# الفصل السابع والعشرون

# أجهزة الجراحة
# INSTRUMENTS FOR SURGERY

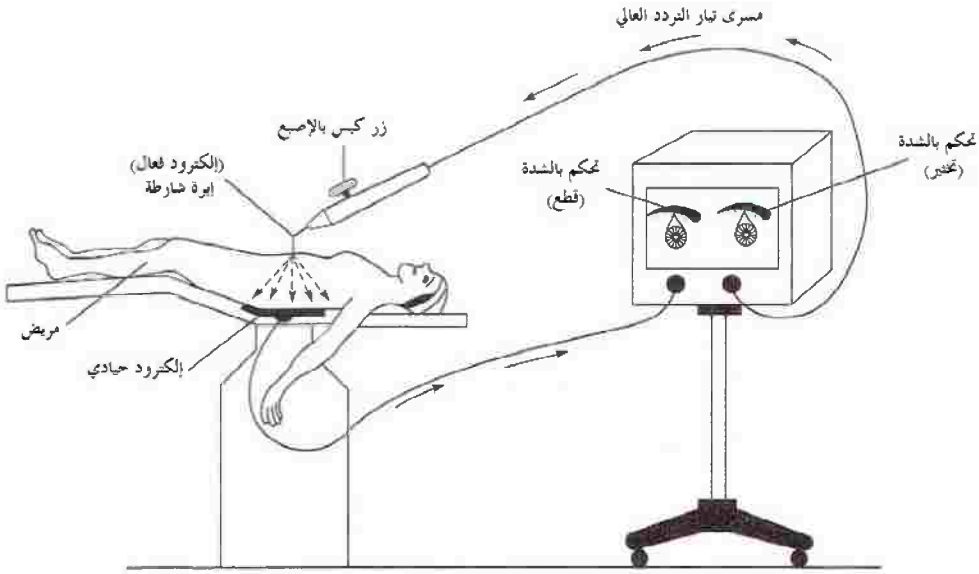
## (٢٧,١) مبادئ الجراحة بالإنفاذ الحراري
## Principles of Surgical Diathermy

يمكن للتيارات ذات التردد العالي، وبعيداً عن فائدتها من أجل تطبيقات علاجية، أن تُستخدم في غرف العمليات لأغراض جراحية تشمل القطع (الشراطة) والتخثير. يقع تردد التيارات المستخدمة في وحدات الإنفاذ الحراري الجراحي في المجال ١-٣ ميغا هرتز على خلاف الترددات الأعلى بكثير المستخدمة في أجهزة الإنفاذ الحراري العلاجية بالأمواج القصيرة. التردد أعلاه مرتفع كثيراً بالمقارنة مع تردد التغذية بالطاقة الكهربائية البالغ ٥٠ هرتز.

وهذا ضروري لتجنب النشاط العضلي الشديد وأخطار الانصعاق الكهربائي الذي يحدث لو استخدمت ترددات أقل. مستويات الاستطاعة المطلوبة للجراحة الكهربائية تقع تحت عتبة التنبيه العصبي شريطة أن يكون تردد الإنفاذ الحراري في مجال التردد الراديوي. عندما يكون التردد ٣٠٠ كيلو هرتز على الأقل فإنه يتم التخلص من كلا الأثرين الفارادي والإلكتروليتي أثناء سريان التيار عبر النسيج الإنساني. وهذا يسمح بالاستغلال الحصري للأثر الحراري في الجراحة بالتردد العالي للتوصل إلى تطبيقي الشراطة والتخثير.

تعتمد أجهزة الإنفاذ الحراري الجراحي في عملها على الأثر الحراري للتيار الكهربائي. فعندما يسري تيار عالي التردد عبر الطرف الحاد لحلقة سلكية أو شريطية أو رأس إبرة إلى النسيج (الشكل رقم ٢٧,١) فإن تركيزاً شديداً للتيار يحدث عند هذه النقطة. ويُسخَّن النسيج إلى حد أن الخلايا الواقعة مباشرة تحت الإلكترود تتمزق نتيجة غليان سائل الخلية.

يوفر الإلكترود الحيادي مساحة تلامس واسعة مع المريض بحيث أن تيار التردد العالي يتشتت نتيجة ذلك وبذلك تكون الحرارة الناشئة عند هذا الإلكترود قليلة جداً. يشكل هذا النوع من فصل النسيج الأساس للشراطة الجراحية الكهربائية.




**الشكل رقم (٢٧,١). مبدأ جهاز الإنفاذ الحراري الجراحي.**

ينتج التخثر الجراحي الكهربائي للنسيج عن سريان تيار التردد العالي عبر النسيج وتسخينه موضعياً بحيث يتخثر من الداخل. تترافق عملية التخثير مع تغير لون النسيج إلى رمادي- أبيض عند طرف الإلكترود.

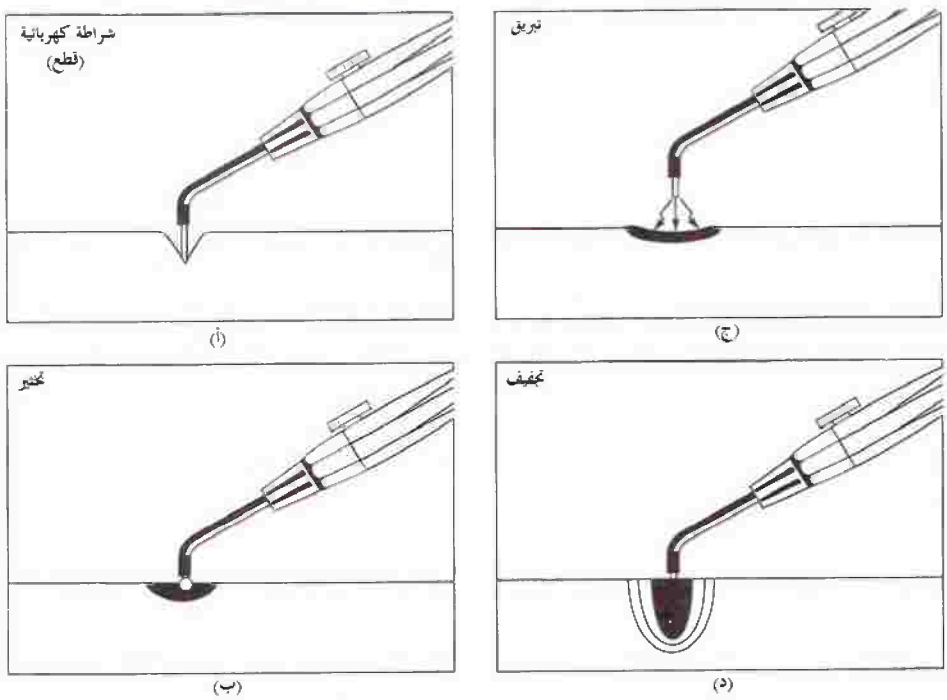
يشير مصطلح "التبريق" fulguration إلى التحطيم السطحي للنسيج من دون تأثر الأنسجة المتموضعة في العمق. ويتم ذلك من خلال تمرير شرارات من إلكترود إبري أو كروي بقطر صغير إلى النسيج. فعندما يُمسَك بالإلكترود بالقرب من النسيج من دون أن يلامسه فإن قوساً كهربائياً ينشأ وتجفف حرارته النسيج. يسمح التبريق بكي النواسير والكيسات المتبقية وإيقاف النزوف.

أما في التجفيف desiccation فتُغرَز إلكترودات إبرية في النسيج ويُحافَظ عليها ثابتة. وحسب شدة وأمد تطبيق التيار فإنه يتم الحصول على زيادة موضعية شديدة في الحرارة. ويتغير النسيج نتيجة تجفيف وتخثر محدود. ويوضح الشكل رقم (٢٧,٢) أنواعاً مختلفة للتقنيات الجراحية الكهربائية المستخدمة بشكل شائع في الممارسة العملية.

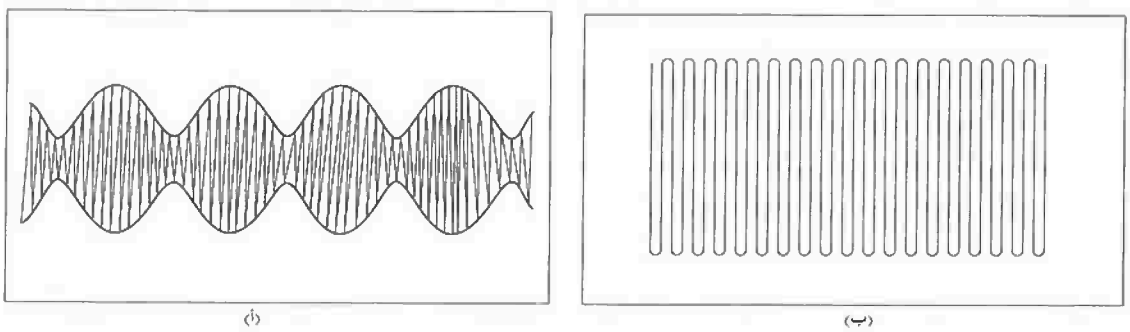
يسمى الاستخدام المتزامن لتيار تردد راديوي مستمر للشراطة وموجة تردد عالٍ فجائية burst من أجل التخثير بصيغة الإرقاء أو وقف النزف haemostasis mode.

لقد استخدمت أنواع مختلفة من أشكال الموجات لتحقيق تأثيرات مختلفة في الإجراءات الجراحية. ويوضح الشكل رقم (٢٧,٣) أشكال موجات نموذجية وجدت في أجهزة تجارية من أجل الشراطة والتخثير. ينشأ عن تيار الشراطة نزيف في موضع الجرح في حين أن الجراح يتطلب شراطة من دون نزف. يتوصل الجهاز إلى ذلك بمزج

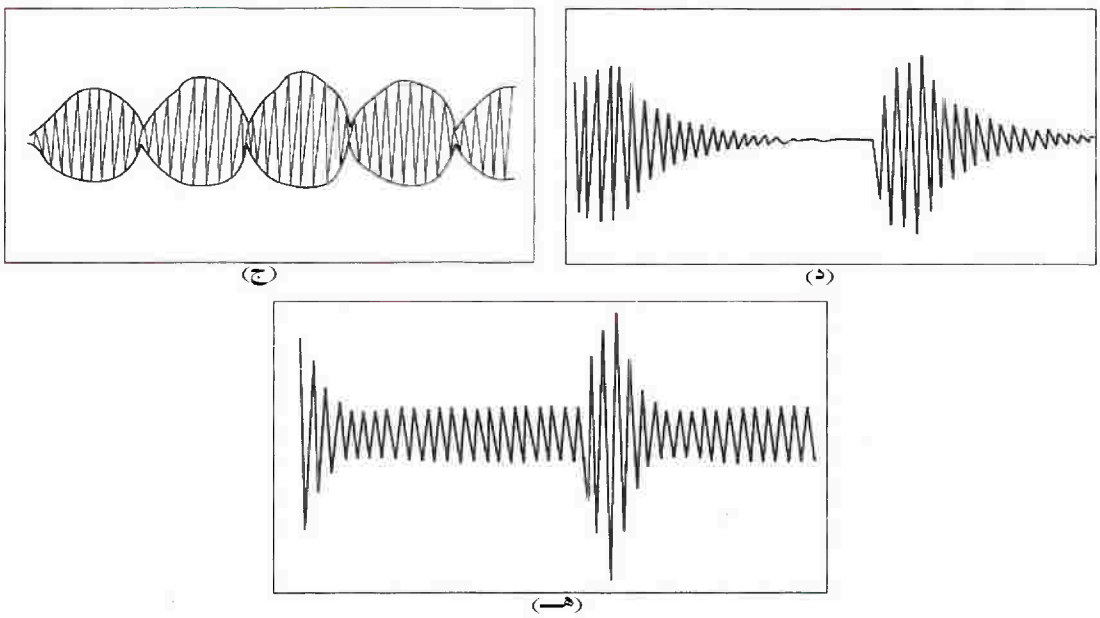
شكلي الموجة الموضحين في الشكل رقم (هـ ٢٧,٣). تردد شكل الموجة المزيج هذا هو عادة نفس ذاك المستخدم في تيار الشراطة.




**الشكل رقم (٢٧,٢). الأنواع المختلفة للتقنيات الجراحية الكهربائية الشائعة الاستخدام في الممارسة العملية.**




**الشكل رقم (٢٧,٣). أنواع أشكال الموجات التي يتم توليدها في أجهزة الجراحة بالإنفاذ الحراري: (أ) شكل موجة شراطة مولـ ـدة بـ ـدارة صمام كهربائي حيث التردد العالي معدل بـ (١٠٠) هرتز. (ب) شكل موجة شراطة مولدة بجهاز إنفاذ حراري حالة صلبة (ترانزستوري).**




**الشكل رقم (٢٧,٣). أنواع أشكال الموجات التي يتم توليدها في أجهزة الجراحة بالإنفاذ الحراري: (ج) شكل موجة تخثير مولدة لمولد فجوة شرارة. (د) شكل موجة تخثير مولدة من جهاز إنفاذ حراري حالة صلبة (ترانزستوري). (هـ) شكل موجة مزيج مولدة من جهاز إنفاذ حراري حالة صلبة (ترانزستوري).**

يوفر استخدام تيار التردد العالي عدداً من الفوائد الهامة. يحدث فصل النسج بالتيار الكهربائي دائماً في مقدمة الحرف القاطع ولا يكون هذا الحرف هو سبب القطع. ولذلك لا تتطلب الشراطة الكهربائية تطبيق أية قوة. وبدلا من ذلك تسهِّل وتساعد على جراحة أنيقة من دون مجهود. وافتراضياً يذيب الإلكترود النسيج آنياً ويسد الأوعية الشعرية والأوعية الأخرى مانعاً بذلك التلوث البكتيري. توفر طريقة مبسطة للتخثير وقتاً ثميناً حيث إن النزيف يمكن أن يوقَف آنياً بلمس المنطقة لفترة قصيرة بإلكترود التخثير. يُعتبر جهاز التردد العالي جهازاً أساسياً في غرفة العمليات ويُحافظ عليه في حالة استعداد من أجل جميع المداخلات الجراحية حتى ولو لم يكن هناك نية في استخدام الجراحة بالتردد العالي، حيث يمكن الاستفادة من طريقته المتفوقة في التخثير الكهربائي.

يمكن أن يُقطع النسيج البيولوجي فقط عندما يكون الجهد بين الإلكترود القاطع (الشارط) والنسيج المراد قطعه مرتفعاً بما فيه الكفاية لإنتاج الأقواس الكهربائية بين الإلكترود القاطع والنسيج[1]. فدرجات الحرارة المتولدة

(١) لا يرى المترجم ذلك. فبالرغم من أن الأقواس الكهربائية قد تزيد من فعالية الجراحة الكهربائية فيما يخص التخثير أثناء الشراطة، إلا أن الشراطة الصافية من دون تخثير يمكن أن تتم من دونها. انظر أيضاً الملاحظة بخصوص الضغط ودرجة الحرارة في الفصل ٢٨ فيما يتعلق بالجراحة بالليزر.

عند النقاط التي تلامس بها الأقواس النسيج كومضات برق مجهرية مرتفعة بحيث أن النسيج يتبخر آنياً أو يُزال حرقاً. ويتطلب الأمر جهد ذروة قدره ٢٠٠ فولت تقريباً لإنتاج قوس كهربائي بين الإلكترود المعدني والنسيج البيولوجي. وإذا كان الجهد أقل من ٢٠٠ فولت ذروة فلا يمكن قدح القوس وبالتالي لا يمكن قطع النسيج. ويتراوح الجهد المناسب لقطع نسيج بيولوجي بين ٢٠٠ و٥٠٠ فولت ذروة. وإذا ما ارتفع الجهد فوق (٥٠٠) فولت ذروة فإن الأقواس الكهربائية تصبح من الشدة بحيث أن النسيج يتفحم بشكل متزايد وإلكترود القطع يمكن أن يتخرب. تتشكل الأقواس المرئية عندما تكون شدة المجال الكهربائي أكبر من ١ كيلو فولت لكل ميليمتر في الفجوة وتختفي عندما تهبط شدة المجال تحت مستوى عتبة معين.

تتخثر النسج البيولوجية حرارياً إذا ما تم المحافظة على درجة حرارة مطلوبة حول ٧٠ درجة مئوية.

## (٢٧,٢) جهاز الجراحة بالإنفاذ الحراري
## Surgical Diathermy Machine

يتكوّن جهاز الجراحة بالإنفاذ الحراري بشكل أساسي من هزاز (مذبذب) قدرة عالي التردد. وكانت الأنواع القديمة من هذه الأجهزة مكوّنة من هزازات فجوة شرارة spark gap ، بينما تستخدم الممارسة الحديثة هزازات بصمامات حرارية أيونية أو هزازات حالة صلبة (ترانزستورية)، أي أن هناك مولد ترددات راديوية ومولد فجوة الشرارة.

يقدم مولد الترددات الراديوية تياراً عالي التردد غير مخمَّد (نموذجياً بتردد (١,٧٥) ميغا هرتز) مناسب لعمل شراطات نظيفة. أما مولد فجوة الشرارة فينتج تياراً عالي التردد مخمَّداً مناسباً بشكل خاص لتخثير جميع أنواع الأنسجة. إن مزج هذين التيارين يميز واحدة من الإمكانيات الأكثر أهمية للاستخدام في الجراحة الكهربائية. ويمكن اختيار درجة تخثر حروف الجرح طبقاً للمتطلبات بواسطة مزج المولد الصمامي ومولد فجوة الشرارة.

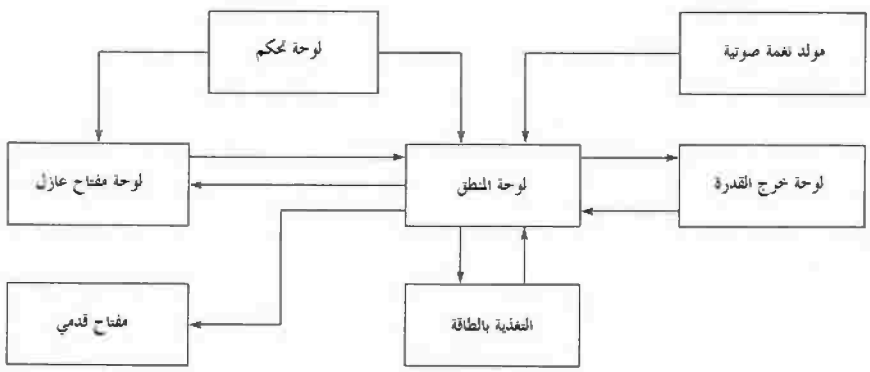
وبينما يختلف شكل الموجة التفصيلي وطيف التردد المستخدمَين من شركة صانعة إلى أخرى، فإن المفهوم الأساسي يتطلب قوساً مرتفع درجة الحرارة تتجاوز ربما ١٠٠٠ درجة مئوية (دوبي، ١٩٦٩م Dobbie) عند الموصع العملياتي. وعملياً فإن مساحة مقطع القوس صغيرة جداً (اعتبارياً بقطر أقل من ميليمتر واحد) مما يؤدي إلى كثافة تيار عالية في القوس. ولما كان الأثر الحراري يتناسب طرداً مع مربع كثافة التيار فإن التأثير موضعي بالنسبة للقوس. من العوامل الأخرى التي تؤثر في ارتفاع درجة الحرارة تركيبة الأنسجة ومدى التبريد الذي يؤمنه سريان الدم الموضعي أو أي نظام نقل حرارة آخر.

وعلى الرغم من حقيقة أن أجهزة الجراحة بالإنفاذ الحراري قد استخدمت بشكل روتيني لأكثر من نصف قرن خلا، إلا أن التطورات التكنولوجية الأكثر أهمية حدثت فقط خلال العقد الماضي. فقد حلت مولدات الحالة الصلبة (الترانزستورية) محل عدد ضخم من المولدات ذات أنبوب التفريغ وذات فجوة الشرارة.

وتُستخدم إلكترودات التشتيت (الإلكترودات الحيادية) ذاتية الالتصاق للاستعمال مرة واحدة بشكل واسع مكان الصفيحة الغليظة كبيرة المساحة. ولقد عزز عدد من الميزات التصميمية السلامة، وتتضمن هذه الميزات أنواعاً من مراقبات سلامة الدارة مثل استمرارية كَبل إلكترود التشتيت واستمرارية دارة المريض ومراقبات المسار البديل للتيار وغيرها.

يبلغ تردد التشغيل لأجهزة الإنفاذ الحراري ذات الحالة الصلبة ٢٥٠-١٠٠٠ كيلو هرتز، وتعطي ٤٠٠ وات في ٥٠٠ أوم حمل عند ٢٠٠٠ فولت في صيغة الشراطة وحوالي ١٥٠ وات في صيغة التخثير. يبلغ أمد النبضة في التخثير ١٠-١٥ ثانية وتردد تكرار النبضة ١٥ كيلو هرتز.

يوضح الشكل رقم (٢٧,٤) مخططاً صندوقياً لجهاز جراحة بالإنفاذ الحراري ذي حالة صلبة (ترانزستوري). إن قلب النظام هو جزء المنطق والتحكم الذي ينتج الإشارة الأساسية ويقدم إشارات توقيت مختلفة من أجل صيغ تشغيل الشراطة والتخثير وإيقاف النزيف.يولِّد تيار هزاز تعددي غير مستقر نبضات مربعة بتردد ٥٠٠ هرتز. يُقسَّم خرج الهزاز إلى عدد من الترددات باستخدام عدادات ثنائية الخانة binary. وهذه الترددات هي التي تُستخدم كإشارات توقيت للنظام. تؤمن إشارة ٢٥٠ كيلو هرتز إشارة طور منفصل لقيادة مراحل الخرج في دارة خرج الاستطاعة. تعطي إشارة تبويب ١٥ كيلو هرتز معدل التكرار للدوائر الثلاث لإشارة الـ ٢٥٠ كيلو هرتز التي تشكل خرج التخثير.يُضبط عرض نبضة هذا الخرج عند حوالي ١٢ ميكرو ثانية.




**الشكل رقم (٢٧,٤). مخطط صندوقي لجهاز جراحة كهربائية ذي حالة صلبة (ترانزستوري).**

تُعطى إشارة الـ ٢٥٠ كيلو هرتز المستخدمة للشراطة إلى مرحلة خرج الاستطاعة حيث تتحكم بمرحلة الخرج ذات ترانزستور الاستطاعة المتوازي الدافع الساحب. يُطبَّق خرج مضخم الاستطاعة الدافع الساحب هذا على محولة تؤمن رفع الجهد وعزلاً لإشارة خرج الجهاز. ومن أجل استيفاء متطلبات الاستطاعة المرتفعة فإنه يتم استخدام

عشرين ترانزستوراً في دارة دارلنغتون متوازية. ومع ذلك فإن دارة مضخم خرج الاستطاعة تختلف بشكل معتبر بين الأجهزة التجارية المختلفة. تستخدم الأجهزة الحديثة كلا نوعي الترانزستورات: الاتصالية ثنائية القطب bipolar junction و الـ MOSFET (ترانزستورتأثير حقل نصف ناقل- أكسيد معدن) وذلك في تشكيلة تتابعية أو توصيلة جسرية من ترانزستورات الـMOSFET.

ومن أجل تسهيل تمييز كل صيغة من صيغ التشغيل فإن الأجهزة تحتوي على مولد نغمات صوتية. تُشتق إشارات النغمات من العداد عند ١ كيلو هرتز للتخثير و٥٠٠ هرتز للشراطة و٢٥٠ هرتز لإيقاف النزف. ويوفر المفتاح العازل تحكماً بالفتح والإغلاق معزولاً بين مفتاح اليد الفعال وبقية الوحدة. ويُستخدم هزاز استطاعة مربوط بمحولة تردد عالٍ تنتج فيه لفات خرج معزولة جهداً مستمراً. الحمل الموضوع على خرج التيار المستمر عن طريق مفتاح اليد يُعكَس رجوعاً إلى الهزاز متماً عملية الفتح والإغلاق المعزول. هناك إمكانية لفصل خرج الاستطاعة إذا كان ذلك مرغوباً فيه.

وإلى جانب هذه الدارات الوظيفية الأساسية هناك دارات منطقية تُستخدم لاستقبال إشارات تحكم خارجية ولتشغيل ريليات (زاجلات/مرحلات) العزل وإعطاء مؤشرات بصرية وتحديد شروط الإنذار. تستقبل الدارات المنطقية معلومات من المفتاح القدمي والمفتاح الإصبعي ونقاط استشعار الإنذار. يتم في بعض الأحيان تثبيت ثرموستات على المصرف الحراري لمضخم الاستطاعة. وفي حال درجة الحرارة الزائدة يصبح الثرموستات مفتوح الدارة مرسلاً إشارة إنذار وفاصلاً للخرج.

تكون دارة الخرج في جهاز الإنفاذ الحراري معزولة بشكل عام ومعزولة بعناية عن الجهود الأولية والثانوية منخفضة التردد. وتقوم سعات حاجزة بالمنع الفعال لأي تردد منخفض من أن يظهر في دارة الخرج، ويخفِّض الخرج المعزول من إمكانية الحروق التي تسببها مسارات بديلة إلى الأرضي. يمكن أن تُعزى الشكاوى من صدمة كهربائية أثناء الجراحة دائماً تقريباً إلى تقلصات عضلية للمريض. وهذه يسببها تقويم استطاعة التردد العالي عند نقطة اتصال الإلكترود الفعال مع النسيج بوجود قوس هو الوسيلة الفعلية لإجراء الجراحة الكهربائية. وغالباً ما تُشاهد هذه الظاهرة عندما تكون العملية في موقع نسيج عصبي حساس. ومع ذلك فليس هناك خطر على المريض أو المشغل بسبب هذه العملية. من ناحية أخرى فإن أي إنسان في الجوار القريب لكبلات أو إلكترودات تحمل ترددا عالياً سيكون لديه بعض الطاقة المحرَّضة في جسمه. فإذا لمس بالصدفة الصندوق المعدني لوحدة الجراحة أو أي سطح ناقل فسيسري تيار عبر جسمه ينشأ عنه شرارة عند نقطة التلامس. ولذلك فإنه مما يُنصح به هو تجنب ملامسة سطوح ناقلة من قبل أولئك الذين يصدف أن يكونوا بالقرب من الجهاز أو الكبلات.

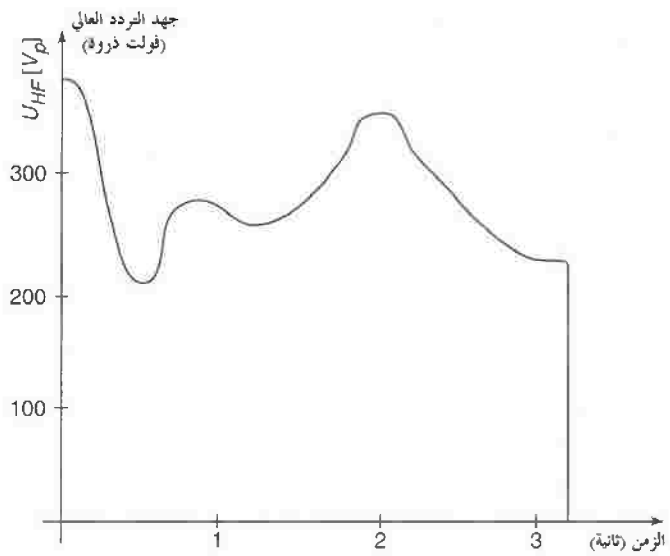
تميل الغازات المستخدمة في التخدير إلى الاستقرار قرب الأرضية. ولذلك فإن بنية المفتاح القدمي ينبغي أن تكون بحيث لا يحدث انفجار في الجو المحيط بهذا المفتاح نتيجة تشغيل التلامسات الكهربائية داخل المفتاح.

تحتوي أجهزة الحالة الصلبة غالباً على مولد تردد راديوي ثنائي القطب مستقل من أجل عمليات الجراحة الدقيقة يؤمن تحكماً دقيقاً باستطاعة الخرج. شكل موجة الخرج جيبي مخمَّد بتردد تكرار ٣٠ كيلو هرتز. خرج الطاقة عبر ٣٠٠ أوم هو حوالي ٢٠ وات وبجهد ذروة إلى ذروة ١٥٠٠ فولت للدارة المفتوحة.

**(٢٧,٢,١) أنظمة الجراحة الكهربائية المؤتمتة (الأوتوماتيكية) Automated Electrosurgical Systems**

أوضح Haag and Cushieri (1993) أن هناك تذبذباً (عدم ثبات) لا يُستهان به في جهد الخرج أثناء فترة الثلاث ثواني للقطع (للشراطة) بأجهزة الجراحة الكهربائية التقليدية (الشكل رقم (٢٧,٥)). السبب في هذا التذبذب غير المرغوب فيه له علاقة بالعوامل التالية:

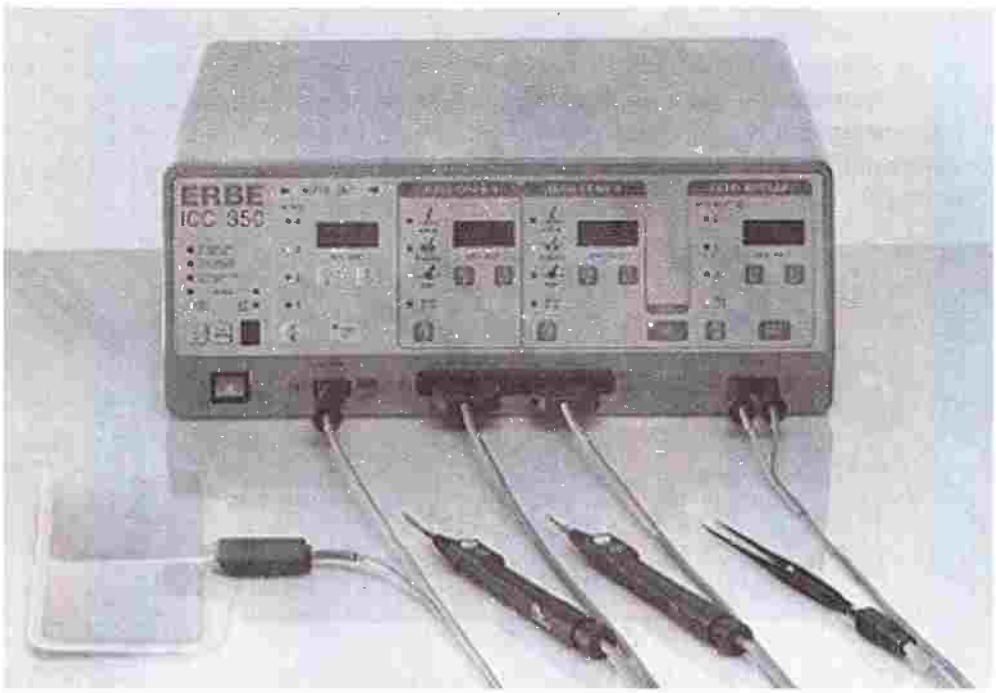
- *حجم وشكل إلكترود القطع*: تختلف الشروط بالنسبة للمولد إذا ما تم مثلاً إجراء الشراطة بإلكترود ذي مساحة سطح كبيرة أو بإبرة دقيقة.
- *نوع وسرعة القطع*: تتحدد نوعية الشراطة بالسرعة التي يتم بها تحريك الإلكترود (سريعة أو بطيئة) وبنوع الشراطة (سطحية أو عميقة).
- *خواص نسج مختلفة*: للنسيج بحد ذاته تأثير على نوعية الشراطة. فمثلاً في النسج ذات المقاومة المرتفعة كالنسج الدهنية يزداد جهد الخرج بينما في النسج ذات المقاومة المنخفضة كالأعصاب والأوعية الدموية فإن جهد الخرج قد يهبط بشكل واضح.




**الشكل رقم (٢٧,٥). شراطة معمولة بوحدة جراحة كهربائية تقليدية. القطع غير مستو مع عمق تخثير متغير على ط. ول القط. ع ب. سبب تذبذبات معتبرة للجهد الثانوي بالنسبة لمقاومة المنبع للجهاز.**

تؤثر التغيرات في جهد الخرج بسبب العوامل المذكورة أعلاه بشكل لا يُستهان به على نوعية الشراطة. فمرة يمكن لجهد الخرج الأقصى أن يصبح مرتفعاً إلى الحد الذي يحدث معه تفحم شديد (فوق ٦٠٠ درجة مئوية). وعلى العكس فإن القيمة الدنيا لجهد الخرج قد تصبح منخفضة إلى الحد الذي لا يتم فيه التوصل إلى شراطة (تحت ٢٠٠ درجة مئوية)[٢].

ولكي يتم التغلب على هذه المشكلة فقد تم تطوير أنظمة أوتوماتيكية ذات تحكم حاسوبي بحيث إن جهد الخرج أو شدة الشرارة تبقى ثابتة. مثل هذا النظام تم تقديمه من قبل شركة ERBE الألمانية في جهاز الجراحة الكهربائية الموضح في الشكل رقم (٢٧,٦).




**الشكل رقم (٢٧,٦). جهاز جراحة كهربائية بالإنفاذ الحراري ذو حالة صلبة (ترانزستوري) صنع شركة ERBE الألمانية.**

يتم في هذا الجهاز تسجيل المتغيرات (التيار ومقاومة النسيج والجهد وشدة الشرارة) بواسط نظام حساس يشكل جزءاً من الجهاز، ومن ثم يتم معالجتها كإشارات خرج معرَّفة.

---

(٢) ملاحظة المترجم: إذا كان المقصود هنا درجة الحرارة داخل الخلية فهذا يناقض ما جاء في الفصل الثامن والعشرين في فقرة ليزر ثاني أكسيد الكربون من عدم تجاوز درجة الحرارة داخل الخلية مئة درجة مئوية، أو أن هناك خطأ في الوحدة والمؤلف يقصد (٢٠٠) فولت وهذا يستقيم عندها مع ما جاء في نهاية الفقرة (٢٧,١) من هذا الفصل.

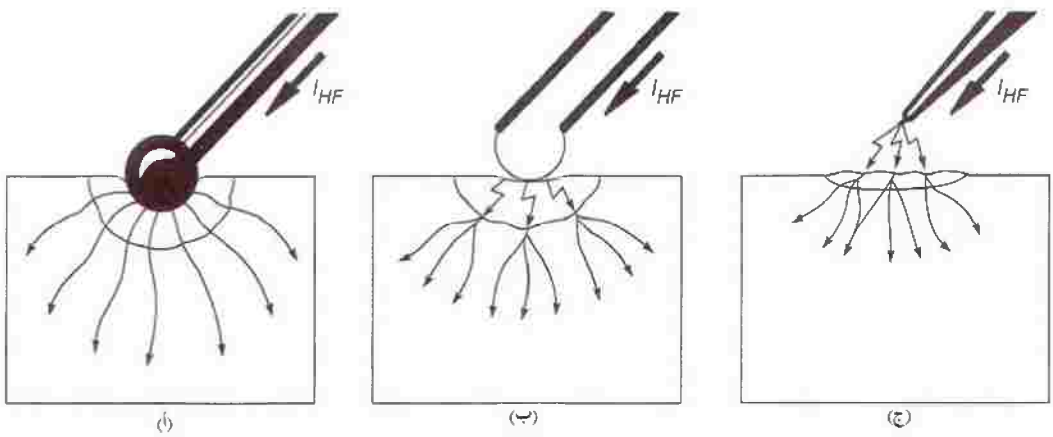
ويعمل التحكم التلقائي على معيارين مختلفين :

- *تحكم بالجهد* : حيث يتم التحكم بالجهد المنتقى والمحافظة عليه ثابتاً.
- *تحكم بالشرارة* : وفيه يتم المحافظة على شدة الشرارة ثابتة.

إن التحكم بشدة الشرارة معقد نسبياً بسبب طبيعتها غير الخطية. لقد أُميط اللثام عن أن عدداً من المعاملات (بارامترات) تتناسب طرداً بشكل مباشر مع شدة الشرارة، وهذه العوامل يتم استخدامها للانتقاء المسبق والمحافظة على هذه المتغيرات غير الخطية ثابتة. يضمن تصميم نظام التحكم أن تكون نوعية الشراطة مستقلة عن حجم وشكل الإلكترود وعن نوع وسرعة الشراطة وعن خواص النسيج المتغيرة.

وبعيداً عن ضمان نوعية جيدة للشراطة فإن الجهاز ذا التحكم بالمعالج الصغري يوفر الصيغ التالية للتخثير :

- *التخثير الطري (الشكل رقم (أ ٢٧,٧))* : وفيه لا يتم إنتاج أقواس بين إلكترود التخثير والنسيج أثناء كامل عملية التخثير وذلك لتجنب تفحم النسيج. ويوصى بالتخثير الطري الذي تُجعل فيه إلكترودات التخثير على تماس مباشر مع النسيج المراد تخثيره.
- *التخثير القسري (الشكل رقم (ب ٢٧,٧))* : ما يميز هذا النوع من التخثير هو حقيقة أن الأقواس الكهربائية يتم توليدها هنا بين إلكترود التخثير والنسيج بشكل مقصود، وذلك من أجل الحصول على تخثير أعمق من ذاك الذي يمكن الحصول عليه في التخثير الطري، خصوصاً عند استعمال إلكترودات أرفع وأصغر.
- *التخثير بالتبريق (الشكل رقم (ج ٢٧,٧))* : يتم في هذا النوع من التخثير توليد الأقواس الكهربائية بشكل متعمد بين إلكترود التبريق والنسيج بحيث أن تماساً مباشراً بين الإلكترود والنسيج يصبح غير ضروري. ويُستخدم التخثير بالتبريق من أجل التخثير السطحي وإيقاف النزف في الأوعية التي لا يمكن أن تصل إليها إلكترودات التخثير بشكل مباشر مثل تلك المخبأة في أخاديد العظام.




**الشكل رقم (٢٧,٧). (أ) تخثير طري. (ب) تخثير قسري. (ج) تخثير بالتبريق.**

تقدم الأجهزة ذات التحكم بالمعالج الصغري العديد من ميزات السلامة مثل نظام كشف الخطأ ونظام الإشارة إلى الخطأ ونظام تخزين الأخطاء. فإذا ما نشأ خطأ ما فإنه يتم إظهاره وعرضه آنياً ويمكن بسهولة تحديد سبب الخطأ. توفر هذه الأجهزة تنويعات من ميزات السلامة تساعد في تخفيض مخاطرات risks الجراحة على المريض والمستخدمين. تتضمن هذه الميزات مراقبة تيار التسرب منخفض التردد وتيار التسرب عالي التردد وخطأ الخرج والحد الزمني وأخطاء التشغيل ونظام سلامة الإلكترود الحيادي.

إن أجهزة الجراحة بالإنفاذ الحراري الحديثة قابلة للبرمجة وودية للمستخدم user-friendly. فمثلا يمكن برمجة الأوضاع القياسية متكررة الاستعمال من قبل الشركة الصانعة بسهولة قبل التسليم وفيما بعد يكن برمجة الأوضاع الخاصة حسب الطلب بسهولة وسرعة. بعض الأجهزة لديها نظام ذروة استطاعة يعطي ذروات استطاعة قصيرة جداً عند ابتداء الشراطة الجراحية الكهربائية من أجل بدء أقواس الشراطة.

بعد ذلك يمكن الحد من متوسط الاستطاعة إلى كمية صغيرة نسبياً، ما يؤدي إلى تحسين في الحماية ضد التخريب الحراري غير المقصود للنسيج. إن المراقبة المستمرة لمستويات التيار والجهد والقيام بضبط تلقائي تحت تحكم معالج صغري يهيئ لفعل شراطة ناعم على مدى العملية.

**(٢٧,٢,٢) تقنيات الجراحة الكهربائية Electrosurgery Techniques**

يستطيع التيار الكهربائي أن يسري فقط إذا كانت الدارة الكهربائية كاملة (مغلقة). وفي مصطلحات سريان التيار فإن هناك بشكل أساسي نوعين من التقنيات الجراحية الكهربائية: أحادية القطب وثنائية القطب.

**التقنية أحادية القطب:** يسري التيار في هذه التقنية من الإلكترود الفعال عبر المريض إلى الإلكترود الحيادي (صفيحة المريض) حيث يعود منها إلى المولّد. ويعتمد تأثير القطع (الشراطة) أو التخثير على مساحة التماس بين الإلكترود الفعال الأحادي والنسيج، وهي مساحة صغيرة بالمقارنة مع مساحة التماس بين صفيحة المريض وبشرة المريض.

**التقنية ثنائية القطب:** ويُستخدم فيها إلكترودان. يسري التيار في هذه الحالة عبر النسيج بين رأسي الإلكترودين ويعود إلى المولّد من دون المرور عبر المريض. إن الجراحة ثنائية القطب ليست فقط أكثر أماناً من الأحادية، ولكنها أيضاً أكثر دقة لأن التيار يسري بشكل موضعي في موقع محدد حيث يكون بالفعل مطلوباً لتوليد الحرارة. إضافة إلى ذلك فإن مخاطرة حرق غير متعمَّد للمريض عند صفيحة المريض منخفضة جداً. ولذلك فإن التقنية ثنائية القطب هي الطريقة المختارة حيثما كان ذلك ممكناً.

**(٢٧,٢,٣) الإلكترودات المستخدمة في الجراحة بالإنفاذ الحراري**

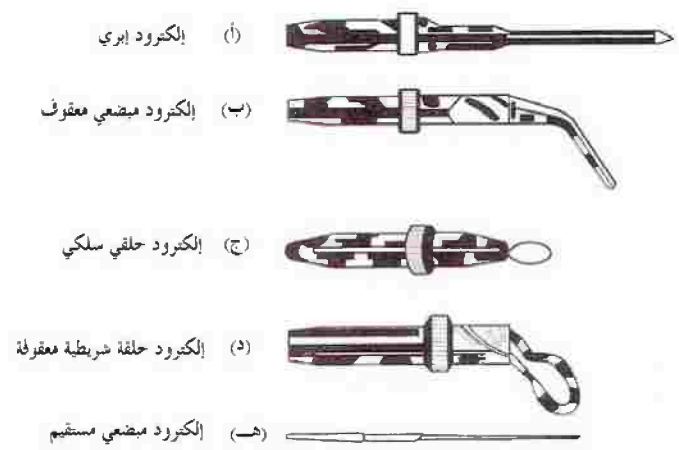
**Electrodes Used with Surgical Diathermy**

التقنية أحادية القطب[٣] هي المستخدمة في أغلب التطبيقات المتعلقة باستعمال الجراحة بالإنفاذ الحراري. يوصل الطرف ذو الكمون المرتفع لجهاز الإنفاذ الحراري إلى الإلكترود الشارط (القاطع) المثبت في قبضة معزولة.

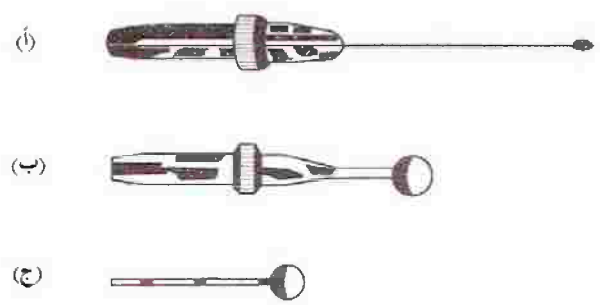
(٣) في النص الإنكليزي ذُكر bipolar أي التقنية ثنائية القطب، والشرح الذي يلي في النص يتحدث عن التقنية أحادية القطبية لذا جرى التنويه والتصحيح.

الإلكترود الشارط متاح بأشكال مختلفة (الشكل رقم ٢٧,٨) ، ويعتمد الاختيار من بينها على طبيعة التطبيق. تُستخدم الإلكترودات المبضعية lancet عادة من أجل تطبيقات الشراطة بينما تُفضَّل أنواع محددة من الإلكترودات الإبرية من أجل إزالة الشعر والتجفيف.

تُستخدم الإلكترودات الحلقية من أجل قص (أو فتح) قنوات واستئصال ناميات ... الخ. الإلكترودات الفعالة لأعراض التخثير هي من النوع الكروي (الشكل رقم ٢٧,٩) أو الصفيحي. يجب أن يكون الجراح في الجراحة الكهربائية قادراً على فصل ووصل تيار التردد العالي بنفسه. وهذا يمكن عمله بواسطة مفتاح رأس إصبع في قبضة الإلكترود أو بواسطة مفتاح قدم. وبالتالي فإن الإلكترودات تُستخدم إما مع قبضات بمفتاح رأس إصبع وإما مع قبضات من دون مفتاح رأس إصبع وهذه الأخيرة تُستخدم مع مفاتيح قدم.




**الشكل رقم (٢٧,٨). إلكترودات شراطة (قطع) تستخدم في أجهزة الإنفاذ الحراري: (أ) إلكترود إبري. (ب) إلكترود مبضعي معقوف. (ج) إلكترود حلقة سلكية. (د) إلكترود حلقة شريطية معقوفة. (هـ) إلكترود مبضعي مستقيم.**




**الشكل رقم (٢٧,٩).إلكترودات تخثير من أشكال وحجوم مختلفة.**

يوصل الطرف منخفض الكمون لأسلاك خرج التردد الراديوي إلى الإلكترود الحيادي أو التشتيتي. يتكون هذا الإلكترود من صفيحة من الرصاص بأبعاد ١٥ في ٢٠ سنتيمتر مغلفة في كيس قماشي ومنقوعة في محلول السالين الملحي وملفوفة على فخذ المريض. هناك ترتيب آخر بديل يستعمل صفيحة مرنة من الفولاذ الذي لا يصدأ غير مجعدة non-crumpling ومن دون أي غطاء. يتأمن التماس الجيد عن طريق طبقة رقيقة من العرق تنشأ بين الصفيحة وجسم المريض. غالباً ما يتم تطبيق كمية حرة من معجون ناقل (مثل معجون إلكترودات ال ECG) على الصفيحة. وهذا يعطي تماساً كهربائياً ممتازاً ويزيل الحاجة إلى الإبقاء على دثارة شاشية رطبة. إلا أن مشكلات قد تنشأ إذا لم يتم تنظيف المعجون من الصفيحة بعد الاستعمال حيث أنه قد يشكل طبقة عازلة صلبة.

هناك مقاربة بديلة أخرى تتمثل في استعمال صفائح ذات ربط سعوي لا يتم فيها عمل تماس مباشر بين معدن الإلكترود الحيادي وبشرة المريض. يتكون هذا الإلكترود من صفيحة كبيرة من المعدن موضوعة بين صفيحتين من النيوبرين Neoprene مما يشكل سعة مع جسم المريض. هذه السعة تسمح بمسار سهل لمرر تيارات الإنفاذ الحراري عالي التردد. إلا أنها مع ذلك تزيد من مشكلة نشوء خطر الحروق بتأمينها مسارات بديلة للتيار عند استخدام أجهزة أخرى بتوصيلة مريض مؤرضة.

تعرض كثير من الشركات الصانعة أقطاباً حيادية للاستعمال مرة واحدة، ويُزعم لهذه الإلكترودات ميزات عديدة بالمقارنة مع الصفائح المعدنية التقليدية. أحد أنواع هذه الإلكترودات يشبه إلكترود الاستعمال مرة واحدة المستخدم في تخطيط القلب مع اسفنج منقوع بالجل ومدعم برقاقة معدنية ومحاط بالفوم ومادة لاصقة حساسة للضغط.

ليس هناك اتفاق عام على المساحة الفعالة الآمنة للإلكترود الحيادي واللازمة لتيار الإنفاذ الحراري ليخرج من دون أن يسبب ارتفاعاً في درجة حرارة الجلد. يحمل دفتر تعليمات الاتحاد الوطني الأمريكي للحماية من الحريق (NFPA 1975) اقتراحاً بأنه ينبغي لمساحة الصفيحة أن تكون بمعدل ١ سنتيمتر مربع لكل ١,٥ وات استطاعة مطبقة، وهذا يعني مساحة قدرها ٢٦٧ سنتيمتر مربع من أجل وحدة باستطاعة ٤٠٠ وات. أما في بريطانيا فتدعو التوصيات إلى مساحة صفيحة قدرها ١٨٠ سنتيمتر مربع. الإلكترودات الحيادية المستخدمة حالياً تتراوح مساحتها ما بين ٥٠-٢٠٠ سنتيمتر مربع.

إن السبب الأكثر شيوعاً للأداء الخاطئ لوحدة جراحة كهربائية هو الموضعة الخاطئة للإلكترود الحيادي. يجب أن يوضع هذا الإلكترود على تماس ثابت مع جزء كثير اللحم من المريض وأن يكون أقرب ما يمكن إلى موقع العملية. إن تماساً سيئاً أو مسافة زائدة عن موقع العملية سيتسبب بضياع معتبر للطاقة المتاحة للعملية الجراحية الفعلية.

وبشكل عام تُجهَّز الأجهزة التي لها استطاعة خرج مقننة تزيد عن ٥٠ وات بدارة تقوم بقطع جهد التغذية لخرج الجهاز وتعطي إنذاراً صوتياً مسموعاً كلما حدث انقطاع في دارة الإلكترود الحيادي. يتم التوصل إلى ذلك بقياس الممانعة الكهربائية بين إلكترودات مختلفة والمريض. وإذا ارتفعت ممانعة التردد العالي فوق الحد المسموح به للممانعة الكهربائية فإن إنذاراً سيتم توليده ويتم فصل الخرج.

## (٢٧,٣) مفاهيم السلامة في وحدات الجراحة الكهربائية

**Safety Aspects in Electrosurgical Units**

تقع المخاطر المترافقة مع الجراحة الكهربائية في أربع فئات هي: الحروق، والتداخل الكهربائي مع عضلات القلب (رجفان بطيني)، وخطر الانفجارات التي تسببها شرارات، والتداخل الكهربائي مع نواظم خطى القلب وأجهزة إلكترونية طبية أخرى.

**الحروق:** الحروق هي الخطر المسيطر المترافق مع وحدات الجراحة الكهربائية. هذه الحروق تسببها كثافة تيار زائدة عند مستويات غير تلك التي من المقصود أن تكون عندها. وتحدث الحروق عادة عند إلكترود التشتيت بسبب الفشل في الوصول إلى تماس مناسب.

كما أن الأذى يمكن أن يحدث بسبب مسار للتيار غير مقصود قد ينشأ. وفي الحالة الأخيرة فإن الآفة تحدث عادة عند نقطة حيث المريض يلمس بشكل غير متعمد جسماً مؤرضاً وهذا التماس على مساحة صغيرة من البشرة.

تتواجد مخاطرة الحروق أيضاً بوجود الرطوبة على شكل تجمع محاليل أو دم أو سوائل أخرى حول الإلكترود الحيادي، ما يمكن أن ينشأ عنه مساحة صغيرة شديدة الناقلية. ويمكن تجنب الحروق الناشئة عن مناطق صغيرة ناقلة بين الأطراف بواسطة قطع قماشية جافة توضع بينها.

ينبغي عدم زيادة استطاعة الخرج لوحدة الجراحة الكهربائية أثناء الجراحة إذا لم يتم الحصول على الأثر الجراحي المرغوب فيه. إن ضبوطات استطاعة غير عادية تشير إلى أن هناك شيء ما خطأ وأنه يجب تحديد الخطأ. وبشكل خاص فإنه ينبغي التحقق من الإلكترود الحيادي وجميع الكبلات والموصلات بشكل شامل.

ومما يُنصح به هو أن يتم إجراء العمل الجراحي بأخفض ضبط ممكن للاستطاعة من أجل تقليل مخاطر الحروق. وإلى جانب ذلك فإنه ينبغي وضع الإلكترود الفعال بعيداً كفاية عن المريض عند عدم استعماله، وذلك من أجل تجنب تفعيله في حال ضُغط بشكل غير متعمد على مفتاح القدم.

**أخطار تيار التردد العالي:** الانصعاق الممكن للمريض من جهاز معيب مغذى من خط التغذية الكهربائية الرئيسي هو خطر جدي آخر يصاحب استخدام أجهزة الجراحة بالإنفاذ الحراري، وهذا يحدث عندما يكون طرف من الدارة الكهربائية موصولاً إلى الأرض. ومن أجل تأمين حماية ضد الانصعاق الكهربائي بتيار خط التغذية الكهربائية الرئيسي توضع عموماً سعة بين سلك الإلكترود الحيادي والأرض (تأريض تردد راديوي).

يلعب شكل (ترتيبة) الخرج دوراً هاماً في دارة تيار التردد العالي. هناك ثلاثة مقاربات هندسية:

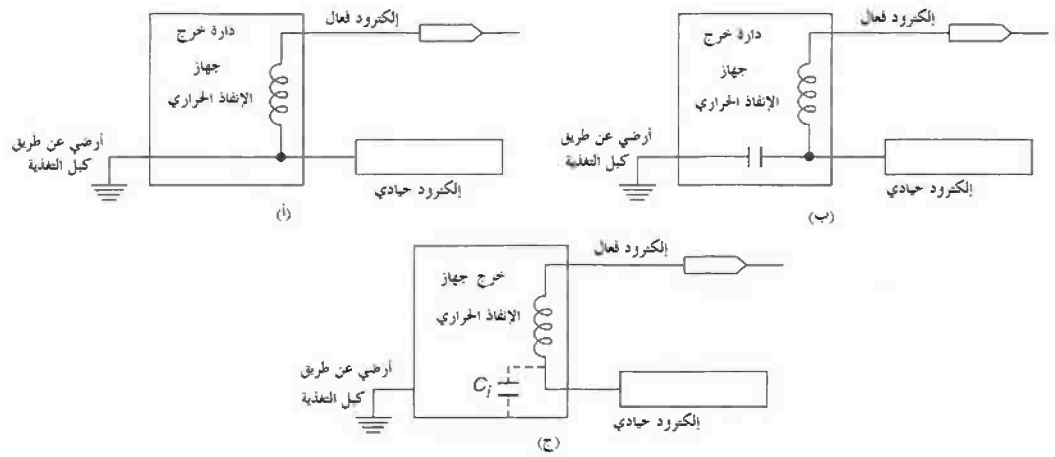
١- نظام الخرج المؤرض: وفيه يتم ربط الإلكترود الحيادي بشكل ناقل بأرضي الحماية كما في الشكل رقم (٢٧,١٠أ).

٢- النظام ذو المرجعية الأرضية: وفيه تُستخدم سعة لربط الإلكترود الحيادي بالأرض كما في الشكل رقم (ب ٢٧,١٠).

٣- النظام المعزول: وفيه يكون الإلكترود الحيادي عائماً بمعنى أنه ليس هناك ربط مقصود بالأرض كما يوضح الشكل رقم (ج ٢٧,١٠).

تكمن قيمة السعة في أنها في الوقت الذي تؤمن فيه ممانعة منخفضة لتيار الإنفاذ الحراري عالي التردد فإنها تشكل ممانعة أعلى لتيار التغذية الكهربائية. هذه المقاربة توفر حلاً جزئياً فقط لمشكلة معقدة.

تمتلك أجهزة الحالة الصلبة الحديثة في العادة دارات مريض معزولة بالنسبة للتردد الراديوي، وهذا يقتضي ضمناً من الناحية المثالية أن تيار التردد الراديوي يمكن أن يأخذ مساراً واحداً فقط هو من الإلكترود الفعال عبر المريض إلى الإلكترود الحيادي. وبما أنه لا يوجد توصيل بالأرض فليس هناك ميل لتيار التردد العالي في أن يأخذ أية مسارات أرضية قد تنشأ بشكل غير مقصود. إلا أنه، وبسبب أن المسارات التسربية للتيار الراديوي متأصلة في الجهاز والأسلاك، فإنه لا يمكن اعتبار أي جهاز معزولاً بالكامل. وبذلك فإن درجة تسرب تيار التردد الراديوي هي مقياس درجة العزل لأي جهاز. وكلما كان تيار التسرب أقل كلما كان العزل أفضل. ويمكن بالتكنولوجيا الحالية عموماً الوصول إلى أرقام لتيار التسرب للتردد الراديوي بحوالي ١٠٠ ميلي أمبير.




**الشكل رقم (٢٧,١٠). (أ) ترتيبة دارة خرج دارة الإلكترود الحيادي فيها موصولة مباشرة برضي خط التغذية. (ب) استخدام سعة في دارة الخرج تسمح لتيار التردد الراديوي بالسريان عبرها إلى الأرض من خلال جهاز الإنفاذ الحراري، إلا أ . ا توة . ف بشكل فعال مرور تياررات التردد المنخفض (٥٠) هرتز). (ج) ترتيبة دارة خرج معزول . ة بالن . سبة للت . رددات الراديوية. من الواضح أنه لا يوجد توصيل مباشر لدارة الإلكترود الحيادي مع الأرضي. ويع . ود تي . ار ت . سرب الترددات الراديوية إلى الس . عة التناثرية داخل الجهاز.**

ومن بين الأنواع الثلاثة لأنظمة خرج الجراحة الكهربائية (المؤرض وذو المرجعية الأرضية والمعزول) فإن الهيئة الدولية الكهروتقنية IEC(1978) تنصح بالنوعين الأخيرين فقط. ومن أجل التطبيقات الجراحية التي يكون فيها الرجفان البطيني غير ممكن الاستبعاد فإن وحدات الجراحة الكهربائية من النوع المعزول (نوع CF) هي التي ينبغي استعمالها لأنها تقدم الحماية الأفضل ضد الرجفان. أما الأنظمة ذات المرجعية الأرضية (نوع BF) فيُنصح بها من أجل التطبيقات الأكثر عمومية.

إن الجهود الكهربائية لمحول الطاقة في جهاز جراحة الإنفاذ الحراري مرتفعة بما يكفي لتسبب أذى جدياً. ولذلك فإنه يُنصح عند التحقق من الجهود اتخاذ الحيطة المناسبة. كما ينبغي اتخاذ الحيطة والحذر لتجنب تخرب أجهزة الاختبار الذي تسببه الجهود والتيارات المرتفعة.

**أخطار الانفجار:** يمكن أن ينشأ في غرف العمليات مناطق خطر من خلال استعمال مواد تنظيف كالإيثير والكحول وعن طريق استخدام غازات أو خلائط تخدير مع الأكسجين قابلة للانفجار. إن الشرارات المترافقة مع استخدام الإنفاذ الحراري الجراحي يمكن أن تسبب انفجاراً خطيراً إذا لم يتم اتخاذ الاحتياطات المناسبة.

إن استعمال غازات تخدير غير قابلة للانفجار مثل أكسيد النتروز والفلوثين والهالوثين هو مما يُنصح به لمنع الشرارات المولَّدة أثناء الجراحة الكهربائية من أن تتسبب بانفجار. وإذا ما استعملت غازات قابلة للاشتعال فإنه من المهم وضع وحدة الجراحة الكهربائية خارج المنطقة التي تُستخدم فيها غازات التخدير. إضافة إلى ذلك فإن المفاتيح القدمية لوحدة الجراحة الكهربائية ينبغي أن تكون دائماً ضد الانفجار.

بعض أجهزة الإنفاذ الحراري مجهَّزة بأجهزة أوتوماتيكية ضد الانفجار تجعل الشرارات التي تحدث عند الإلكترودات الفعالة غير ذات ضرر. عندما يتم تفعيل المفتاح القدمي أو تشغيل مفتاح رأس الإصبع في قبضة الإلكترود فإن الجهاز يتسبب بدفق من النتروجين (الآزوت) ينبثق من قبضة الإلكترود ليشكل سحابة واقية حول إلكترود الشراطة والتخثير وذلك قبل وصل (تشغيل) مولد التردد العالي.

وبالتالي فإن الخلائط الغازية القابلة للانفجار في الجوار المباشر للإلكترود لا يمكن أن تُشعَل. هناك تحكم تلقائي داخل الجهاز يضمن أن لا يتم وصل أو تشغيل مولد تيار التردد العالي إلا بعد أن يكون الإلكترود الفعال قد أحيط بالغاز الواقي. ويتم التوصل إلى ذلك باستخدام ثرمستور مسخَّن كهربائياً داخل القبضة التي يتم تبريدها بشكل كاف عن طريق جريان الغاز الواقي. وهذا يضمن أن دفقاً كافياً من الغاز ينبثق من القبضة.

## (٢٧,٤) أجهزة تحليل الجراحة بالإنفاذ الحراري

### Surgical Diathermy Analyzers

إن التحقق من استطاعة الخرج لوحدة جراحة كهربائية مهم من أجل ضمان الفعالية المستمرة للجهاز وتعزيز الثبات في قيم ضبط متحكمات مستوى الخرج. وهذا يمكن عمله بمساعدة حمل يتألف من مقاومات غير تحريضية ومقياس تيار مناسب لترددات وشكل الموجة المقيسة.

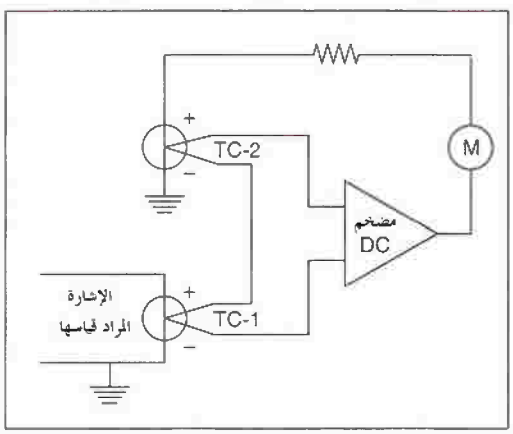
إن باستطاعة أجهزة الجراحة الكهربائية الحالية أن تعطي استطاعة تصل حتى ٥٠٠ وات عند ترددات خرج أساسية تمتد من ٣٠٠ كيلو هرتز إلى ٣ ميغا هرتز. هناك في بعض الوحدات مكونات هارمونية (توافقية) هامة وراء ٥ ميغا هرتز (واغنر و فيليبس، ١٩٨٠م Wagner and Philips). وحتى عند هذه الترددات المنخفضة نسبياً فإن قياسات دقيقة لاستطاعة الخرج تتطلب أن يُعطى اعتبار مناسب للطبيعة عالية التردد لأشكال موجة الخرج.

يوضح الشكل رقم (٢٧,١١) مبدأ عمل جهاز تحليل الجراحة الكهربائية. من المعروف أن القيمة الفعالة (قيمة متوسط جذر التربيعات (rms)) لتيار متغير متكرر تُعطى بالعلاقة:

$$I = \left[ \frac{1}{T} \int_0^T [i(t)]^2 . dt \right]^{1/2}$$

حيث I هي القيمة الفعالة (rms) للتيار و T دور التيار و i(t) التيار كتابع للزمن.

فإذا كان التيار المتغير المتكرر موجة جيبية فإنه يمكن توضيح أن العلاقة بين القيمة المتوسطة لنصف الموجة والقيمة الفعالة هي (١,١)، ويمكن تحديد القيمة الفعالة بقياس القيمة المتوسطة لتيار نصف الموجة وضربها بـ (١,١).




**الشكل رقم (٢٧,١١). مبدأ عمل جهاز تحليل الإنفاذ الحراري.**

يُستخدم لقياس استطاعة الخرج محول حراري مكوّن من عنصر مسخِّن ومزدوجة حرارية وغلاف زجاجي مفرَّغ. تتغير درجة حرارة العنصر المسخِّن كتابع للقيمة الفعالة للتيار المار فيه. أما المزدوجة الحرارية فهي معزولة

كهربائياً عن، ولكنها مربوطة حرارياً مع منتصف العنصر المسخِّن. تنتج المزدوجة الحرارية جهداً كهربائياً تابعاً لدرجة حرارة العنصر المسخِّن. أما الغلاف الزجاجي المفرَّغ فيمنع الضياع الحراري بالحَمل ويزيد من حساسية المحول الحراري.

يتناسب خرج المحول الحراري طرداً مع مربع الجهد الكهربائي المطبق. وعندما يُطبَّق هذا الخرج مباشرة على مقياس فسينشأ تدريج scale غير خطي. من المحتمل أيضاً أن تتغير القراءات مع درجة حرارة المحيط. ويمكن التغلب على هذه المشكلة بسهولة باستخدام محولين حراريين أحدهما يُسخَّن بالإشارة المراد قياسها والثاني بإشارة تيار مستمر. يُربَط خرج المزدوجتين الحراريتين على التسلسل بشكل متضاد، ويتم تلقيم هذه الإشارة المجمَّعة إلى مضخم تيار مستمر عالي الربح. كما يُغذى خرج المضخم رجوعاً ويسوق المسخِّن في المحول الحراري الثاني.

إن عمل النظام يكمن في تطبيق الإشارة المراد قياسها على مسخِّن المحول الحراري الأول، وهذا يرفع درجة حرارة المسخِّن ويتم توليد جهد كهربائي مستمر في المزدوجة الحرارية. يتم تضخيم هذا الجهد بواسطة المضخم مما يتسبب في سريان تيار في مسخِّن المحول الحراري الثاني الذي بدوره يرفع درجة حرارة المسخِّن والمزدوجة الحرارية. الجهد الذي يتم توليده في المزدوجة الحرارية الثانية يتم طرحه من جهد المزدوجة الحرارية الأولى وبالتالي يخفض الجهد المطبق على المضخم. وتستمر هذه العملية حتى يصبح المسخِّنان عند نفس درجة الحرارة تقريباً وتولد المزدوجتان الحراريتان نفس الجهد تقريباً وبذلك يتوازن النظام.

ولما كان المحولان الحراريان زوجاً ملاءَماً وعند نفس درجة الحرارة فإن كلا المسخِّنين يجب أن يكون لهما نفس القيم الفعالة للتيارات السارية عبرهما. إن التيار المستمر المار عبر المحول الثاني تيار مستمر يمكن قياسه بسهولة. وبذلك يكون أيضاً قد تم قياس القيمة الفعالة (rms) للإشارة المطبقة على المحول الحراري الأول.