



المملكة العربية السعودية
المؤسسة العامة للتدريب التقني والمهني
الإدارة العامة لتصميم وتطوير المناهج

تخصص تقنيه أجهزة طبية

أجهزة المعايرة الطبية

عملي

220 أظب

طبعة ١٤٢٩ هـ

مقدمة

الحمد لله وحده، والصلاة والسلام على من لا نبي بعده، محمد وعلى آله وصحبه، وبعد:

تسعى المؤسسة العامة للتدريب التقني والمهني لتأهيل الكوادر الوطنية المدربة القادرة على شغل الوظائف التقنية والفنية والمهنية المتوفرة في سوق العمل، ويأتي هذا الاهتمام نتيجة للتوجهات السديدة من لدن قادة هذا الوطن التي تصب في مجملها نحو إيجاد وطن متكامل يعتمد ذاتياً على موارده وعلى قوة شبابه المسلح بالعلم والإيمان من أجل الاستمرار قدماً في دفع عجلة التقدم التتموي؛ لتصل بعون الله تعالى لمصاف الدول المتقدمة صناعياً.

وقد خطت الإدارة العامة لتصميم وتطوير المناهج خطوة إيجابية تتفق مع التجارب الدولية المتقدمة في بناء البرامج التدريبية، وفق أساليب علمية حديثة تحاكي متطلبات سوق العمل بكافة تخصصاته لتلبي متطلباته، وقد تمثلت هذه الخطوة في مشروع إعداد المعايير المهنية الوطنية الذي يمثل الركيزة الأساسية في بناء البرامج التدريبية، إذ تعتمد المعايير في بنائها على تشكيل لجان تخصصية تمثل سوق العمل والمؤسسة العامة للتدريب التقني والمهني بحيث تتوافق الرؤية العلمية مع الواقع العملي الذي تفرضه متطلبات سوق العمل، لتخرج هذه اللجان في النهاية بنظرة متكاملة لبرنامج تدريبي أكثر التصاقاً بسوق العمل، وأكثر واقعية في تحقيق متطلباته الأساسية.

وتتناول هذه الحقيبة التدريبية " معايير الأجهزة الطبية " لمتدربي تخصص " فني الأجهزة الطبية " للكليات التقنية موضوعات حيوية تتناول كيفية اكتساب المهارات اللازمة لهذا التخصص.

والإدارة العامة لتصميم وتطوير المناهج وهي تضع بين يديك هذه الحقيبة التدريبية تأمل من الله عز وجل أن تسهم بشكل مباشر في تأصيل المهارات الضرورية اللازمة، بأسلوب مبسط يخلو من التعقيد، وبالاستعانة بالتطبيقات والأشكال التي تدعم عملية اكتساب هذه المهارات.

والله نسأل أن يوفق القائمين على إعدادها والمستفيدين منها لما يحبه ويرضاه؛ إنه سميع مجيب الدعاء.

الإدارة العامة لتصميم وتطوير المناهج

أجهزة المعايرة الطبية

معايرة أجهزة قياس الضغط

الوحدة الأولى معايرة أجهزة قياس الضغط

Calibration of Pressure Measuring Equipment

الجدارة: القدرة على معرفة منحني القياسات الطبية.

الأهداف: عندما تكتمل هذه الوحدة تكون لدى المتدرب القدرة على أن:

1. يتعرف على معنى الضغط
2. يتعرف على وحدات الضغط
3. يتعرف على أجهزة الضغط
4. يتعرف على كيفية قياس الضغط
5. يتعرف على كيفية معايرة الضغط

مستوى الأداء المطلوب: أن يصل المتدرب إلى إتقان الجدارة بنسبة 85%

الوقت المتوقع للتدريب: 4 ساعات تدريبية

الوسائل المساعدة: جهاز العرض العلوي لعرض الصور والنماذج

متطلبات الجدارة: الإلمام بالمفاهيم العامة للضغط

الوحدة الأولى

معايرة أجهزة قياس الضغط

Calibration of Pressure Measuring Equipment

مقدمة :

المعايرة هي مجموعة من عمليات القياس التي تتم تحت ظروف محددة باستخدام أجهزة وأدوات قياس مسندة إلى المعايير الوطنية أو الدولية التي تحقق وحدات النظام الدولي للقياس (SI) وتحدد هذه العمليات مدى دقة أجهزة القياس وملاءمتها للغرض المستخدمة من أجله ومدى مطابقتها للنظام الدولي للقياس طبقاً لمعايير دولية محددة. ويتم تحديد خصائص الأجهزة وأدوات القياس عن طريق إيجاد العلاقة بين القيمة الحقيقية والقيمة المقاسة.

فالمعايرة (Calibration) هي إجراء يتخذ لإختبار صحة القراءات التي يقيسها جهاز ما ، وبالتالي يتم إدخال قراءات معلومة من جهاز المعايرة إلى الجهاز المراد اختباره وتطابق قراءات هذا الجهاز مع جهاز المعايرة يعني أن الجهاز مُعاير ويمكن استخدامه لقياس متغيرات وظائف الأعضاء .

وعادة ما يوجد بالأجهزة المراد معايرتها وسائل لإعادة ضبطها إذا انحرفت قراءاتها عن القيم الصحيحة المعايرة وإذا انعدمت تلك الوسائل لإعادة ضبط القراءات فيكون الحل عادة تغيير محول الطاقة حيث إنه العنصر المتعلق مباشرة بعمليات القياس وذلك بعد التأكد من سلامة باقي أجزاء الجهاز

1 - معايرة أجهزة قياس الضغط: Calibration of Pressure Measuring Equipment

قبل معايرة أجهزة قياس الضغط ، يجب على مستخدم هذه الأجهزة أن يفهم جيداً ، ما هو الضغط ؟

يُعرف الضغط بأنه: القوة الواقعة على وحدة المساحة .

و تستخدم عادة وحدة النيوتن (Newton) ، ويرمز لها بالرمز (N) ، لقياس القوة ويستخدم المتر

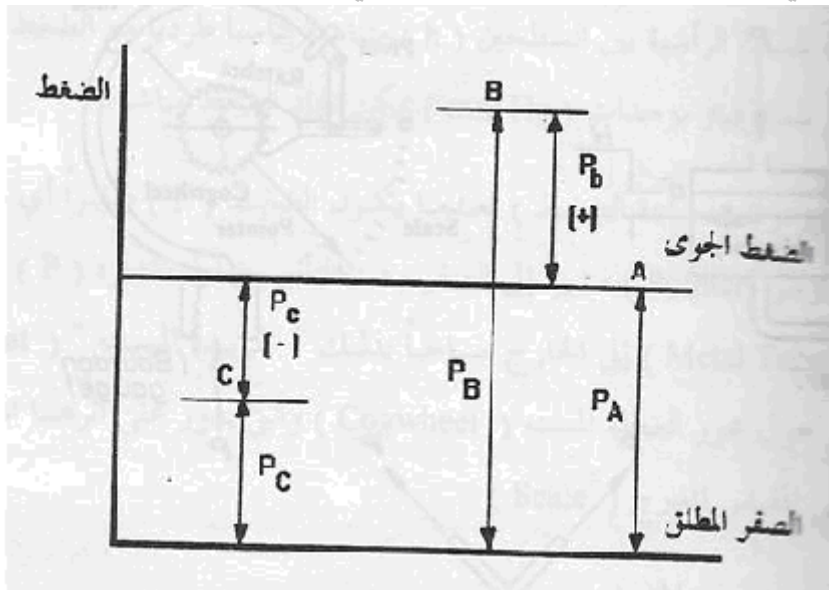
المربع لقياس المساحة وذلك في النظام العالمي للوحدات .

واختصاراً يطلق على وحدات الضغط المقيسة بالنيوتن مقسوماً على المتر المربع اسم باسكال (Pascal) ويرمز لها بالرمز (Pa) وحيث إنها وحدات متناهية في الصغر لذلك يستخدم بدلاً منها وحدات الكيلو باسكال (Kilo Pascal) ويرمز لها بالرمز (kPa) وهي تساوي 1000 باسكال .

والوحدات الأكثر استخداماً في التطبيقات الطبية للضغط هي الوحدات الناتجة من قسمة الضغط على الوزن النوعي (Specific Weight) للسائل المستخدم في قياس الضغط ويكون ناتج القسمة وحدات طولية مثل ملليمتر زئبق ويرمز لها بالرمز (mm Hg) حيث (mm) هي الوحدات الطولية و (Hg) هو رمز الزئبق وهو السائل المستخدم في جهاز قياس الضغط .

نتكلم عن الضغط الجوي (Atmospheric Pressure) لأهميته حيث إنه محيط بنا وبكل ما نستخدم من أجهزة، فالغلاف الجوي يتألف من 78 % من غاز النيتروجين و 21 % من غاز الأوكسجين و 1 % من غازات أخرى وحيث إن لهذه الغازات كتلة لذلك فهي تعطي ضغطاً على أي سطح تحيط به .

ويبلغ الضغط الجوي عند مستوى سطح البحر (وهو سطح معياري لقياس الارتفاع) حوالي 76 سنتيمتر زئبق أو 100.000 باسكال (100 كيلو باسكال) ويطلق على هذا الضغط " الضغط المطلق " (Absolute Pressure) وللضغط الجوي وإذا نظرنا للشكل (15) نلاحظ أن المحور الأفقي " للصفر المطلق " هو المستوى الذي يقاس منه الضغط المطلق عند الارتفاع (A) والارتفاع (B) والارتفاع (C) حيث الضغوط المطلقة هي : PA , PB , PC على التوالي .



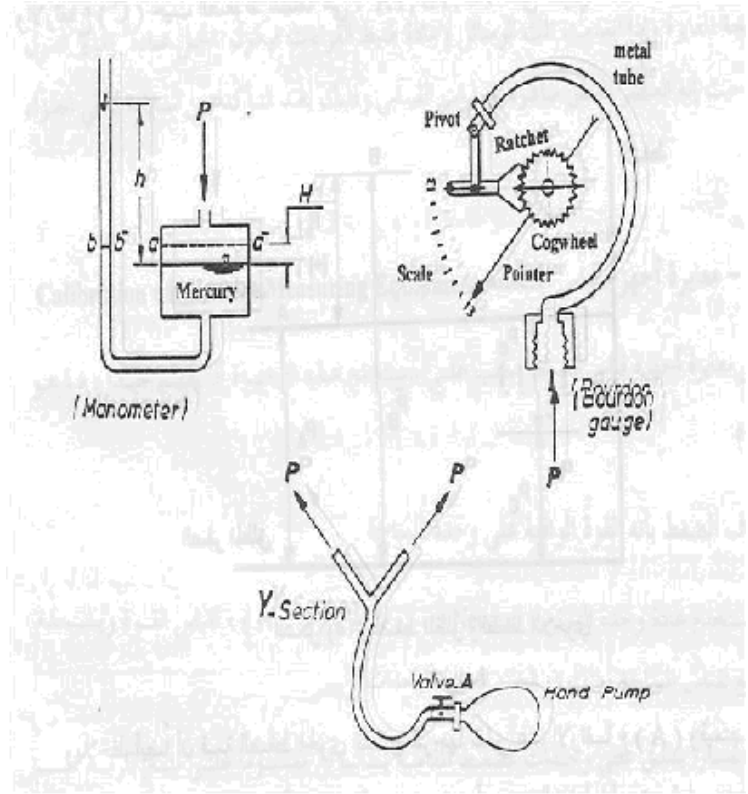
الشكل (1) الضغط المطلق والضغط اللاجوي

ويلاحظ أيضاً أن قيمة الضغط الجوي السابق شرحها تقاس عند الارتفاع (A) وقيمتها PA ، ولذلك يمكن اتخاذ مستوى قياس آخر عند المستوى (A) أي عند الضغط الجوي يقاس منه ضغط يُعرف بالضغط اللاجوي أو ضغط القياس (Gauge Pressure) وهو طبقاً لاسمه الضغط الذي يكون عنده الضغط الجوي مساوياً صفرًا أي أن قياسه يبدأ من مستوى الضغط الجوي . لذلك يكون الضغط عند الارتفاع (B) هو Pb وحيث إنه يزيد عن الضغط الجوي (أي فوقه) لذلك فهو ضغط لاجوي موجب (+) والضغط (Pc) ينقص عن الضغط الجوي (أي أسفله) ولذلك فهو ضغط لاجوي سالب (-) . وكل ضغط لاجوي أسفل مستوى الضغط الجوي (أي سالب) يُعرف باسم ضغط التفريغ (Vacuum Pressure) .

وقد اتفقت الأوساط العلمية العالمية على اتخاذ الضغط اللاجوي أساساً لقياسات الضغوط بمعنى أن كل ضغط يقاس يفترض أنه ضغط لاجوي إذا لم ينص على غير ذلك . لذلك فإن كافة أجهزة قياس الضغط تصنع على أساس أن مؤشر الضغط يشير للصفر كلما تعرض الجهاز للضغط الجوي.

كيف تتم معايرة أجهزة قياس الضغط ؟

يستخدم المانوميتر (Manometer) أو مقياس بوردون (Bourdon gauge) والذي يعرف باسم مقياس الضغط (Pressure gauge) أو ساعة الضغط (Aneroid Manometer) في معايرة أجهزة قياس الضغط كما هو موضح بالشكل (2) .



شكل (2) طريقة معايرة أجهزة قياس الضغط باستخدام المانوميتر أو مقياس بوردون

توصل أحد أطراف الوصلة (Y) (Y-Section) إلى الجهاز المراد معايرته والطرف الآخر إما إلى مقياس بوردون (ساعة الضغط) أو إلى المانوميتر الزئبقي وتوصل قاعدة الوصلة (Y) إلى مضخة هوائية يدوية مع صمام (Valve-A) يكون الجهاز مُعد للمعايرة حيث يضخ الهواء إلى الحد الذي تظهر معه قراءة للضغط (P) على مقياس بوردون أو المانوميتر ويغلق الصمام فيحبس الضغط داخل الأنابيب المؤدية إلى الجهاز المراد معايرته وأجهزة قياس الضغط .
وفي هذه الحالة يجب أن تكون القراءة على تدريج الجهاز المراد معايرته مساوية تماماً لقراءة ساعة الضغط أو المانوميتر .

وبزيادة الضغط عن طريق المضخة اليدوية يزيد الضغط (P) ويُسجل المانوميتر أو ساعة الضغط قراءة أخرى لا بد وأن تتساوى مع نفس القراءة التي سجلها الجهاز المراد معايرته ويكرر العمل عدة مرات لضمان دقة الجهاز عند قياس مستويات مختلفة من الضغط .

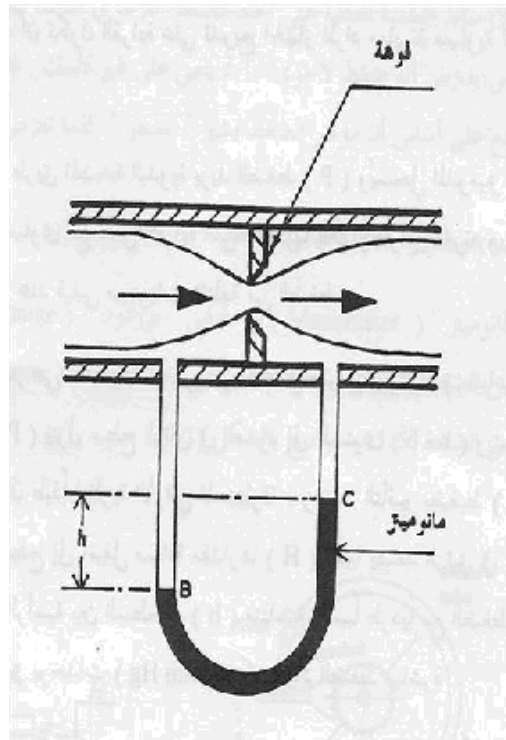
وطريقة عمل المانوميتر هي أدق وأبسط من طريقة عمل مقياس بوردون (ساعة الضغط) ففي حال عدم وجود أي ضغط (P) ينزل سطح الزئبق في العمود إلى المستوى (b - b) ويتساوى مع سطح الزئبق (a - a) في الخزان طبقاً لنظرية الأواني المستطرقة ، وعند التأثير بضغط (P) فوق سطح الزئبق في الخزان ينزل السطح إلى أسفل مسافة مقدارها (H) بينما يصعد الزئبق في العمود الزجاجي إلى أعلى وتكون المسافة الرأسية بين السطحين (h) متناسبة تناسباً طردياً مع الضغط (P) وبتدرج العمود الزجاجي للمانوميتر بوحدات (mm Hg) يمكن إيجاد الضغط مباشرة .

أما مقياس بوردون (ساعة الضغط) فعندما يكون الضغط (P) صفراً أي مساوياً للضغط الجوي يكون المؤشر (Pointer) مشيراً إلى الصفر وعند التأثير بضغط مقداره (P) يتمدد الأنبوب المعدني المرن (Metal Tube) إلى الخارج ساحباً بذلك " الجريدة المسننة " (Ratchet) لأعلى حيث إنها تدور حول محور العجلة المسننة (Cogwheel) والتي يدور على إثرها المؤشر مشيراً إلى قيمة الضغط على المقياس المدرج (Scale) .

2 - معايرة أجهزة قياس التدفق :

من أبسط وأدق الطرق المستخدمة لمعايرة أجهزة قياس التدفق هي استعمال أسطوانة زجاجية ذات تدرج يوضح الحجم و " ساعة إيقاف " (Stop-Watch) حيث يجمع حجم من السائل المتدفق في الاسطوانة الزجاجية المدرجة (بالسنتيمتر المكعب) ويحسب الزمن (بالدقائق) الذي انقضى للملء هذا الحجم وبالتالي يكون ناتج قسمة الحجم على الزمن مساوياً للتدفق بوحدات السنتيمتر المكعب لكل دقيقة .

وبطبيعة الحال لا تصلح هذه الطريقة لقياس تدفق الغازات ، لذلك يستخدم مقياس التدفق الفوهي (Orifice Meter) ، الموضح بالشكل (3) .



شكل (3) مقياس التدفق الفوهي

وتعتمد نظرية عمل مقياس التدفق الفوهي على تمرير الغاز المراد معايرة تدفقه من خلال أنبوب به قرص بفتحة (فوهة) دائرية مركزية صغيرة مما يجعل الغاز يتدفق بسرعة أعلى خلال الفتحة وبالتالي ينخفض الضغط بعد الفوهة عنه قبلها مما يجعل السائل المستخدم في المانوميتر يهبط إلى المستوى (B) ويرتفع في الفرع الآخر عند المستوى (C) دلالة على أن الضغط قبل الفوهة يزيد عن الضغط بعدها.

وهكذا يتولد فرق في الضغط يقاس بالمسافة الرأسية (h) التي تزيد كلما زاد التدفق وتقل عندما يقل التدفق .

ويمكن حساب التدفق كدالة في المسافة (h) ومساحة الفوهة (A) (وهي ثابتة المقدار) ومقارنة هذه القيم بقراءات جهاز قياس التدفق قيد المعايرة .

أسئلة وتمارين الوحدة الأولى:

1 - اشرح أهمية معايرة الأجهزة الطبية ؟

2 - أكمل ما يلي :-

$$\begin{array}{l} 2 \text{ kPa.} \quad \quad \quad ?? \text{ Pa.} \\ = \\ 5000 \text{ Pa.} \quad \quad \quad ?? \text{ kPa.} \\ = \end{array}$$

3 - إذا كان ضغط الغاز داخل الأسطوانة 300 mm Hg . فهل هذا هو ضغط الغاز المطلق أم ضغط الغاز الجوي ؟

4 - اشرح طريقة عمل مقياس بوردون والمانوميتر الزئبقي لقياس الضغط ؟

5 - كيف تتم معايرة أجهزة قياس التدفق الغازية والسائلة ؟

أجهزة المعايرة الطبية

معايرة جهاز إنعاش القلب

الوحدة الثانية معايرة جهاز إنعاش القلب

Defibrillator Analyzer

الجدارة: القدرة على معرفة معنى القياسات الطبية.

الأهداف: عندما تكتمل هذه الوحدة تكون لدى المتدرب القدرة على أن:

يتعرف على معنى عضلة القلب

يتعرف على كهرباء القلب

يتعرف على كيفية عمل القلب

يتعرف على جهاز إنعاش القلب

يتعرف على كيفية معايرة جهاز إنعاش القلب

مستوى الأداء المطلوب: أن يصل المتدرب إلى إتقان الجدارة بنسبة 85%

الوقت المتوقع للتدريب: 4 ساعات تدريبية.

الوسائل المساعدة: جهاز العرض العلوي لعرض الصور والنماذج.

متطلبات الجدارة: الإلمام بالمفاهيم العامة للقلب .

معايرة جهاز إنعاش القلب

Defibrillator Analyzer

أجهزة الصدمات الكهربائية:

أجهزة الصدمات الكهربائية هي أجهزة يتم استخدامها لتسليط تفريغ شحنات كهربائية قوي لفترة قصيرة على القلب.

الطريقة شائعة الاستخدام هي الطريقة التي يتم فيها استغلال تفريغ أحد المكثفات الذي يتم شحنه بمستوى معلوم من الطاقة.

في حالة الانقباض البطيني غير المنتظم، يمكن أن يقوم تفريغ الشحنات هذا بإزالة استقطاب عضلة القلب مع إزالة أي نشاط كهربائي لفترة وجيزة من الزمن، بحيث يمكن أن تبدأ عقدة الأذين التجويفية مرة أخرى في التحكم بإيقاع ضربات القلب مع إعادة تحديد نشاط متناسق وفعال.

ينتمي الجهد الكهربائي لتفريغ الشحنات إلى تصنيف الكيلو فولت (kV)، والحد الأقصى من تصنيف الأمبير مقاساً بوحدات مقدار كل منها عشر وحدات، وتقاس فترة الذبذبة بوحدة الملي ثانية (ms).

توجد طرق مختلفة لتوليد الأشكال الموجية التي يمكن استخدامها في الصدمات الكهربائية.

وتعتبر أكثر الطرق المستخدمة شيوعاً في الأجهزة من هذا النوع هي توليد شكل موجي ضعيف.

ويتكون من دائرة كهربائية من نوع LC حيث يتم شحن المكثف بفرق جهد مرتفع في البداية، ثم يتم التفريغ عبر ملف ومقاومة على صدر أو قلب المريض.

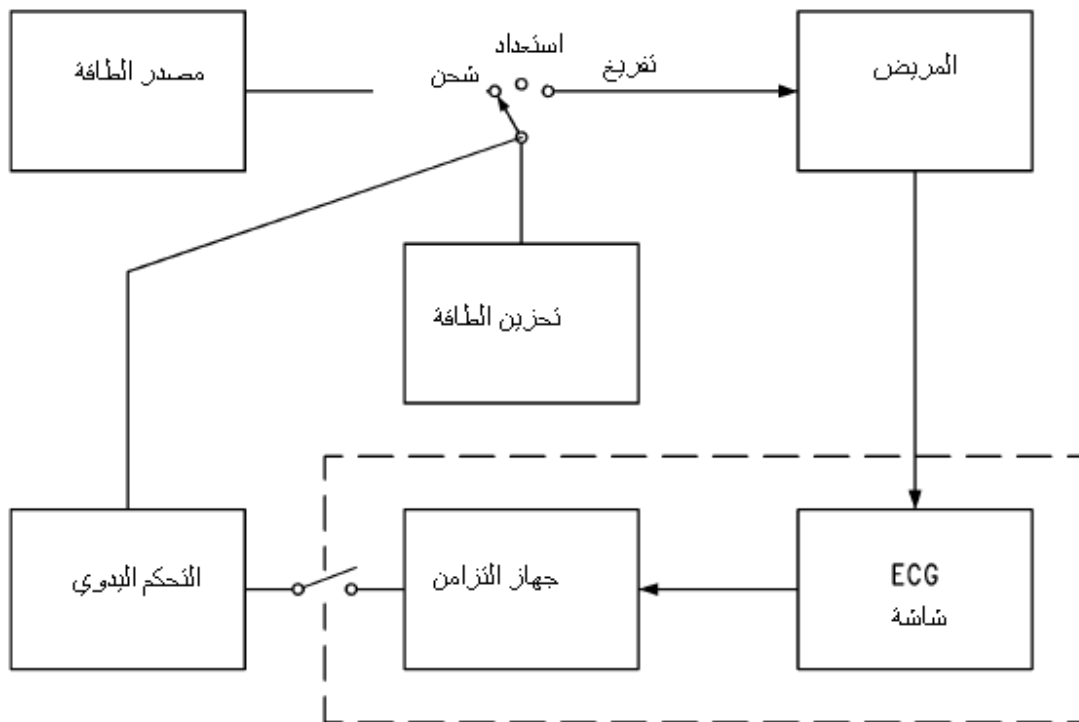
أجهزة الصدمات الكهربائية المتزامنة.

يمكن أيضاً استخدام جهاز الصدمات الكهربائية لتصحيح اضطراب ضربات القلب المرتبط بسرعة ضربات عضلة القلب (التليف الأذيني، والرجفان وسرعة ضربات القلب الناتجة عن الالتهابات). في هذه الحالة، عند وجود عملية رسم ضربات القلب (QRS)، يجب إجراء تزامن لتفريغ الشحنات مع نشاط

القلب بحيث يحدث فقط بالمطابقة مع الموجة R.

تمثل هذه الدائرة الكهربائية بديلاً أفضل، من وجهة النظر الطبية، فيما يتعلق بالدائرة الكهربائية التي لها تفريغ شحن مباشر للمكثف على جسد المريض بدون ملف، نظراً لأنه يصدر عنها فترة صدمة أقل وتؤدي إلى تقليل تلف الأنسجة.

تم تمثيل مخطط الدائرة الكهربائية في الشكل (1).



يشير الرمز C إلى القدرة التي تم تفريغها في البداية بفرق جهد قيمته V_0 .

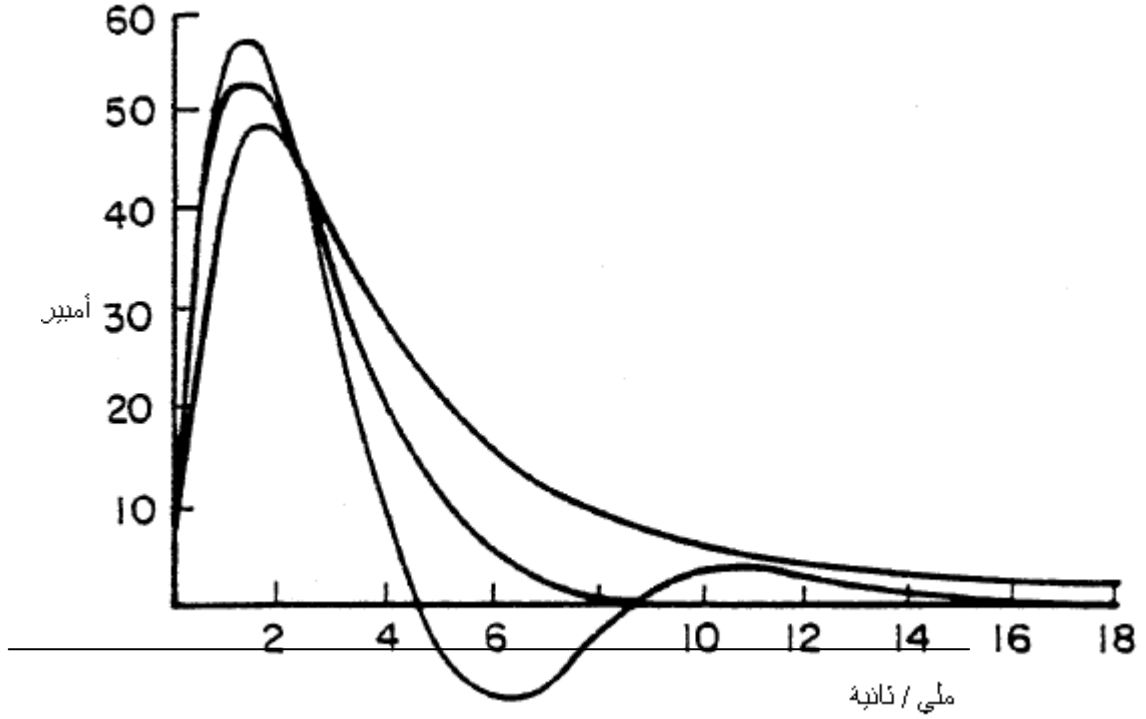
ويشير الرمز L إلى قيمة الملف.

وتعتبر القيمة R_i هي قيمة المقاومة الداخلية.

تعتبر القيمة R هي قيمة المقاومة بين الأقطاب الكهربائية المتصلة بالمريض.

وتبعاً للقدرة، وقيم الملف والمقاومة، يمكن إضعاف الشكل الموجي بدرجة كبيرة ولذلك يكون له مكوّن سالب شديد الضعف وفي هذه الحالة، تخفت الذبذبة ببطء، أو يمكن أن تكون حرجة وفي هذه الحالة تكون قيم R و L و C مناسبة لإصدار شكل موجي بدون فرق جهد احتياطي.

يوضح الشكل الأشكال الموجية المختلفة شكل (2).



شكل (2)

الطاقة المخزنة في المكثف هي:

$$W = C.V_0^2$$

—
2

الطاقة التي يتلقاها المريض هي:

$$W = R$$

—
R-Ri

يوجد تناسب عكسي بين فترة الذبذبة والحد الأقصى لكثافة التيار.

كلما قصرت فترة الذبذبة، كلما تعين زيادة قوة الكثافة للحصول على النتائج المطلوبة. يتراوح الحد الأدنى للفترة بين 3 و10 مل ثانية.

تتغير الطاقة وفقاً للاستخدامات:

- في حالة الاستخدام المباشر على القلب، تتراوح بين القيمتين 5 و30 جول،
- في حالة الاستخدام الخارجي المعتاد، تتراوح بين 50 و200 جول،
- في حالة إزالة الرجفان للطوارئ، تتراوح بين 200 و360 جول،

الأقطاب الكهربائية لأجهزة الصدمات الكهربائية:

يتم تقسيم هذه الأقطاب الكهربائية إلى أقطاب كهربائية لإزالة الرجفان الخارجي (يتم استخدامها على صدر المريض) وإزالة الرجفان الداخلي (يتم استخدامه مباشرةً على عضلة القلب). ويوجد، بشكل جوهري، اختلاف في الحجم بين هذه الأقطاب، بالإضافة إلى وجوب تعقيم الأقطاب الداخلية.

وفي أية حالة، تتكون الأقطاب من شريحتين معدنيتين (من الصلب الذي لا يصدأ) يتم تركيبهما على مقبضين معزولين يوجد عليهما مفتاحان يتيحان إمكانية تفريغ الشحنة.

يبلغ قطر القطب الداخلي من 4 إلى 8 سنتيمتر.

يبلغ قطر القطب الخارجي من 8 إلى 13 سنتيمتر.

يتم وضع المقاومة الظاهرية للأقطاب الداخلية مباشرةً على القلب، وتتراوح بين 20 إلى 40 أوم.

يجب أن تتراوح قيمة المقاومة الظاهرية للأقطاب الخارجية بين الأقطاب بين 25 و150 أوم.

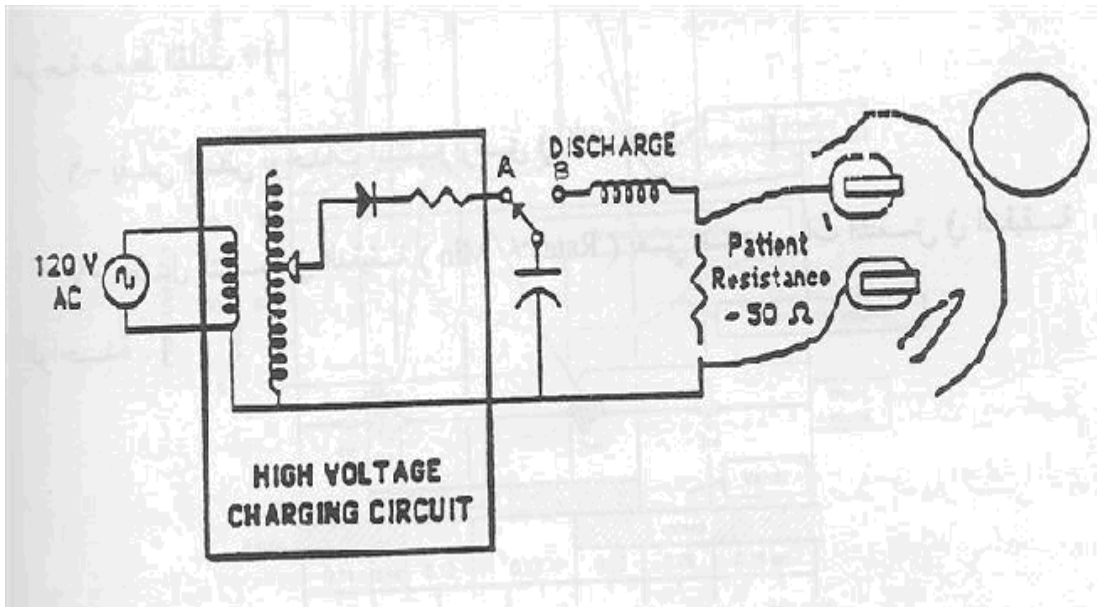
وفي هذه الحالة، يجب ضبط الأقطاب بكفاءة، لأنه في حالة عدم التوصيل بشكل صحيح،

قد لا تتم إزالة الرجفان ويمكن أن تؤدي المقاومة العالية بين الأقطاب وجلد المريض إلى حدوث حروق في نهاية الأمر.

معايرة جهاز إنعاش القلب :

Defibrillator Analyzer

يعد جهاز إنعاش القلب من أهم الأجهزة في المستشفيات والمؤسسات الصحية حيث يعتمد عليه فريق " الإنعاش القلبي الرئوي " في إنقاذ حياة العديد من مرضى القلب . ويطلق على جهاز إنعاش القلب (اسمه العلمي Defibrillator أي مزيل الرجفان، وينتج رجفان القلب عن اضطراب في النظم أو تواقيت التنبيه) اسم جهاز الصدمات الكهربائية للقلب وذلك لاعتماد نظرية عمله على الصدمة الكهربائية التي يطلقها الجهاز من خلال قطبين أو طارتين (Paddles) توضعان على صدر المريض . وتتلخص نظرية عمل جهاز إنعاش القلب في تخزين الطاقة الكهربائية في مكثف (Capacitor) وهي التي يتم تفريغها في جسم المريض من خلال الطارتين ، وتخزن الطاقة الكهربائية في المكثف عن طريق مصدر لجهد كهربائي مستمر عال كما هو موضح في الشكل (3) .



شكل (3) دائرة جهاز إنعاش القلب

ويُشحن المكثف عند ملامسته للنقطة A ، ويفرغ شحنته عند ملامسته للنقطة B ، ويلاحظ أن المريض تم تمثيله في هذه الدائرة بمقاومة 50 أوما .

ويعبر رياضياً عن الطاقة المخزونة في المكثف بالمعادلة الآتية

$$U = \frac{1}{2}CV^2$$

حيث U : هي الطاقة بوحدات الجول (Joules) وهو وات- ثانية
Watt-Seconds .

C : هي السعة (Capacitance) بوحدات الفاراد Farads .

V : هو فرق الجهد الواقع على المكثف بوحدات الفولت .

وعلى سبيل المثال الطاقة المخزونة في مكثف ذي سعة 16 ميكروفاراد وعليه فرق جهد مستمر مقداره 5000 فولت هي :

$$U = \frac{1}{2}CV^2$$

$$= \frac{1}{2} \times (16 \times 10^{-6}) \times (5000)^2 = 200 \text{ Joules}$$

وتقاس الطاقة المخزونة في المكثف بواسطة الفولتميتر (ف) الموصل بين طرفي المكثف .

ومن أهم العوامل التي تؤخذ في الاعتبار الشكل الموجي لتفريغ الطاقة من المكثف كما في الشكل (4) . حيث أن الطاقة التي يتم تفريغها تكون دالة في الزمن، وزيادته أو نقصانه عن الحد المفروض يمكن أن يمثل خطورة على حياة المريض .

والطاقة الصادرة من جهاز الصدمات الكهربائية للقلب تتراوح بين 50 جولاً إلى 360 جولاً . ويحدد الطبيب الطاقة اللازمة لإنعاش المريض طبقاً لحالته، وبالتالي يكون لقيمة الطاقة المنطلقة من الطارتين أهمية خاصة لقياسها ومعايرتها لضمان عدم انحرافها عن القيمة التي يضبطها الطبيب بالجهاز وإلا أدى

الخطأ فيها إلى تعريض المريض للخطر .

شكل (4) الشكل الموجي لتفريغ الطاقة من المكثف

معايرة جهاز إنعاش القلب

لذلك يقوم الفني بعد إصلاح جهاز إنعاش القلب أو خلال أعمال الصيانة الوقائية بمعايرة الطاقة الكهربائية المنطلقة من الجهاز مستخدماً في ذلك جهاز خاص للمعايرة وهو الموضح في الشكل (5) .

شكل (5) جهاز معايرة جهاز إنعاش القلب

ويعمل جهاز معايرة جهاز إنعاش القلب من خلال مقاومة داخلية مقدارها 50 أوماً لمحاكاة مقاومة

جسم المريض، وهو بسيط للغاية ويتألف من دائرة تكاملية تحسب فيها الطاقة على أنها تكامل مربع الجهد مقسومة على مقاومة الجسم ومعايرة بوحدات الوات - ثانية أي الجول .

وللجهاز مخرج يمكن توصيله على شاشات جهاز إظهار الموجة (Oscilloscope) لمشاهدة موجة تفريغ الطاقة وللتأكد من سلامة شكلها والفترة الزمنية لحدوثها .

وبالتالي يقيس الجهاز تدفق الطاقة خلال هذه المقاومة ويختار الفني قيمة الطاقة المراد معايرتها ويضبطها على جهاز إنعاش القلب ثم يثبت قطبي (طارتي) جهاز الصدمة على الطارتين المعدنتين المتواجدين على جهاز المعايرة ويقوم بالضغط على زر إطلاق الطاقة فيسجل الجهاز على الشاشة القراءة المساوية لهذه الطاقة. وإن كان هناك انحراف في قيمتها فعلى الفني فحص جهاز إنعاش القلب للوقوف على أسباب هذا الانحراف وإن تساوت القيم يكرر الفني العمل نفسه عن طريق اختيار قيمة ثانية وثالثة للطاقة ومعايرتها للتأكد من قيمة كل منها .

ويعمل جهاز المعايرة بواسطة بطارية بداخله يمكن إعادة شحنها ، لذلك يسهل حمله والتنقل به لمعايرة أجهزة إنعاش القلب .

أسئلة وتمارين الوحدة الثانية :

- 1 - لماذا تعد أجهزة إنعاش القلب من أهم الأجهزة بالمستشفيات والمراكز الصحية ؟
- 2 - كيف تتم معايرة جهاز إنعاش القلب ؟
- 3 - ارسم الدائرة الكهربائية لجهاز إنعاش القلب ؟
- 4 - اذكر العوامل التي يجب معايرتها في أجهزة صدمات القلب الكهربائية ؟
- 5 - ما هي الطاقة المخزونة في مكثف سعته 32 ميكروفاراد واقع عليه فرق جهد مستمر مقداره 2500 فولت ؟

أجهزة المعايرة الطبية

معايرة مضخات المحاليل الوريدية

الوحدة الثالثة

معايرة مضخات المحاليل الوريدية

Calibration Of Infusion Pumps

الجدارة: القدرة على معرفة منحى القياسات الطبية.

الأهداف: عندما تكتمل هذه الوحدة تكون لدى المتدرب القدرة على أن:-

1. يتعرف على معنى المضخة.
2. يتعرف على جهاز المضخة.
3. يتعرف على كيفية معايرة المضخة.

مستوى الأداء المطلوب: أن يصل المتدرب إلى إتقان الجدارة بنسبة 85%.

الوقت المتوقع للتدريب: 4 ساعات تدريبية

الوسائل المساعدة: جهاز العرض العلوي لعرض الصور والنماذج

متطلبات الجدارة: الإلمام بالمفاهيم العامة للمضخات

عايرة مضخات المحاليل الوريدية

Calibration Of Infusion Pumps

تستخدم مضخات المحاليل الوريدية في الحالات المرضية التي تستدعي دقة في حقن المريض بالمحاليل الوريدية .

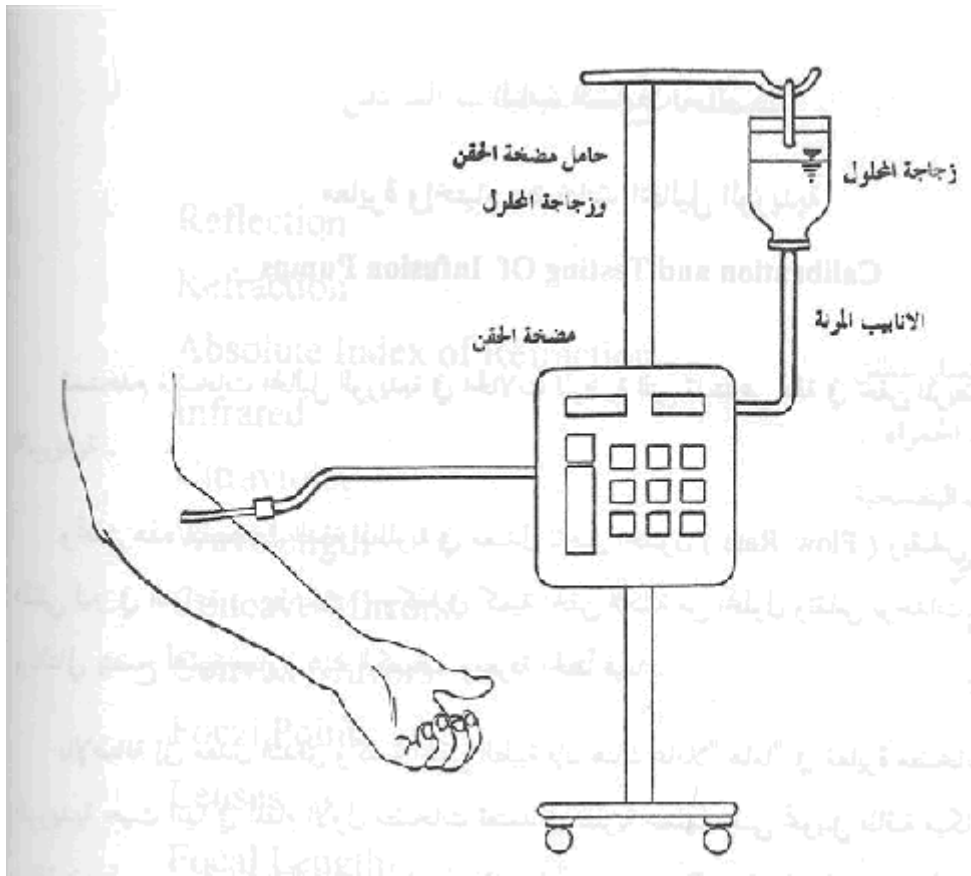
وتحقق هذه المضخات الدقة المطلوبة في معدل تدفق المحلول (Flow Rate) ويقاس بوحدات الملي لتر في الساعة (ml / hr.) وكذا في كمية الحقن الكلية من المحلول وتقاس بوحدات اللتر (l) وبالتالي يتضح أهمية معايرة هذه الكميات ومعرفة الخطأ فيها .

بالإضافة إلى معدل التدفق وكمية الحقن الطبية فإن هناك عاملاً هاماً في معايرة مضخات المحاليل الوريدية حيث إنها في المقام الأول مضخات تعتمد في نظرية عملها على تحويل طاقة ميكانيكية إلى طاقة ضغط ، ويُعرف هذا العامل بـ "ضغط الانسداد" (Occlusion Pressure) وهو الضغط الذي يتولد داخل الأنابيب المرنة التي تنقل السائل من زجاجة المحلول وتمر عبر المضخة ومن ثم للوريد بذراع المريض كما هو مبين في شكل (1) .

وتكمن أهمية هذا العامل في خطورته إذ أن انسداد الأنابيب (Occlusion) قبل أو بعد المضخة لن يمنع المضخة من استمرارية ضخ المحلول ولكن دون أن يصل إلى المريض وهناك وقت ينقضي قبل أن تتمكن المجسات (محولات الطاقة) بالمضخة من استشعار ارتفاع الضغط في الأنابيب وبالتالي إعطاء إنذار (Alarm) بأن هناك انسداداً في الأنابيب . ويعرف هذا الوقت الذي يمضي لحين الإنذار بوقت " الإنذار من الانسداد " (Occlusion to alarm time) وهو هام إذ من خلاله لا يصل للمريض المحلول الذي قد يكون به عقار مخدر أو خلافه مما يتسبب في أضرار على المريض خصوصاً إن كان من الأطفال أو حديثي الولادة .

أما إذا انتهى انسداد الأنابيب قبل الإنذار فقد يكون في ذلك خطورة تتشأ من اندفاع السائل المتجمع خلف موقع الانسداد وبضغطه العالي إلى موقع الحقن بجسم المريض مما يتسبب في تهتك الشرايين

واحتمال انتشار موجه ضغط عكسية لموجة ضغط القلب الطبيعية وقد تحدث وفاة نتيجة لتوقف القلب بسبب موجة الضغط العكسية .



شكل (1) مضخة المحاليل الوريدية

وسابقاً كانت مضخات المحاليل تصنع بطريقة يكون فيها " ضغط الانسداد " ثابت ولا يمكن تغييره مما أدى إلى انقضاء مدة زمنية تصل إلى ثلاثين دقيقة منذ بداية الانسداد وحتى إعطاء إنذار التحذير منه وذلك في حالة حقن محاليل باستخدام معدلات تدفق أو حقن منخفضة القيمة .
أما حالياً فتصنع المضخات بطريقة تضمن إمكانية تغيير ضغط الانسداد طبقاً لمعدل الحقن لتفادي

إطالة زمن الإنذار من الانسداد .

1- معايرة واختبار مضخات المحاليل :

يستخدم جهاز " تحليل واختبار مضخات المحاليل " (Infusion Device Analyzer) لمعايرة معدل التدفق وكمية المحلول الكلية المحقونة وضغط الانسداد واختبار عوامل السلامة بمضخات المحاليل. ويعتمد الجهاز في عمله على دوائر المعالج الدقيق (microprocessor) والتي تتميز بدقتها، إذ أن الخطأ في قياس معدل التدفق وكمية الحقن الكلية لا يزيد عن $\pm 2\%$ ويمكن قياس معدلات التدفق من 0.5 مللي ليترًا في الساعة إلى 1000 مللي ليترًا في الساعة ويقاس ضغط الانسداد كدالة في زمن الإنذار من الانسداد بمعنى أن القراءات يتم تسجيلها من وقت انسداد الأنابيب المرنة ولحين ظهور التحذير الصوتي أو المرئي الدال على انسداد الأنابيب أو لحين وصول الضغط إلى 240 كيلو باسكال .

وبطبيعة الحال تكون هذه الأجهزة غالية الثمن ولذلك يجب معرفة الطرق اليدوية لمعايرة واختبار مضخة المحاليل وهي الطرق التي تتميز بالسهولة والدقة ورخص التكاليف ويعيبها طول المدة اللازمة لإجراء الاختبارات وفيما يلي بيان بهذه الطرق:

1. معايرة معدل التدفق :

تستخدم نفس طريقة المعايرة السابق شرحها في متر أجهزة القياس الطبية (معايرة أجهزة قياس التدفق) حيث تشغل مضخة المحاليل عند معدل تدفق ثابت ويتم جمع حجم من المحلول المتدفق في زمن معين وبقسمة الحجم على الزمن ينتج معدل التدفق وبطرح معدل التدفق الثابت في المضخة من معدل التدفق المقيس وقسمة خارج الطرح على معدل التدفق الثابت في المضخة تنتج النسبة المئوية للخطأ في معدل التدفق الثابت في المضخة :

معدل التدفق الفعلي = حجم المحلول المجمع / زمن جمع المحلول

نسبة الخطأ = (معدل التدفق الثابت - معدل التدفق المقيس) / (معدل التدفق الثابت)

وتدل الإشارة الموجبة (+) على أنه معدل زائد أي أعلى عن المعدل المفروض أن تضخه المضخة. والإشارة السالبة (-) تعني أن المعدل ناقص عن المعدل المفروض أن تضخه المضخة .

ويتم تكرار التجربة لعدة معدلات تدفق وإعادة القياس للتأكد من صحة القياسات وبالتالي تستكمل معلومات النموذج المبين أدناه.

نموذج معايرة معدل التدفق

رقم المضخة :

اسم الشركة الصانعة :

تاريخ إجراء الاختبار : / /

اسم قام بالاختبار :

رقم التجربة	معدل التدفق الثابت في المضخة (ml/hr)	كمية السائل المتجمع (ml)	زمن جمع السائل (hr)	التدفق المقيس (ml/hr)	نسبة الخطأ % ±
1					
2					
3					
4					

ويمكن إيجاد متوسط نسبة الخطأ عن طريق جمع النسب المئوية وقسمتها على عدد مرات التجارب ولا يجب أن يزيد متوسط الخطأ عن $\pm 10\%$ ، ولبعض الأنواع الخاصة من المحاليل الوريدية التي تستخدم لعلاج بعض الأمراض السرطانية لا يجب أن يزيد متوسط الخطأ عن $\pm 5\%$.

2. معايرة كمية الحقن الكلية :

يعتقد البعض أن نسبة الخطأ في معدل التدفق هي أيضاً نسبة الخطأ في كمية الحقن الكلية وهذا صحيح من الناحية الحسابية بحيث لو فرضنا أن معدل التدفق هو 100 مللي لیترا في الساعة ونسبة الخطأ هي - 10 % فمعنى ذلك أن المضخة تعطي كل ساعة 90 مللي لیترا بدلاً من 100 مللي لیترا وبحساب كمية الحقن الكلية في عشر ساعات (مثلاً) نجد أنها 900 مللي لیترا بدلاً من 1000 مللي لیترا طبقاً لمعدل التدفق الثابت على المضخة . وبذلك نعد أن نسبة الخطأ في كمية الحقن الكلية هي أيضاً 10% .

إلا أن ذلك ليس بالضرورة صحيحاً في جميع الحالات، حيث أن نظام الضخ في المضخة يعتمد على أجزاء ميكانيكية تتحرك لتعطي طاقة تتحول إلى طاقة ضغط لدفع السائل وعند تشغيل المضخة لفترة طويلة تصل لأكثر من عشر ساعات فإن ذلك يُعرض الأجزاء الميكانيكية والكهربائية إلى أخطاء قد لا تظهر عند تشغيل المضخة لفترة قصيرة وبالتالي يُنصح بمعايرة كمية الحقن الكلية عن طريق تشغيل المضخة لفترة طويلة يجمع خلالها المحلول وتحسب نسبة الخطأ في كمية الحقن الكلية بمعرفة معدل التدفق، وبضربه في الزمن تنتج كمية الحقن الكلية الحسابية، ويكون خارج قسمة الكمية المقيسة على كمية الحقن الكلية الحسابية هو نسبة الخطأ .

3. معايرة ضغط الانسداد :

يستخدم مجس (محول طاقة) الضغط السابق شرحه في مقرر أجهزة القياس ومعايرة ضغط الانسداد ويقاس الزمن باستخدام " ساعة إيقاف " وعن طريق توصيل مجس الضغط إلى الأنبوب المرن الخارج من المضخة وبتمثيل الانسداد بعد مجس (محول الطاقة) يتولد ضغط داخل الأنبوب المرن يتم قياسه بمجس (محول طاقة) ويحسب الزمن من لحظة الانسداد ولحين ظهور الإنذار من المضخة للتحذير من الانسداد وهذا الزمن هو " وقت الإنذار من الانسداد " .

وبمقارنة ضغط الانسداد المضبوط بضغط الانسداد المقيس يمكن حساب نسبة الخطأ .

تعريف

الضغط هو تأثير يحدث عند تطبيق قوة على سطح، ويرمز للضغط بالرمز **p** أو ض. ^[1]

[الصيغة رياضياً:

$$p = \frac{F}{A} \text{ or } p = \frac{dF}{dA}$$

الضغط = القوة / المساحة (ض = ق / مس)

حيث **p**: الضغط. و **F**: القوة العمودية. و **A**: المساحة.

يعتبر الضغط **كمية سلمية** وحداتها في النظام الدولي للوحدات هي **الباسكال Pa** حيث 1 باسكال = 1 نيوتن / متر²، وفي نظام الوحدات الأمريكي المتخصص وحدة **البساي psi** حيث 1 بساي = 1 رطل / انش²

يعتبر الضغط من الإحداثيات الأساسية في **الديناميكية الحرارية** وهو مقترن دائماً **بالحجم**.

يسمى الضغط الحقيقي عند موقع معطى **بالضغط المطلق** ويقاس نسبة إلى ضغط التفريغ المطلق (Absolute Vacuum) حيث عندها يكون الضغط المطلق مساوياً للصفر. معظم أجهزة قياس الضغط تقيس فرق الضغط، حيث إنها تعتبر نقطة الصفر هي **الضغط الجوي**، ولذلك فهي تقيس الفرق بين الضغط المطلق والضغط الجوي المحلي، وهذا الفرق يدعى الضغط المقاس [2] ويسمى الضغط الأقل من **الضغط الجوي ضغط التفريغ** ويقاس بأجهزة قياس التفريغ، والتي تقيس الفرق بين الضغط الجوي والضغط المطلق.

الضغط المطلق والضغط المقاس والضغط الجوي و ضغط التفريغ كلها قيم موجبة وترتبط بالعلاقة:

للضغط أعلى من الضغط الجوي :

$$P_{gauge} = P_{abs} - P_{atm}$$

للضغط أقل من الضغط الجوي:

$$P_{vac} = P_{atm} - P_{abs}$$



عمود الزئبق

في النظام الدولي للوحدات يقاس الضغط بالباسكال Pa ، والذي يساوي 1 نيوتن في المتر المربع ($2^{-1} \text{ s}^{-1} \text{ or } \text{kg} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{N} \cdot \text{m}$) ، وتم اعتماد اسم باسكال لهذه الوحدة في عام 1971 ، حيث كان يتم التعبير عن الضغط بـ 2 N/m^2 . أما الوحدات غير المعتمدة في النظام الدولي للوحدات مثل الرطل في الإنش المربع أو (ساي) والبار فتستخدم في نطاق محدود. ويقاس الضغط في نظام CGS (سنتيمتر ، جرام ، ثانية بالباري (ba) المساوي للداين على ال سنتيمتر مربع.

الضغط الجوي التقني أو اختصاراً جو تقني (بالإنجليزية: technical atmosphere): يرمز له بـ at وهي وحدة غير معتمدة في النظام الدولي للوحدات وتساوي 1 كيلو غرام ثقلي على ال سنتيمتر مربع.

يفضل بعض علماء الأرصاد استخدام وحدة الهكتوباسكال (hPa) لقياس الضغط الجوي ، والتي تساوي الوحدة القديمة مللي بار (1 مللي بار = 1000/1 بار) ، ولكن يغلب استخدام الكيلوباسكال (kPa) (أي 1000 باسكال) في الفروع الأخرى حيث أن استخدام الهيكوتو (1 هيكوتو = 100) نادر جداً.

هناك أيضاً وحدة **الإنش الزئبقي** لا زالت مستخدمة حتى يومنا هذا في الولايات المتحدة الأمريكية.

أما علماء المحيطات فيستخدمون وحدة ديسيبار (dbar) لقياس الضغط تحت الماء، والسبب يعود إلى أن زيادة الضغط تحت الماء بقيمة 1 ديسيبار يقابله زيادة في العمق بقيمة 1 متر تقريباً.

الضغط الجوي القياسي (جو) وهو قيمة ثابتة تساوي تقريباً ضغط الهواء في الأرض وفي مستوى سطح البحر، وقيمه تساوي: $Pa\ 101325$ أو $Kpa\ 101.325$ أو $hPa\ 1013.25$ وقد تم استبدال هذه الوحدة بوحدة **البار** لأسباب عملية بحتة، حيث $Pa\ 100000 = bar\ 1$ ، وكما هو ملاحظ فإن الفرق بين الودتين لا يتعدى حدود 1% ولا وجود لأي تغييرات ملحوظة بسبب هذا الفرق بين الودتين.

وحدات الضغط

باوند ثقلي في البوصة المربعة)psi(مليلمتر زئبق (Torr)	ضغط جوي (atm)	ضغط جوي تقني (at)	بار (bar)	باسكال (Pa)	
145.04×10^{-6}	7.5006×10^{-3}	9.8692×10^{-6}	1.0197×10^{-5}	10^{-5}	$1 \equiv \text{نيوتن/م}^2$	1 باسكال
14.5037744	750.06	0.98692	1.0197	$10^6 \equiv \text{داين/سم}^2$	100,000	1 بار
14.223	735.56	0.96784	$1 \equiv \text{كجم/ق/سم}^2$	0.980665	98,066.5	1 ضغط جوي تقني
14.696	760	$1 \equiv \text{ضغط جوي}$	1.0332	1.01325	101,325	1 ضغط جوي
19.337×10^{-3}	1 ميليเมตร زئبق = 1 Torr	1.3158×10^{-3}	1.3595×10^{-3}	1.3332×10^{-3}	133.322	1 ميليเมตร زئبق
psi $\equiv 1$	51.715	68.046×10^{-3}	70.307×10^{-3}	68.948×10^{-3}	6,894.76	1 باوند ثقلي في البوصة المربعة

$$1 \text{ باسكال} \equiv 1 \text{ نيوتن/م}^2 \equiv 1 \text{ جول/م}^3 \equiv 1 \text{ كجم/م}^3 \text{ (ثانية}^2\text{)} \equiv 10^{-5} \text{ بار} \equiv 10 \times 10^{-6} \text{ ضغط جوي} \equiv 9.8692 \times 10^{-6} \text{ ضغط جوي تقني}$$

الضغط السلبي

عادة ما يكون للضغط قيمة **موجبة**، ولكن هناك بعض الحالات التي قد نضطر فيها إلى التعبير عن الضغط بقيمة **سلبية**:

- عند التعامل مع الضغط الجوي القياسي، فعلى سبيل المثال، عندما تكون قيمة الضغط kPa80 فعندها يمكن القول بأن هذا الضغط قيمته - 21 بالنسبة للضغط الجوي القياسي المساوي لـ kPa101. (بمعنى أن الضغط الحالي هو kPa21 تحت الضغط الجوي القياسي).
- عندما تكون القوى الجاذبة (مثل **قوى فاندر فالس**) بين جزيئات السائل أكبر من القوى الطاردة، في هذه الحالة ستتقارب جزيئات السائل من بعضها البعض، إلى أن تتساوى القوى الجاذبة مع القوى الطاردة،
- يمكن لتأثير **كازيمير** أن يخلق قوة جاذبة ضعيفة نتيجة للتفاعل مع **طاقة الفراغ**، وتسمى هذه القوة أحياناً **بقوة الفراغ** (يجب التمييز بين هذا النوع من الضغط والضغط القياسي السلبي للفراغ).
- يمكن أن نصف الضغط بأنه ضغط سلبي اعتماداً على الاتجاهات المعتمدة على السطح الذي يتعرض للضغط، فالضغط الذي يؤثر باتجاه العمود على السطح يسمى ضغطاً موجباً، والضغط الذي يؤثر باتجاه معاكس للعمود على السطح يسمى ضغطاً سلبياً.

أسئلة وتمارين

1 - ما الهدف من استخدام مضخات المحاليل الوريدية ؟

2 - استخدمت مضخة محاليل وريدية لحقن مريض بسائل حجمه لتر واحد وفي مدة ثمان ساعات فما معدل تدفق المحلول بوحدات (ml / hr.) ؟

3 - ما خطورة ضغط الانسداد على المريض ؟ وكيف تتم معايرته ؟

4 - اشرح طريقة معايرة معدل التدفق في مضخات المحاليل الوريدية ؟

المصطلحات الخاصة

Flow Rate

التدفق

Occlusion Pressure

ضغط الانسداد

أجهزة المعايرة الطبية

جهاز محاكاة (إصدار) إشارات متغيرات وظائف الأعضاء

الوحدة الرابعة

جهاز محاكاة (إصدار) إشارات متغيرات وظائف الأعضاء

Physiological Signals Simulator

الجدارة: القدرة على معرفة معنى الإشارات الطبية.

الأهداف: عندما تكتمل هذه الوحدة يكون المتدرب قادراً على أن:

1. يتعرف على معنى الإشارات الطبية الحيوية

2. يتعرف على كيفية قياس الإشارات الحيوية

مستوى الأداء المطلوب: أن يصل المتدرب إلى إتقان الجدارة بنسبة 85%

الوقت المتوقع للتدريب: 4 ساعات تدريبية

الوسائل المساعدة: جهاز العرض العلوي لعرض الصور والنماذج

متطلبات الجدارة: الإلمام بالمفاهيم العامة للإشارات الحيوية

جهاز محاكاة (إصدار) إشارات متغيرات وظائف الأعضاء Physiological Signals Simulator

تعتمد الغالبية العظمى من الأجهزة والمعدات المستخدمة في القياسات الطبية على وجود مجسات (محولات للطاقة) لتحويل طاقة متغيرات وظائف الأعضاء إلى إشارات كهربائية يسهل معالجتها داخل أجهزة القياس ومراقبة الوظائف المراد اختبارها ومعايرتها. وفي السابق كانت تواجه الهيئات الطبية صعوبات بالغة لمراقبة مرضى القلب والعناية المركزة، إذ يستوجب ذلك تواجد أحد الموظفين على مدى الأربع والعشرين ساعة يسهر خلالها على ملاحظة متغيرات وظائف الأعضاء ومراقبتها بدقة وتسجيل معلوماتها على فترات زمنية محددة، ليتسنى للطبيب متابعة حالة المرضى.

تقدمت تقنية المعدات والأجهزة الطبية الإلكترونية بصورة أدت إلى تقليل العبء على الهيئات الطبية لمراقبة مرضى القلب والعناية المركزة، وتوصلت التقنية إلى أجهزة طبية يمكن من خلالها مشاهدة ومراقبة ومتابعة تطورات متغيرات وظائف الأعضاء وتسجيل الإشارات الصادرة من مجسات (محولات الطاقة) على مدى (24) ساعة وإعطاء تقرير مفصل عن حالة هذه المتغيرات عند الحاجة إلى ذلك.

وللتأكد من كفاءة عمل هذه الأجهزة ولضمان أدائها لوظيفة تسجيل ومتابعة متغيرات وظائف الأعضاء بصورة دقيقة ومرضية، كان من الأهمية بمكان وجود جهاز لمحاكاة (إصدار) إشارات مماثلة تماماً من حيث الشكل الموجي لقيم متغيرات وظائف الأعضاء، مما يسهل إجراءات معايرة واختبار هذه النوعية المتقدمة التقنية من الأجهزة الطبية الإلكترونية.

وخلال إصلاح أو صيانة تلك الأجهزة يتعين على الفني معرفة مصدر العطل وحصره في الجهاز أو في المجلس (محول الطاقة) كخطوة أساسية للإصلاح. وقد يحتاج الفني إلى معايرة الجهاز بغض النظر عن المجلس (محول الطاقة) حيث تتم معايرته بالطرق التي سبق الإشارة إليها في مقرر أجهزة القياس الطبية.

ولهذه الأغراض يستخدم الفني جهاز محاكاة (إصدار) إشارات متغيرات وظائف الأعضاء وهو جهاز

بسيط للمعايرة يقوم بعمل المجسات (محولات الطاقة) حيث يتم تخزين الإشارة الكهربائية التي تصدر من كل محول طاقة في ذاكرة الجهاز.

فعلى سبيل المثال يقوم جهاز المحاكاة الموضح بالشكل (1) بإصدار موجة تشبه تماماً موجة ضغط الدم من حيث الشكل الموجي ويمكن زيادة مقدارها والتحكم في عدد الموجات في الدقيقة الواحدة وهو ما يعرف " بالنبض " (Pulse) ويقاس بوحدات نبضه في الدقيقة (bpm) (beat per minute). ويتمكن الفني بذلك من الكشف على جهاز مراقبة ضربات القلب بعرضها على شاشة العرض الخاصة به ومعرفة مدى استجابته للتغيرات في شكل الموجة الكهربائية للقلب ثم هل يتم قراءة نفس القيم المسجلة على جهاز المحاكاة أم أن هناك انحراف في القراءات، مما يمكن الفني من تحديد مكان العطل بالجهاز .

شكل (1) جهاز إصدار إشارات متغيرات وظائف الأعضاء

كما يحتاج الفني في العديد من الحالات إلى اختبار أجهزة الطباعة التي تكون في العادة ملحقة بأجهزة تحليل إشارات متغيرات وظائف الأعضاء. وبطبيعة الحال لن يتمكن الفني من عمل ذلك مستخدماً المجسات (محولات الطاقة) والإشارات الصادرة من المريض. لذلك يستخدم جهاز المحاكاة حيث تضبط فيه الإشارات على قيم معروفة وبشكل موجي معروف وهو ما يجب أن يظهر على الطباعة. وهكذا يتمكن الفني من تطبيق إجراءات المحاولة والخطأ التي تستخدم لإصلاح بعض الأعطال وذلك باختبار عدة احتمالات ومحاولة إصلاحها اعتماداً على المصدر الدائم لإشارات متغيرات وظائف الأعضاء الصادرة من جهاز المحاكاة .

ويستخدم جهاز المحاكاة كأداة تعليمية للأطباء والفنيين ومستخدمي الجهاز وذلك لتعريفهم بشكل موجة متغير وظائف الأعضاء حيث يمكن عرضها على شاشات كبيرة تمكن المتدربين من مشاهدة تفاصيلها دون الحاجة إلى وجود مريض .

ويصدر جهاز المحاكاة إشارات متغيرات وظائف الأعضاء التالية - انظر الشكل (4) - :-

- ❖ موجة القلب الكهربائية والموجات الفرعية لها .
- ❖ موجة ضغط الدم .
- ❖ النبض .
- ❖ التنفس .

ومن حيث أداء جهاز المحاكاة فيما يخص الموجات المماثلة لموجات القلب (ECG WAVES) فللجهاز إمكانية إصدار إشارات مماثلة للإشارات الصادرة بين الأطراف السلكية والمعروفة بالحروف LL و LA و RA و RL والمثيلة للتي يمكن الحصول عليها من الأقطاب أو المجسات (محولات الطاقة) المثبتة على اليد اليمنى (RA) واليد اليسرى (LA) والرجل اليمنى (RL) والرجل اليسرى (LL). وهناك أيضاً توصيلة يمكن منها إصدار إشارات مماثلة للإشارات الصادرة من المجسات (محولات الطاقة) المثبتة على الصدر والمعروفة بالحرف (V). ويلاحظ أن هذه الإشارات لا تصدر مره واحدة بل تصدر واحدة تلو الأخرى وحسب مفتاح لاختبار الإشارة المراد إصدارها .

ويكون الشكل الموجي لموجة النشاط الكهربائي للقلب (ECG WAVES) بحيث يمثل المحور الرأسي للموجة المقدار ويقاس بوحدة الميلي فولت (mV) أما المحور الأفقي فيمثل الزمن ويقاس بالثانية (Sec.) .

وفيما يخص موجات ضغط الدم فهناك عادة نوعان من الضغط ، يقوم جهاز المحاكاة بإصدارهما

وهما موجة الضغط الستاتيكي (Static Pressure) وموجة الضغط الديناميكي (Dynamic Pressure) لما في ذلك من أهمية طبية. والمعروف أن ضغط الدم يتراوح بين قيمة صغرى حوالي 80 ملليمتر زئبق وقيمة عظمى حوالي 120 ملليمتر زئبق للشخص البالغ السليم. وفي الحالات المرضية تتغير هذه القيم صعوداً أو هبوطاً، لذلك زود جهاز المحاكاة بإمكانية تغيير هذه القيم بغرض اختبار الجهاز الطبي عند كل القيم المتاحة فيه .

ومن حيث موجات التنفس (Respiratory Waves) فلجهاز المحاكاة القدرة على تغيير معدل التنفس الخارج منه ، والذي يقاس بوحدات معدل التنفس في كل دقيقة (Rate / Min.) . لذا يقوم الجهاز بإصدار إشارات عند 20 ، 40 ، 120 تنفس في الدقيقة .

و بالكيفية نفسها يمكن لجهاز المحاكاة إصدار إشارات النبض (Pulse) وتغيير قيمها بما يتماثل مع الإمكانيات المتاحة في الأجهزة الطبية التي تقيس النبض وبوحدات نبضة في الدقيقة (Beat per Minute) .

ولضمان دقة الإشارات الصادرة من جهاز المحاكاة زود الجهاز بوحدة معايرة القيم الفولتية الصادرة منه وذلك عن طريق إصدار إشارة تيار مستمرة ذات قيمة معيارية 1 فولت وأخرى ذات قيمة معيارية 1 مللي فولت .



شكل (2): أنواع الموجات المتولدة من جهاز محاكاة (إصدار) إشارات متغيرات وظائف الأعضاء

أسئلة وتمارين

- ضع علامة (✓) أمام الإجابة الصحيحة ، وعلامة (×) أمام الإجابة الخاطئة في كل من العبارات التالية :-
- 1 - يجب على الفني التأكد من سلامة المجس (محول الطاقة) في الجهاز قبل تحديد مصدر العطل. []
 - 2 - يؤدي جهاز محاكاة (إصدار) إشارات متغيرات وظائف الأعضاء نفس عمل العديد من المجسات (محولات الطاقة) ويعطي إشارات مماثلة لما تعطيه هذه المجسات. []
 - 3 - يمكن قياس تدفق الغازات باستخدام جهاز محاكاة (إصدار) إشارات متغيرات وظائف الأعضاء. []
 - 4 - يستخدم جهاز محاكاة (إصدار) إشارات متغيرات وظائف الأعضاء في إصلاح الأجهزة الطبية فقط ، ولا يستخدم في تدريب الأطباء والمرضات. []
 - 5 - موجات تخطيط القلب الكهربائي (ECG WAVES) هي الموجات التي يصدرها الجهاز لمماثلة موجة ضغط القلب. []
 - 6 - يقاس النبض بوحدات المليمترزئبق في الثانية. []
 - 7 - معدل التنفس في الدقيقة (Rate / Min) يعني عدد مرات التنفس في الدقيقة الواحدة. []

أجهزة المعايرة الطبية

جهاز قياس وتحليل عوامل السلامة الكهربائية

الوحدة الخامسة

جهاز قياس وتحليل عوامل السلامة الكهربائية

Electrical Safety Analyzer

الجدارة: القدرة على معرفة معنى السلامة الكهربائية.

الأهداف: عندما تكتمل هذه الوحدة لدى المتدرب القدرة على أن:-

1. يتعرف على معنى عوامل السلامة الكهربائية.

2. يتعرف على كيفية عمل القياسات الكهربائية.

مستوى الأداء المطلوب: أن يصل المتدرب إلى إتقان الجدارة بنسبة 85%.

الوقت المتوقع للتدريب: 4 ساعات تدريبية

الوسائل المساعدة: جهاز العرض العلوي لعرض الصور والنماذج

متطلبات الجدارة: الإلمام بالمفاهيم العامة للسلامة الكهربائية

الوحدة الخامسة

جهاز قياس وتحليل عوامل السلامة الكهربائية

Electrical Safety Analyzer

أدت زيادة التعقيدات في المكونات الكهربائية والإلكترونية للمعدات والأجهزة الطبية خلال الثلاث عقود السابقة إلى ظهور خطورة من احتمالات إصابة المريض أو العاملين بهذه الأجهزة الطبية بصدمات كهربائية . وتطورت بعض أجهزة القياس الطبية بطريقة استدعت توصيلها إلى داخل جسم المريض مما يؤدي إلى تعدي نظام الدفاع الجسدي الطبيعي ضد الصدمات الكهربائية . ونتج عن ذلك بطبيعة الحال زيادة مضطردة في أعداد المرضى والعاملين الذين يصابون بالصدمات الكهربائية من جراء القياسات الطبية أو خلال استخدام بعض الأجهزة الطبية للعلاج .

واتجهت الشركات المنتجة للأجهزة الطبية ومراكز الأبحاث لزيادة معلوماتهم عن أخطار الصدمات الكهربائية وكيفية تفاديها كنتيجة طبيعية لزيادة تلك الصدمات الكهربائية وأدى ذلك في النهاية إلى تفتادى الغالبية العظمى من العوامل التي تؤدي إلى الصدمة الكهربائية وبالتالي زيادة عوامل السلامة الكهربائية في الأجهزة والمعدات الطبية .

ويخطئ العديد من العاملين في المجالات الطبية وغيرها في فهم معنى السلامة الكهربائية على أنها تعنى فقط الحماية من الصدمات الكهربائية، ولكن هذا في واقع الأمر عامل من عوامل السلامة الكهربائية والتي يندرج تحتها العديد من العوامل الأخرى مثل سلامة وصلات الأسلاك لضمان دقة القياس، وسلامة المصدر الكهربائي وثباته وخلوه من التذبذبات التي قد تؤدي إلى الخطأ في بعض القياسات الطبية، وسلامة العزل الكهربائي في بعض المجسات (محولات الطاقة) حماية لها من المؤثرات

الخارجية التي تؤثر على حساسية الجهاز ودقته ، وغيرها من عوامل السلامة الكهربائية الأخرى .

جهاز قياس وتحليل عوامل السلامة الكهربائية يوفر في المقام الأول الحماية للمريض ومستخدم الجهاز من الصدمات الكهربائية التي قد تنشأ عن عوامل سوف يلي شرحها فيما بعد ينتج عنها في النهاية صدمات كهربائية قد تؤدي في بعض الحالات إلى الوفاة .

ومن أهم هذه العوامل التي قد تؤدي إلى الصدمة الكهربائية هو تيار التسرب (Leakage Current) ، وهو تيار كهربائي صغير يقاس بوحدات الميكروامبير ويُعرف بأنه التيار الكهربائي الذي يصعب تجنبه والذي يتدفق بين الموصلات الكهربائية (Conductors) المعزولة عن بعضها وذات الجهد المختلف ، وذلك لأن هذه الموصلات مع العوازل التي بينها (مادة عازلة ، هواء) تشكل سعات تسمى السعات التناثرية (stray capacitances) .

التيارات الكهربائية التي تتدفق من خلال موصلات كهربائية إلى أسلاك طرفية موصلة إما بهيكل الجهاز أو مباشرة إلى المريض تمثل مصدر من أهم مصادر تيارات التسرب ، حيث يتدفق تيار التسرب المار بهيكل الجهاز إلى الأرضي (Ground) إذا كان الهيكل متصلاً بالأرضي له مقاومة صغيرة وإن لم يتحقق ذلك يصبح تيار التسرب المار إلى هيكل الجهاز مصدراً لصدمة كهربائية يتعرض لها المريض أو مستخدم الجهاز .

ويجب أن يتألف كابل التغذية أحادي الطور الموصل للجهاز من ثلاثة أسلاك هي الساخن أو الحار (Hot) أو الفاز (phase) وهو الذي يحمل جهداً كهربائياً (يكون لونه أحمر أو أسود أو بني) ، والحيادي (Neutral) (ويكون لونه أبيض أو أزرق) ، والأرضي (Ground) (لونه أخضر أو أصفر مع أخضر) اللذان لا يحملان جهداً كهربائياً. ولابد من توفر هذه الأطراف الثلاثة حتى في الاستخدامات المنزلية .

1 - المقاومة الطبيعية للجلد والجسم :

تقلل المقاومة الطبيعية للجلد والجسم من مرور التيار خلال جسم الإنسان إذا تلامس مع مصدر كهربائي وتختلف مقاومة الجلد بصورة بينه تبعاً لكمية الماء والزيوت الطبيعية الموجودة فيه وتقل مقاومة الجلد للتيار إذا كانت مساحة تلامس الجسم مع المصدر الكهربائي كبيرة وتزيد المقاومة إذا قلت مساحة تلامس الجلد .

وتتخفض مقاومة الجلد المبلل إلى 1 % من قيمة مقاومة الجلد الجاف . وتقدر المقاومة الداخلية للذراع أو للساق بحوالي 200 أوم ومقاومة الخصر بحوالي 100 أوم أي أن مقاومة الجسم الداخلية من طرف الذراع إلى طرف الذراع الآخر هي 500 أوم تقريبا ، والمرجح أن تكون هذه القيم أكبر إذا كان المريض يعاني من السمنة الزائدة وذلك نتيجة زيادة نسبة الدهون.

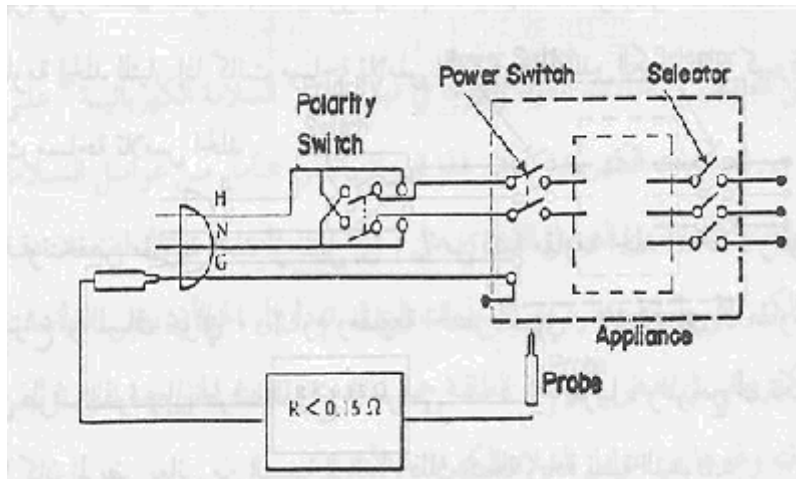
لقياس بعض متغيرات وظائف الأعضاء يلصق المجس (محول الطاقة) على الجسم مع وضع معجون (Paste) بينهم لضمان دقة وحساسية القياس ، ويؤدي هذا المعجون إلى تقليل مقاومة الجلد ضد التيار.

وتكون مخاطر الصدمة الكهربائية أكبر ما يمكن عندما تتخطى الأساليب الطبية المستخدمة لقياس متغيرات وظائف الأعضاء مقاومة الجلد وتكون على اتصال مباشر مع القلب كما هو الحال في القسطرة (Catheter) مثلاً. والقسطار عبارة عن أنبوب رفيع طويل مرن وغير قابل للانكسار بسهولة مملوءة بسائل ويتم إدخاله مباشرة إلى الأوردة حيث تعمل القسطرة عمل الموصل للكهرباء مباشرة لداخل الجسم متخطيه بذلك مقاومة الجلد. وفي مثل هذه الحالات قد تنشأ صدمة كهربائية من جراء تيار تسرب قيمته أقل بكثير جداً من القيمة التي ينتج عنها صدمة كهربائية عند مرور التيار من خلال مقاومة الجلد .

2 - قياس المقاومة والتيار التسرب :

من تعريف تيار التسرب يتضح لنا ضرورة توصيل هيكل الجهاز بصورة جيدة إلى الأرضي مما يساعد على ذلك تقليل مقاومة التوصيل للأرض. لذلك لابد من قياس مقاومة التوصيل للأرضي والتيار التسرب لأي جهاز طبي قبل البدء في استخدامه ويجب تكرار هذه القياسات بعد إصلاح الجهاز وفي الأوقات المحددة في برامج الصيانة الدورية الوقائية .

ولقياس مقاومة التوصيل بين هيكل الجهاز والأرضي يستخدم جهاز قياس المقاومة (Ohm meter) حيث يوصل الطرف الأرضي من مقبس (فيش) الجهاز بطرف من جهاز القياس ويوصل الطرف الآخر بهيكل الجهاز أو بالجزء المعدني المثبت على الهيكل . ولا يجب أن تزيد هذه المقاومة عن 0.15 أوم ، كما هو مبين بالشكل (1) .



شكل (1) قياس مقاومة التوصيل للأرضي

ويقاس تيار التسرب باستخدام جهاز قياس التيار من نوعية جيدة ، ويجب إعداد جهاز القياس بصورة

تمكنه من أخذ قراءات سليمة تعكس القيمة الحقيقية لتيار التسرب، ويتم ذلك عن طريق توصيل مجموعة المقاومات والمكثف الموضحة بالشكل (2 ب) بجهاز القياس حيث تعطي هذه الدائرة ممانعة مقدارها 1 كيلو أوم .

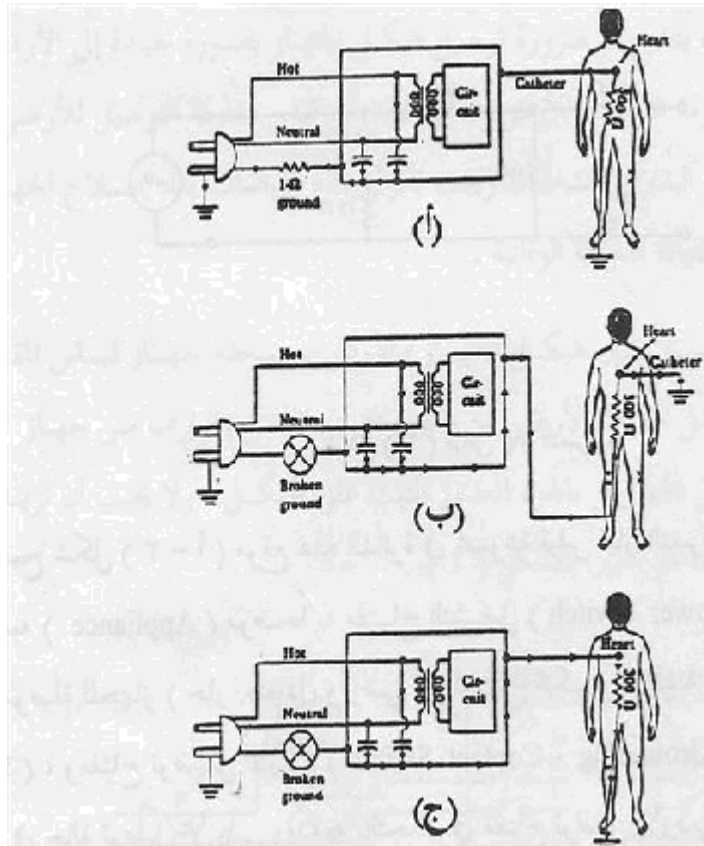
شكل (2) قياس تيار التسرب

ويوضح شكل (2 أ) موقع هذه الدائرة في مجموعة قياس تيار التسرب والتي تتألف من الجهاز المراد قياسه (Appliance) موضحاً به مفتاح التشغيل أو التغذية بالطاقة (ON/OFF Power Switch) وأطراف السلك الموصلة للجهاز (فاز، حيادي، أرضي) ومفتاح عكس القطبية (Polarity - Reversing Switch) ، ومفتاح توصيل الأرضي (Grounding - Contact Switch) ، وتؤخذ قراءات تيار التسرب في حالة توصيل الأرضي وبدونه بالتحكم في مفتاح توصيل الأرضي وعندما تعكس القطبية بالتحكم في مفتاح عكس القطبية وفي حالة توصيل التيار الكهربائي للجهاز وبدونه بالتحكم في مفتاح التشغيل .

ويجب ألا يزيد تيار التسرب عن 500 ميكرو أمبير في حالة الأجهزة التي لا تتصل بداخل جسم المريض ولا يزيد عن 100 ميكرو أمبير في حالة الأجهزة التي قد تتصل بداخل جسم المريض .

ويوضح الشكل (3) مسارات تيار التسرب، ففي القسم (أ) من الشكل يمر تيار التسرب المتصل بهيكل الجهاز مباشرة إلى الأرضي وذلك هو الوضع الطبيعي عندما تكون التوصيلات سليمة . أما إذا قطع السلك المتصل بالأرضي (Broken Ground) وكان المريض متصلاً بالجهاز عن طريق قسطرة (Catheter) موصلة بالأرضي ، فإن تيار التسرب يسرى من هيكل الجهاز إلى الأرض عبر قلب المريض معرضاً إياه إلى صدمة كهربائية كما هو موضح في القسم (ب) من الشكل. وفي حالة عدم وجود

قسطرة وعندما ينقطع السلك المتصل بالأرضي كما هو موضح في القسم (ج) من الشكل تصبح وصلة المجس (محول الطاقة) من الجهاز للمريض معبراً لتيار التسرب حيث يسرى من هيكل الجهاز إلى الأرض التي يلمسها المريض مروراً بقلبه ومعرضاً إياه إلى خطر الصدمة الكهربائية .



شكل (3) مسارات تيار التسرب

3 - نظرية عمل الجهاز :

يجب أن تكون المقاومة الداخلية للجهاز مكافئة لأقل "ممانعة" (Impedance) قد توجد في جسم الإنسان وذلك لكي يعمل الجهاز خلال القياس وكأنه جسم إنسان له أقل مقاومة مما يُسهل عبور تيار التسرب من خلاله إذا تلامس جسم الإنسان مع مصدر كهربائي .

ويقوم الجهاز بقياس العوامل التي يمكن تحليل نتائجها للتأكد من سلامة الجهاز الطبي وتوفر عوامل السلامة الكهربائية به وهي كما يلي :-

(أ) تحديد قطبية (Polarity) كل مقبس.

(ب) تحديد ما إذا كان كل مقبس (Receptacle) متصل بالأرض من عدمه .

(ج) قياس فرق الجهد والمقاومة بين الطرف الأرضي بالمقبس ومثيله بأي مقبس آخر .

(د) قياس فرق الجهد والمقاومة بين الطرف الأرضي بالمقبس وبين نقطة الأرضي المغذية له .

(هـ) قياس المقاومة بين سطح الجهاز أو الهيكل وبين الطرف الأرضي بالمقابس (Plug) .

(و) قياس تيار التسرب في الجهاز في الحالات التالية :

- ❖ توصيله بالأرض مع وجود القطبية في وضعها الطبيعي .
- ❖ توصيله بالأرض مع عكس القطبية .
- ❖ عدم توصيله بالأرض مع وجود القطبية في وضعها الطبيعي .
- ❖ عدم توصيله بالأرض مع عكس القطبية .
- (ز) قياس تيار التسرب في الأسلاك التي توصل مباشرة بالمرضى .

أسئلة وتمارين

ضع علامة (✓) أمام العبارة الصحيحة ، وعلامة (X) أمام العبارة الخاطئة في كل من العبارات التالية

:-

- 1 - أدى توصيل بعض الأجهزة الطبية إلى داخل جسم المريض مباشرة إلى تعدي نظام الدفاع الجسدي الطبيعي ضد الصدمات الكهربائية. []
- 2 - السلامة الكهربائية تعني الحماية من الصدمات الكهربائية فقط. []
- 3 - يوفر قياس وتحليل عوامل السلامة الكهربائية الحماية للمريض وليس لمستخدم الجهاز. []
- 4 - تيار التسرب هو تيار كهربائي صغير يقاس بوحدات الأمبير. []
- 5 - يُعرف تيار التسرب بأنه التيار الكهربائي الذي يصعب تجنبه والذي يتدفق بين الموصلات الكهربائية المعزولة عن بعضها وذات الجهد المختلف. []
- 6 - لا يجب توصيل هيكل الجهاز الطبي بالأرض. []
- 7 - إذا تبلل أو تشقق الجلد تقل مقاومته لتيار التسرب. []
- 8 - تمثل القسطرة خطورة أكبر على المريض حيث تتخطى مقاومة الجلد للتيار الكهربائي. []

المصطلحات الخاصة

Leakage Current

تيار التسرب

Conductors

الموصلات

Impedance

الممانعة

Polarity

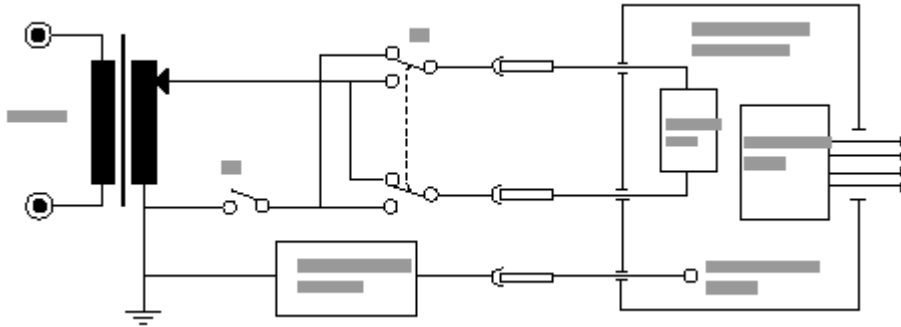
القطبية

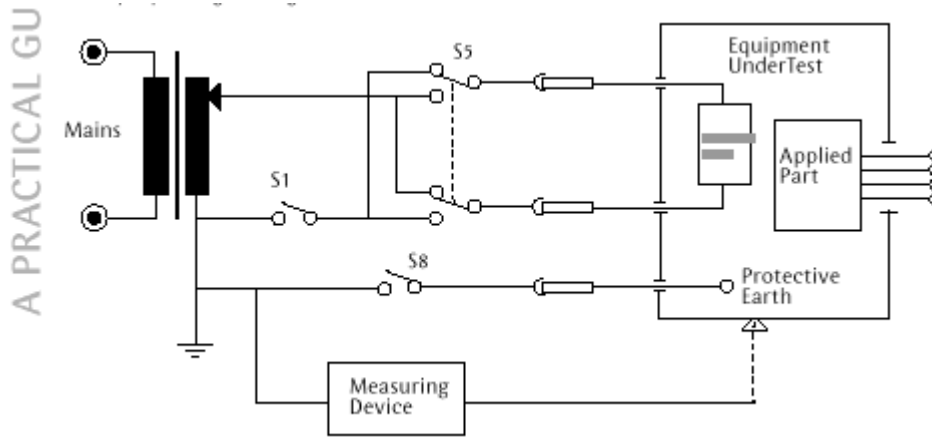
Receptacle

المقبس

Ground

الأرضي





patient Leakage measurement including the relays operating the single fault conditions.

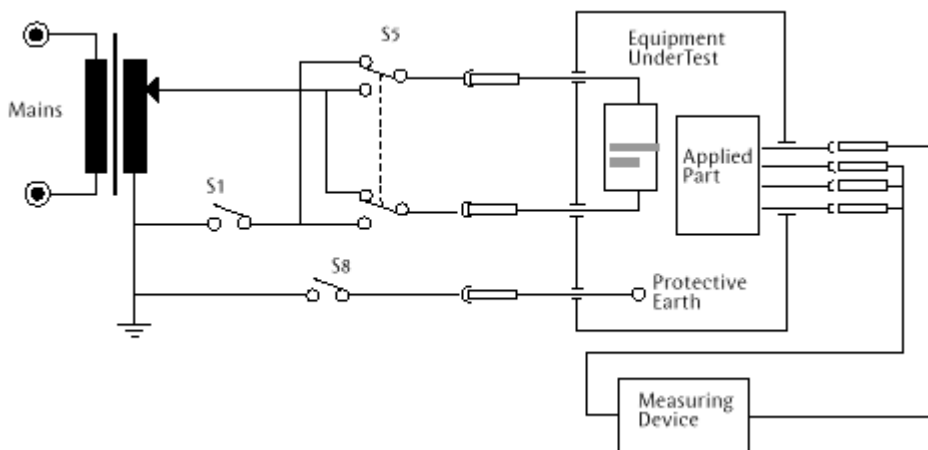
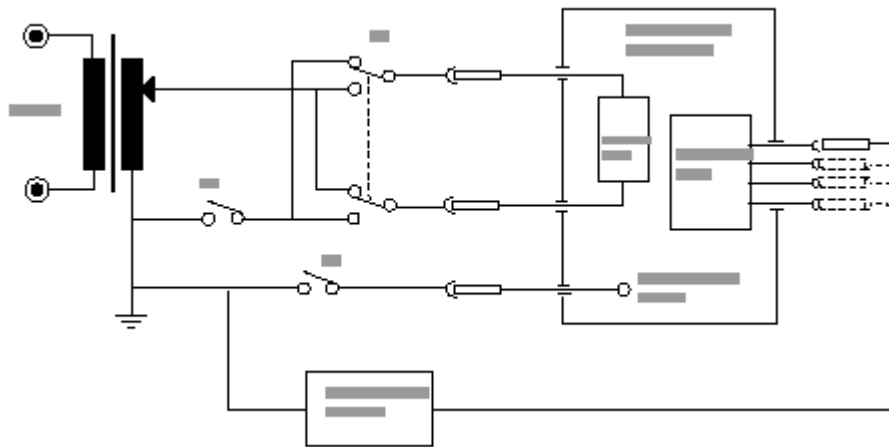
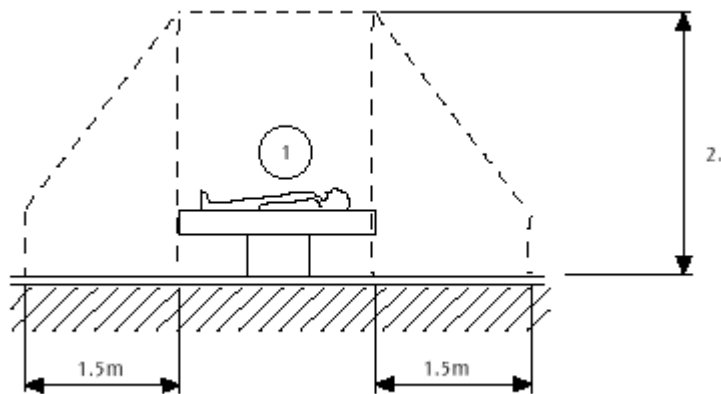
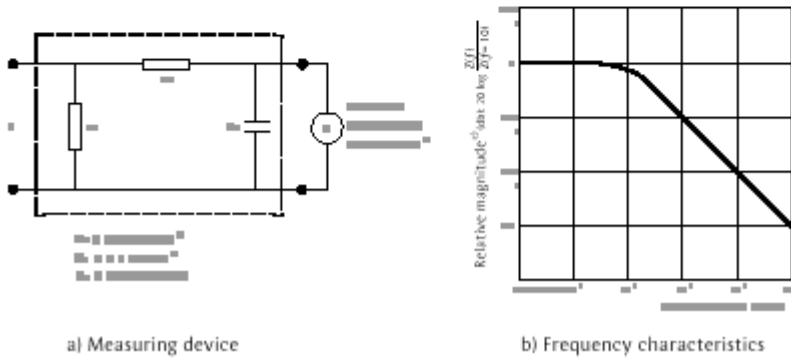
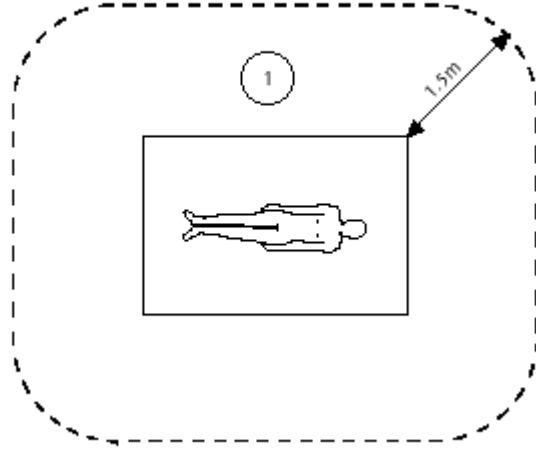


TABLE 1000 - TEST LIMITS BY TYPE, 2012

Leakage Current Type	Type B Applied Parts		Type BF Applied Parts		Type CF Applied Parts	
	NC	SFC	NC	SFC	NC	SFC
Non Detachable power cord	< 0.1 Ω					
Detachable power cord	< 0.2 Ω					
Earth Leakage (General)	0.5mA	1mA	0.5mA	1mA	0.5mA	1mA
Enclosure Leakage	0.1mA	0.5mA	0.1mA	0.5mA	0.1mA	0.5mA
Patient Leakage (dc)	0.01mA	0.05mA	0.01mA	0.05mA	0.01mA	0.05mA
Patient Leakage (ac)	0.1mA	0.5mA	0.1mA	0.5mA	0.01mA	0.05mA
Patient Leakage (F-Type)	NA	NA	NA	5mA	NA	0.05mA
Patient Leakage (Mains on SIP/SOP)	NA	5mA	NA	NA	NA	NA
Patient Auxiliary Current (dc)	0.01mA	0.05mA	0.01mA	0.05mA	0.01mA	0.05mA
Patient Auxiliary Current (ac)	0.1mA	0.5mA	0.1mA	0.5mA	0.01mA	0.05mA

Annex B - IEC 60601 Body Model





Electrical safety is very important in hospitals as patients may be undergoing a diagnostic or treatment procedure where the protective effect of dry skin is reduced. Also patients may be unattended, unconscious or anaesthetised and may not respond normally to an electric current. Further, electrically conductive solutions, such as blood and saline, are often present in patient treatment areas and may drip or spill on electrical equipment.

- Electric Current
- Leakage Current
- Extension Leads
- Double Adaptors
- Equipment Classification
 - Class I
 - Class II
 - Defibrillator-Proof
- Protective Devices
 - Residual Current Devices (RCD)
 - Line Isolation overload Monitors (LIMs)
 - Equipment Earthing
- Area Classification
 - Body Protection Area
 - Cardiac Protected Area
- Other Electrical Issues
 - Extension Leads
 - Double Adaptors
 - Main Extension Devices
 - Power Boards
 - Installation of Additional Power Points

EQUIPMENT CLASSIFICATIONS

There are several methods of providing protection for operators and patients from electrical faults and harmful leakage current.

Class I

Class I equipment is fitted with a three core mains cable containing a protective earth wire. Exposed metal parts on class I equipment are connected to this earth wire.

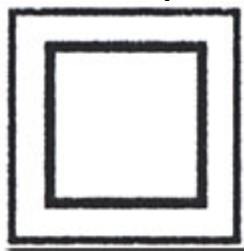
Should a fault develop inside the equipment and the exposed metal comes into contact with the mains, the earthing conductor will conduct the fault current to ground. Regular testing procedures ensure that earthing conductors are intact, as the integrity of the earth wire is of vital importance.

▲ Top

Class II

Class II equipment is enclosed within a double insulated case and does not require earthing conductors. Class II equipment is usually fitted with a 2-pin mains plug. An internal electrical fault is unlikely to be hazardous as the double insulation prevents any external parts from becoming alive. Class II or double insulated equipment can be identified by the class II symbol on the cabinet.

Class II Symbol:



▲ Top

Defibrillator-Proof

Some medical equipment within the hospital is classified as defibrillator proof. When a defibrillator is discharged through a patient connected to defibrillator proof equipment, the equipment will not be damaged by the defibrillator's energy. Defibrillator proof equipment can remain connected to the patient during defibrillation. It is identified by one of the following symbols.

Defibrillator proof symbols.

Body protected



Cardiac protected



▲ Top



Care must be exercised in the use of a portable Core Balance Unit. It should be located off the floor and in a position that will protect it from physical abuse and possible entry of fluids. These devices are expensive and easily damaged. The device must be sent to Biomedical Engineering every 6 months for safety testing.

أنماط وصفوف الحماية في التجهيزات الطبية الكهربائية

تحدثنا فيما سبق عن الأخطار الممكن حدوثها في التجهيزات الطبية الكهربائية نتيجة تفاعلها فيزيولوجياً مع الإنسان أو وجود تيارات تسريية يمكن أن تؤذي من يتعرض لها بطريق الصدفة نتيجة التماس المباشر مع الجهاز في أماكن ليس من المفروض أن تمر فيها أية تيارات بشدات عالية مؤذية، وسنتناول أنماط التجهيزات الطبية وتصنيفها تبعاً لطرق الحماية التي توفرها للوقاية من تلك الأخطار الكهربائية، فيوجد بشكل أساسي مرحلتان للحماية من الصدمة الكهربائية في الأجهزة التي تغذى بشكل مباشر بتغذية المدينة: تسمى المرحلة الأولى بمرحلة الحماية الأساسية basic، والثانية تسمى بمرحلة الحماية المساندة أو الداعمة supplementary، فإذا ما فشلت المرحلة الأولى في الحماية من خطر الصدمة الكهربائية تقوم المرحلة الثانية بدورها في الحماية منه.

تجهيزات الصف الأول Equipments Class I:

تحتوي تجهيزات الصف الأول في نظامها الكهربائي على سلك مؤرض مخصص للحماية، وتكون طريقة الحماية الأساسية فيها هي الفصل ما بين الأجزاء التي يمر فيها التيار بشكل دائم وما بين الأجزاء المعدنية الناقلة التي قد يتعرض لها المريض كمغلف الجهاز المعدني، وفي حال حدوث أي خطأ أو انتقال للتيار إلى الأجزاء المعزولة فإن مرحلة الحماية المساندة (وهي سلك التأريض في هذا النمط من التجهيزات) تقوم بدورها في تأريض ذلك التيار، وعند انتقال ذلك التيار عبر سلك التأريض فإنه سيجد فاصمة للحماية موصولة مع دارة التغذية الرئيسية للجهاز، وبالتالي، ستقطع الفاصمة وينقطع معها تيار التغذية الرئيسي عن الجهاز كله.

من الجدير بالذكر أنه ليس من الضروري أن تنتمي كل الأجهزة التي تحوي سلكاً مؤرضاً إلى الصف الأول، إذ قد يكون سلك التأريض هذا مخصصاً لغرض وظيفي محدد ومغاير للحماية، وفي هذه الحالة لن يكون سلك التأريض هذا ملائماً لنقل تيار ذي شدة عالية أو حتى كافٍ لحمل تيار يقطع فاصمة الحماية بشكل يناسب الفترة الزمنية المطلوبة لذلك (أي أن سلك التأريض غير مخصص لحمل تيار الخطر وتحقيق الحماية).

وكخطوة احتياطية لتجنب أخطاء توصيلات مقابس شبكات التغذية، فمن الواجب عند فحص التجهيزات من الصف الأول أن تحتوي في دارة تغذيتها الرئيسية على فاصمتين، واحدة على خط التغذية الحامي Phase والأخرى على المحايد أو النتر Neutral، وبالتالي، تكون مرحلة الحماية الساندة مفعلة حتى في حال وصل الجهاز بمقبس تم تسليكه بشكل خاطئ.

لا يوجد حتى الآن رمز يدل صراحة على انتماء الجهاز للصف الأول من حيث منهجية الحماية المتبعة فيه ولكن يمكن التأكد من وجود سلك التأسيس المخصص للحماية بالبحث في كتالوجات ومخططات الجهاز عن أحد الرموز الموضحة بالشكل التالي:



Earth



Protective earth



Equipotential

تجهيزات الصف الثاني Equipments Class II:

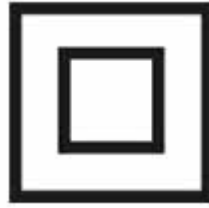
وتكون منهجية الحماية فيها استخدام مرحلتين متتاليتين (أو مرحلة مزدوجة) من مراحل العزل الكهربائي للمناطق التي يمر فيها تيار التغذية بشكل أساسي عن المناطق التي ليس من المفروض أن يمر فيها أي تيار، فإذا ما فشلت مرحلة العزل الأولى (وهي الأساسية) تقوم مرحلة العزل الثانية (وهي الساندة) بدورها في العزل المطلوب، وعملياً، تتحقق مرحلة العزل الأولى بالعزل مادياً ما بين الأسلاك الداخلية الناقلة ومغلف الجهاز المعدني، فيكون الهواء هو الوسط المادي المحقق للعزل في هذه المرحلة، أما المغلف فيكون هو المرحلة الساندة للعزل. كيف؟

يعرف العزل الساندة أو العزل المعزز Reinforced Insulation في التجهيزات في مختلف المعايير العالمية بأنه طبقة رقيقة عازلة يطلّى بها أو تلتصق على الوجه الداخلي للمغلف المعدني بشكل يمنع ورود أية تيارات مؤذية إلى جسم هذا المغلف.

ومن الواجب أيضاً أن تتمتع دارات التغذية بفواصل كهربائية على كافة خطوط نقل تيار التغذية الرئيسي

(حتى إن كانت تحوي سلكاً مؤرضاً غير مخصص لحماية).

لمعرفة إذا ما كان الجهاز ينتمي للصف الثاني فإنك ستجد الرمز التالي في مخططات ودارات الجهاز في الكاتالوجات، وهو يعبر عن الحماية بالعزل المزدوج:



تجهيزات الصف الثالث Equipment Class III:

تعرف هذه التجهيزات بأنها تجهيزات تعتمد في حمايتها على حقيقة أنه لا يوجد أية جهود في الجهاز قد تسبب في حدوث الصدمة الكهربائية، فهي جهود لا تتجاوز جهد الأمان الإضافي الأدنى : SELV Voltage Safety Extra Low ، وتحدد قيمة هذا الجهد في المعايير المختلفة بـ V AC25 و V60 .DC

ومن الناحية العملية، يتم تغذية هذه التجهيزات بالبطاريات والمدخرات أو محولات جهد الأمان SELV، فإذا كان مغذىً بالبطارية وقادراً على العمل عند وصله بتغذية المدينة (لشحن البطارية مثلاً) فإنه يكون بالتأكيد قد تعرض لإجراءات حماية بحيث ينتمي إما للصف الأول أو الثاني من التجهيزات، وبشكل مماثل، تجرى للتجهيزات المغذاة بواسطة محولة جهد الأمان اختبارات الحماية كما لو أنه ينتمي إلى الصف الأول أو الثاني.




من الملفت للنظر أن معايير الحماية الحالية IEC المرتبطة بإجراءات الحماية في التجهيزات الطبية الكهربائية لا تعترف بالصف الثالث لتصنيف التجهيزات، حيث تعتبر أن عمل الجهاز في حدود جهد الأمان الإضافي الأدنى لا يكفي لعدده آمناً على المريض على الإطلاق، فطالما احتوى الجهاز على مقبس خاص بالوصل مع تيار المدينة فإنه ينتمي بشكل مباشر إما للصف الأول أو الثاني، أما التجهيزات الطبية

لا تحوي هذا المقبس فتصنف كتجهيزات مغذاة داخلياً Internally Powered ، وهو أمر متعارف عليه عالمياً.

أنماط التجهيزات :Equipment Types

كما قد شرحنا آنفاً، فإن صف الجهاز يحدد منهجية الحماية المتبعة ضد الصدمة الكهربائية المحتملة، وتحدد درجة الحماية هذه بمفهوم جديد علينا هو (التصنيف النمطي Designation Type)، وتكمن الضرورة من وجود هذا المفهوم في اختلاف المكونات التي تدخل في تركيب نظام التجهيزات الطبية واختلاف مساحات العمل والتطبيق لهذا النظام، وبالتالي، وجود منهجيات للحماية لكل حالة محتملة لعمل النظام على حدة، فمثلاً، من الضروري أن تؤخذ الاحتياطات في توفير حماية كهربائية للتجهيز الطبي في أي حالة لحدوث تماس مباشر مع العضلة القلبية حتى وإن لم يكن من الوارد حدوث هذا التماس أثناء استخدام الجهاز.

يحتوي الجدول التالي على كل نمط من أنماط التصنيف للتجهيزات الطبية الكهربائية والرمز الدال على انتماء الجهاز لهذا النمط:

النمط	الرمز	التعريف
B		يتمتع الجهاز بدرجة محددة من الحماية ضد الصدمة الكهربائية، بشكل خاص الحماية من تيارات التسريب وتوفر سلك التاريس المخصص للحماية (في حال وجوده).
BF		يتمتع بذات الخصائص لتجهيزات النمط B مع الاختلاف في وجود بعض الأجزاء المعزولة أو العائمة (غير المؤرضة Floating).
CF		يوفر التجهيز درجة عليا من الحماية ضد الصدمة الكهربائية وتيارات التسريب بشكل أعلى منه في النمطين السابقين، بشكل خاص فيما يخص تيارات التسريب والأجزاء العائمة. 4electron.com

يجب على أي جهاز طبي أن يحتوي على علامة مميزة أو رمز من الرموز السابقة من قبل الجهة المصنعة للدلالة على نمط وصف الحماية الذي ينتمي إليه الجهاز.

سلسلة الأمن والوقاية في التجهيزات الطبية الكهربائية

تيارات التسريب Currents Leakage

نتناول في هذا الجزء من السلسلة تيارات التسريب Leakage Currents التي تعد مقداراً هاماً للقياس والفحص المستمر من قبل مهندس وفني التجهيزات الطبية الكهربائية، ولا يمكن التخلي عن هذا المقدار لتحديد وثوقية الجهاز الأمنية على الإطلاق.

سنعرض في هذا الموضوع الحالات الأكثر شيوعاً لتيارات التسريب ذات الآثار الفيزيولوجية الخطرة والتي تم عرضها في الجزء السابق، كما أن أساليب القياس المتبعة لهذه التيارات سيتم تناولها بالتفصيل في قسم لاحق، فلنبدأ بأسباب حدوث تيار التسريب.

أسباب حدوث تيارات التسريب :Currents Causes of Leakage

إذا ما اكتسب أي ناقل كهربائي كموناً موجباً (أعلى من كمون الأرض) فإن الناقل مؤهلاً حينها لأن يكون مصدراً لتيار من الإلكترونات تتجه منه باتجاه الأرض ذات الكمون المنخفض، ومن الجدير بالذكر أن هذا وارد حتى إن كان الناقل معزولاً عن الأرض، لطالما استحال وجود عازل مثالي ذي ممانعة لا نهائية، وتعتمد قيمة التيار المتدفق من الناقل إلى الأرض على:

أ. فولتية الناقل (أو فرق الجهد الكهربائي).

ب. المفاعلة السعوية بين الأرض والناقل.

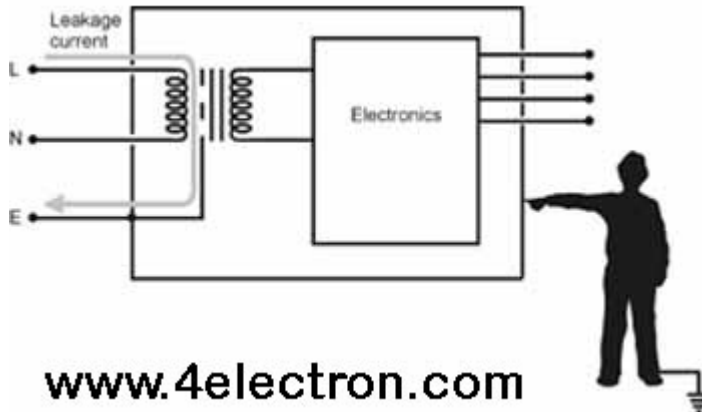
ج. المقاومة بين الأرض والناقل.

أما التيارات التي تتدفق بين النواقل المعزولة فيما بينها والمعزولة عن كمون الأرض المنخفض فتسمى (تيارات التسريب Leakage Currents) وهي تيارات ذات شدات منخفضة غالباً، ولكن، بما أن التيارات الكفيلة بإحداث أضرار فيزيولوجية صغيرة في شدتها أيضاً، فيمكن لتيارات التسريب تلك أن تشكل خطراً على سلامة الشخص الذي يتعرض لها، ومن هنا جاءت الضرورة لفحص وقياس تيارات التسريب في التجهيزات الطبية الكهربائية وتحديد قيمها ضمن الحدود الدنيا لإحداث الضرر.

يتم تصنيف تيارات التسريب في التجهيزات الطبية الكهربائية إلى عدة أنواع تبعاً للمسار الذي تسلكه أثناء تسربها، وهي كما يلي:

1. تيارات التسريب المؤرضة :

إن تيار التسريب المؤرض هو عبارة عن تيار متدفق في السلك الذي يؤرض بعض أجزاء الجهاز لحمايته، وفي التجهيزات الطبية، يتم تأريض جزء من الصفائح المعدنية الفاصلة في المحولات ما بين الملف الابتدائي والملف الثانوي، وتسلك تلك التيارات ذلك السلك المؤرض بسبب مواجهتها ممانعة عالية ما بين الملف الابتدائي للمحولة ومجموعة الصفائح المعدنية ما بين الملفين، حيث يكون السلك المؤرض في وضع ممانعة دنيا بالنسبة لها (وهذا ما يوضحه الشكل التالي).



www.4electron.com

أما في ظروف العمل العادية: فإن كان الشخص على تماس مباشر مع المغلف المعدني المؤرض للجهاز ومعزولاً عن الكمون الأرضي بعازل جيد فإنه لن يتعرض لآثار تيار التسريب المؤرض مهما كانت قيمته عالية، وهذا بسبب الممانعة المنخفضة للمغلف المعدني والسلك المؤرض نسبة لجسم الشخص المعزول كهربائياً عن الأرض، ولكن في حال كان سلك التأريض يعاني من دائرة مفتوحة (نتيجة قطع فيه مثلاً) فإن الوضع يستوجب الحذر الشديد، إذ لو كانت قيمة الممانعة بين الملف الابتدائي والمغلف المعدني للجهاز من رتبة قيمة الممانعة ما بين المغلف المعدني وجسم الشخص ... فإن احتمالاً كبيراً قائماً لحدوث الصعق الكهربائي للشخص.

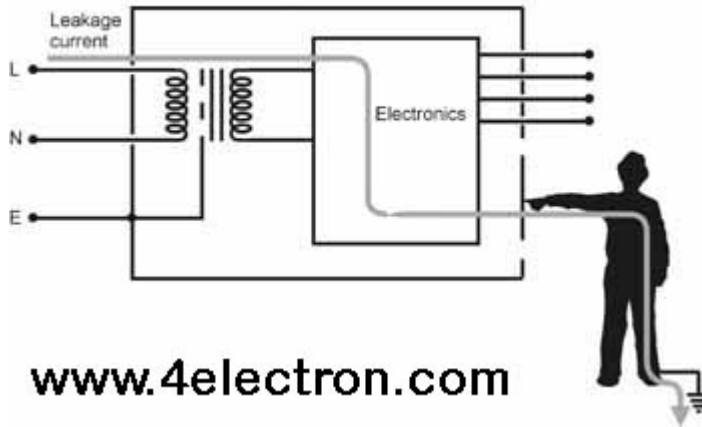
من المتطلبات الأمنية في هذه الحالة ألا يتسبب تيار التسريب المؤرض بأية أخطار أو حالات صعق ضمن البيئة السريرية حتى وإن كان يعاني سلك التأريض من دائرة مفتوحة (نتيجة القطع)، ولتحقيق هذه المتطلبات يستوجب ذلك أن تتمتع محولة الجهاز بممانعة عالية جداً جداً ما بين الملف الابتدائي وما يليه من أجزاء المحولة، ويمكن التحقق من تمتع الجهاز بتلك الممانعة من خلال الفحص المباشر لتيار التسريب المؤرض، أو بعبارة أخرى، يتم تلافي الخطر بالتقليل من قيمة تيار التسريب المؤرض قدر الإمكان.

2. تيار تسريب المغلف المعدني أو تيار اللمس Enclosure Leakage Current or Current Touch

إن مصطلحي (تيار اللمس) و (تيار تسريب المغلف المعدني) يجب أن يؤخذاً على أنهما مترادفان لمعنى فيزيائي واحد، وسنستخدم مصطلح تيار تسريب المغلف المعدني للدلالة على المفهوم في هذه السلسلة، ويعرف هذا التيار على أنه التيار المتدفق من الغلاف المعدني المغلف للجهاز الطبي إلى الأرض عبر طريق ناقل للتيار مغاير لسلك التأريض المخصص لمروره وحماية الجهاز.

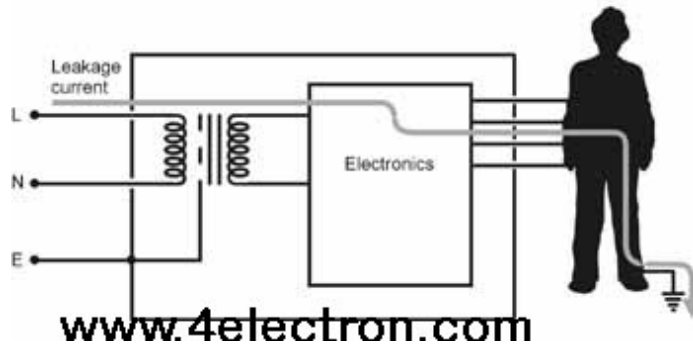
إن قراءة تيار التسريب للمغلف خلال سلك التأريض تعطي قيمة حقيقية لهذا التيار، وهي قيمة وحيدة ضمن مغلف الجهاز لطالما تمتع المغلف بنقطة حماية مؤرضة وحيدة ضمن مساحته، ولكن، تتواجد في بعض الأحيان نقاط من سطح المغلف تعطي قراءة لتيار مساوية لقيمة تيار التسريب خلال سلك التأريض، وهذه هي النقاط الواجب الانتباه إليها وحماية مستخدم الجهاز منها، وهو ما يتم باتباع مجموعة من نظم

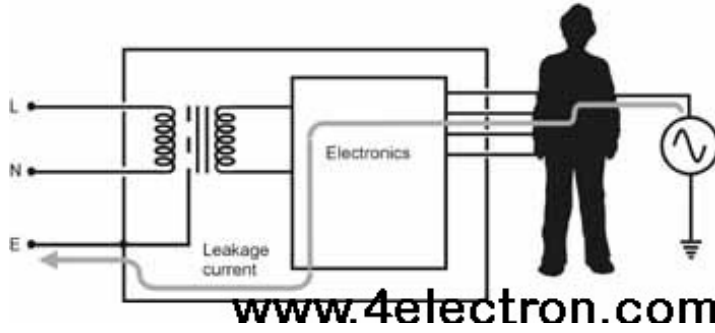
الكشف لهذه النقاط التي غالباً ما تتواجد في مناطق معروفة ضمن المغلف، ويوضح الشكل التالي هذه الحالة بوضوح.



3. تيار تسريب المريض Patient Leakage Current:

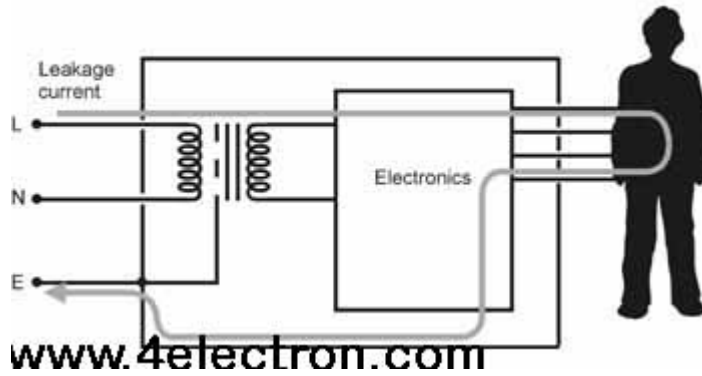
يعرف هذا التيار على أنه التيار المتدفق خلال جسم المريض أثناء تماسه مع جزء أو مجموعة من أجزاء الجهاز، ويمكن لهذا التيار أن يتدفق بدءاً من الأجزاء التي يمسها المريض مباشرة، أو بدءاً من مصادر خارجية ذات كمو عالٍ ومنه إلى المريض والأجزاء التي يمسها انتهاءً بالأرض، ويوضح الشكل التالي هاتين الحالتين.





4. التيار المساعد من المريض:

ويعرف على أنه التيار المتدفق بشكل عادي ما بين أجزاء الجهاز خلال المريض ومنه إلى سلك التأسيس الخاص بالجهاز، وهو لا يحدث أية آثار فيزيولوجية ضارة بالمريض، ويوضح ذلك الشكل التالي:



أجهزة المعايرة الطبية

محلل أداء أجهزة التنفس الصناعي

محلل أداء أجهزة التنفس الصناعي

6

الوحدة السادسة

محلل أداء أجهزة التنفس الصناعي

Lung Ventilator Performance Analyzer

الجدارة: القدرة على معرفة محلل أداء الرئة .

الأهداف: عندما تكتمل هذه الوحدة لدى المتدرب القدرة على أن:-

1. يتعرف على معنى التنفس .
2. يتعرف على مفهوم قياس التنفس.
3. يتعرف على كيفية معايرة أجهزة التنفس.

مستوى الأداء المطلوب: أن يصل المتدرب إلى إتقان الجدارة بنسبة 85%

الوقت المتوقع للتدريب: ساعتان .

الوسائل المساعدة: جهاز العرض العلوي .

متطلبات الجدارة: الإلمام بالمفاهيم العامة للتنفس .

الوحدة السادسة

محلل أداء أجهزة التنفس الصناعي

Lung Ventilator Performance Analyzer

تؤثر بعض الأمراض الصدرية على الرئة بطريقة تؤدي إلى عدم تمكن المريض من التنفس بصورة مستمرة وفي بعض الحالات المرضية الدماغية لا يستطيع المريض التنفس على الإطلاق وفي هذه الحالات لا بد من توصيل المريض بجهاز التنفس الصناعي (Lung Ventilator) لمساعدته على التنفس أو للقيام بمجهود التنفس دون تدخل المريض .

وهناك أجهزة لتحليل واختبار أداء أجهزة التنفس الصناعي وتعرف أيضاً هذه الأجهزة باسم "محاكي الرئة" (Lung Simulator) أو بالرئة الصناعية (Artificial Lung) وكلها أسماء لنفس جهاز الاختبار .

ويستخدم هذا الجهاز أيضاً لتدريب الأطباء والطلبة والممرضات على استخدامات جهاز التنفس الصناعي- عن طريق توصيله بالرئة الصناعية- ، وكما يستخدم لمعايرة أجهزة التنفس الصناعي وأجهزة التخدير بعد الانتهاء من صيانتها وقبل توصيلها إلى المريض للتأكد من سلامة عملها .

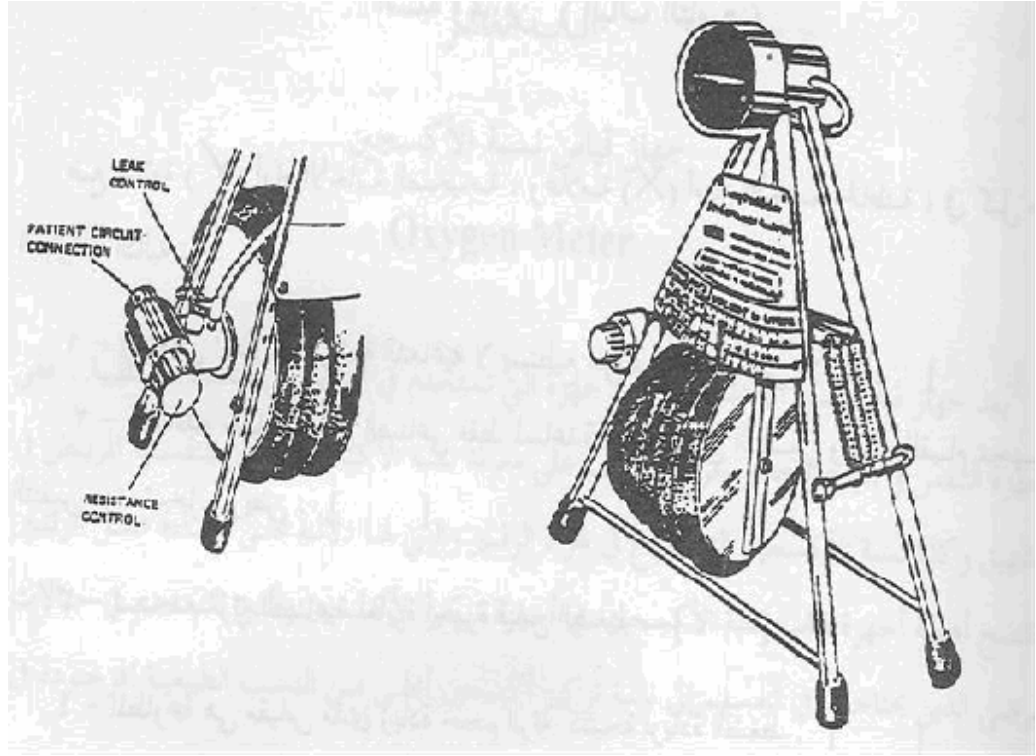
وبطبيعة الحال يقوم جهاز التنفس الصناعي بتزويد المريض بالضغط اللازم لدخول الهواء لتهوية الرئتين وللتغلب على المقاومة ولتزويدهما بحجم مناسب من الهواء لضمان تأديتهما لوظيفة مبادلة غازات الأوكسجين وثاني أكسيد الكربون بصورة طبيعية وهذا ما يُعرف بميكانيكية التنفس .

وهناك مقياس يُعبر عن مرونة الرئتين خلال عملية التنفس ويُعرف باسم المطاوعة (Compliance) أو الإستجابة وهو مقياس مدى زيادة حجم الرئة كنتيجة لزيادة الضغط ، ويعبر عنه كما في المعادلة التالية :

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P} \frac{ml}{cm H_2O} \quad ()$$

وعادة يقاس التغير في الحجم (ΔV) بوحدات (ml) ولصغر قيم فرق الضغط (ΔP) تستخدم وحدات (cm H₂O) لقياسه .

وتتألف الرئة الصناعية كما في شكل (1) من منفاخ (Bellows) مماثل لما يستخدم في منفاخ الكير ومجموعة نوابض (زنبركات Springs) ومقياس للضغط ومقياس للحجم والمقاومة .



شكل (1) الرئة الصناعية

وتعتمد نظرية عمل الرئة الصناعية على محاكاة العوامل التي توجد في الرئة الطبيعية بصورة تؤهلها من تمثيل الحالات المرضية للرئة الطبيعية وبالتالي يجب أن يتوفر فيها عنصرين منفصلين وغير مرتبطين ببعضهما البعض لمحاكاة المطاوعة والمقاومة لدخول الهواء لكل رئة على حده .

وبالتالي تتصل النوابض (الزنبركات) بروافع مثبتة في المنفاخ تؤدي إلى تغير مطاوعته عن طريق زيادة أو نقصان عدد النوابض المتصلة به. ويقاس التغير في الحجم بمقياس الحجم (Volume Scale) والتغير في الضغط بمقياس الضغط (Pressure Gauge) وتحسب بذلك قيمة المطاوعة (C) من المعادلة.

ولمحاكاة مقاومة الرئة لدخول الهواء يتم توصيل خرطوم التنفس إلى وصلة دائرة تنفس المريض (Patient Circuit Connection) وهي تتألف من خمسة ثقوب ذات أقطار مختلفة لتعطي مجالا لتغيير المقاومة وبقيم معايرة .

ويتم تحليل ومقارنة القيم المحددة بالرئة الصناعية بمثلتها من أجهزة التنفس الصناعي ومنها يتبين مدى أداء هذه الأجهزة وسلامتها قبل استخدامها على المرضى .

أسئلة وتمارين الوحدة

- 1 - ما الغرض الذي يتم من أجله استخدام جهاز قياس التنفس ؟
- 2- ما نوع مجس (محول الطاقة) الذي يستخدم في جهاز قياس التنفس ؟
- 3 - ارسم مخطط يوضح نظرية عمل جهاز قياس التنفس و اشرح طريقة عمله ؟
- 4- ضع علامة (✓) أمام الإجابة الصحيحة ، وعلامة (×) أمام الإجابة الخاطئة ، في كل من العبارات التالية :-
- 5- في بعض الحالات المرضية الدماغية لا يستطيع المريض التنفس على الإطلاق . []
- يستخدم جهاز التنفس الصناعي فقط لمساعدة المريض على التنفس وليس للقيام بمجهود التنفس دون تدخل المريض . []
- 6 - تستخدم الرئة الصناعية لمعايرة أجهزة قياس الضغط . []
- 7 - المطاوعة هي مقياس مدى زيادة حجم الرئة كنتيجة لزيادة الضغط . []
- 8 - تستخدم الزنبركات في الرئة الصناعية لتغير قيمة معدل التدفق . []

المصطاحات الخاصة

Deflector	العاكس المتحرك
Photo Cell	الخلية الضوئية
Lung Ventilator	جهاز التنفس الصناعي
Artificial Lung	الرئة الصناعية
Compliance	المطاوعة (الاستجابة)

أجهزة قياس السرعة الزاوية

Angular Velocity Measuring Equipment

تتألف بعض الأجهزة الطبية من أجزاء تدور على سرعات زاوية (تقاس بوحدات اللفة في الدقيقة (rpm = revolution per minute) ، تتراوح قيمتها بين المنخفضة والمتوسطة والعالية طبقاً لطبيعة استخدام الجهاز .

فعلى سبيل المثال يستخدم جهاز الطرد المركزي في المختبرات الطبية لفصل مكونات الدم ويدور حامل الأنابيب في هذا الجهاز على سرعات عالية تبلغ آلاف اللفات في الدقيقة الواحدة ، ولضمان سلامة عمل هذا الجهاز يجب التأكد من أن السرعات الفعلية لعمود الدوران تطابق تماماً القراءة التي تظهر على الجهاز .

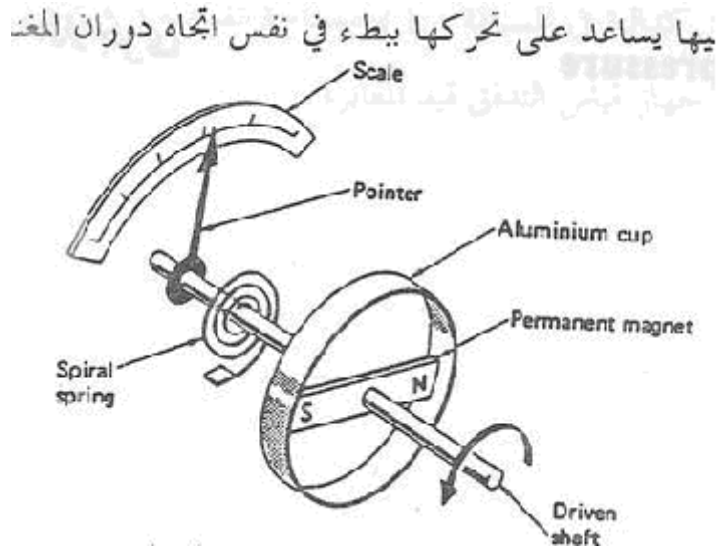
تستخدم أجهزة قياس السرعة الزاوية للمعايرة وتنقسم إلى القسمين الأساسيين التاليين طبقاً لأقصى سرعة يمكن قياسها :-

1 - جهاز قياس السرعة الزاوية الميكانيكي Tachometer

2 - المنظار الدوامي Stroboscope

1 - جهاز قياس السرعة الزاوية الميكانيكي Tachometer

يوضح الشكل (1) مكونات جهاز قياس السرعة الزاوية الميكانيكي حيث يتألف من عمود الإدارة (Driven Shaft) ، الذي يربط بالعمود المراد قياس سرعته الزاوية بطريقة تضمن عدم انزلاق الوصلة بينهما لتفادي الخطأ في قياس السرعة الزاوية وعند دوران العمود يدور معه المغناطيس الدائم (Permanent Magnet) المثبت فيه والذي يحاط بغطاء حلقي من الألومنيوم (Aluminum cup) لا يلامس المغناطيس وبالتالي يكون دوران المغناطيس حراً داخل هذه الحلقة مما يسبب تولد تيار دوامي ومجال مغناطيسي فيها يساعد على تحركها ببطء في نفس اتجاه دوران المغناطيس .



شكل (1) جهاز قياس السرعة الميكانيكي

ويركب نابض (زنبرك) لولبي (Spiral Spring) على العمود المتصل بالحلقة لمقاومة العزم المتولد من دورانها وفي اتجاه معاكس مما يثبت الحلقة ، بعد برهة من حركتها بسبب تساوى عزم حركة دورانها مع عزم الزنبرك اللولبي المعاكس ويشير المؤشر (Pointer) المثبت على نفس العمود إلى قيمة السرعة الزاوية المكتوبة على لوحة القياس (Scale) .

ويستخدم جهاز قياس السرعة الزاوية الميكانيكي لقياس السرعات في المدى من صفر إلى 10000 دورة في الدقيقة .

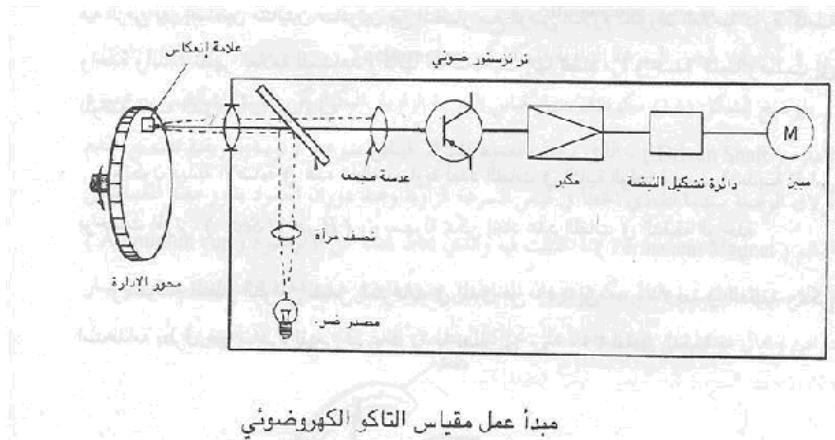
2- المنظار الدوامي Stroboscope

يعتمد المنظار الدوامي في نظرية عمله على مشاهدة الجسم الدائر بنفس السرعة وكأنه ساكن وذلك باستخدام مصباح ضوئي ، عادة يكون من النيون (Neon) ، يمكن التحكم في معدل إضاءته تماماً كما في المصباح الضوئي (Flash Light) الذي يركب على آلات التصوير إلا أن المصباح الضوئي في المنظار الدوامي يصدر باستمرار إضاءة متقطعة ولمرات متعددة في الثانية الواحدة (أي بذبذبة) يمكن التحكم في عددها ، وتوضع علامة واضحة على الجزء الدوار المراد قياس سرعته الزاوية ويوجه

مصباح المنظار الدوامي إلى هذه العلامة وبعد دوران الجزء يزداد معدل الإضاءة إلى الحد الذي يتساوى فيه الزمن بين إضاءتين متتاليتين صادرتين من المنظار مع الزمن اللازم لدوران العلامة دورة كاملة واحدة وأنداك تظهر العلامة للمشاهد وكأنها ساكنة حيث إنها تضاء مرة واحدة كلما وصلت إلى الموضع نفسه الذي بدأت تضاء فيه شكل (2).

وتكون ذبذبه الإضاءة في هذه الحالة مساوية لعدد اللفات في الثانية الواحدة حيث الذبذبة تقاس بوحدات الهرتز ($H_z = 1/Sec$) ، وبسهولة يمكن إيجاد عدد الدورات في الدقيقة الواحدة ($1 Hz = 60 rpm$) .

ويستخدم المنظار الدوامي لقياس السرعات في المدى من 150 إلى 30000 دورة أو لفة في الدقيقة ويمكن استخدامه بطرق غير مباشرة لقياس سرعات زاوية تصل إلى 300000 دورة في الدقيقة .



شكل (2)

أسئلة وتمارين

- 1 - ما أقسام أجهزة قياس السرعة الزاوية ، وما الفرق بينهما ؟
- 2 - اشرح مع الرسم مكونات جهاز قياس السرعة الزاوية الميكانيكي ؟
- 3 - ما وحدة القياس المستخدمة في أجهزة قياس السرعة الزاوية ؟
- 4 - اشرح كيفية عمل المنظار الدوامي ؟

.....

المصطلحات الخاصة

Tachometer

عداد قياسي

Stroboscope

منظار دوامي

A stroboscope, also known as a strobe, is an instrument used to make a cyclically moving object appear to be slow-moving or stationary. The principle is used for the study of rotating, reciprocating, oscillating or vibrating objects. Machine parts and vibrating strings are common examples.

In its simplest form, a rotating disc with evenly-spaced holes is placed in the line of sight between the observer and the moving object. The rotational speed of the disc is adjusted so that it becomes synchronised with the movement of the observed system, which seems to slow and stop. The illusion is caused by temporal aliasing, commonly known as the 'stroboscopic effect'.

In electronic versions, the perforated disc is replaced by a lamp capable of emitting brief and rapid flashes of light. The

frequency of the flash is adjusted so that it is a unit fraction of the object's cyclic speed, at which point the object is seen to be stationary.

Contents

- 1 History
- 2 Applications
- 3 Other effects
- 4 See also
- 5 External links

History

Joseph Plateau of Belgium is generally credited with the invention the stroboscope in 1832, when he used a disc with radial slits which he turned while viewing images on a separate rotating wheel. Plateau called his device the 'Phenakistoscope'. There was a simultaneous and independent invention of the device by the Austrian Simon von Stampfer, which he named the 'Stroboscope', and it is his term which is used today. The etymology is from the Greek words strobo(s), meaning 'whirling' and scope meaning 'to look at'.

As well as having important applications for scientific research, the earliest inventions received immediate popular success as methods for producing moving pictures, and the principle was used for numerous toys.

Other early pioneers employed rotating or vibrating mirrors. The electronic strobe light stroboscope was invented in 1931, when Harold Eugene Edgerton ("Doc" Edgerton) employed a flashing lamp to study machine parts in motion. General Radio Corporation then went on to productize this invention in the form of their "Strobotach".

Edgerton later used very short flashes of light as a means of producing still photographs of fast-moving objects, such as bullets in flight.

Applications

Stroboscopes play an important role in the study of stresses on machinery in motion, and in many other forms of research. They are also used as measuring instruments for determining cyclic speed.

As a timing light they are used to set the ignition timing of internal combustion engines.

In medicine, stroboscopes are used to view the vocal cords for diagnosis. The patient hums or speaks into a microphone which in turn activates the stroboscope at either the same or a slightly different frequency. The light source and a camera are positioned by endoscopy.

Another application of the stroboscope can be seen on many gramophone turntables. The edge of the platter has marks at specific intervals so that when viewed by incandescent lighting powered at mains frequency, and provided the platter is rotating at the correct speed, the marks appear to be stationary.

Flashing lamp strobes are also adapted for pop use, as a lighting effect for discotheques and night clubs where they give the impression of dancing in slow motion.

Other effects

Rapid flashing can give the illusion that white light is tinged with colour, known as Fechner colour. Within certain ranges, the apparent colour can be controlled by the frequency of the flash, but it is an illusion generated in the mind of the observer

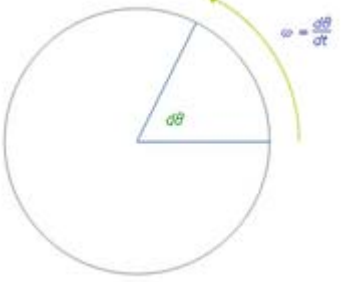
and not a real colour. The Benham's top demonstrates the effect.

At certain frequencies, flashing light can trigger epileptic seizures in some people.

Angular velocity

From Wikipedia, the free encyclopedia

Jump to: navigation, search

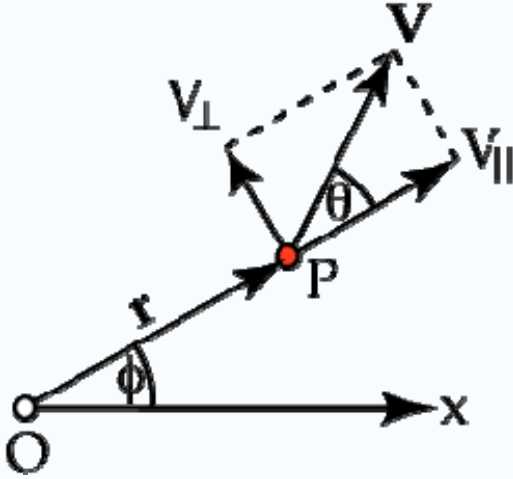


Angular velocity describes the speed of rotation and the orientation of the instantaneous axis about which the rotation occurs. The direction of the angular velocity vector will be along the axis of rotation; in this case (counter-clockwise rotation) the vector points toward the viewer.

In physics, the angular velocity is a vector quantity (more precisely, a pseudovector) which specifies the angular speed at which an object is rotating along with the direction in which it is rotating. The SI unit of angular velocity is radians per second, although it may be measured in other units such as degrees per second, degrees per hour, etc. When measured in cycles or rotations per unit time (e.g. revolutions per minute), it is often called the rotational velocity and its magnitude the rotational speed. Angular velocity is usually represented by the symbol omega (Ω or ω). The direction of the angular velocity vector is perpendicular to the plane of rotation, in a direction which is usually specified by the right hand rule.

[edit] The angular velocity of a particle

[edit] Two dimensions



The angular velocity of the particle at P with respect to the origin O is determined by the perpendicular component of the velocity vector V .

The angular velocity of a particle in a 2-dimensional plane is the easiest to understand. As shown in the figure on the right, if we draw a line from the origin (O) to the particle (P), then the velocity vector (v) of the particle will have a component along the radius (v_{\parallel} - the radial component) and a component perpendicular to the radius (v_{\perp} - the tangential component).

A radial motion produces no rotation of the particle (relative to the origin), so for purposes of finding the angular velocity the parallel (radial) component can be ignored. Therefore, the rotation is completely produced by the tangential motion (like that of a particle moving along a circumference), and the angular velocity is completely determined by the perpendicular (tangential) component.

It can be seen that the rate of change of the angular position of the particle is related to the tangential velocity by:

$$v_{\perp} = r \frac{d\phi}{dt}$$

Defining $\omega = d\phi/dt$ as the angular velocity, and realizing that v_{\perp} is equal to $|v| \sin(\theta)$ where θ is the angle between vectors r and v yields:

$$\omega = \frac{|v| \sin(\theta)}{|r|}$$

In two dimensions the angular velocity is a single number which has no direction. A single number which has no direction is either a scalar or a pseudoscalar, the difference being that a scalar does not change its sign when the x and y axes are exchanged (or inverted), while a pseudoscalar does. The angle as well as the angular velocity is a pseudoscalar. The positive direction of rotation is taken, by convention, to be in the direction towards the y axis from the x axis. If the axes are inverted, but the sense of a rotation does not, then the sign of the angle of rotation, and therefore the angular velocity as well, will change.

It is important to note that the pseudoscalar angular velocity of a particle depends upon the choice of the origin and upon the orientation of the coordinate axes.

[edit] Three dimensions

In three dimensions, the angular velocity becomes a bit more complicated. The angular velocity in this case is generally thought of as a vector, or more precisely, a pseudovector. It now has not only a magnitude, but a direction as well. The magnitude is the angular speed, and the direction describes the axis of rotation. The right hand rule indicates the positive direction of the angular velocity pseudovector, namely:

If you curl the fingers of your right hand to follow the direction of the rotation, then the direction of the angular velocity vector is indicated by your right thumb.

Just as in the two dimensional case, a particle will have a component of its velocity along the radius from the origin to the particle, and another component perpendicular to that radius. The combination of the origin point and the perpendicular component of the velocity defines a plane of rotation in which the behavior of the particle (for that instant) appears just as it does in the two dimensional case. The axis of rotation is then a line perpendicular to this plane, and this axis defined the direction of the angular velocity pseudovector, while the magnitude is the same as the pseudoscalar value found in the 2-dimensional case. Define a unit vector \hat{n} which points in the direction of the angular velocity pseudovector. The angular velocity may be written in a manner similar to that for two dimensions:

$$\omega = \frac{|\mathbf{v}| \sin(\theta)}{|\mathbf{r}|} \hat{n}$$

which, by the definition of the cross product, can be written:

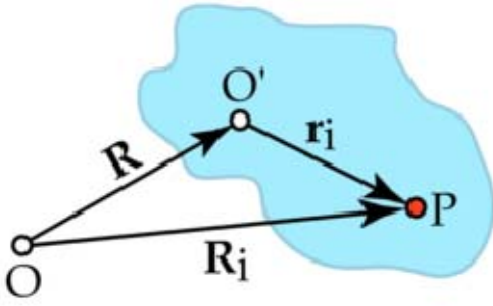
$$\omega = \frac{\mathbf{r} \times \mathbf{v}}{|\mathbf{r}|^2}$$

[edit] Higher dimensions

In general, the angular velocity in an n-dimensional space is the time derivative of the angular displacement tensor which is a second rank skew-symmetric tensor. This tensor will have $n(n-1)/2$ independent components and this number is the dimension of the Lie algebra of the Lie group of rotations of an n-dimensional inner product space. [1]

[edit] Angular velocity of a rigid body

Main article: Rigid body dynamics



Position of point P located in the rigid body (shown in blue). R_i is the position with respect to the lab frame, centered at O and r_i is the position with respect to the rigid body frame, centered at O'. The origin of the rigid body frame is at vector position R from the lab frame.

In order to deal with the motion of a rigid body, it is best to consider a coordinate system that is fixed with respect to the rigid body, and to study the coordinate transformations between this coordinate and the fixed "laboratory" system. As shown in the figure on the right, the lab system's origin is at point O, the rigid body system origin is at O' and the vector from O to O' is R. A particle (i) in the rigid body is located at point P and the vector position of this particle is R_i in the lab frame, and at position r_i in the body frame. It is seen that the position of the particle can be written:

$$R_i = R + r_i$$

The defining characteristic of a rigid body is that the distance between any two points in a rigid body is unchanging in time. This means that the length of the vector r_i is unchanging. By Euler's rotation theorem, we may replace the vector r_i with $R r_{i0}$ where R is a rotation matrix and r_{i0} is the position of the particle at some fixed point in time, say $t=0$. This replacement is useful, because now it is only the rotation matrix R which is changing in time and not the reference vector r_{i0} , as the rigid body rotates about point O'. The position of the particle is now written:

$$\mathbf{R}_i = \mathbf{R} + \mathcal{R}\mathbf{r}_{io}$$

Taking the time derivative yields the velocity of the particle:

$$\mathbf{V}_i = \mathbf{V} + \frac{d\mathcal{R}}{dt}\mathbf{r}_{io}$$

where \mathbf{V}_i is the velocity of the particle (in the lab frame) and \mathbf{V} is the velocity of O' (the origin of the rigid body frame). The velocity of the particle is given by:

$$\mathbf{V}_i = \mathbf{V} + \boldsymbol{\Omega}\mathbf{r}_i$$

Where $\boldsymbol{\Omega}$ is the angular velocity tensor. If we take the dual of the angular velocity tensor, we get the angular velocity pseudovector

$$\boldsymbol{\omega} = [\omega_x, \omega_y, \omega_z]$$

and the matrix multiplication is replaced by the cross product, yielding:

$$\mathbf{V}_i = \mathbf{V} + \boldsymbol{\omega} \times \mathbf{r}_i$$

It can be seen that the velocity of a point in a rigid body can be divided into two terms - the velocity of a reference point fixed in the rigid body plus the cross product term involving the angular velocity of the particle with respect to the reference point. This angular velocity is the "spin" angular velocity of the rigid body as opposed to the angular velocity of the reference point O' about the origin O .

It is an important point that the spin angular velocity of every particle in the rigid body is the same, and that the spin angular velocity is independent of the choice of the origin of the rigid body system or of the lab system. In other words, it is a physically real quantity which is a property of the rigid body, independent of one's choice of coordinate system. The

angular velocity of the reference point about the origin of the lab frame will, however, depend on these choices of coordinate system. It is often convenient to choose the center of mass of the rigid body as the origin of the rigid body system, since a considerable mathematical simplification occurs in the expression for the angular momentum of the rigid body

A tachometer gauges the speed of rotation of a shaft or disk (from Greek: tachos = speed, metron = measure), as in a motor or other machine. The device usually displays the rate of revolutions per minute on a calibrated analog dial, but digital displays are increasingly common.

[edit] History

The first, mechanical, tachometers were based on measuring the centrifugal force. The German engineer Diedrich Uhlhorn is assumed to be the inventor, he used it for measuring the speed of machines in 1817. Since 1840 it was used to measure the speed of locomotives.

[edit] Automotive

Automotive tachometers show the rate of rotation of the engine's crankshaft by measuring the spark rate of the ignition system, typically in revolutions per minute (RPM). This can assist the driver in selecting the most appropriate throttle and gear settings (more applicable to manual transmissions than automatics) that the driving conditions call for.

Tachometers fitted to cars, aircraft, and other vehicles typically have markings indicating a safe range of speeds at which the engine may be operated. Prolonged use at high

speeds may cause excessive wear and other damage to engines. On an analog tachometer this maximum speed is typically indicated by an area of the gauge marked in red, giving rise to the expression of "redlining" an engine - i.e. running it at (dangerously) high speed. The red zone is superfluous on most modern cars, since engine speed is electronically limited to prevent damage (see rev limiter).

In older vehicles, the tachometer is driven by the pulses from the low tension (LT) side of the ignition coil, whilst on others (and all diesel engines, which have no ignition system) engine speed is determined by the frequency from the alternator tachometer output (a special circuit inside the alternator to convert from rectified sine wave to square wave) , which is directly proportional to engine speed. With modern engine management systems found in present day vehicles, the tachometer is driven directly from the engine management ECU.

[edit] Medicine

In medicine, tachometers are used to measure the rate of blood flow at a particular point in the circulatory system. The specific name for these devices is haematachometer.

[edit] Analog audio recording

In analog audio recording, a tachometer is a device that measures the speed of audio tape as it passes across the head. On most audio tape recorders the tachometer (or simply "tach") is a relatively large spindle near the ERP head stack, isolated from the feed and take-up spindles by tension idlers.

On many recorders the tachometer spindle is connected by an axle to a rotating magnet that induces a changing magnetic field upon a hall effect transistor. Other systems connect the

tach spindle to a stroboscope which alternates light and dark upon a photodiode.

The tape recorder's drive electronics use signals from the tachometer to ensure that the tape is being played back at the proper speed. The signal from the tachometer is compared against a reference signal (either a quartz crystal or alternating current from the mains). The comparison of the two frequencies drives the speed of the tape transport. When the tach signal and the reference signal match, the tape transport is said to be "at speed." (To this day on film sets, the director calls "Roll Sound!" A moment later the sound man calls back "Sound speed!" This practice is a vestige of the days when recording devices required several seconds to reach a regulated speed.)

Having perfectly regulated tape speed is important because the human ear is very sensitive to changes in pitch, particularly sudden ones, and without a self regulating system to control the speed of tape across the head the pitch could drift several percent. A modern, tachometer-regulated cassette deck has a wow-and-flutter (as the measurement is called) of 0.07%.

Tachometers are acceptable for high-fidelity sound playback, but are not acceptable for recording in synchronization with a movie camera. For such purposes, special recorders that record pilot tone must be used.

Tachometer signals can be used to synchronize several tape machines together, but only if in addition to the tach signal, a directional signal is transmitted, to let the slave machines know not only how fast the master is going, but in which direction.

A strobe light or stroboscopic lamp, commonly called a strobe, is a device used to produce regular flashes of light. It is one of a number of devices that can be used as a stroboscope.

Strobe lights have many uses, including scientific and industrial applications, but are particularly popular in clubs where they are used to give an illusion of slow motion (cf. temporal aliasing). Other well-known applications are in alarm systems, theatrical lighting (most notably to simulate lightning), and as high-visibility Running lights, as well as still widely being used in law enforcement and other emergency vehicles, though they are slowly being replaced by LED technology in this application, as they themselves largely replaced halogen lighting in this application. Strobe lighting has also been used to see the movements of the vocal cords in slow motion during speech, a procedure known as video-stroboscopy. Special calibrated strobe lights, capable of flashing up to hundreds of times per second, are used in industry to stop the motion of rotating and other repetitively-operating machinery and to measure the rotation speeds or cycle times.

A typical commercial strobe light has a flash energy in the region of 10 to 150 joules, and discharge times as short as a few milliseconds, often resulting in a flash power of several kilowatts. Larger strobe lights can be used in "continuous" mode, producing extremely intense illumination.

The light source is commonly a xenon flash lamp, which has a complex spectrum and a colour temperature of approximately 5,600 kelvins. In order to obtain coloured light, coloured gels must be used.

The origin of strobe lighting dates to 1931, when Harold Eugene "Doc" Edgerton employed a flashing lamp to make an

improved stroboscope for the study of moving objects, eventually resulting in dramatic photographs of objects such as bullets in flight. Strobelights are often used in nightclubs and raves, and you can buy ones for the home for parties and such.

[edit] Strobe lights and epilepsy

Strobe lighting can trigger seizures in photosensitive epilepsy, thus most strobe lights on sale to the public are factory-limited to about 10-12 flashes per second in their internal oscillators, although externally triggered strobe lights will often flash as frequently as possible. At a frequency of 10 Hz, 65% of affected people are still at risk. The British Health and Safety Executive recommend that a net flash rate for a bank of strobe lights does not exceed 5 flashes per second, at which only 5% of photosensitive epileptics are at risk. It also recommends that no strobing effect continue for more than 30 seconds due to the potential for discomfort and disorientation.

animated television Japanese, a 1997 episode of the Dennō Senshi Polygon (Pokémon) was involved in an incident in which Pocket Monsters program reportedly 685 young viewers were taken to hospitals by ambulances after experiencing epileptic seizures (most of the patients recovered on the way to hospitals, although over 150 children were admitted to hospital care). The seizures were provoked by a scene in the episode of an explosion during which solid red and blue patterns blinked at a rate of about 12 Hz for about 6 seconds.

Currently, the episode is banned worldwide, including in Japan.

المراجع المستخدمة

المراجع العربية :

(المراجع)

- 1 - المعلم في الفيزياء
تأليف : حسن أبو العينين
أحمد عادل الصادق 1994م
الناشر : المؤسسة العربية الحديثة
للطباعة والنشر والتوزيع - القاهرة .
- المراجع الأجنبية :
Science
BY : Harcourt Brace Jovanovich Nova Edition , 1989 .
- 3 - Biomedical Sensors , Fundamentals and Applications
BY : Hanry N . Norton
Publisher : Noyes Publications 1982 .
- 4 - Hemodynamic Monitoring In The Critically ill
BY : Paul W . Armstrong and Ronald S . Baigrie
Publisher : Harper and Row 1980 .
- 5 - Introduction to Biomedical Equipment Technology
BY : Joseph J . Carr and John M . Brown
Publisher : John Wiley & Sons .
- 6 - Health Devices and Product Comparison System
E C R I Publications 1993 .
- 7 - Lung Ventilator Performance Analyzer Instruction
Manual Medishield Harlow 1976 .
- 8 - Digital De Fibrillator Analyzer , User's Guide
Bio - Tek Instruments , Inc 1989 .
- 9 - Checkmate Pneumatic Equipment Tester , Instruction
Manual Mediq (prn)
Life Support Services , Inc

فهرس المحتويات

الصفحة	الموضوع
1	مقدمة الكتاب
3	الوحدة الأولى : معايرة اجهزة قياس الضغط
3	1- المعايرة
3	2- الوحدات الخاصة بالضغط
4	3- طريقة معايرة أجهزة قياس الضغط والتدفق
8	الوحدة الثانية: معايرة جهاز إنعاش القلب
9	1 - ماهي أجهزة الصدمات الكهربائية
10	2 - الأقطاب الكهربائية لأجهزة الصدمات الكهربائية
12	3 - معايرة اجهزة انعاش القلب
14	أسئلة وتمارين
15	الوحدة الثالثة: معايرة مضخات المحاليل الوريدية
16	1 - ماهي المضخات
16	1- 1 كيفية معايرة التدفق
17	1- 2 معايرة كيفية الحقن
18	1- 3 معايرة الأنداد
18	1- 4 محول الطاقة بمقياس الإنفعال
22	2 - الضغط الموجب والسالب
22	2- 1 اسئلة وتمارين
23	2- 2 ما الموجات التي يصدرها الجهاز
24	3 - موجة الضغط
24	4 - موجة التنفس
25	5 - موجة التنفس

26	6 - أسئلة وتمارين
28	الوحدة الخامسة: جهاز قياس وتحليل لواحد السلام
28	1 - المقارنة الطبية للجان والجه
31	2 - قياس المقاومة والتيار التسرب
33	نظرية على الجهاز
34	الوحدة السادسة : محلل اداء اجهزة التنفس الصناعي
34	1 - نظرية على الرئة الصناعية
35	2 - المنظار الدوامي
36	أسئلة وتمارين
37	الوحدة السابعة : اجهزة قياس السرعة الزاوية
37	1 - جهاز قياس سرعة الزاوية الميكانيكي
38	2 - المنظار الدوامي
39	3 - أسئلة وتمارين
41	4 - تشتت الضوء بالمنشور الثلاثي
42	5 - الكم الضوئي (الفوتونات)
43	6 - الجسيمات والموجات
44	7 - المرآيا الكرية
45	8 - بؤرة المرآة
46	9 - العلاقة بين البعد البؤري لمرآة كرية ونصف قطر تكورها
47	10 - العدسات
47	11 - أنواع العدسات
47	12 - نظرية عمل العدسات
48	13 - مصطلحات هامة خاصة بالعدسات
49	14 - خواص الصور المتكونه في المرآيا المحدبة وبالعدسات المفترقة
50	15 - خواص الصور المتكونه بالعدسات اللامه والمرآيا المقعرة
51	16 - القانون العام للمرآيا والعدسات
52	17 - التكبير في المرآيا الكرية والعدسات

53	18 - مقدار التكبير
56	التطبيقات العملية للعدسات البصرية
56	1 - المجهر البسيط
57	2 - المجهر المركب
57	3 - منتقى الموجات الضوئية أحادية اللون
59	أسئلة وتمارين
61	الباب السابع : معايرة وإختبار مضخات المحاليل الوريدية
62	1 - معايرة وإختبار مضخات المحاليل
63	2 - معايرة معدل التدفق
64	3 - معايرة كمية الحقن الكلية
64	4 - معايرة ضغط الإنسداد
65	أسئلة وتمارين
66	الباب الثامن : جهاز قياس التنفس
67	أسئلة وتمارين
68	الباب التاسع : محلل اداء أجهزة التنفس الصناعي
70	أسئلة وتمارين
71	الباب العاشر : جهاز قياس نسبة الأوكسجين
74	أسئلة وتمارين
75	الباب الحادي عشر : جهاز إصدار إشارات متغيرات وظائف الأعضاء
79	أسئلة وتمارين
80	الباب الثاني عشر : جهاز معايرة جهاز إنعاش القلب
83	أسئلة وتمارين
84	المراجع
85	فهرس المحتويات
88	فهرس الأشكال