الفصل الثاني عشر

سلامة المريض
PATIENT SAFETY

تُواجَه المستشفيات بمشكلة صعبة في خلق بيئة كهربائية آمنة لرعاية وراحة المرضى. تنشأ الصدمة الكهربائية والحروق وأخطار الحريق عن الاستخدام اللامبالي للكهرباء. وعندما يُعتمَد على الكهرباء لدعم الحياة بأجهزة كناظم خطى القلب الخارجي وأجهزة التنفس ... الخ فإن انقطاع التغذية بالطاقة الكهربائية يشكل تهديداً مستمراً. إن الصدمة الناشئة عن الطاقة الكهربائية معاناة شائعة، ويبقى اضطراب وظائف فيزيولوجية بسبب تيارات تسربية مطبقة داخلياً مخفياً وغامضاً أحياناً. وبينما تساهم الأسلاك والأجهزة الكهربائية المعيبة في الأولى فإن نقص الفهم والتصميم الخاطئ مسؤولان عن الثانية.

ومع توسع وانتشار الأجهزة الكهربائية الطبية في السنوات القليلة الماضية فقد تم تضمين المريض كجزء من النظام الكهربائي، وهذا ولّد مشكلة إعادة النظر في التقاليد الوطيدة للسلامة الكهربائية. فالمريض مربوط بأسلاك لجمع بيانات مهمة للتشخيص والعلاج ووجوده في النظام غيّر مفاهيم السلامة بشكل كامل. وقد وُجد أن تيارات من مرتبة الميكرو أمبير تم تجاهلها فيما سبق خطرة بشكل كامن.

يمكن للتيار الكهربائي أن يسري عبر جسم الإنسان إما عرضياً أو بشكل مقصود. الإدخال المقصود للتيار الكهربائي يتم في الحالات التالية: (١) لقياس معدل التنفس بطريقة الممانعة حيث يسري تيار صغير ذو تردد عالٍ بين إلكترودين مطبقين على سطح الجسم. (٢) تُمرَّر تيارات ذات تردد عالٍ أيضاً عبر الجسم لأغراض علاجية وجراحية. (٣) عند تسجيل إشارات مثل ECG و EEG فإن المضخمات المستخدمة في مرحلة التضخيم الأولي يمكن أن تقوم هي نفسها بتوريد تيارات صغيرة إلى المريض سببها تيارات الانحياز. قد يحدث نقل عرضي للتيار الكهربائي بسبب عطل في الجهاز، وقد تسري تيارات تسرب زائدة عن الحد بسبب خطأ في التصميم، كما أن خطأ تشغيلياً (خطأ إنسانياً) واستخدام أجهزة أخرى في نفس الوقت على المريض قد ينتج كمونات على دارة المريض.

(١٨,١) أخطار الصدمة الكهربائية
Electrical Shock Hazards

طبقاً للخبرة العامة فإن الأخطار العائدة إلى الصدمة الكهربائية تترافق أيضاً مع أجهزة غير الأجهزة المستخدمة في المستشفيات. إلا أنه يتوجب على الأجهزة المستخدمة في الممارسة الطبية أن تعمل في بيئات خاصة تختلف في أمور معينة عن البيئات الأخرى. وفيما يلي بعض مثل هذه الحالات:

١- في العادة ليس بإمكان المريض أن تكون ردة فعله بالطريقة الطبيعية، فهو إما ضعيف أو غائب عن الوعي أو مخدر أو مثبت إلى طاولة العمليات، وقد لا يستطيع أن يسحب نفسه من جسم مكهرب إذا شعر بوخز خفيف في جلده قبل حدوث أي خطر انصعاق.

٢- قد لا يدرك المريض أو المشغل وجود خطر كامن؛ وذلك لأن فروق الكمون صغيرة ولا يشار إلى الإشعاعات عالية التردد والمؤينة بشكل مباشر.

٣- توفر البشرة الإنسانية حاجزاً وحماية طبيعية معتبرة ضد التيار الكهربائي. إلا أنه يتم في تطبيقات محددة لأجهزة كهروطبية تجاوز المقاومة الطبيعية للبشرة. تنشأ مثل هذه الحالات عندما تجرى اختبارات على الجسم بواسطة قثطار في قلبه أو على أوعية دموية كبيرة.

٤- بعض الأجهزة الكهروطبية مثل نواظم خطى القلب يمكن أن تُستخدم بشكل مؤقت أو دائم لدعم أو الحلول محل وظائف بعض أعضاء الجسم. وفي هذه الحالة فإن أي انقطاع في التغذية بالطاقة أو أي خطأ في الجهاز يسبب أخطاراً يمكن أن تسبب أذيات دائمة أو حتى أن تكون مميتة للمريض.

٥- غالباً ما تُستخدم التجهيزات الطبية بالاشتراك مع أجهزة وتجهيزات عديدة أخرى. هذه التجميعات غالباً ما تكون لغرض معين adhoc. وفي كثير من الأحيان يكون هناك تجميعات لأجهزة ذات طاقة عالية وأجهزة منخفضة الإشارة بالغة الحساسية. كل جهاز من هذه الأجهزة يمكن أن يكون آمناً بحد ذاته، لكنه قد يصبح خطِراً عندما يُستخدم بالمشاركة مع أجهزة أخرى.

٦- الشروط البيئية في المستشفيات وخصوصاً في غرف العمليات تسبب أخطار انفجار أو حريق بسبب وجود غازات تخدير ورطوبة ومواد تنظيف ... الخ.

تشير العوامل المختلفة المذكورة أعلاه إلى أن الأجهزة الكهروطبية يمكن أن تُستخدم في أمكنة مختلفة وتحت ظروف مختلفة. ومن الواضح أيضاً أنه يمكن الوصول إلى المستوى الأفضل للسلامة فقط عندما تُبذل الجهود لتضمين إجراءات سلامة في الأجهزة والتركيب كما في التطبيق أيضاً.

وبشكل عام هناك حالتان تسببان أخطاراً من الصدمة الكهربائية: (١) الصدمة الكبرى و(٢) الصدمة الصغرى. يسري التيار في حالة الصدمة الكبرى عبر جسم الضحية من الذراع إلى الذراع مثلاً. أما في حالة الصدمة

الصغرى فإن التيار يمر مباشرة عبر جدار القلب ، وهذه هي الحالة عندما يمكن أن يكون هناك قشاطر في حجيرات القلب. وفي هذه الحالة فإن كميات صغيرة جداً من التيارات قد تكون لها نتائج مميتة.

(١٨,١,١) الصدمة الكبرى Gross Shock

تتعرض الضحية للصدمة الكبرى نتيجة تلامس عرضي مع التمديدات الكهربائية في أي نقطة على سطح الجسم. غالبية الحوادث الكهربائية تستلزم ممراً للتيار عبر الضحية من أحد الطرفين العلويين إلى القدم أو إلى الطرف العلوي المقابل وتحدث عبر سطوح بشرة سليمة. وفي جميع هذه الحالات يعمل الجسم كناقل حجمي عند تردد خط التغذية الرئيسي.

ولكي يحدث تأثير فيزيولوجي فإن الجسم يجب أن يصبح جزءاً من دارة كهربائية ، ويجب أن يدخل التيار الجسم من نقطة واحدة ويتركه من أخرى. ويمكن أن تحدث في هذه العملية ثلاث ظواهر :

١- تنبيه كهربائي للأنسجة القابلة للاستثارة (أعصاب ، عضلات).

٢- تسخين مقاومي للنسيج.

٣- حروق كهروكيميائية وتخريب للنسج في حالة تيار مستمر وجهود مرتفعة جداً.

تختلف قيمة التيار الكهربائي الساري في الجسم الذي يسبب درجة معينة من التنبيه من شخص لآخر. تنتج قيم عتبية نموذجية للتيار استجابات معينة حيثما يسري التيار في الجسم من تلامسات خارجية (يد ليد مثلاً). وقد دُرست هذه الاستجابات ، وقدم Bruner (1967) مراجعة للعوامل الأساسية ذات العلاقة بخطر الصدمة الكهربائية.

ومن أجل جهد محدد موجود على سطح الجسم فإن قيمة التيار المار عبره تعتمد على ممانعة التلامس. ويمكن أن تتراوح ممانعة جسم الإنسان للتيارات الكهربائية السارية عبر سطوح بشرة سليمة من كيلو أوم واحد إلى مئة كيلو أوم إذا كانت البشرة جافة. إلى جانب ذلك ، تعتمد هذه الممانعة على عوامل كثيرة أخرى كالعمر والجنس وحالة البشرة (رطبة أو جافة ، ناعمة أو خشنة ، ... الخ) وتردد التيار وفترة استمراره وعلى الجهد المطبق.

(١٨,١,٢) آثار التيار الكهربائي على جسم الإنسان

Effects of Electric Current on the Human Body

عتبة الإحساس : ذكر Bruner (1967) أن عتبة الإحساس بصدمة كهربائية هي حوالي ١ ميلي أمبير. عند هذا المستوى يتم الإحساس بوخز خفيف من قبل الشخص عندما يكون هناك تلامس مع جسم مكهرب من خلال بشرة سليمة. تختلف العتبة بشكل معتبر بين الأشخاص ومع شروط القياس. العتبة الأكثر انخفاضاً يمكن أن تكون ٠,٥ ميلي أمبير عندما تكون البشرة مرطبة والتردد ٥٠ هرتز. أما العتبة من أجل التيار المستمر فتتراوح ما بين ٢-١٠ ميلي أمبير.

تيار الإفلات : مع تزايد مطال التيار المتناوب فإن شعور الوخزة الخفيفة يفسح الطريق لتقلص العضلات. تتزايد التقلصات العضلية بتزايد التيار وأخيراً يتم الوصول إلى قيمة للتيار لا يستطيع الشخص عندها أن يحرر قبضته من على الناقل الحامل للتيار. يُسمى أقصى تيار يكون باستطاعة الشخص عنده التحرر من الناقل باستخدام

عضلات مستثارة مباشرة بهذا التيار بـ "تيار اللإفلات". إن قيمة هذا التيار ذات أهمية، لأن شخصاً ما يستطيع تحمل التعرض المتكرر لـ "تياره للإفلات" من دون أية آثار بعدية، على الأقل من أجل الفترة الزمنية اللازمة له ليتحرر من الناقل. إن تيارات تتجاوز، ولو حتى بقليل، تيار الإفلات سوف لن تسمح للشخص بأن يحرر قبضته من الناقل الحامل للتيار.

لقد بينت تجارب أجراها Lee (1966) على ١٢٤ ذكراً و٢٨ أنثى أن القيمة المتوسطة لتيار الإفلات هي ١٦ ميلي أمبير للذكور و١٠,٥ ميلي أمبير للإناث. وبناء على هذه التجارب فإنه مقبول بشكل عام أن تيار الإفلات الآمن يمكن أن يؤخذ على أنه ٩ و٦ ميلي أمبير للذكور وللإناث على الترتيب.

الأذى الجسمي والألم: يفقد الشخص المقدرة على التحكم بعمل عضلاته عند مستويات للتيار أعلى من تيار الإفلات، وبالتالي يكون غير قادر على تحرير قبضته من الناقل الكهربائي. تكون مثل هذه التيارات مؤلمة جداً ويصعب تحملها. يسمى هذا النوع من الحوادث بالحادث من "نوع الإمساك" hold-on-type ويسببه تيارات في المجال ٢٠-١٠٠ ميلي أمبير. يمكن أن ينشأ عن هذه التيارات أذى جسمي بسبب التقلصات القوية للعضلات الهيكلية، إلا أن القلب والوظائف التنفسية تستمر بشكل عادي بسبب الانتشار المنتظم للتيار عبر جذع الجسم. يمكن للتقلصات القوية غير الطوعية للعضلات وتنبيه الأعصاب أن يكون مؤلماً وأن يسبب التعب إذا كان هناك تعرض طويل.

الرجفان البطيني: إذا لامس التيار بشرة سليمة ومر عبر الجذع عند مستوى ١٠٠ ميلي أمبير فما فوق فإن هناك احتمالاً لسحب القلب إلى رجفان بطيني. وفي مثل هذه الحالة فإن العمل الإيقاعي للقلب يتوقف كما يتوقف الضخ ويختفي النبض. يحدث الرجفان البطيني نتيجة تشوش وظيفة عضلات القلب أكثر من أي تضرر مادي فيه. الرجفان البطيني حالة قلبية طارئة جدية، لأنه إذا بدأ مرة فإنه عملياً لن يتوقف أبداً بشكل عشوائي حتى لو زال التيار الذي سببه (قدحه). الرجفان البطيني مميت إذا لم يتم تصحيحه خلال دقائق لأن الدماغ يبدأ بالتموت خلال دقيقتين إلى أربع دقائق بعد سلبه تغذيته بالدم المؤكسَج. من الواضح أنه لا يمكن إجراء تجارب على الناس تتعلق بتيارات من المحتمل أن تسبب رجفاناً بطينياً لهم. ولقد تم إجراؤها على حيوانات مختلفة وتحديد العلاقات بين التيارات الرجفانية من جهة وزن الجسم ومطال التيار وفترة استمرار الصدمة من جهة أخرى.

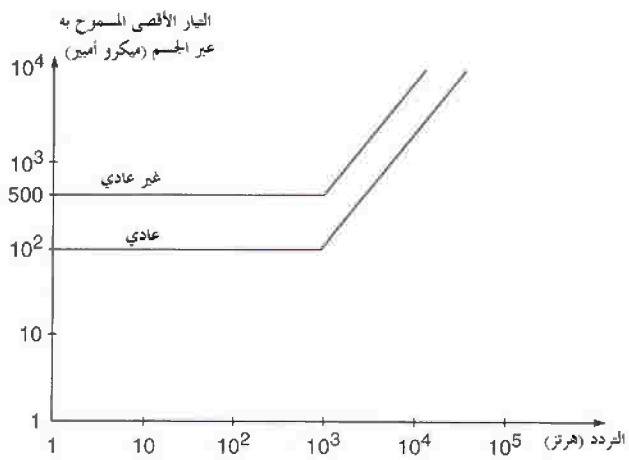
التقلص الدائم للعضلة القلبية: يتقلص كامل العضلة القلبية عند تيارات في المجال ١-٦ أمبير. وبالرغم من أن القلب يتوقف عن الخفقان عندما يكون التيارمطبقاً، إلا أنه يمكن أن يعود إلى إيقاعه الطبيعي إذا انقطع التيار في الوقت المناسب، تماما كم في إزالة الرجفان. إن الضرر عكوس إذا كانت فترة استمرار الصدمة بضع ثوانٍ. إلا أن هذه الحالة قد تترافق مع ذلك بشلل تنفسي.

الحروق والأذى الجسمي: عند تيارات مرتفعة جداً من مرتبة ٦ أمبير فما فوق هناك خطر شلل تنفسي مؤقت وأيضاً خطر حروق خطيرة. يتسبب التسخين المقاومي بحروق على البشرة عند نقاط دخول التيار عادة لأن مقاومة البشرة مرتفعة. تستطيع جهود أعلى من ٢٣٠ فولت أن تثقب puncture البشرة. ويفقد الدماغ ونسج عصبية أخرى

قابلية الاستثارة الوظيفية بالكامل عند مرور تيارات مرتفعة عبرها. إلا أنه، وحتى في هذه الحالة، إذا كانت فترة استمرار الصدمة بضع ثوانٍ فقط، فإن هناك إمكانية للقلب لأن يعود إلى نشاطه الإيقاعي الطبيعي. وترتكز أجهزة إزالة الرجفان من أجل فعاليتها على هذه الظاهرة.

تعتمد عتبة الإحساس بشكل كبير على كثافة التيار في أنسجة الجسم، ويمكن أن تتغير بشكل واسع اعتماداً على حجم تلامس التيار. فعند اتصال نقطي صغير جداً يكون من المحتمل أن يتم الإحساس حتى بتيار ٣ر٠ ميلي أمبير، في حين أن تياراً ربما يتجاوز ١ ميلي أمبير قد لا ينتج إحساساً إذا كانت سطوح التلامس بشكل ما أكبر. وبشكل مشابه، واعتماداً على حجم التلامس، فإن عتبة الألم يمكن أن تكون وبشكل معتبر أعلى من ١ وربما ١٠ ميلي أمبير إذا كانت سطوح التلامس كبيرة بما فيه الكفاية. وإضافة إلى مطال التيار فإن فترة استمرار التيار والعلاقة بمقاومة سريان التيار مهمة أيضاً. ففترة استمرار أقل من ١٠ ميلي ثانية لا ينتج عنها رجفان عادة، بينما ينتج عن فترة استمرار بمقدار ١٠٠ ميلي ثانية أو أطول رجفان.

وُضع خارج الممارسة الطبية حد عام للتيارات المارة عبر الجسم قدره ٥٠٠ ميكرو أمبير. المقصود من هذا الحد أن يكون دليلاً لمستويات تيار التسرب المقبولة، لأن تياراً بهذا المطال قد يعطي إحساساً واخزاً يمكن أن يكون غير مقبول على مدى فترة طويلة من الزمن. ولذلك فإن الهيئة الكهروتقنية الدولية IEC تنصح بأنه، ومن أجل الأجهزة الطبية، فإن التيار الساري بشكل دائم عبر الجسم ينبغي أن لا يتجاوز ١٠٠ ميكرو أمبير ضمن مجال تردد من صفر إلى ١ كيلو هرتز. وفي حالة الحالات غير العادية (حالة خطأ في الجهاز) فإن التيار الأقصى المنصوح به هو ٥٠٠ ميكرو أمبير من أجل ترددات حتى ١ كيلو هرتز. يزداد الحد الأقصى المنصوح به فوق ١ كيلو هرتز بشكل متناسب طرداً مع التردد حسبما هو موضح في الشكل رقم (١٨,١).



الشكل رقم (١٨,١). تيارات التسرب القصوى المسموح بها عبر الجسم كتابع للتردد (بموافقة Philips Medical Systems).

تنشأ أخطار الصدمة الكبرى عادة عن أعطال في التمديدات تسمح بتلامس شخصي مع سلك أو سطح حي (مكهرب) عند جهد خط التغذية بالطاقة. هذا النوع من الخطر ليس خطيراً فقط للمريض ولكن أيضاً للكادر الطبي والتمريضي. إن الجزء الأكثر قابلية للعطب في نظام السلامة الكهربائية هو الكَبل cord والقابس plug. إن سوء الاستعمال والإتلاف شائعان بحيث إن الإدراك الإنساني متبلد حيث يتم الاستمرار في استعمال الكيابل والقابسات المعيبة، بالرغم من أن استعمالها يمكن أن تنشأ عنه حوادث مميتة. يجب في الحال استبدال القابسات والمقابس المعيبة وكيابل التغذية التي فيها خلل.

يمكن للسوائل الموجودة عموماً في الممارسة الطبية كالدم والبول والمحاليل الوريدية أن تنقل ما يكفي من الكهرباء لتسبب دارات قصر مؤقتة إذا ما انسكبت إلى داخل جهاز آمن عادة. وهذا الخطر أكبر بشكل خاص في مناطق المستشفى التي تكون عرضة لشروط رطبة مثل مناطق الغسيل الكلوي والعلاج الطبيعي (الفيزيائي). إن لكبائن كثير من الأجهزة المشغلة كهربائياً ثقوباً وفتحات للتبريد تؤمن مدخلاً للسوائل الناقلة المسكوبة والتي يمكن أن تسبب خطر صدمة كهربائية كامن.

لقد نشر Whalen and Starmer (1967) بيانات شاملة حول أخطار الصدمة الناشئة عن عكس القطبية وأخطاء التمديدات. إن التكرارية التي تُنتج بها هذه الأخطاء أخطاراً قد حث على تصميم العديد من أجهزة الاختبار للتحقق من المقابس (جمع مَقبَس) والأجهزة.

يجب أن تكون كيابل التجهيزات محدودة في طولها لأن تيارات التسرب تابع لهذا الطول. يجب أن يكون الطول مُقَيَّسا، ولنقل ثلاثة أمتار. وينبغي أن تكون الكيابل محجبة كما ينبغي أن يكون العزل منخفض الضياعات. إن كيابل التطويل تقدم مخاطرة لا حاجة لأحد بها وينبغي تجنبها ما أمكن ذلك.

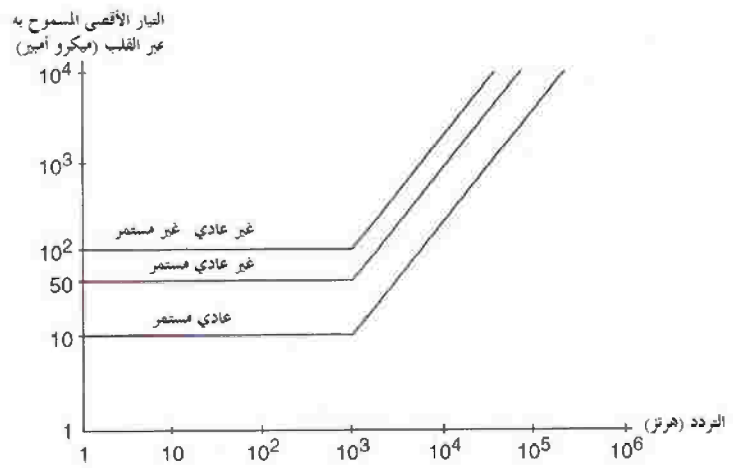
(١٨,١,٣) الصدمة الصغرى Microcurrent Shock

تختلف عتبة الإحساس بالتيارات الكهربائية بشكل واسع بين تيارات مطبقة ذراع لذراع وتيارات مطبقة داخلياً على الجسم. ففي الحالة الأخيرة قد تسري نسبة مئوية أكبر بكثير من التيار مباشرة عبر القلب عن طريق النظام الشرياني، وبالتالي فإن التسبب برجفان بطيني يتطلب تياراً أقل بكثير. مثل هذه الحالات نواجهها عادة في المستشفيات. فمثلاً يكون لدى المرضى في غرفة القثطرة أو غرفة العمليات بقثطار في القلب مقاومة صغيرة جداً للتيارات الكهربائية. إن القثطار القلبي الموصول إلى دارة كهربائية لقياس الضغط يوفر توصيلاً سائلاً ناقلاً بشكل مباشر إلى القلب.

وهذا يجعل المريض معرضاً بشكل مرتفع للصدمة الكهربائية؛ لأن الحماية التي كان سيتمتع بها بفضل طبقات البشرة السليمة والنسج بين قلبه والبيئة الكهربائية الخارجية يتم تجاوزها الآن بـ "سلك" من عمود سائل داخل قلبه أو الأوعية الدموية.

لم تُجرَ، وليس من المحتمل أن تُجرى، تجارب على الإنسان من أجل تحديد العتبة الخطرة عند تطبيق إلكترودات داخلية على المريض. أشارت التجارب على الكلاب إلى أنه من الممكن إنتاج الرجفان البطيني في بعض الحيوانات بتيارات تبلغ ١٧ ميكرو أمبير مطبقة مباشرة على قلب كلب.

وبناء على البيانات المجمعة من قبل العديد من الباحثين فقد تم افتراض ١٠ ميكرو أمبير كحد أعلى آمن. تشترط توصيات الـ IEC التي تغطي مواضيع السلامة للأجهزة الكهربائية في التطبيقات الطبية أن التيار الذي يسري بشكل مستمر عبر القلب يجب أن لا يزيد عن ١٠ ميكرو أمبير من أجل مجال تردد من صفر حتى ١ كيلو هرتز (الشكل رقم ١٨,٢).



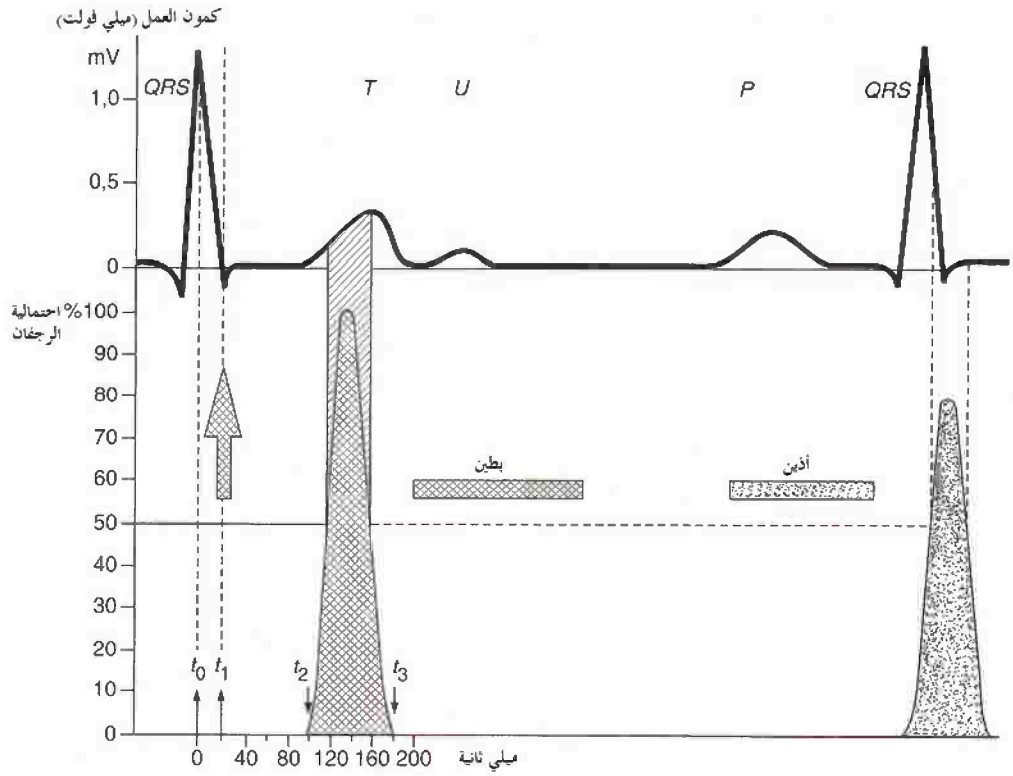
الشكل رقم (١٨،٢). تيار التسرب الأقصى المسموح به عبر القلب كتابع للتردد (بموافقة Philips Medical Systems).

وفي الحالات غير العادية (كحالة عطل أو خطأ في جهاز) فإن القيمة القصوى في المجال المذكور أعلاه للتردد يمكن أن تكون ٥٠ ميكرو أمبير من أجل تيارات تجري باستمرار عبر قلب المريض. ومن أجل تيارات لا تسري بشكل مستمر قد تسري عبر قلب المريض في الحالات غير العادية فإن القيمة يمكن أن تكون ١٠٠ ميكرو أمبير. وتتزايد حدود التيار هذه بشكل متناسب طردياً مع التردد من أجل ترددات فوق ١ كيلو هرتز.

(١٨,١,٤) الفيزيولوجيا الكهربائية للرجفان البطيني Electrophysiology of Ventricular Fibrillation

يمكن للتيار الكهربائي المار عبر جسم الإنسان أن يكون خطراً لأنه قد يحرض توقف الدورة الدموية. السبب الأولي لتوقف الدورة الدموية المحرّض بصدمة جهد كهربائي منخفض هو الرجفان البطيني. إن الرجفان البطيني هو المشكلة الأكثر تكراراً التي تواجَه في أنظمة مراقبة المريض، ولذلك سيكون مفيداً مناقشة عتبات الرجفان البطيني.

ينشأ الرجفان البطيني بشكل أكثر عشوائية عند مرور التيار عبر القلب مباشرة في أثناء جزء محدد من الدورة القبية يُعرَف بـ "الفترة غير الحصينة" أو "الفترة القابلة للأذى" vulnerable period. هذه الفترة بالنسبة للعضلة البطينية هي فترة صعود موجة T في مخطط كهربية القلب (الـ ECG)، حيث إنه حتى نبضة صدمة واحدة تستمر لأقل من ٠,١ ثانية قد تسبب رجفاناً بطينياً إذا ما استُقبلت أثناء هذه الفترة. ويوضح الشكل رقم (١٨,٣) احتمالية حصول الرجفان البطيني (كنسبة مئوية) في أثناء الأطوار المختلفة للدورة القلبية.



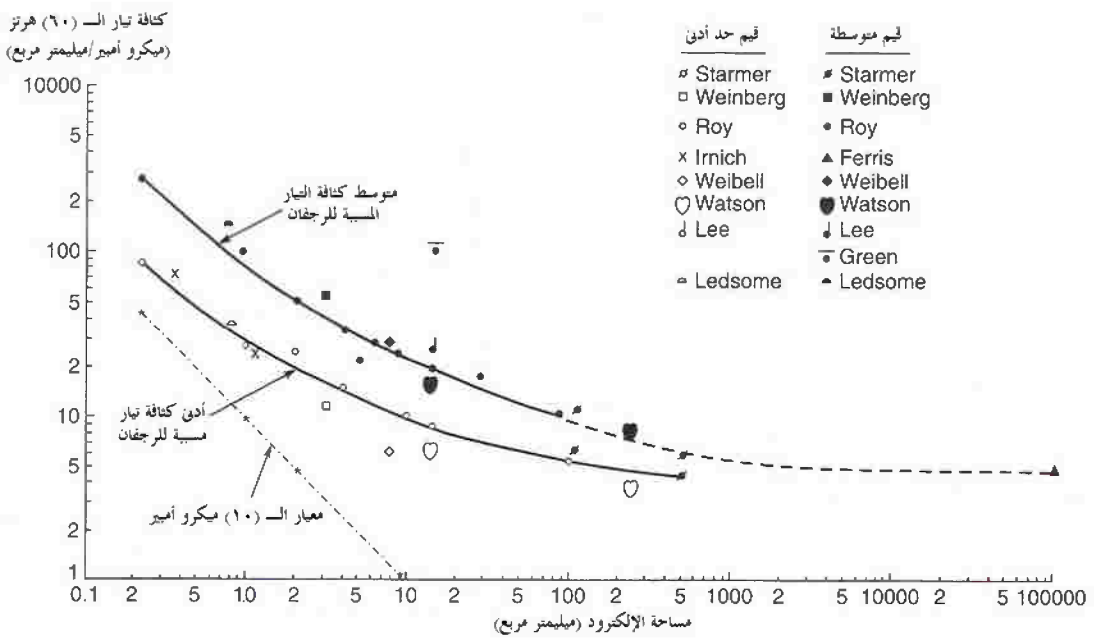
الشكل رقم (١٨,٣).المنطقة غير الحصينة (أو القابلة للأذى) في دورة مخطط كهربية القلب.

أوضح Whalen et al.(1964) أن مخاطرة risk الرجفان البطيني تزداد عموماً عندما تزداد قيمة فترة استمرار التيار المار عبر القلب. وهذه المخاطرة تتناقص من أجل ترددات أعلى. وبناء على البيانات التي تم الحصول عليها من الحيوانات فقد وُجد أن الترددات حول ٥٠ هرتز وأيضاً التيار المستمر أكثر خطراً نسبياً مقارنة مع التيارات الأعلى تردداً. وفي الحقيقة فإن تقلصات العضلات والإحساس بالصدمة الكهربائية لا يحدثان فوق ١٠٠ كيلو هرتز، وبدلاً من ذلك تسخن نسج الجسم.

لقد وُجد أن أدنى تيارات الإفلات تحدث من أجل ترددات خطوط التغذية بالطاقة التجارية من ٥٠ إلى ٦٠ هرتز. ومن أجل ترددات أقل من ١٠ هرتز فإن تيارات الإفلات ترتفع لأن العضلات تستطيع أن تسترخي جزئياً أثناء جزء من كل دورة. كما أن تيارات الإفلات ترتفع ثانية عند ترددات فوق عدة مئات هرتز.

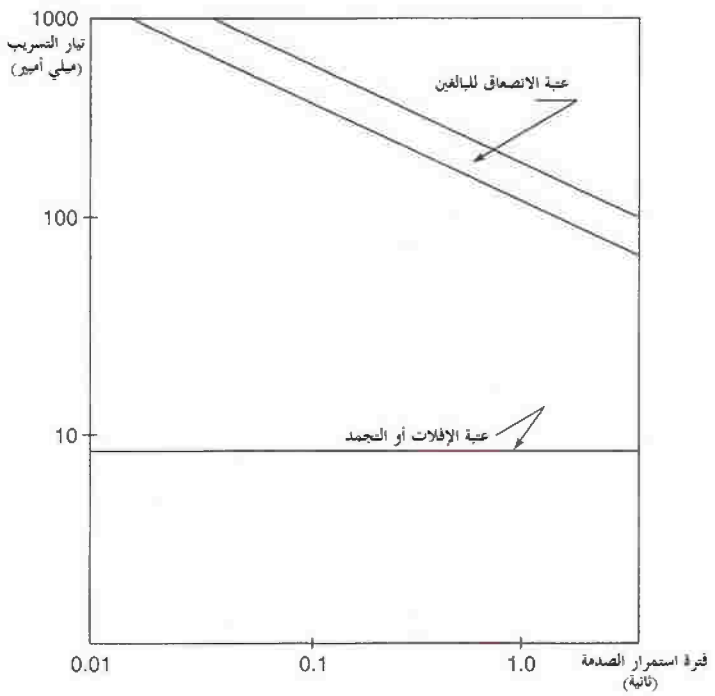
إن مخاطرة التسبب برجفان بطيني لها علاقة بكثافة التيار وبالتالي بمساحة سطح الإلكترود. ولقد جمع Roy (1980) بيانات من المراجع المنشورة حول متوسط كثافة التيار المسبب للرجفان وأدنى كثافة تيار، وقام برسم هذه القيم كتابع لمساحة سطح الإلكترود كما هو موضح في الشكل رقم (١٨,٤). القيم الموضحة في الشكل هي لتيارات تسري لثلاث ثوانٍ أو أكثر وتتضمن نتائج من قلوب بشرية (Watson et al, 1973) وقثاطر نظم خطىً وأيضاً قثاطر حقن أصباغ ذات فتحة صغيرة. ويوضح الشكل هامش السلامة ١٠ ميكرو أمبير كتيار معياري.

إن عتبات الرجفان معبراً عنها بتيار ذي تردد ٥٠ هرتز واضحة جداً، إلا أن ذلك لا يمكن قوله في حالة التعبير عنها بجهد ذي تردد ٥٠ هرتز. فالممانعة عامل متغير بشكل شديد ويعتمد على حجم الإلكترود ومادته وتركيبة المحلول الكهربائي ومطال التيار الساري عبره. ولذلك يمكن اعتبار عتبات الجهد كحد أدنى للجهد المطلوب ليسوق الحد الأدنى لتيار الرجفان عبر النظام.



الشكل رقم (١٨,٤). العلاقة بين كثافات التيار المسببة للرجفان كتابع لمساحة الإلكترود (حسب Roy (1980) ، معاد إنتاجه بموافقة Med. & Biol. Eng. & Comput.).

ربما كان الرجفان البطيني هو السبب الأكثر شيوعاً للموت نتيجة الصعق الكهربائي (Dalziel and Lee, 1968). وقد أوضح Dalziel أيضاً أن احتمال أن ينشأ عن صدمة كهربائية رجفان بطيني يتزايد مع طول فترة الصدمة. كما أن مطال الصدمة يجب أن يكون أيضاً ضمن حدود معينة. ويوضح الشكل رقم (١٨,٥) العلاقة التي أُثبتت من قبل Dalziel (1970). ومن الواضح أن الجزء الذي فوق وعلى يمين عتبة الصعق الكهربائي للبالغين هو المنطقة الأكثر خطورة، بينما تعتبر المنطقة تحت عتبة الإفلات آمنة.



الشكل رقم (١٨,٥). العلاقة بين التيار وفترة استمرار الصدمة (حسب Dalziel, 1970).

أفاد Geddes et al (1973) عن قيم لعتبة التيار المتناوب بتردد ٦٠ هرتز (وهو تردد التغذية المستخدم في الولايات المتحدة الأمريكية) المطلوبة لإحداث رجفان بطيني عندما يكون التيار مطبقاً على إلكترودات في أماكن مختلفة على سطح أجسام حيوانات ذات أوزان مختلفة. ولقد وُجد أنه من أجل وزن معطى للجسم فإن فترة استمرار التعرض لتيار تؤثر على عتبة الرجفان، ففترات التعرض الأقل من ثانية واحدة تتطلب تياراً أكبر.

ومن أجل فترة استمرار معطاة لسريان التيار فإن التيار العتبي للرجفان تابع لوزن الجسم وموضع الإلكترود. التيار الأدنى المطلوب للرجفان كان بأسلاك الاشتقاق (الاقتباس) القلبي القياسي الثالث lead III بينما تطلب الاشتقاق (الاقتباس) القلبي القياسي الأول lead I التيار الأعلى. وقد استنتجوا أنه من أجل فترة تعرض قدرها ٥

ثانية فإن التيار العتبي للرجفان يتغير كالجذر التربيعي لوزن الجسم تقريباً، والعلاقة العامة هي $I=KW^{\alpha}$ حيث α هي تقريباً ٠ر٥. وهكذا فإن كمية التيار الصدري ذي التردد ٦٠ هرتز المطلوبة لإنتاج رجفان بطيني لها علاقة بوزن الجسم وطول فترة التعرض للتيار والمسار الذي يسلكه التيار (الشكل رقم ١٨,٦).

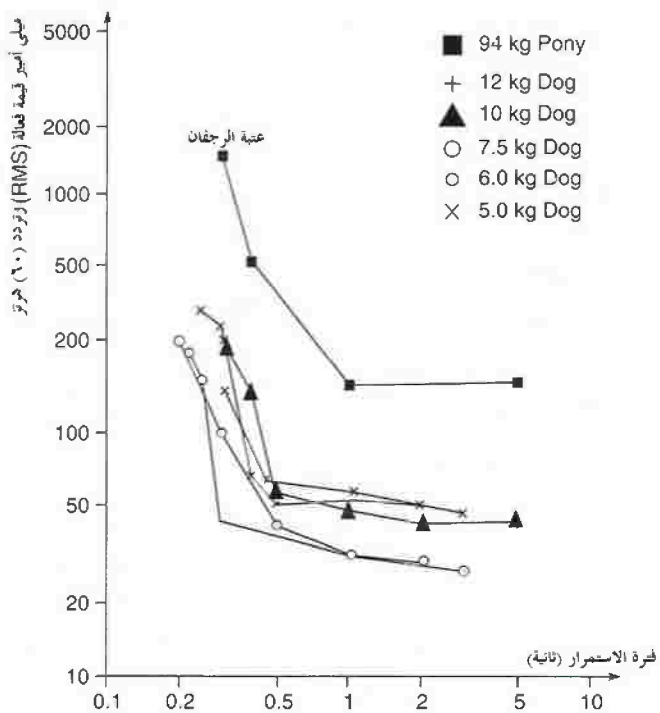
وحسب Hill and Dolan (1976) فإن أخطار الصدمة الموصوفة أعلاه تقود بشكل آلي إلى تصنيف المرضى في المستشفيات في ثلاث فئات:

١- مريض عام لا يكون عادة مربوطاً إلى أية تجهيزات. مثل هؤلاء المرضى لن يكونوا موجودين عادة في أقسام العناية المركزة، إلا أنهم مع ذلك يمكن أن يصبحوا على تماس عرضي مع تجهيزات كهربائية.

٢- المرضى المعرضين للتأثر susceptible وهم جميع أولئك المرضى الذين يكونون في العادة مربوطين إلى أجهزة مثل مناظير القلب وأجهزة مراقبة أخرى. هؤلاء المرضى أكثر عرضة بالتأكيد للرجفان البطيني من الفئة الأولى.

٣- مريض حرج لديه ممر مباشر ناقل كهربائياً إلى أي جزء من القلب.

بناء على هذا التصنيف أعلاه فإنه يمكن معرفة نوع تيار التسرب المصاحب لكل فئة من الفئات.



الشكل رقم (١٨,٦). عتبة التيار المتناوب تردد (٦٠) هرتز المطلوبة لإنتاج رجفان بطيني في حيوانات ذات أوزان مختلفة عند تطبيق تيار له فترة استمرار تمتد من (٠,٢) إلى (٠,٥) ثانية فجأة (Geddes et al, 1973) معاد إنتاجه بموافقة .IEEE Trans. Biomed. Engg.

(١٨,٢) تيارات التسريب
Leakage Currents

يمكن لتيارات مطالها بالغ الصغر أن تكون مميتة عندما يكون هناك ممر كهربائي موضعي مباشر إلى القلب. المرضى في وحدات العناية المركزة المتعافون من أمراض قلبية غير محصنين (أو قابلون للتأذي) vulnerable بشكل خاص لأن قلوبهم موجودة أصلاً في مرحلة قابلة للإثارة. وفي مثل هذه الحالات فإن كمية التنبيه الكهربائي الضرورية لإحداث اضطرابات نظم تكون منخفضة بشكل كبير.

ويمكن لحوادث من هذا النوع أن تحدث في ظروف لا يمكن التنبؤ بها. فمثلاً إذا كان مريض ما موجوداً في سرير مغذى بالطاقة الكهربائية ومؤرض بشكل سيئ وكان هذا المريض موصَّلاً إلى إلى ناظم خطى قلب خارجي وكان الطبيب الملامس للسرير يضبط تحكم ناظم الخطى، فإن الطبيب يمكن أن لا يشعر بشيء ولكن المريض يمكن أن يموت. يمكن للحوادث أن تحدث حتى مع أجهزة كهروطبية آمنة بحد ذاتها ومستخدَمة بشكل صحيح إذا كانت هناك عيوب في تمديدات مقابس (جمع مقبَس) التغذية بالطاقة.

إن المصدر الرئيسي للتيارات التي يمكن أن تكون مميتة في أي أداة أو جهاز هو تيار التسريب (أو التسرب). إن تيار التسرب بالتعريف هو السريان المتأصل inherent لتيار غير وظيفي من الأجزاء الكهربائية الحية (أي الحاملة للجهد) لجهاز إلى أجزاء معدنية يمكن الوصول إليها. تسري تيارات التسرب عادة عبر توصيلة السلك الثالث (سلك التأريض) إلى الأرضي.

تنشأ هذه التيارات نتيجة وجود كمية محدودة (متناهية) من ممانعة العزل التي تتألف من جزأين: سعوي ومقاوم. تنشأ تيارات التسرب العائدة إلى السعة بسبب وجود سعات بين أي ناقلين مفصولين عن بعضهما في المكان. ويحدث سريان التيار إذا طُبِّق جهد متناوب بينهما. يتحدد مطال تيار التسرب بقيمة السعة الموجودة في ذلك المكان. وينشأ تيار التسرب من هذا النوع في الغالب بسبب الربط السعوي ما بين الملف الأولي لمحولة الطاقة والأجزاء الأخرى من المحولة أو أجزاء أخرى من الجهاز.

تنشأ المكونة المقاومة لتيار التسرب لأنه ليس هناك مادة عازلة بالكامل، وبالتالي فسوف يسري مقدار صغير من التيار عبرها دائماً. إلا أن هذا النوع من تيار التسرب صغير جداً عادة بالمقارنة مع تيارات التسرب السعوية ومن الممكن إهماله بكل أمان.

وتصمَّم الأجهزة عموماً بحيث إن تيار التسرب يسري إلى صندوق (غلاف) الجهاز ومنه إلى الأرضي عن طريق كَبل التغذية بالطاقة الثلاثي الأسلاك المؤمَّن مع الجهاز. السلك الثالث (سلك التأريض) يصرِّف تيار التسرب بشكل فعال إلى الأرض. وبعدها لن يكون هناك أي خطر على المريض أو المشغل. غير أنه عندما تكون توصيلة الأرضي مقطوعة فإن تيار التسرب يمكن أن يصبح خطراً حقيقياً على المريض أو المشغّل.

(١٨,٢,١) أنواع تيار التسريب Types of Leakage Current

تُقسم تيارات التسريب تبعاً لمسار التيار إلى الأنواع التالية:

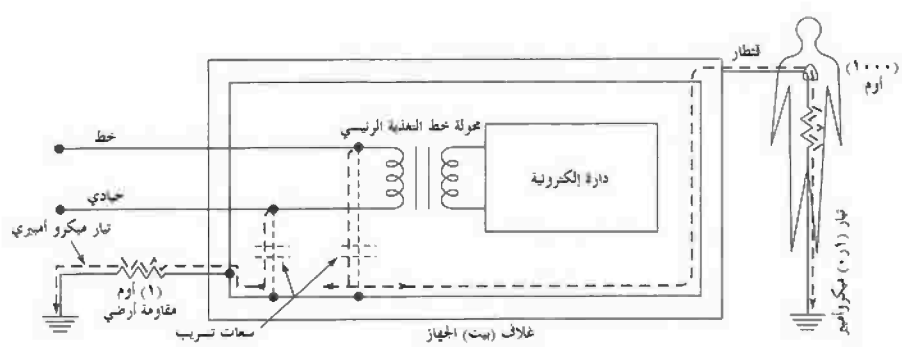
تيار تسريب الغلاف: وهو التيار الذي يسري في الحالة العادية من الغلاف أو جزء منه عبر شخص (أو جزء موصل خارجي غير توصيلة الأرضي) على تماس مع جزء ممكن الوصول إليه من الغلاف إلى الأرض أو جزء آخر من الغلاف. يصبح هذا التيار ذا أهمية عندما يكون الشخص الذي يلامس الجهاز موصلاً إلى الأرض إما مباشرة أو عن طريق سعة كبيرة.

تيار تسريب الأرض: هو التيار الذي يسري في الحالة العادية إلى الأرض من أجزاء خط التغذية الرئيسي للجهاز عن طريق الناقل الأرضي.

تيار تسريب المريض: هو التيار الذي يسري عبر المريض من أو إلى الجزء المطبَّق لدارات المريض. هذا التيار لا يتضمن أي تيار مريض وظيفي.

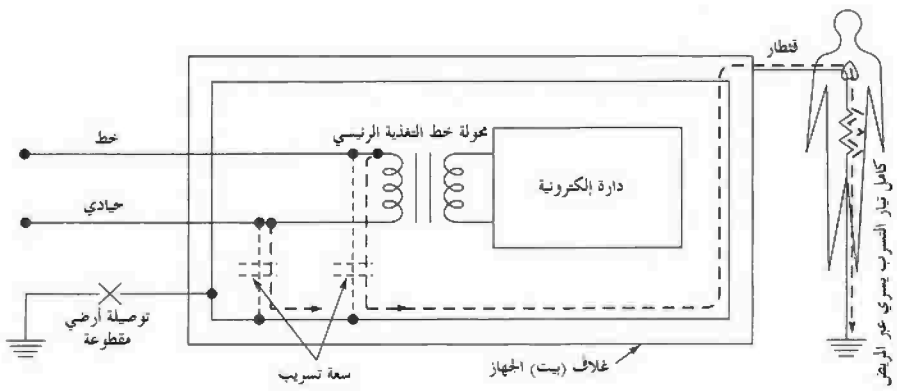
تسري تيارات التسريب في جميع الأجهزة تقريباً إلى الأرضي من التغذية بالتيار المتناوب التي تشغل الجهاز. لا يمكن لهذا التيار أن يكون خطراً إذا كان هناك نظام تأريض جيد يصرفه بعيداً. في غالبية الحالات يكون أرضي الجهاز والأرضي الموصَّل إليه المريض هو أرضي التغذية بالطاقة. لقد قيست كمونات خطرة في غرف العمليات بين أرضيات التغذية في مقابس مختلفة أو بين أرضيات التغذية ومواسير الماء أو أرضي الأرض. لقد قيست جهود بقيمة بضعة مئات ميلي فولت بين أرضي التغذية بالطاقة (المسمار الثالث في المَقبَس (المأخذ)) وماسورة الماء القريبة منه. ولو طُبِّقت هذه الجهود على قثطار متموضع في قلب مريض فقد تكون مميتة.

سوف نقوم بتحليل حالة واحدة توضَّح فيها أهمية التأريض الصحيح. لنأخذ بالاعتبار جهازاً كهربائياً موصلاً إلى خط تغذية كما هو موضح في الشكل رقم (١٨,٧). يمكن افتراض تيار تسريب بقيمة ١٠٠ ميكرو أمبير يسري في سلك التأريض. فإذا كان إطار (شاسيه) هذا الجهاز موصلاً إلى المريض المؤرض فعندها سيسري قسم صغير جداً من هذا التيار عبر المريض.



الشكل رقم (١٨,٧). مسار تيار التسريب في حالة عادية بمعنى أن سلك التأريض سليم (معاد رسمه بموافقة شركة Hewlett Packard).

لنفترض أن المريض يمثل مقاومة قيمتها ١٠٠٠ أوم إلى الأرضي وأن توصيلة الأرضي من الجهاز لها مقاومة تسلسلية ١ أوم. إن تقسيم التيار يجب أن يكون بحيث إن ٠,١ ميكرو أمبير من التيار فقط سوف يمر عبر المريض والباقي سوف يسري إلى الأرضي. فإذا ما انقطعت توصيلة الأرضي بالصدفة فإن كامل التيار سوف يسري عبر المريض (الشكل رقم (١٨,٨). هذه الحالة شديدة الخطورة خصوصاً إذا ما ذهب التيار عبر إلكترودات داخلية إلى جوار قلب المريض.



الشكل رقم (١٨,٨). مسار تيار التسريب في حالة عدم استمرارية الأرضي (معاد رسمه بموافقة شركة Hewlett Packard).

يبدو أن تخفيض تيار التسريب من الجهاز إلى ما دون ١٠ ميلي أمبير هو الحل الأكثر ظهوراً لمشكلة خطأ الأرضي هذه. فعندها، وحتى لو كان المريض موصلاً إلى غلاف الجهاز وانقطع أرضي كبل التغذية بالطاقة، لن يكون هناك خطر. إلا أن هذا لسوء الحظ ليس حلا سهلاً، لأنه من الصعب الحصول على محولات طاقة بسعات تسريب منخفضة بشكل كافٍ. ومع ذلك فإنه من الممكن بالتأكيد عزل المريض كهربائياً عن توصيلات خط تغذية الدخل بحيث أنه حتى لو انقطع سلك التأريض فلن يسري تيار خطر عبر المرضى المقثطرين.

لا فقدان التأريض ولا التسريب الزائد يكونان واضحين للمستخدم، لأن أيا منهما لن يؤثر على عمل الجهاز، ومن الناحية التصميمية لن ينشأ عنهما خطر صدمة. وحتى لو حدث التسرب الزائد وفقدان التأريض في نفس الوقت وإلى درجة كافية ليشكلا خطراً على المرضى المعرضين للتأثر susceptible كهربائياً، فإن مستوى الصدمة يمكن أن لا يكون قابلاً للإحساس به (إدراكه) من قبل المشغل ولن يؤثر على قيام الجهاز بوظيفته.

وهكذا فإن هناك حاجة لعمليات التحقق في فحوص السلامة الدورية لضمان كشف العيوب في الوقت المناسب.

(١٨,٢,٢) احتياطات لتخفيض أخطار الصدمة الكهربائية إلى الحد الأدنى

Precautions to Minimize Electric Shock Hazards

ينبغي اتخاذ الاحتياطات التالية من أجل تجنب أية حالات خطرة:

- استخدم في جوار المريض فقط الأجهزة والتجهيزات ذات كَبل تغذية بالطاقة ثلاثي الأسلاك.
- أمّن دارات دخل معزولة على أجهزة المراقبة.
- افحص دورياً استمرارية أسلاك التأريض في جميع الأجهزة.
- لا ينبغي وضع جهاز آخر حيث تكون أجهزة مراقبة المريض موصلة.
- ينبغي تدريب الكادر على تمييز الحالات التي يمكن أن تكون خطرة.
- ينبغي أن تكون موصلات المسابر وأسلاك الاقتباس مقيَّسة بحيث أن التيارات المقصود منها تغذية المبدلات (المجسات) لا يمكن إعطاؤها لأسلاك مخصصة لالتقاط نبضات كهروفيزيولوجية.
- ينبغي أن تكون المتحكمات الوظيفية موسَّمة بشكل واضح وأن تكون تعليمات التشغيل معروضة بشكل دائم وظاهر بحيث يمكن التأقلم معها بسهولة.
- يُستخدم مع العديد من الأجهزة الطبية المتحركة أو المحمولة (مثل وحدات غسيل الكلى ووحدات خفض الحرارة وأجهزة العلاج الطبيعي وأجهزة التنفس والترطيب) قابسات ملاءمة adapter plugs لا تؤمن دارة تأريض صحيحة. وفي مثل هذه الحالات فإن ينبغي اتخاذ حيطة خاصة.
- بنبغي أن تعطي تعليمات التشغيل توجيهات حول الاستخدام الصحيح للجهاز. وبالفعل فإن تعليمات تشغيل الأجهزة الكهروطبية ينبغي أن تُعتبر جزءاً لا يتجزأ منها.
- يجب أن يكون البناء الميكانيكي للجهاز بحيث أن المريض أو المشغل لا يمكن أن يتم إيذاؤهما من قبل النظام الميكانيكي للجهاز عندما يتم تشغيله بشكل صحيح.
- لا ينبغي أن يتجاوز فرق الكمون بين نقطة التأريض في المَقبس ونقاط التأريض في أية مقابس أخرى وأي سطح ناقل في نفس المنطقة قيمة ٥ ميلي فولت. إذا لم يكن هناك فرق في الجهد بين نقطتين أو كان هناك فقط كمون غير ذي أهمية من ميلي فولتات قليلة فإن سريان تيار تسرب محتمل بين مصدره والأرضي سيكون مقصوراً على مستوى أقل بشكل لا بأس به من المستوى الذي قد يكون خطيراً.
- ينبغي أن تكون نقطة تأريض جهاز المريض موصلة إلى جميع أرضيات المقابس والأسرة المعدنية وأية مجموعات ناقلة كلاً بمفرده. ينبغي أن لا تتجاوز مقاومة هذه التوصيلات كلاً بمفرده قيمة ٠,١٥ أوم.

(١٨,٣) القواعد الناظمة لسلامة الأجهزة الكهروطبية

Safety Codes for Electromedical Equipment

لقد حازت مسألة ضمان بيئة آمنة للمريض وأيضاً للمشغلين على انتباه جميع المهتمين في العديد من البلدان على المستويين الوطني والدولي. ولقد وضعت بلدان عديدة قواعد ناظمة (كودات) لتطبيقها على الأجهزة المقصود استخدامها في المستشفيات.

أصدرت الهيئة الكهروتقنية الدولية (IEC) وثيقة ضخمة جداً وهي المواصفة القياسية العامة IEC 601 (المتطلبات العامة لسلامة الأجهزة الكهروطبية) وذلك لتوفير مواصفة قياسية عالمية من أجل مصنعي الأجهزة الكهروطبية وأيضاً كدليل مرجعي حول الممارسة الآمنة الجيدة. يشترك في الـ IEC أكثر من أربعين بلدا: الأوربية الشرقية والغربية وكندا ونيوزلندا واليابان وروسيا والولايات المتحدة الأمريكية.

إن القصد من المواصفة القياسية العامة هو أن أي جهاز كهروطبي مصنّع طبقاً للمواصفة القياسية ينبغي أن يكون مقبولاً بشكل كامل في جميع البلدان الاعضاء في الـ IEC. لقد تم تبني هذه المواصفة القياسية في العديد من البلدان. إن تبني مواصفة قياسية عامة يقتضي ضمناً وجوب كون بناء الأجهزة مقبول عالمياً وأن ممرات مقاومة الأرضي والتسريب سوف يتم تقييمها بنفس الطرق وأن أسلاك التغذية سوف تكون ملونة طبقاً لنفس الكود ... الخ.

قام مكتب المواصفات القياسية الهندية (BIS) بناء على وثيقة الـ IEC بإصدار المواصفة القياسية الهندية رقم ٨٦٠٧ لتغطية المتطلبات العامة ومتطلبات السلامة للأجهزة الكهروطبية. وقد تم إصدار هذه المواصفة القياسية في ثمانية أجزاء تغطي المواضيع التالية:

- الجزء الأول : عام
- الجزء الثاني : الحماية ضد الصدمة الكهربائية
- الجزء الثالث : الحماية ضد الأخطار الميكانيكية
- الجزء الرابع : الحماية ضد الإشعاع الزائد أو غير المرغوب فيه
- الجزء الخامس : الحماية ضد أخطار الانفجار
- الجزء السادس : الحماية ضد الحرارة الزائدة والحريق وأخطار أخرى
- الجزء السابع : البناء (أو التشييد)
- الجزء الثامن : السلوك والموثوقية

تنطبق هذه المواصفة القياسية على جميع الأجهزة الكهروطبية ما لم يُنَص على خلاف ذلك في المواصفة القياسية الخاصة للجهاز الطبي الخاص والذي تُحدَّد له متطلبات إضافية أو معدلة.

كما أصدر الـ BIS مواصفات قياسية خاصة لأجهزة كهروطبية مختلفة. بعض أهم هذه المواصفات القياسية الخاصة هي :

- المواصفة القياسية الهندية IS:7583 : أجهزة الإنفاذ الحراري بالتردد العالي
- المواصفة القياسية الهندية IS:8048 : أجهزة تخطيط كهربية القلب
- المواصفة القياسية الهندية IS:9286 : مزيلات الرجفان القلبي
- المواصفة القياسية الهندية IS:7620 : أجهزة الأشعة السينية التشخيصية
- المواصفة القياسية الهندية IS:8885 : أجهزة تخطيط كهربية العضلات

(١٨,٤) جهاز تحليل السلامة الكهربائية
Electrical Safety Analyzer

هناك سلسلة من أجهزة تحليل السلامة الكهربائية المتاحة تجارياً من أجل اختبار أنظمة الطاقة للمرافق الطبية كما للأجهزة الطبية. تختلف هذه الأجهزة في تعقيدها من مقياس فولت - أوم بسيط إلى أنظمة قياس آلية محوسبة تعطي تقارير مطبوعة لنتائج الاختبار. وسنتطرق أدناه إلى الإمكانيات المتاحة في أجهزة الاختبار هذه.

(١٨,٤,١) الاختبار الميكانيكي للمقابس الكهربائية Mechanical Testing of Electrical Outlets

إن نقطة توريد الطاقة في منطقة المريض تتكون عادة من المقابس في جوار المريض. ينبغي أن تكون هذه المقابس جدارية ثلاثية الشعب مستوفية لمتطلبات قوة احتجاز الأرضي كما هي مطلوبة في المواصفات القياسية ذات العلاقة. إن متطلبات القوة هذه ذات أهمية لأنها تضمن أن القابس التابع لجهاز طبي سوف لن يفلت من المقبس واضعاً المريض في خطر ربما نتيجة ذلك.

ينبغي أن تُختبر المقابس فيما يتعلق التمديدات الصحيحة وجهد خط التغذية الصحيح ومقاومة التأريض المنخفضة والضغط الميكانيكي. يمكن اختبار ضغط الإمساك الذي تؤمنه مجموعة تماسات في المقبس بواسطة جهاز اختبار محمَّل نابضياً يقيس القوة المطلوبة لسحب القابس بعد إدخاله في المقبس. الحد الأدنى لقوة الاحتجاز الميكانيكية لكل من التلامسات الثلاثة هو حوالي ١٢٥ غرام أو ٤ أونصات. هذا يعطي قوة إمساك ميكانيكية كلية ما بين القابس والمقبس قدرها ٠,٣٤ أو ٠,٧٥ ليبرة. أجهزة اختبار ضغط الإمساك متاحة من قبل عدد من الشركات التي تبيع المستشفيات أجهزة اختبار. ربما تجدر ملاحظة أن ضغط الإمساك في المقبس ينبغي أن لا يكون مرتفعاً جداً لأنه عندها سوف يحطم القابس أو المقبس أو الكبل الكهربائي.

(١٨,٤,٢) الاختبار الكهربائي للمقابس الكهربائية Electrical Testing of Electrical Outlets

ينبغي إجراء الاختبار الكهربائي للمقبس الجداري لتحديد فيما إذا كانت الطاقة موجودة عند المقبس وفيما إذا كانت قطبيته صحيحة. القطبية الصحيحة للمقابس تعني أن الأسلاك الثلاثة (الحامي والحيادي والبارد) موصلة

إلى مواضعها الصحيحة. يمكن أن يحدث التمديد الخاطئ لمقبس أثناء التشييد الأصلي للمنطقة أو عندما يُستبدل مقبس مكسور. يمكن إجراء اختبار المقبس بسهولة بواسطة جهاز اختبار مقابس مكون من ثلاث ديودات ضوئية LED، ويستطيع هذا الجهاز اختبار ٨ حالات من أصل ٦٤ حالة ممكنة للمقبس. للديودات الضوئية حالتان ٢^٣ بينما لكل من التلامسات الثلاث للمقبس أربع حالات ٤^٣ وهي حامي وحيادي وأرضي ومفتوح. إن اختبار المقبس لأجل تمديد معكوس محتمل أو فقدان التأريض ذو أهمية حيث أن هناك حالات يمكن أن تكون خطرة وينبغي تصحيحها في الحال.

يمكن قياس مقاومة الأرضي بتمرير تيار يصل حتى أمبير واحد عبرسلك التأريض وقياس الجهد بين الأرضي والحيادي، كما يمكن اختبار مقاومة تمديدات الحيادي بشكل مشابه بتمرير التيار عبر الناقل الحيادي. يجب أن لا تزيد مقاومة الأرضي أو الحيادي عن (٠,١٥) أوم.

(١٨,٤,٣) اختبارات نظام التأريض في مناطق رعاية المريض

Tests of Grounding System in Patient Care Areas

لقد تم تعريف قيمتي الجهد والممانعة كليهما بحدود مختلفة من أجل الإنشاءات الجديدة والقائمة. ينبغي أن لا يتجاوز الجهد بين نقطة أرضي مرجعي والسطوح الناقلة المكشوفة في الإنشاءات الجديدة ٢٠ ميلي فولت. أما بالنسبة للإنشاءات القائمة فإن الحد هو ٥٠٠ ميلي فولت من أجل مناطق الرعاية العامة و٤٠ ميلي فولت لمناطق العناية الحرجة.

يجب أن تكون الممانعة بين نقطة أرضي مرجعي وتماس أرضي المقبس أقل من ٠,١ أوم من أجل الإنشاءات الجديدة وأقل من ٠,٢ أوم للإنشاءات القائمة.

(١٨,٥) اختبارات الأجهزة الطبية الحيوية

Testing of Biomedical Equipment

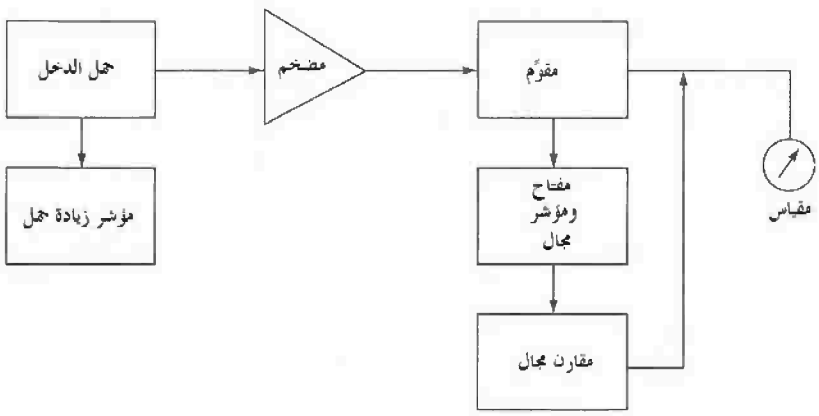
أنواع الاختبارات اللازمة للتحقق من معاملات (بارامترات) السلامة للأجهزة الطبية الحيوية عديدة ومتغيرة. إلا أن قياس تيار التسريب ومقاومة الأرضي يشكلان غالبية الاختبارات ويجب إجراؤهما بشكل دوري على الأجهزة التي تُطبَّق عادة على المرضى.

(١٨,٥,١) قياس تيار تسريب الهيكل (الشاسيه) Chassis Leakage Current Measurement

غالباً ما يُقاس تيار التسريب (من صندوق أو غلاف الجهاز إلى الأرضي) بواسطة مقياس تيار متناوب في مجال الميكرو بينما يكون الجهاز مغذى من خلال ملائم قابس يقطع سلك التأريض مجبراً تيار التسرب على السريان عبر جهاز القياس. يُجرى القياس في حالتي وصل وفصل الطاقة ومن الأفضل أن يكون ذلك في كلتا حالتي القطبية العادية والمعكوسة لنواقل التغذية بالطاقة. يساعد هذا في تقييم الخطر الممكن الناشئ عن المقبس ذي التمديدات المعمولة بشكل غير صحيح.

عندما يكون هناك أجهزة عديدة مركبة مع بعضها على رف أو عربة ومغذاة بكبل تغذية بالطاقة واحد فيجب اختبار كامل الرف أو العربة كأنها جهاز واحد. وينبغي أن لا تتجاوز تيارات التسريب من الهيكل (الشاسيه) ٥٠٠ ميكرو أمبير للأجهزة غير المقصود منها أن تكون على تلامس مع المرضى و١٠٠ ميكرو أمبير للأجهزة التي من الممكن أن تصبح على تماس مع المرضى. هذه حدود للقيم الفعالة (rms) للتيارات بدءاً بالمستمرة وحتى تردد (١) كيلو هرتز.

يوضح الشكل رقم (١٨,٩) مخططاً صندوقياً لدارة قياس التسريب. يُحمَل تيار التسريب على إنشاء جهد عبر مقاومة قدرها ١٠٠٠ أوم توصل على التوازي مع سعة قدرها ٠,١٥ ميكرو فاراد. هذه التشكيلة تحاكي ممانعة المريض وبهذا تساعد على تحديد تيار التسريب المحتمل الذي قد يسري عبر المريض (Kistler and Miller, 1982). يمكن استخدام بعض أجهزة القياس التعددي الرقمية المتاحة تجارياً لقياس الجهد الناشئ. يجب أن يكون لهذه الأجهزة ممانعة دخل بقيمة ١٠٠ كيلو أوم على الأقل ومجال تردد يصل حتى ١ ميغا هرتز.

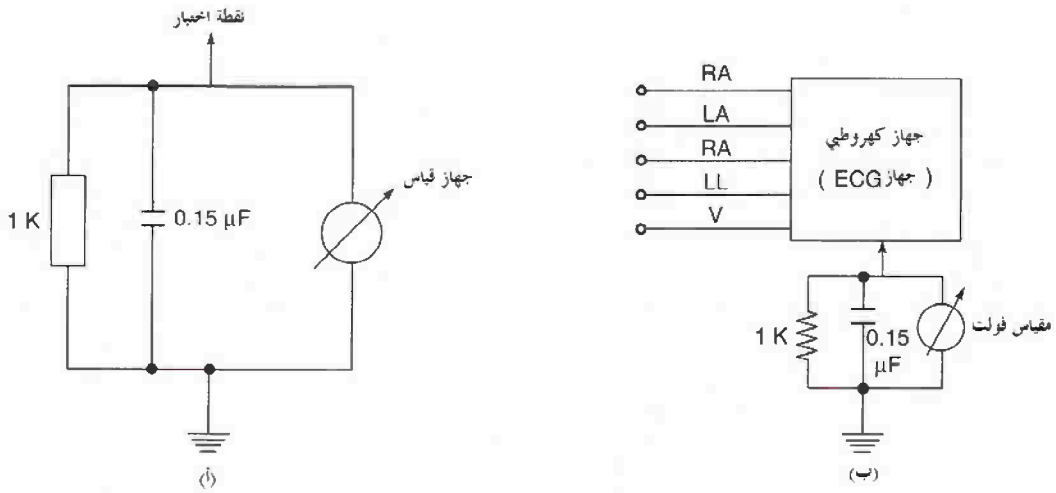


الشكل رقم (١٨,٩). رسم تخطيطي لمقياس تيار التسريب.

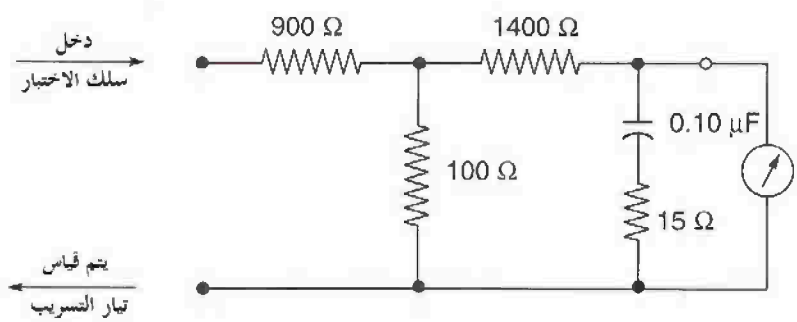
هناك مع ذلك أجهزة قياس خاصة صُممت خصيصاً من أجل التحقق من تيار التسريب في الأجهزة الكهروطبية. يُجرى اختبار التسريب بكلا وضعي الطاقة مفصولة وموصولة (أيضاً تسريب القطبية العادية والقطبية المعكوسة). إن تيارات التسريب هذه هي القيم القصوى التي يمكن أن تنشأ مع أي تشكيلة للقطبية أو الطاقة. يوفر اختبار التسريب مع الطاقة مفصولة فرصة للتحقق من قصر إلى الهيكل من أحد جانبي الخط. مجال قياس تيار التسريب هو من صفر إلى ٢٠٠٠ ميكروأمبير. يوضح الشكل رقم ((أ)١٨,١٠) مبدأ مقياس تيار التسريب. أما الشكل رقم ((ب)١٨,١٠) فيوضح مخططاً لقياس تيار تسريب الغلاف باستخدام مقياس تيار تسريب.

لقد استخدمت السعة لمحاكاة حساسية القلب كتابع للتردد. يجب عمل قياس تيار تسريب الغلاف مع سلك تأريض موصول ومقطوع. الحمل لدخل التيار والمحدد من قبل الاتحاد من أجل تقدم الأجهزة الطبية AAMI هو ١ كيلو أوم مقاومة على التوازي مع سعة ٠,١٥ ميكرو فاراد لها مقاومة على التسلسل ١٠ أوم.

يوضح الشكل رقم (١٨,١١) شكلاً مختلفاً لدارات مقياس التيار لقياس تيار التسريب. هذه الدارة لها ممانعة دخل ١ كيلو أوم واستجابة ترددية مسطحة حتى ١ كيلو هرتز ويهبط بمعدل ٢٠ ديسيبل لكل عشرة decade حتى ١٠٠ كيلو هرتز ثم يبقى مسطحاً حتى حوالي ١ ميغا هرتز.



الشكل رقم (١٨,١٠). (أ) مبدأ مقياس تيار التسريب، (ب) قياس تيار تسريب الغلاف باستخدام مقياس تسريب.



الشكل رقم (١٨,١١). دارة مقياس التيار المقترحة من NFPA.

(١٨,٥,٢) تيار التسريب في أسلاك المريض Leakage Current in Patient Leads

يُحدَّد تيار تسريب المريض بتوصيل جهاز القياس بين الأرض وأحد مدخلات inputs المريض. هذه الاختبارات مطلوبة وتُجرى بشكل خاص على أجهزة الـ ECG. ويُقاس تيار التسرب تحت الشروط التالية باستعمال حمل قياسي:

١- اختبار تسريب الأسلاك مجتمعة: تُوصَّل جميع أسلاك التخطيط (الاقتباس) مع بعضها بحيث يمكن قياس التسريب من مجموعة الأسلاك مجتمعة إلى الأرضي.

٢- اختبار تسريب الأسلاك الإفرادي: يتم التحقق من كل سلك من أجل التسريب إلى الأرضي بشكل مستقل عن الأسلاك الباقية. يتم انتقاء كل سلك على حدة تباعاً وإجراء القياس.

٣- اختبار تسريب الأسلاك مزاوجة: يتم انتقاء الأزواج بطريقة الانتقاء المطرد progressive للأسلاك.

٤- التسريب مع جهد الخط على الأسلاك: يحدد هذا الاختبار بشكل خاص تيار المخاطرة risk current الذي سيسري عبر المريض الموصل إلى جهاز الـ ECG في حال أصبح المريض على تماس مع طرف حامٍ من التغذية بالتيار المتناوب من أي مصدر ضمن بيئة المريض. يُجرى هذا الاختبار مع كون سلك تأريض الجهاز على ما يرام. يُطبَّق من أجل هذا الاختبار جهد الخط على أسلاك الاقتباس (التخطيط) مجتمعة. هذا الاختبار الخاص محدود التيار إلى قيمة قصوى قدرها ١٠٠٠ ميكرو أمبير لتجنب تخريب الجهاز الذي يتم اختباره فيما لو لم يكن له دخل معزول.

إن تيارات التسريب في أسلاك المريض مهمة بشكل خاص لأن هذه الأسلاك هي نقاط التماس مع المريض المنخفضة المانعة الأكثر شيوعاً. يجب أن يكون تيار التسريب في أسلاك المريض محدوداً إلى ٥٠ ميكرو أمبير، وفي حالة أسلاك المريض المعزولة ينبغي أن يكون أقل من (١٠) ميكرو أمبير.

(١٨,٥,٣) اختبار استمرارية الأرضي Ground-continuity Test

يتم التحقق من سلامة دارة سلك التأريض عادة بواسطة مقياس مقاومة بينما يكون الجهاز مفصولاً عن التغذية بالطاقة. هذا الاختبار يساعد على كشف أعطال "مكتملة"، ولكنه ليس حساساً بما فيه الكفاية لتحديد التطور التدريجي لعطل ما، ولا يتحقق أيضاً من القدرة على حمل تيارات أعطال كبيرة يمكن أن تسببها دارة قصر بين خط التغذية والغلاف.

وللتغلب على هذه المشكلة تقاس مقاومة الأرضي بواسطة تيار اختبار من عدة أمبيرات يتم تأمينه إما بواسطة محولة ومقاومة تحد من التيار أو بواسطة مصدر تيار مستمر ثابت منظم. إن المستوى العالي للتيار الذي عُمل الاختبار عنده مقارناً مع اختبار مقياس المقاومة يمكّن من قياسات مقاومة بدقة كافية لكشف النزعات trends وللتحقق من قدرة دارة الأرضي على التعامل مع تيارات أعطال كبيرة بما فيه الكفاية لتفعيل أجهزة التيار الزائد.

يجب ألاَّ تتجاوز المقاومة بين مسمار الأرضي في القابس والهيكل (الشاسيه)/الأجسام المعدنية المكشوفة ٠,١٥ أوم أثناء حياة الجهاز. يجب أثناء هذا القياس ثني كبل التغذية عند اتصاله بالقابس وعند نقطة تحرره من الشد حيث يدخل الجهاز. هذا الاختبار سوف يحدد فيما إذا كان هناك انقطاع في سلك الأرضي أو فيما إذا كانت توصيلة الأرضي الداخلية سيئة أومتآكلة. إن المعنى الضمني لكون مقاومة سلك التأريض عالية جداً هو أنه عند سريان تيار في سلك التأريض فإن هبوط الجهد الناتج عن جداء التيار بالمقاومة يمكن أن يؤدي إلى نشوء جهد على هيكل (شاسيه) الجهاز قد يتسبب بمشاكل في مناطق فيها مرضى حساسين كهربائياً.

أجهزة تحليل السلامة الحديثة عبارة عن مقاييس ذات قراءات رقمية وتحتوي على إمكانيات لقياس تيار تسريب الغلاف وتيار تسريب المريض واختبارات استمرارية الأرضي. إضافة إلى ذلك لديها إمكانية القيام باختبارات العزل عند ٥٠٠ فولت واختبارات أنظمة الطاقة المعزولة IPS.