ولكن بما ان الهيموغلوبين (*Hemoglobin*) يمتص بشراهة الحزم التي اطوال امواجها اقل من (*50nm*) يجب عندئذ تامين عدم نزف الوسط الزجاجي. وان المليمترات الأربع الأولى من الجلد تمتص (99%) من طاقة حزمه الليزر من المجال (*1000nm-300nm*).

ان نتائج التعرض لأشعة الليزر لا تتعلق عمليا الا بارتفاع درجه الحرارة العائدة الى التأثير الحراري. وسيكون هذا التأثير أكثر اهميه في الحالات الأتية:

1-عندما تكون القدرة خلال وحده السطح *per unit area* لحزمه الليزر كبيره.

2-امتصاص طول موجه للحزمة كبيرا.

3-زمن التعرض للأشعة طويلا.

4-الناقليه الحرارية *thermal conductivity*، للنسيج المعرض للأشعة صغير.

وانه حسب درجه الحرارة التي يتم الوصول اليها نحصل على ثلاثة نماذج للتأثير الحراري:-

1- ارتفاع بسيط لدرجه الحرارة.

2- تسخين مع تشوه البروتينات (تأثير التخثر *clotting effect*) وهذا هو عباره عن طهو حقيقي.

3- ارتفاع في درجه الحرارة يقود الى غليان السوائل او داخل الخلايا (تأثير التبخر) *liquid evaporation effect*.

ويجب الملاحظة الى ان الطاقة الحرارية المتحررة من حزمه الليزر يمكن ان تنتشر بانتقال حراري بسيط وان ابعاد حجم التأثير النسيجي يمكن ان يكون أكبر من تلك الخاصة بالحزمة، وهذا هو أحد أسباب الحذر والحيطة المطلوبة اثناء استخدام الليزر لأغراض طبيه.

- **تأثيرات أخرى لأشعة الليزر*Other Laser effects***

1- تأثيرات كيميائية ضوئية *Photochemical effects*

ان الاحماض الأمينية amino acids كالنيروزين والتريبتوفان والفنيننيلالانين تتعرض للتخريب بالليزرات ذات الاطوال الموجية (الأزرق وفوق البنفسجي).

2- تأثيرات ميكانيكيه لليزرات Laser mechanical effects

(ظهور أمواج الصدم والموجات فوق الصوتية) غير معروفه بشكل جيد فهي تستطيع توضيح بعض التأثيرات وهي مرتبطة باستخدام الليزرات من النموذج الاسترخائي وتظهر قمم بمخطط القدرة المرتفعة فلعل هذا من الاسباب ولاسيما في طب العيون التي تجعلنا نفضل استخدام الليزرات بتوليد مستمر.

5.7.3 التطبيقات الطبية لليزرات *Laser Applications in Medicine*

ترتكز الاستخدامات الطبية الرئيسية لأشعة الليزر في معظمها على التأثير الحراري المركز الناتج من الحزم الضيقة جدا ذات الطاقة العالية الكثيفة والتركيز المحرقي الضوئي الممتاز

accurate optical focusing. ففي الجراحة يتم استخدام تأثير التخثر لإيقاف نزف الأوعية الدموية الصغيرة ولتخريب النسج بالتخثر. كما ان التبخر يسمح باستئصال او قطع النسج. ومن التطبيقات الطبية ذات الفائدة الكبيرة:

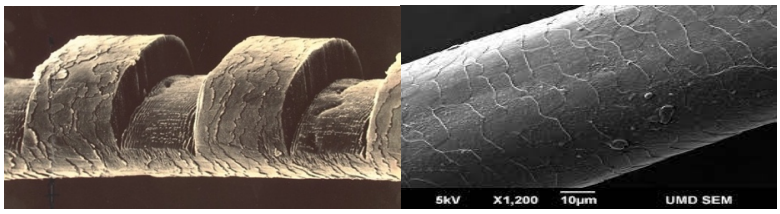
إيقاف نزف الأوعية الدموية الصغيرة وتخريب النسج (*stopping of small blood vessels bleeding and tissues damages*). لإيقاف نزف الأوعية الدموية الصغيرة وتخريب النسج يستخدم حاليا ليزرات الارغون (*500nm*)، ليزرات YAG (ايتريوم- المنيوم طول موجته *1000nm*) حيث تكون الحزمة اقل امتصاصا بالنسج اللينة من حزمه ليزر الارغون الأكثر فعالية مثلا YAG يعطي قدره قدرها (*60 watt*) يسمح بإيقاف النزف على سطح مقداره ($10\ mm^2$) ما بين (*1-2 sec*)

5.7.4 تصحيح البصر بالليزر (*LASIK*) *Laser Vision Correction*

الرؤية الواضحة في العين تحدث نتيجة مرور الضوء خلال القرنية والبؤبؤ والعدسة وتجمعها على الشبكية واي خلل بذلك سوف يسبب عيوب بالنظر. ان تصحيح البصر بالليزر عبارة عن معالجة لهذه العيوب بالبصر مثل (القصر البعد، الانحراف). لذلك تعتمد عمليات تصحيح النظر بواسطة الليزر على إعادة تشكيل القرنية لتعديل البعد البؤري للعين وإعادة التشكل هذه تساعد العين على إعادة تجميع الضوء وتركيزه على الشبكية وبذلك تعود العين لحالتها الطبيعية.

ان تقنية الليزك (*LASIK*) اكتشفت في سنة *1960* من قبل العالم *Jose* عندما طور الة التشريط لقطع جزء من القرنية وتعديل شكله بواسطة تقنية تسمى *keratomileusis*. وفي العام *1981* وبعد اكتشاف الاكسيمر ليزر الذي يعمل في مجال الاشعة فوق البنفسجية ودقته العالية بالقطع اجزاء دقيقة من القرنية وبدون اثار حرارية للمناطق المحيطة تمكن العالم *Srinivasan* من استخدام الاكسيمر ليزر لقطع جزء من القرنية. وفي عام *1991* قام الامريكيان *Stephen Slade& Stephen Brint* بعمل اول عملية ليزك بواسطة الاكسيمر ليزر.

ففي تقنية الليزك يتم استخدام اشعة الاكسيمر الليزر بهدف تعديل سطح القرنية وبالتالي تغيير القوة الانكسارية لها. وتعمل هذه الاشعة على إزالة طبقان من انسجة القرنية بدقة بالغة وبطول وعمق محددين تحديدا دقيقا. في الشكل ادناه صورة مكبرة بواسطة المجهر الالكتروني لشعرة انسان قبل وبعد التعرض لأشعة الاكسيمر ليزر وازيل من الشعرة بعض الطبقات لتبدو بالشكل الموضح (5-16)، وهذا يبين دقة هذا النوع من الليزرات في التحكم بمقدار وسمك الطبقة المراد ازالتها.



شكل (16-5) يظهر توضيح دقه ازاله الليزر

يعمل جهاز الليزر على تسليط حزمة من اشعته على انسجة القرنية المراد معالجتها الامر الذي يؤدي الى تطاير تلك الجزيئات من القرنية وبالتالي تغير قوتها الانكسارية. وفي حال تسليط هذه الأشعة في داخل انسجة القرنية فأنها تسمى عملية الليزك. اما في حالة تسليط الاشعة على سطح القرنية فأنها تكون علاجا سطحيا. حيث يتم بعملية الليزك قطع جزء من القرنية بواسطة جهاز القطع الالكتروني بمقدار *270* درجة وبعد ذلك يتم ثني الجزء المقطوع وتسليط اشعة الليزر على الطبقات الداخلية للقرنية. بعد ذلك يتم إعادة الجزء المقطوع من القرنية الى مكانه الطبيعي بدون خياطة.

(الفصل السادس)

تفاعل الأشعة مع

المادة

Interaction
Radiation with Matter

6.1 الكشف الاشعاعي *Radiation detection*

الكواشف *detectors* هي أدوات تستخدم للكشف عن الاشعة والكواشف *المستخدمة* في التطبيقات النووية كثيرة، وسنتعرض فقط الى أبرزها وهو عداد غايغرمولر *Greiger-muller detector* والعداد الوميضي *The scintillation detector*.

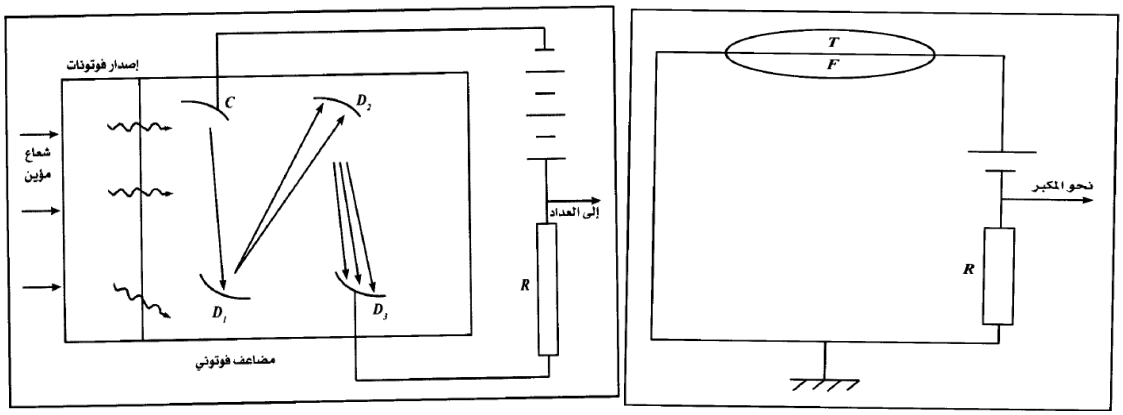
- **غايغرمولر *Greiger-muller detector***

هو عباره عن مكثف (*capacitor*)، لوحيه مكونين من أنبوب على شكل حرف T وسلك محوري F المعدنيين ومولد يولد فرقا في الجهد مقداره V_{FT} من مرتبه ($1KV$) وناقل مقاوم R موجودة في الدارة. وان الفولتية عبر طرفيه تمر عبر مكبر صوت او عداد ومضات *pulses counter*. فعندما يكون الغاز داخل الانبوب غير مؤين إذا فهو عازل وبالتالي لا يمر تيار بالدائرة. ولكن عندما يجتاز الغاز شعاع مؤين تظهر الكترونات وايونات مسرعة بفرق الجهد V_{FT} محدثه تأينا على شكل شلال. ويتفرغ المكثف الكهربائي والتيار الناتج يولد بين طرفي المقاومة جهدا نبضيا مرسلا الى عداد او الى مكبر صوت كما موضح بالشكل (6-1 آ).

- **العداد الوميضي *The scintillation detector***

تمتلك بعض المواد كالبوليستيرن خاصيه اصطدار الفوتونات عندما يجتازها اشعاع مؤين. حيث يقوم المضاعف الفوتوني الموصول بالعداد باستقبالها ليتم كشف هذه الجسيمات واحد بعد الاخر وكالتالي: -

يتسبب الشعاع المؤين بإصدار فوتونات في الوامض. وعندما يسقط الفوتون على المهبط *cathode* (C) للمضاعف الفوتوني يصدر الكترونا بسبب التأثير الكهروضوئي *photoelectric effect* ومن ثم يسقط هذا الالكترون المسرع accelerated electron بالمجال الكهربائي على المسرى anode (D_1) فيحرر حزمه الكترونات تكون هي الأخرى مسرعة نحو المسرى (D_2) وهكذا دواليك. ان وصول فوتون الى المهبط (C) يحدث في المقاومة (R) نبضه تيار قصيره ويقوم العداد بإحصاء هذه النبضات لمجموع الفوتونات التي تصطدم بالمهبط كما موضح بالشكل (6-1 ب).



(ب) (آ)

الشكل (1-6).

6.2 الأشعة وصحه الانسان

- **التأين والتوغل *Ionization Radiation***

ان الجسيمات (α) و (β) هيه اشعه مؤينه بشكل مباشر *direct ionization particles* فأشعه الفا التي تتوغل بسماكة صغيره جدا من مرتبه عده ماكروميترات *few micrometer* لا تكون خطيره إذا لم يوجد امتصاص داخلي (استنشاق عن طرق المعدة).

اما اشعه بيتا التي تتوغل بسماكة عده مليمترات *few millimeter* فهي خطيره على الجلد. بينما اشعه كاما (γ) او اكس (X) المؤينة بشكل غير مباشر *indirect ionization* من خلال التأثير المتبادل من ذرات المادة التي تجتازها تولد الكترونات مؤينه كما ان التأين يمكن ان يحدث بعد توغل أعمق بالمادة.

يبين الجدول (1-6) عدد ازواج الايونات الناتجة عند تأثير الأشعة بعد اجتيازها لمسافه ($1\mu m$) خلال نسيج حي.

الجدول (1-6)

عدد أزواج الايونات الناتجة بعد اجتياز ($1\mu m$) من نسيج حي	
150000	انشطار نواة ثقيلة
4000	جسيم $\propto$ ($5MeV$)
1000	نترون ($400KeV$)
80	اشعة X ($200KeV$)
10	γ,β

- **التأثير على الخلايا الحية *Cells Radiation Effects***

ان تأين الخلايا الحية هو نقطه البداية للتأثير على النسيج*effect on tissue*كما ان الايونات الناتجة تضر بالحمض النووي *DNA* والانزيمات *enzymes*، حيث ان التأين يحدث مثلا تمزقا

للروابط الهدروجينية *hydrogen bound*وان فصل السكريات والفوسفات يتسبب باستحالة التضاعف والنسخ. أي ان التأثير الرئيسي للأشعة هو إذا فقدان القدرة على التكاثر وان البنى الجزيئية المسؤولة عن الحيات تكون متلفة. وتستطيع الخلية المصابة في بعض الحالات ترميم نفسها بعمليات بيوكيميائيه *biochemical process* وان الخلايا حساسة لطور الانقسام وهذا يوافق حاله الخلايا السرطانية.

- **التأثيرات المرضية على الرجال:** تتعلق التأثيرات المرضية على الرجل بالجرعات الممتصة ونميز هنا بين الحالات الأتية: -

i- **التأثيرات الجسدية المبكرة *The early human body effect***

تخص الاشعاعات الحادة ذات جرعه بتدفق كبير (0.5 SV خلال عده دقائق) ان هذه التأثيرات حساسة في حاله تعرض الجلد للأشعة (حروق وخطر الإصابة) وكذلك تعرض الأمعاء (خطر الانثقاب) وتعرض العيون (الساد) وتعرض الغدد التناسلية (العقم).

ii- **التأثيرات الجسدية المتأخرة *The late human body effect***

سرطان وابيضاض الدم *blood cancer* يمكن ان تظهر بعد أكثر من عشر سنوات للتعرض للأشعة وخطرها مستقل عن الجرعة الممتصة وبالعكس فان احتمال ظهور هذا الخطر يزداد مع زيادة مقدار الجرعة.

iii- **التأثيرات الوراثية** (تأثيرات على ذريه الأشخاص المتعرضين للأشعة)

6.3 الجرعات الإشعاعية السموحة *the allowed dosages*

الجرعة العظمى المسموح بها محدده تماما ويجب عدم تجاوزها وهي كالتالي: -

i- اشخاص يتأثرون بشكل مباشر بأشعة العمل

- عند تعرض الجسم بكامله فان مكافئ الجرعات ابتداء من السن القانوني للعمل (*18 سنه*) وحتى (N) سنه يجب ان لا يتجاوز

$$D = 50 \times (N - 18) mSV$$

- جرعات موضعيه يجب الا يتجاوز (*0.3 SV/year*) للعظم، و (*0.15 SV/year*) سنه للأعضاء الأخرى.
- الحد الاعظمي لتعرض المناطق السطحية للأشعة محدده (*0.6 SV/year*) للأيدي والجهة الأمامية للاذرع وبمقدار (*0.3 SV/year*) لما تبقى من الجسم.

ii- اشخاص لا يتأثرون مباشره بأشعة العمل.

- ان التعرض الإجمالي محدد بمقدار (*15 mSV/year*) بينما الجرعات الأخرى المسموح بها محدده بعشر المقادير السنوية المتعلقة بالأشخاص الذين يتأثرون مباشره بأشعة العمل.

iii- تعرض السكان للأشعة

- الجرعات العظمى المسموح بها هي نفسها من اجل الأشخاص الذين لا يتأثرون بأشعة العمل ما عدا ما يخص الأشعة الكلية التي يجب الا تتجاوز (*5 mSV/year*)

6.4 المعالجة بالأشعة *Radio Therapy*

يطلق اسم المعالجة بالأشعة على استخدام الأشعة المؤينة *ionize radiation* بهدف علاجي. ويمكن ان يكون هذا العلاج مسكنا او مضادا للالتهاب او مضادا للانقسام اللامباشر. ان استخدام العلاج بالإشعاع كمضاد للانقسام اللامباشر بواسطة الأشعة المؤينة هو الأكثر اهميه لأنه لا يسمح بمعالجه بعض الأورام الخبيثة، كما انه يمكن استخدام جميع أنواع الأشعة المؤينة المختلفة في المعالجة بالأشعة. ويمكننا التمييز بين نوعين من تقنيات المعالجة بالأشعة: -

- المعالجة بالأشعة الخارجية المنتقلة عبر الجلد.
- المعالجة بالأشعة الناتجة من منابع موجودة ضمن اغلفه غير نفوذيه او من منابع غير موجودة في اغلفه نفوذيه غير نفوذه وان مصطلح المعالجة بالأشعة حقق احتراما كبيرا لعائله كوري *curie family* التي اكتشفت الراديوم *radium* (*1898*) والعناصر المشعة المصنوعة المصنعة *artificial radioactive* (*1934*). ان المعالجة بالإشعاع من النوع الثاني يتطلب وجود العناصر المشعة بتماس مباشر مع النسيج المصاب.

6.5 التصوير الاشعاعي

يعتبر التصوير بالمسح الاشعاعي نقله نوعيه هامه في مجال التشخيص الطبي، ونظرا لأهمية هذه التقنية فلقد أعطيت جائزه نوبل (*Nobel Prize*) لمكتشف التصوير بالمسح الذي حسن التصوير الاشعاعي. وسنبين وبشكل مختصر الخواص الأساسية لكل طريقه من طرق استقصاء الطب الاشعاعي وذلك لإظهار ما تحمله هذه الطريقة المتطورة من جديد.

1-التصوير الاشعاعي التقليدي *Radiography*

يتم طباعه الفلم بعد اجتياز منطقه الاستقصاء (صدر، عضو، ...) وتحميضه لنحصل على مناطق داكنة *radiopaque* وأخرى فاتحة *radioparency* تسمح بمعرفه ما هو غير طبيعي مثل (بقعه رئوية، كسر عظمي، الخ) فبعد التحميض تعكس التباينات بحيث تنسب المناطق السوداء للمضيئة او الشفافة بينما تنسب المناطق البيضاء للمعتمة.

تتعلق مجموعه الخواص بالكتلة الذرية *atomic mass* للعناصر المكونة لمختلف مكونات العضو المراد استكشافه عن طريق التصوير لهذا نرى انه كلما كان الجسم كثيفا وسميكا *thick and dense* كلما امتص الأشعة بشكل أفضل مثلا العظام *bones*تمتص الأشعة أكثر من العضلات *muscles* وبشكل عام توجد أربع كثافات في الطب الاشعاعي: -

i- الكثافة الغازية (الهواء الحويصلي في الرئتين) *Gaseous density*

ii- الكثافة الكلسية (هيكل عظمي او شذوذات بترسبات كلسية) *Calcite density*

iii- الكثافة الشحمية (النسج الشحمية fatty *tissue*) *Lipid density*

iv- الكثافة السائلية (دم، العضلات الرئيسية) *Fluid density*

لا يكون التصوير الاشعاعي هاما الا عندما نستطيع رؤية تباينات واضحة ويتم هذا عند وجود جسمين لهما كثافه ضوئية مختلفة يلامسان بعضهما البعض بالإضافة الى تحقيق بعض الشروط: -1) ان تكون حزمه الأشعة مماسيه على السطح الفاصل بين الجسمين. 2) استخدام مظللات لأحداث تباينات واهم المواد المستخدمة للتظليل:

- سائل أكسيد الباريوم barium oxide لتصوير الانبوب الهضمي.
- مستحضرات يوديه iodine compoundsلتصوير الأقنية الصغيرة.
- مستحضرات يوديه يتم التخلص منها بسوله بواسطة الكلية للتصوير النوعي: كليه (تصوير الجهاز البولي) الأقنية الصفراوية (تصوير المرارة) الأوعية الدموية.
- ان يكون التباين معكوسا هي حاله نادره جدا نستشهد بتصوير الدماغ الغازي مثالا.

2-التصوير المقطعي *Radiography in series*

التصوير المقطعي هو عباره عن تصوير اشعاعي تحليلي حيث لا يتم دراسة العضو بكامله كما هو معتاد في التصوير الاشعاعي التقليدي بل وفق شرائح وهذا يعني وفق مقاطع متتالية متفاوتة السماكة بحسب الدقة المطلوبة.

ان مبدا هذه الطريقة التي سنذكرها باختصار جاء بها العالم *Boccage* عام *1921*. حيث يتم الحصول على الصور وفق مقاطع مطبوعة على الانبوب والفلم المتصفين بانتقالات متزامنة ومتعاكسة بالاتجاه وبنسبه ثابته. ان من اهم شروط التصوير الاشعاعي المقطعي هو انه كل من الانبوب والجسم والفلم تشكل ثلاثية للعناصر الثابتة.

3-التصوير بالمسح *Radioscopy*

عرضت هذه التقنية لأول مره في عام 1972م من قبل العالم *Hounsfield et Ambrose* وهي تسمح بمعرفه معامل التخفيف وهذا يعني الامتصاص بمختلف أوساط الكائن الحي. عند استقصاء عضو بتقنيه التصوير الاشعاعي التقليدي فان كل منطقه تمتص أكثر او اقل وذلك وفق كثافتها، بنيتها... الخ. ولكن ليس من الممكن فصل بنيتين لهما معاملات امتصاص مختلفة قليلا بينما يوفر التصوير بالمسح هذه الإمكانية.

يتم في هذه الطريقة استقبال حزمه الأشعة في الجزء المخفف بعدد من الكواشف المحتواة ضمن مقياس الكثافة المقطعي. كما انه يتم استقصاء جميع المناطق لمقطع اعتراضي وذلك عندما يتحرك ابوب الباعث *cathode* والكاشف *detector* عرضيا وبشكل متزامن. ان العدد الكبير للقياسات التي يتم الحصول عليها لا يمكن استقصائها الا بالحاسوب. وبفضل هذه التقنية يمكن تحليل الأعضاء التي تكون فيها التباينات غير مرئية بالتصوير الاشعاعي التقليدي. فمثلا في تصوير الدماغ يكون ممكنا تمييز ماده بيضاء وماده رماديه لنفس التلافيف المخيخيه والاجواف البطينيه.

ان المسح الذي يتم الحصول عليه يحتوي على عدد كبير جدا من الخطوط التي نجري عليها قياسات الشده بواسطة مقياس الكثافة الكهروضوئي. ان عمليه المسح سريعة وتستغرق بحدود *4 دقائق* لإكمال الدوران الكامل *360* درجه أي تغطيه الجسد المراد تصويره.

تعتبر هذه التقنية ضرورية في عدد كبير من الاستخدامات الطبية وقد شاع استخدامها في غالبيه المستشفيات والمؤسسات الطبيه حول العالم.

6.6 طرق توليد الأشعة السينية *X-ray generation*

في عام *1895* العالم الفيزيائي الألماني *W.C. Roentgen* الأشعة السينية اثناء دراسته الأشعة المهبطيه في المختبر. حيث لاحظ عند تسليط فرق جهد كبير عبر الانبوب المهبطي (*CRT*) تولد نوع من الأشعة قادره على النفاذ من الاجسام وبعد فتره وجيزة استطاع ان يحصل على صوره واضحة لید زوجته كما موضح بالشكل (2-6).

الشكل (6-2)

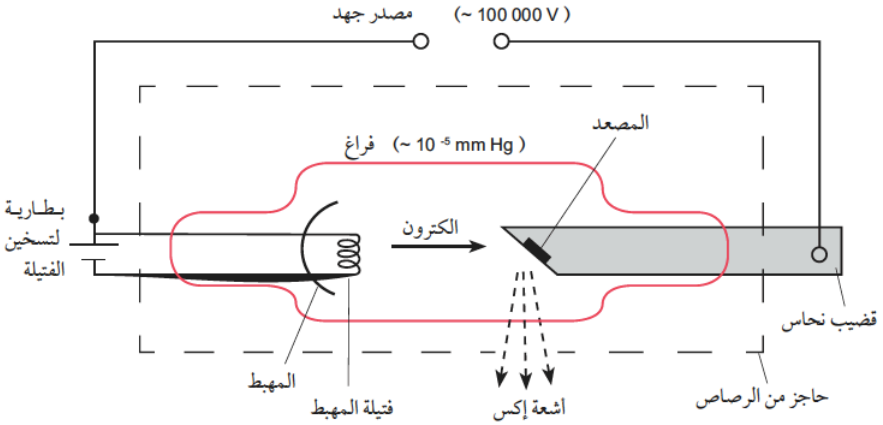
تتألف العناصر الأساسية في جهاز انتاج الأشعة السينية من: -

i- مصدر او باعث للإلكترونات (مهبط)

ii- انبوبه مفرغه من الهواء.

iii- مصدر فرق جهد موجب لتسريع الإلكترونات.

iv- مصعد من مادة فلزية ذات درجه انصهار عالية، ولها قابليه عالية على توصيل الحرارة ولها عدد ذري كبير مثل التنجستون. ويبين الشكل (6-3) العناصر الأساسية لتوليد الأشعة السينية.



الشكل (6-3).

فقد لاحظ العلماء ان باستطاعة الالكترونات التي تسير بسرعه عالية تحويل جزء من طاقتها الحركية الى اشعه سينيه عند تصادمها مع ذرات مادة المصعد. وهذا يعني انه لإنتاج الأشعة السينية يتوجب علينا الحصول على الكترونات ذات سرعه عالية ومادة فلزية تصطدم بها الالكترونات محولة جزءا من طاقتها الحركية الى اشعة. فعند مرور تيار كهربائي فتيله المهبط تكتسب الكترونات ماده المهبط طاقة كافيه لتتحرر من انوية ذرات مادة المهبط. وبوجود فرق جهد موجب عالي بين مصدر

الالكترونات وهدف التصادم (المصعد) تتسارع الالكترونات بدءا من السكون وتكتسب طاقة حركية $(K.E)$ تعتمد على فرق الجهد أي ان: -

$$K.E = \frac{1}{2} m_e v^2$$

حيث ان m_e كتله الالكترون (kg).

v سرعه الالكترونات عند وصوله الهدف (المصعد).

عند اصطدام هذه الالكترونات المتسارعة بالمصعد تفقد جزء من طاقتها الحركية على هيئة طاقة حرارية بسبب احتكاكها بمادة المصعد مما يؤدي لارتفاع حرارة مادة المصعد. ويتحول الجزء الاخر من الطاقة الحركية لأشعة سينية. ويمكن تمييز نوعين من الأشعة السينية: -

1- اشعه الإيقاف (الفرملة) *Bremsstrahlung Radiation*

2- الاشعة السينية المميزة *Characteristic Radiation*

ان سمك نسيج الجسم الذي تخترقه الاشعة قبل ان تصل الى الفلم يعتمد على جرعة الاشعة التي يتعرض لها المريض والذي يسهم في تقليل الاشعاعات المتشتتة داخل الجسم وهذا ما يعرف باضمحلال الاشعة السينية $(Attenuation)$. والذي يمثل النقص الناتج من امتصاص او تشتت فوتونات الحزمة بعد مرورها بوسط ما. فاذا كانت شدة الاشعة قبل مرورها من صفائح الالمنيوم (I_o) وشدة الاشعة بعد مرورها من الصفائح (I)، فان شدة (I_o) تتناقص اسيا عند تغير سمك الصفائح أي ان: -

$$I = I_o \exp(-Ax) \qquad or \qquad I = I_o \exp(-\mu x)$$

حيث ان (x) سمك عمق الاختراق (cm) و (μ)معامل الاضمحلال الخطي، (A) معامل الامتصاص الخطي. هذه المعاملات ترتبط مع بعضها من خلال علاقة الكثافة للمادة الحاجزة، أي $\rho = {}^{A}/_{\mu}$

6.7 خصائص الأشعة السينية *X-ray Characteristics*

يمكن ان نلخص اهم الخصائص التي تتصف بها الأشعة السينية بالنقاط التالية: -

1- هي أمواج كهرومغناطيسية تسير بسرعة الضوء.

2- لها طاقة عالية جدا تمكنها من المرور خلال الانسجة بسهولة ويتم امتصاصها في المواد عالية الكثافة مثل العظام والرصاص.

3- طول موجتها قصير جدا بحدود الأنجستروم $(10^{-10}m)$.

6.8 مخاطر الأشعة السينية *X-ray risks*

ان الأشعة السينية حالها كحال أي نوع اخر من الاشعة المؤينة (*ionization radiation*)، حيث انه هناك فوائد ومضار مرتبطة بطبيعة استخدامه في كل الأمور الحياتية. وسنعرض بضعه مخاطر منها:

1- التعرض لمستويات عالية من الأشعة السينية من شانه ان يسبب احمرارا(*redness*) او تساقط للشعر (*hair loss*).
2- ارتفاع طفيف جدا في خطر الإصابة بالسرطان (*cancer*) والذي يحدث نتيجة التعرض المستمر للأشعة السينية. وحتى وان لم يثبت العلم ذلك لغاية الان، الا ان بعض الحقائق العلمية بينت الى ان زيادة جرعة الاشعاع (*dosage*)، عمر المريض(*age*)، جنس المريض(*gender*)، والمنطقة المعرضة للإشعاع (*exposed region*) قد يعجل بظهور هكذا نوع من الامراض المميتة *deadly diseases*.

6.9 استعمالات الأشعة السينية *X-ray usages*

تستخدم الأشعة السينية في الوقت الحاضر بشكل واسع جدا في المؤسسات الصحية والمختبرات العلمية ولعل أبرز استعمالاته في الجانب الطبي والحيوي يتمثل بما يأتي: -

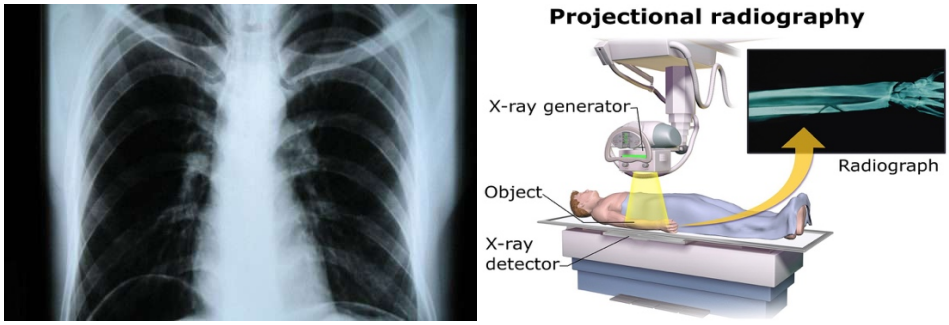
1- تشخيص الكسور بالعظام.
2- فحص الأعضاء الممتلئة بالهواء كالرئتين.
3- التعرف على حجم بعض الأعضاء الداخلية في الجسم.
4- حالات اكتشاف الثقوب بالأسنان.
5- تشخيص حالات سرطان الثدي.
6- تصور الاجسام الغريبة داخل الجسم.

٦.١٠ صور الأشعة السينية *X-ray images*

ان الهدف من تصوير المريض بالأشعة السينية هو الحصول على صوره واضحة للجزء المراد تصويره، وتختلف المواد بقدرتها على امتصاص الأشعة السينية ويعتبر هذا الاختلاف هو المبدأ الأساس المعتمد في تكوين درجات متباينة السواد على الصورة الإشعاعية. حيث يتطلب الحصول على صورة سينية واضحة ان يكون هناك تباين بين العضو المطلوب تصويره وبين ما يحيط به من انسجه أخرى. عند التأمل بتركيب جسم الانسان فأننا نجد ان العظام تحتوي على نسبة

كبيرة من الكالسيوم ومتوسط عددها الذري *13.8* اما الأنسجة العضلية والدهنية (الانسجة اللينة) فأنها تتألف بالغالب من الاوكسجين الهدروجين والكاربون ومتوسط عددها الذري *7.4* وعند تعريض الجسم للأشعة السينية فان العظام تمتص الجزء الأكبر بالمقارنة مع الأنسجة اللينة. وهذا بدوره يؤدي الى اختلاف في كمية الاشعة التي تصل الى فيلم التصوير.

فالأماكن التي تحتوي على العظام تظهر على الفيلم بيضاء لعدم نفاذ الاشعة منها اما الأماكن التي تحتوي على الانسجة اللينة فتظهر على الفلم سوداء. وتعتمد درجة سواد الفلم على كمية الاشعة الساقطة كما موضح بالشكل (4-6)..



الشكل (4-6).

من الأمور المهمة عند التصوير بالأشعة السينية الا وهو تقليل تشتيت الأشعة والذي يؤثر على جودة صورة الاشعة السينية لان الفلم يسجل الاشعة الواصلة اليه. ويعتمد تشتت الأشعة السينية في المواد على العوامل التالية:

1- طاقة الاشعة السينية فكلما ازدادت طاقة الاشعة قل التشتت.
2- سمك الجزء المعرض للأشعة فكلما زاد السمك زاد التشتت.
3- مساحة المنطقة التي تعرضت للأشعة بالمقارنة بالمساحة المراد تصويرها فكلما ازدادت المساحة زاد التشتت.

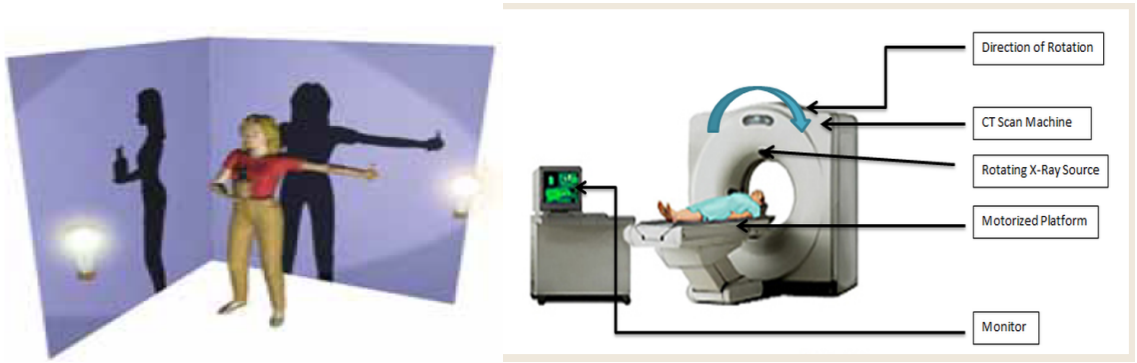
وهذ يقودنا الى انه من اجل الحصول على صوره واضحة وبتباين عالي لغرض التشخيص من قبل الطبيب الاختصاص فانه على الفني المسؤول على التصوير التحكم بالعوامل أعلاه للحصول على الصورة المطلوبة. في بعض الأحيان يصعب اخذ صوره شعاعيه لعضو معين عندما يمتلك هذا العضو نفس العدد الذري للمنطقة المحيطة به لذلك يتم استعمال مواد ذات عدد ذري عالي داخل العضو ليميزها عن المنطقة المحيطة به وتسمى هذه بمواد التباين (*contrast materials*) ولعل أبرزها اليود (I_{53}) والباريوم (Ba_{56}).

- **التصوير الطبقي *Computerized Axial Tomography (CAT)***

ينتقل التصوير الطبقي بفكره التصوير التقليدي بالأشعة السينية بمرحله جديده. فبدلا من إيجاد الحدود الخارجية للعظام والأعضاء فان التصوير الطبقي يكون صوره ثلاثية الابعاد لداخل جسم المريض باستخدام الحاسوب. لمعرفة كيف يتم ذلك علينا تذكر صورة الاشعة السينية التقليدية والتي هي عبارة عن تسجيل لظل الاجسام على الفلم. وهذه الظلال بالحقيقة لا تعطي الصورة الحقيقية للجسم الذي تم تصويره.

فمثلا، إذا نظرت الى صورة الفتاة المبينة بالشكل (5-6). والتي تحمل في يدها اليمنى حبة اناناس وفي يدها اليسرى حبة موزة. فأنك تلاحظ صورتين مختلفتين للفتاة في اتجاهين مختلفين. فجسمها حجب صورة حبة الاناناس عن الحائط الخلفي. وحجب صورة يدها اليسرى والتي تحمل حبة الموزة عن الحائط الجانبي. ولمعرفة الصورة الحقيقية فعلينا ان ننظر الى الظلين على الحائط. وهذا هو مبدا عمل التصوير الطبقي. في جهاز التصوير الطبقي يتحرك مصدر الاشعة السينية حول المريض في شكل دائري اخذا مئات الصور للجسم وبدلا من تسجيل هذه الصور على فلم فان الصور تتداخل الى حاسوب ويعاد تركيبها لتشكل صورة ثلاثية الابعاد للجسم، وتكون الصور الطبقية.

لأخذ الصور فان المريض يستلقي على طاولة متحركة تنزلق داخل الفتحة. يقع مصدر الاشعة السينية على حلقة متحركة تنزلق على حافة الفتحة. ويقابلها مجسات لقياس شدة الاشعة السينية موصولة بالحاسوب. يقوم محرك خاص بتدوير الحلقة بحيث يدور كل من مصدر الاشعة السينية والمجسات حول المريض. وعند دوران هذه الشريحة دورة كاملة فيمكن الحصول على صورة لشريحة معينة من الجسم. وبعد ذلك يقوم مركز التحكم بتحريك الطاولة التي يتمدد عليها المريض الى داخل الفتحة لأخذ صورة لشريحة ثانية، وهكذا. وبعد مرور المريض خلال الفتحة يقوم الحاسوب بدمج كافة المعلومات ليشكل صورة ثلاثية الابعاد وتفصيلية للجسم.



الشكل (5-6).