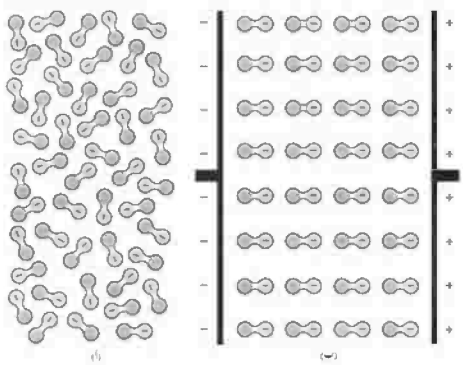
الفصل التاسع والعشرون

تجهيزات المعالجة الفيزيائية و المعالجة الكهربائية
PHYSIOTHERAPY AND ELECTROTHERAPY EQUIPMENT

(٢٩,١) المعالجة بالتسخين بالتردد العالي
High Frequency Heat Therapy

إن التنبيه الفيزيائي المُستخدم عموماً في ممارسة المعالجة الفيزيائية هو على شكل تسخين إما بواسطة إشعاع تسخين بسيط أو بواسطة تطبيق طاقة تردد عالي يتم الحصول عليها من مولدات خاصة. إن استخدام طاقة التردد العالي في المعالجة بالحرارة له ميزة اختراق كبيرة عندما تُقارن مع تطبيق الحرارة "البسيط". وهكذا يمكن بواسطة طاقة التردد العالي تزويد أنسجة واقعة بالعمق مثل العضلات والعظام والأعضاء الداخلية ... الخ بالحرارة.

إن المعالجة بالتسخين بالتردد العالي مبنية على الحقيقة بأن الجزيئات ثنائية الأقطاب للجسم تكون موضوعة عادةً بشكل عشوائي. تدور هذه الجزيئات تحت تأثير حقل كهربائي ما حسب قطبية شحنتها باتجاه خطوط الحقل (الشكل رقم ٢٩,١).



الشكل رقم (٢٩,١). مبدأ وحدات المعالجة بالتسخين بالتردد العالي. (أ) إن الجزيئات ثنائية الأقطاب للجسم تكون في البداية مرتبة بـ. شكل عشوائي تماماً. (ب) تحت تأثير حقل كهربائي ما، تدور هذه الجزيئات حسب قطبية شحنتها في اتجاه خطوط الحقل.

عندئذ توجّه النهاية المشحونة إيجابياً نفسها إلى القطب السالب والنهاية المشحونة سلبياً إلى القطب الموجب. ونظراً لتناوب قطبية الحقل الكهربائي فإنه ينتج أثراً حرارياً ميكروياً من إعادة الاصطفاف المستمر للجزيئات. يتم الحصول على طاقة التردد العالي من أجل التسخين بواسطة طرق متعددة. يمكن أن يكون ذلك من وحدة المعالجة بالأمواج القصيرة التي تستخدم إما طريقة الحقل المكثف أو طريقة الحقل المحرض. وتُستخدم أيضاً الأمواج الميكروية والأمواج فوق الصوتية لأغراض التسخين في حالات خاصة.

(٢٩,٢) الإنفاذ الحراري بالأمواج القصيرة
Short-Wave Diathermy

إن مصطلح "الإنفاذ الحراري" يعني "من خلال التسخين" أو إنتاج تسخين عميق مباشرةً في أنسجة الجسم. غالباً ما تنتج مصادر التسخين المطبقة خارجياً مثل المناشف الحارة واللمبات تحت الحمراء ووسائد التسخين الكهربائية عدم راحة وحروقاً جلدية قبل نفاذ حرارة كافية إلى الأنسجة الأعمق بفترة طويلة. ولكن مع تقنية الإنفاذ الحراري يصبح جسد الشخص جزءً من الدارة الكهربائية ويتم إنتاج الحرارة ضمن الجسم ولا يتم نقلها من خلال الجلد (Yang and Wang, 1979).

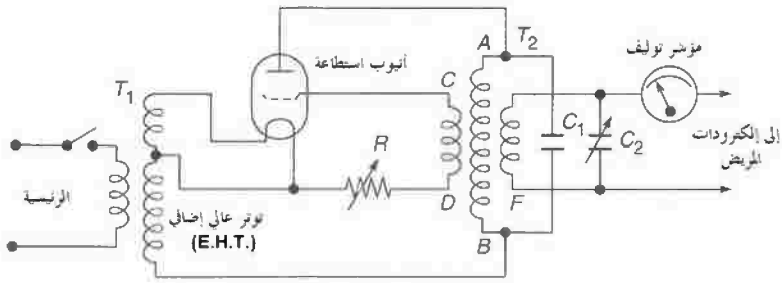
الميزة الأخرى للإنفاذ الحراري هي أنه يمكن التحكم بالمعالجة بدقة. ويسمح التوضع الدقيق للإلكترودات بتركيز الحرارة على المنطقة التي يجب معالجتها. يمكن أن يتم ضبط كمية الحرارة بإحكام بواسطة بارامترات الدارة. يتم القيام بتسخين الأنسجة بواسطة تيار متناوب ذو تردد عالي يملك بشكل عام تردد مقداره ٢٧,١٢ ميغا هرتز وطول موجة يساوي ١١ متراً. لا تقوم التيارات التي تملك مثل هذه الترددات العالية بتنبيه الأعصاب الحركية أو الحسية ولا تنتج أي تقلص عضلي. وهكذا عندما يتم تمرير مثل هذا التيار من خلال الجسم فإنه لا يتم التسبب بعدم الراحة للشخص. من المحتمل أن يمر التيار المتناوب من خلال تيارات الأنسجة بشدة أكبر بكثير لإنتاج تسخين مباشر في الأنسجة بشكل مشابه لأي موصِّل كهربائي آخر.

تتألف الطريقة من تطبيق خرج مذبذب ذي تردد راديوي (RF) على زوج من الإلكترودات يتم وضعها على الجسم فوق المنطقة المراد معالجتها. تسخن طاقة الـ RF الأنسجة وتعزز شفاء الأنسجة المتأذية والالتهابات.

وصف الدارة: تتألف آلة الإنفاذ الحراري بالأمواج القصيرة من دارتين رئيسيتين: دارة تذبذب تنتج تياراً بتردد عالي ودارة مريض موصولة إلى دارة التذبذب ومن خلالها يتم نقل الطاقة الكهربائية إلى المريض.

استخدمت الموديلات الأولية لآلات الإنفاذ الحراري مذبذبات طاقة بنهاية وحيدة أو من النوع دفع- سحب تعمل من وحدات تغذية بالطاقة غير مُرشَّحة أو مُرشَّحة جزئياً. وقد استخدمت هذه الآلات عادة دارة صمام ما، ويبين الشكل رقم (٢٩,٢) مثالاً نموذجياً منها. إن المحول T_1، الذي يمكن تزويد ملفه الأولي بالطاقة من التغذية

الرئيسية ، هو محول رافع لتأمين توتر عالي إضافي (EHT) من أجل مصعد الصمام الثلاثي. يمكن أن يؤمن ملف ثاني تيار تسخين لمهبط الصمام الثلاثي. يتم تشكيل دارة الخزان (الرنين) بواسطة الوشيعة AB على التوازي مع المكثف C_1. ويتم توليد التغذية العكسية الموجبة بواسطة وشيعة CD. يوجد ملف آخر EF و مكثف متغير C_2 يشكلان دارة مرنان المريض بسبب ترابطه مع وشيعة المذبذب AB.



الشكل رقم (٢٩,٢). مخطط دارة مبسط لوحدة إنفاذ حراري بالأمواج القصيرة.

إن تغذية المصعد لمثل هذه الدارة هي بحدود ٤٠٠٠ فولت. يحدث التوصيل في الصمام الثلاثي أثناء نصف الدورة الموجب ويتم توليد التردد العالي فقط إثناء هذه الفترة. يتم عادة تقويم جهد التغذية مرة أخرى قبل تزويده إلى المصعد لصمام المذبذب. في حالة كهذه تكون الذبذبات الناتجة مستمرة وبالتالي تتوفر طاقة أكبر. يتم وضع مقياس تيار على التسلسل مع الدارة بقصد التأكد من أن دارة المذبذب ودارة مرنان المريض متناغمتين مع بعضهما البعض. يتم ضبط المكثف المتغير C_2 للحصول على قراءة أعظمية على المقياس ، وتتأرجح الإبرة عائدة إلى أحد جانبي موضع التوليف. إن الطاقة الأعظمية المُزوَّدة بواسطة هذه الآلات هي ٥٠٠ واط.

يتم عادة دمج تأخير حراري في تغذية المصعد يمنع مرور التيار خلال هذه الدارة حتى يصل فتيل الصمام إلى درجة حرارة كافية. يتم بعدئذ إغلاق دارة المريض تليها زيادة ثابتة في التيار من خلال المريض. يتم دمج مرشح رئيسي في الدارة الأولية لُيخَمِّد التداخل الناتج عن وحدة الإنفاذ الحراري نفسها.

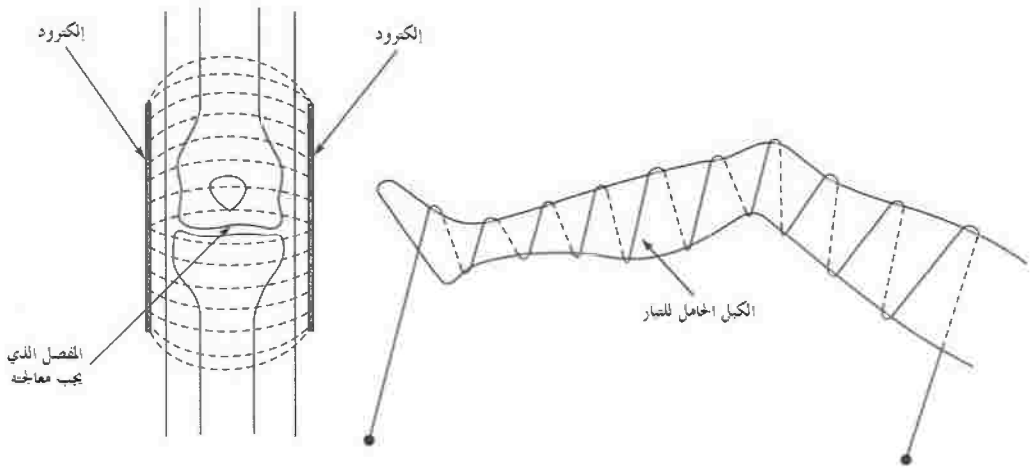
توجد طرق متعددة لضبط شدة التيار المُغذى من آلة الإنفاذ الحراري بالأمواج القصيرة إلى المريض. يمكن القيام بذلك من خلال إما (١) التحكم بجهد المصعد أو (٢) التحكم بتيار تسخين الفتيل أو (٣) ضبط انحياز الشبكة (grid) بواسطة تغيير مقاومة تسريب الشبكة R_1 أو (٤) ضبط موقع وشيعة المرنان بالنسبة إلى وشيعة المذبذب. من ناحية ثانية فإن الطريقة الأفضل للضبط النهائي للتيار هي بواسطة ضبط انحياز الشبكة ، من خلال وضع مقاومة متغيرة مثل مقاومة تسريب الشبكة.

التوليف الآلي في آلات الإنفاذ الحراري بالأمواج القصيرة: إن أية وحدة معالجة بالأمواج القصيرة سوف تعطي الطاقة المرغوبة إلى المريض فقط إذا وطالما كانت الوحدة مولَفَّة بشكل دقيق على القيم الكهربائية للهدف (جزء من الجسم). بناءً على ذلك يجب أن يتم تنفيذ التوليف بدقة عند بداية المعالجة وأن يُراقب بشكل مستمر أثناء المعالجة. يوجد احتمال أن يتأثر التوليف بسبب حركات المريض غير الإرادية الغير قابلة للتجنب والهبوط الناتج في الجرعة.

بهدف التغلب على مشكلة القيام بعمليات التوليف أثناء سير المعالجة يتم تهيئة دارة إضافية في الآلة. يحول تيار الـ RF في دارة المريض السعة إلى جهد تكون قطبيته ومقداره مقياساً لعدم التوليف في دارة المريض. وفقاً لذلك يحرك هذا الجهد محرك سيرفو ضابطاً مكثف التوليف بحيث تتم إعادة الرنين. يبين الشكل رقم (٢٩,٣) آلة إنفاذ حراري ذات توليف آلي قيد الاستخدام.

الشكل رقم (٢٩,٣). وحدة معالجة بالأمواج القصيرة مع توليف آلي قيد الاستخدام. عن (Courtesy: Siemens).

تقنية تطبيق المعالجة بالأمواج القصيرة: يتأثر شكل تسخين النسيج إلى درجة كبيرة بطريقة تزويد الإنفاذ الحراري بالأمواج القصيرة. يشتمل الشكلان الأكثر شيوعاً للتطبيق على طريقة صفيحة المكثف والطريقة التحريضية (الشكل رقم ٢٩,٤).



الشكل رقم (٢٩,٤). طريقة تطبيق الإلكترودات في معالجة بالإنفاذ الحراري بالأمواج القصيرة. (أ) طريقة المكثف. (ب) طريقة تحريضية.

يتم في طريقة صفيحة المكثف وصل الخرج لآلة الإنفاذ الحراري بالأمواج القصيرة إلى إلكترودات معدنية متوضعة على الجسم فوق المنطقة التي تتم معالجتها. تُدعى هذه الإلكترودات "بالوسائد" 'PADS' في مصطلحات الإنفاذ الحراري. ولا تأتي هذه الوسائد أو الإلكترودات على اتصال مباشرة مع الجلد. يتم عادة وضع طبقات من المناشف بين المعدن وسطح الجسم.

تُوضع هذه الوسائد بحيث يكون جزء الجسم الذي يجب معالجته محصوراً بينهما. يُدعى هذا الترتيب "بطريقة المكثف" الشكل رقم (٢٩,٤ أ) حيث تعمل الوسائد المعدنية كصفيحتين بينما تعمل أنسجة الجسم بين الوسائد مثل "العازل الكهربائي" للمكثف. عندما يتم تطبيق خرج التردد الراديوي على الوسائد، تظهر ضياعات العازلية الكهربائية للمكثف كحرارة في الأنسجة المتداخلة. يمكن أن تكون ضياعات العازلية الكهربائية بسبب اهتزاز الأيونات ودوران ثنائيات الأقطاب في سوائل الأنسجة (الكهروليتات) والاضطراب الجزيئي في الأنسجة التي تكون بشكل فعلي عوازلاً مثل الدهون. يبين الشكل رقم (٢٩,٤ أ) استخدام إلكترودات مكثف بفراغ هوائي للمعالجة بالإنفاذ الحراري بالأمواج القصيرة.

بديلاً عن ذلك من الممكن أن يُوصل خرج آلة الإنفاذ الحراري إلى كبل مرن عوضاً عن الوسائد. يُلف هذا الكبل حول الذراع الشكل رقم (٢٩,٤ ب) أو الركبة أو أي جزء آخر من جسم المريض حيث تكون الإلكترودات الصفائحية غير ملائمة للاستخدام. عند تمرير تيار RF خلال كبل كهذا فإنه يتم إنتاج حقل كهروستاتيكي بين نهايتيه وحقل مغناطيسي حول محوره. ينتج التسخين العميق في النسيج من الفعل الكهروستاتيكي في حين يتم الحصول على التسخين للأنسجة السطحية بواسطة تيارات إعصارية يتم إنتاجها بواسطة التأثير المغناطيسي. تُعرف هذه التقنية "بالتسخين التحريضي".

على الرغم من أن معظم آلات الإنفاذ الحراري بالأمواج القصيرة تملك تحكماً بطاقة الخرج، فإنه حتى الآن لا توجد دلالة على كمية الحرارة المُحوَّلة أو المُمتصَّة ضمن أنسجة الجسم. بناءً على ذلك تعتمد شدة المعالجة على الإحساس الذاتي بالدفء الذي يشعر به المريض.

(٢٩,٢,١) المعالجة بالإنفاذ النبضي (ديابلس) Diapulse Therapy

إن المحدد الصارم لآلات الإنفاذ الحراري هو أنها توجِّه أمواج راديوية مستمرة بتردد عالي، وإذا تم تغذية خرج عالي إلى حد كاف من الطاقة حتى ولو لوقت قصير فإنها يمكن أن تسبب الحروق. وكنتيجة لذلك يجب أن يتم تخفيض الاستطاعة إلى الحدود المسموح بها. كذلك يملك التسخين الناتج عن الإنفاذ الحراري عدة دلالات متعاكسة ومحددات لأن الحرارة تحد من كمية الطاقة التي يمكن استخدامها. تم التوصل إلى زيادة في خرج الطاقة مع تجنب خطر الحرارة في آلة تُدعى "الإنفاذ النبضي (ديابلس)".

يعمل جهاز الديابلس عند ٢٧,١٢ ميغا هرتز أيضاً وهو التردد لآلة الإنفاذ الحراري بالأمواج القصيرة. من ناحية ثانية يتم تزويد الطاقة على شكل نبضات مقدارها ٦٥ مايكرو ثانية مع فاصل بين النبضات يساوي عند الإعداد الأعظمي ١٦٠٠ مايكرو ثانية. إن معدل النبض قابل للضبط على خطوات من ٨٠ إلى ٦٠٠ نبضة في الثانية. حتى عند هذا الإعداد، فإن الطاقة المُزوَّدة ليست أكثر من ٤ ٪ من الزمن الكلي الذي تكون فيه الآلة في العمل. يمكن إن تتغير قمة الاستطاعة اللحظية من ٢٩٣ إلى ٩٧٥ واط. إن تأثير أدوار الراحة هو تخفيض الخرج إلى المتوسط الأعظمي الذي يساوي ٣٨ واط فقط.

إن النتيجة هي معالجة كهربائية متقطعة غير حرارية نسبياً. لذلك وعلى الرغم من نبضات الطاقة العالية فإنه يتم تبديد الحرارة أثناء دور الراحة وكنتيجة لذلك لا يوجد خطراً لحروق أو مضاعفات الحرارة الزائدة Hyperthermic. يعتمد عمق الاختراق على طاقة القمة المُزوَّدة القابلة للضبط في الآلة. يتم تأمين ضبط التوليف للحصول على فعالية أعظمية عند كل عملية ضبط للاستطاعة.

إن التأثيرات الفيزيولوجية للديابلس غير مفهومة تماماً. تصبح الخلايا في المختبر مرصوفة ضمن حقل الديابلس كما تتبع برادة الحديد خطوط القوة حول مغناطيس ما، ويبدو أن التأثيرات المَوَجِّهة للأمواج الإلكترومغناطيسية مهمة. ربما تكون الإمكانية المثيرة أكثر بالأمواج الإلكترومغناطيسية النبضية هي أنها من الممكن أن تحسِّن المعدل الذي يتم عنده إعادة توليد الأعصاب المحيطية وخصوصاً الألياف ذات القطر الأصغر.

(٢٩,٣) الإنفاذ الحراري بالأمواج الميكروية
Microwave Diathermy

يتألف الإنفاذ الحراري بالأمواج الميكروية من تشعيع أنسجة جسم المريض بأمواج لاسلكية قصيرة جداً يقع ترددها في منطقة الموجة الميكروية. إن الأمواج الميكروية هي شكل من الإشعاع الكهرومغناطيسي بمجال ترددي من ٣٠٠-٣٠٠٠٠ ميغا هرتز وأطوال أمواج متغيرة من ١٠ ميليمتر إلى ١ متر. تقع الأمواج الميكروية في الطيف

الإلكترومغناطيسي بين الأمواج القصيرة و الأمواج تحت الحمراء. إن تردد الموجة الميكروية المُستخدم عموماً بكثرة للتسخين العلاجي هو التردد ٢٤٥٠ ميغا هرتز المتطابق مع طول موجة يساوي ١٢,٢٥ سنتمتر. يتم إنتاج أثر التسخين بواسطة امتصاص الأمواج الميكروية في منطقة الجسم تحت المعالجة.

يؤمن الإنفاذ الحراري بالأمواج الميكروية أحد أكثر المصادر الثمينة للحرارة العلاجية المتوفرة للأطباء. من ناحية ثانية، وفي حالات متعددة، وبرغم أن التأثيرات العلاجية للإنفاذ بالأمواج الميكروية مشابهة للإنفاذ الحراري بالأمواج القصيرة، بل وفي أمور أخرى، فإنه يتم الحصول على نتائج أفضل باستخدام الأمواج الميكروية.

إن تقنية تطبيق الإنفاذ الحراري بالأمواج الميكروية بسيطة جداً. بشكل مختلف عن الإنفاذ الحراري بالأمواج القصيرة حيث يتم استخدام الوسائد لتقديم المريض كجزء من الدارة فإنه يتم إرسال الأمواج الميكروية من باعث وتوجيهها باتجاه جزء الجسم الذي يجب معالجته. وبالتالي لا توجد ضرورة للتوليف من أجل المعالجات الفردية. تمر هذه الأمواج خلال فراغ الهواء المتداخل ويتم امتصاصها بواسطة سطح الجسم مُنتجةً أثر التسخين.

إنتاج الأمواج الميكروية: يتم إنتاج الأمواج الميكروية بواسطة تيارات عالية التردد و يكون لها نفس تردد التيارات التي تنتجها. لا يمكن إنتاج مثل هذه التيارات بواسطة مذبذبات تستخدم صمامات الأنابيب المُفرغة من الهواء الاعتيادية أو أجهزة الحالة الصلبة. ويتم استخدام نموذج خاص لجهاز يُدعى "الماغنترون" لإنتاج تيارات عالية التردد بطاقة عالية.

يتألف الماغنترون من مهبط أسطواني مُحاط بواسطة بنية مصعد تحتوي على فتحات تجاويف في منطقة المصعد- المهبط من خلال شقوق. يتم استجرار طاقة الخرج من نظام المرنان من خلال حلقة ترابط مُوجَّهة قسرياً باتجاه أحد التجاويف. إن الطاقة المُلتقطة من حلقة الترابط يتم إخراجها من الماغنترون إلى الموصل المركزي لأنبوب خرج ذو كبل محوري من خلال مانعة تسرب زجاجية إلى الموجِّه. يتألف المَوجِّه من عنصر مشع ذي هوائي ومن عاكس يوجه الطاقة للتطبيق على المريض. يتم تحويل التيار الكهربائي إلى إشعاع الكترومغناطيسي بالمرور خلال الهوائي. يركز العاكس بعدئذ هذه الطاقة الإلكترومغناطيسية ويرسلها إلى الأنسجة حيث يتم فيما بعد امتصاصها أو انعكاسها أو انكسارها حسب المواصفات الكهربائية للأنسجة. يتم اختراق الأنسجة ذات المحتوى المائي المنخفض (هذا يعني تحت الجلد) إلى عمق أكبر و لكن يتم امتصاص القليل، بينما تمتص الأنسجة ذات المحتوى المائي العالي (هذا يعني العضلة) طاقة إلكترومغناطيسية أكثر ولكنها تسمح باختراق القليل.

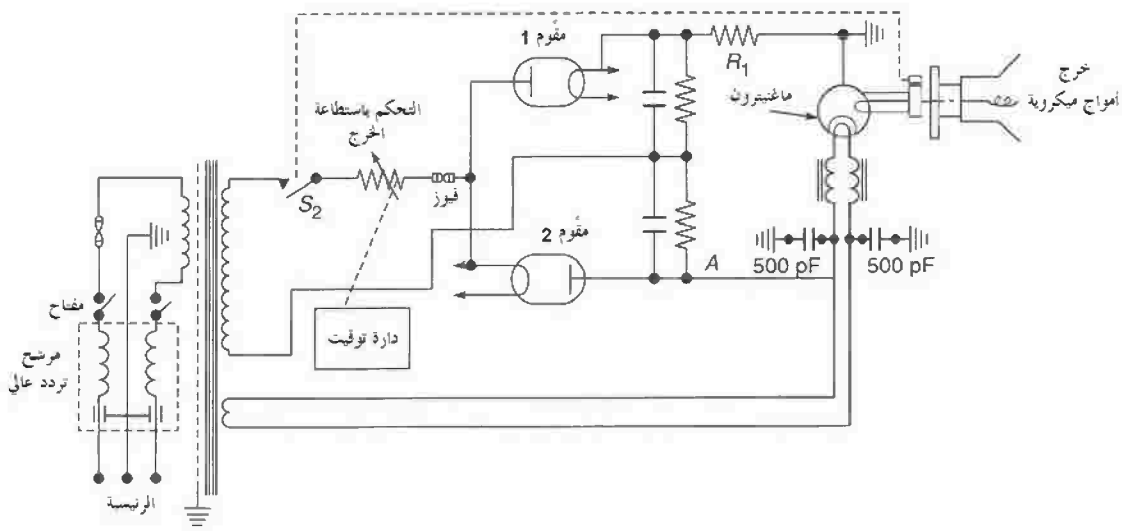
تعتمد طاقة خرج الماغنترون على جهد المصعد والحقل المغناطيسي ومقدار وطور ممانعة الحمل التي يتم توجيه طاقة خرج الماغنترون إليها. لذلك يكون الكبل المُستخدم لحمل الطاقة من الماغنترون إلى الموجِّه دائماً ذو طول محدد من أجل تردد خاص. ويتم أيضاً تحويل جزء من الطاقة المُغذاة إلى الماغنترون إلى حرارة في المصعد بسبب اصطدام الإلكترونات بالمصعد وهكذا تكون طاقة الخرج أقل بكثير من طاقة الدخل. إن فعالية الماغنترون عادةً هي من ٤٠ إلى ٦٠ ٪. يجب أن تُنقل الحرارة الناتجة عند المصعد ويتم ذلك عادة باستخدام الماء أو الهواء كوسيلة تبريد.

المخطط التوضيحي لوحدة إنفاذ حراري بالأمواج الميكروية: يبين الشكل رقم (٢٩,٥) الأجزاء الأساسية لوحدة إنفاذ حراري بالأمواج الميكروية. يتم تطبيق جهد التغذية الرئيسي إلى مرشح كبت تداخل. يساعد هذا المرشح على عبور التقاط التردد العالي المتولد من خلال الماغنترون. ويتم وصل محرك مروحة مباشرةً إلى التغذية الرئيسية. وتُستخدم المروحة لتبريد الماغنترون.

دارة التأخير: من الضروري إحماء الماغنترون من ٣ إلى ٤ دقائق قبل أن يمكن استجرار الطاقة منه. يتم دمج دارة تأخير في الجهاز توصل التغذية إلى الماغنترون فقط بعد انقضاء هذا الزمن. إن تنظيم ذلك يكون بحيث تضيء لمبة بعد ٤ دقائق مشيرةً إلى أن الجهاز جاهز للاستعمال.

دارة الماغنترون: يتم الحصول على جهد تسخين فتيل الماغنترون مباشرةً من ملف ثانوي منفصل بالمحول. تحتوي دارة مهبط الفتيل على مرشحات كبت تداخل. يمكن أن تكون تغذية مصعد الماغنترون إما بالتيار المستمر (DC) وإما بالتيار المتناوب (AC). يتم الحصول على جهد الـ DC بواسطة مقوم موجة كاملة تليه دارة مضاعف جهد. يتم وصل مقاومة متغيرة ذات استطاعة عالية على التسلسل تتحكم بالتيار المُطبق على مصعد الماغنترون.

عند استخدام الـ AC يتم تطبيق الجهد على مصعد الماغنترون من خلال ثيراترون موصول على التسلسل بحيث تكون جهود الـ AC لكلا الأنبوبين متساوية في الطور. يمكن تحديد كمية التيار خلال الماغنترون وبالتالي يمكن تغيير طاقة الخرج بواسطة إزاحة الطور لجهد شبكة التحكم بالنسبة إلى جهد المصعد. يمكن تحقيق إزاحة الطور باستخدام شبكة مقاومات و مكثفات.



الشكل رقم (٢٩,٥). مخطط دارة مبسط لآلة إنفاذ حراري بالأمواج الميكروية.

دارات السلامة : توجد احتمالات أن يتضرر الماغنترون بسبب الجريان الزائد للتيار. ولذلك تتم حمايته من خلال إدخال فاصمة ذات فيوز ٥٠٠ ميلي أمبير في دارة تغذية المصعد للماغنترون. يتم ضمان حماية المريض والمُشع معاً بواسطة الاختيار الآلي لمجال التحكم اعتماداً على نوع المُشع المُستخدم.

يستوجب التداخل الكبير الناتج بواسطة الجهاز استخدام وشائع ذات تحريض ذاتي كبير في تغذية الملف الأولي. ونظراً لأنه من المحتمل أن تصبح الأجزاء المركزية مُشبعة مع الأخذ بعين الاعتبار الأبعاد الصغيرة فإنه يتم تقسيم الوشائع وتهيئتها بطريقة لا تحدث فيها المغنطة.

يمكن أن تسبب الجرعة الزائدة حروق جلدية وفي جميع الحالات فإن الإحساس الذي يعانيه المريض هو الدليل الأولي للتطبيق. ينبغي أن يكون الجلد جاف لأن امتصاص هذه الأمواج يتم بسرعة بواسطة الماء. تتراوح مدة الإشعاع بشكل عام من ١٠ إلى ٢٥ دقيقة.

(٢٩,٤) وحدة المعالجة فوق الصوتية

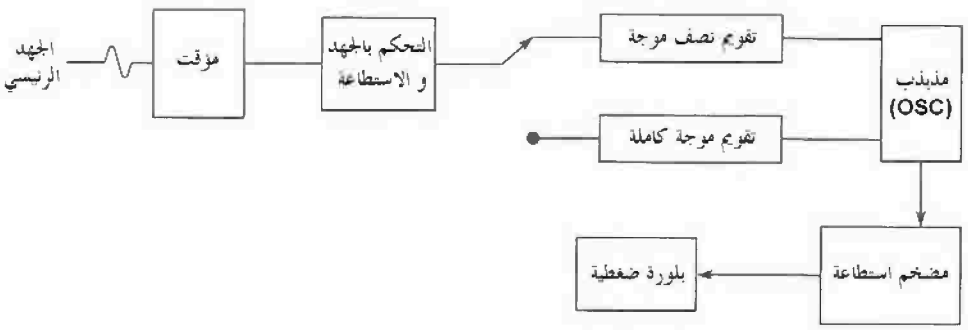
Ultrasonic Therapy Unit

تُستخدم فوق الصوتيات للأغراض العلاجية بنفس الطريقة التي تُستخدم فيها آلة الإنفاذ الحراري بالأمواج القصيرة. يتم إنتاج أثر التسخين في هذه الحالة بسبب خاصية امتصاص الطاقة فوق الصوتية للأنسجة. أعطت خاصية توزيع الحرارة النوعية في النسيج والأثر الإضافي للمُكوِّن الميكانيكي ارتفاعاً بعدد التطبيقات العلاجية الخاصة لفوق الصوتيات. وبالتالي فإن الأثر فوق الصوتي على الأنسجة هو اهتزازات عالية السرعة لتدليك ميكروي. اُستخدم التدليك كعلاج في الطب الفيزيائي في علاج أضرار الأنسجة الطرية لعدة قرون.

تمكِّن الطاقة فوق الصوتية تنفيذ هذا التدليك ، أولاً لعمق أكبر من الممكن يدوياً وثانياً في أوقات (في الأضرار الحادة) لا يمكن فيها ممارسة ضغط بواسطة اليد بسبب الألم غير المحتمل الذي تسببه للمريض. تعتمد الآثار الحرارية لفوق الصوت على كمية الطاقة المُمتصة وعلى طول زمن تطبيق فوق الصوت وعلى تردد المولد فوق الصوتي. إن الاستطاعة الكهربائية المطلوبة في معظم التطبيقات هي عادةً أقل من ٣ واط/سنتمتر مربع بمنطقة المبدل الذي يكون على اتصال مع جزء الجسم الذي يجب معالجته.

يتم بناء المولدات فوق الصوتية على أساس الأثر الكهرو ضغطي. يُطبق تيار متناوب عالي التردد (مثلاً ، ٠,٧٥–٣,٠ ميغا هرتز) على بلورة يسبب اهتزازها الصوتي الاهتزاز الميكانيكي لرأس المبدل المتوضع بذاته مباشرةً في مقدمة البلورة. تمر هذه الاهتزازات الميكانيكية بعدئذ خلال قلنسوة معدنية وإلى الجسم من خلال وسط ترابط. تتغير الشدة فوق الصوتية العلاجية من ٠,٥ إلى ٣,٠ واط/سنتمتر مربع. إن مجال قطر المُطَبِّقات من ٧٠ إلى ١٣٠ ميليمتر. كلما كان قطر المُطَبِّق أكبر كلما كانت زاوية التباعد للحزمة أصغر ودرجة الاختراق أقل.

وصف الدارة: إن التجهيزات المطلوبة للمعالجة فوق الصوتية بسيطة جداً إلكترونياً. ويبن الشكل رقم (٢٩,٦) المخطط الصندوقي. إن قلب النظام هو مذبذب موقوت ينتج الذبذبات الكهربائية للتردد المطلوب. يُعطى خرج المذبذب إلى مضخم استطاعة يقود بلورة كهرو ضغطية لتوليد الأمواج فوق الصوتية. يتم تحقيق تضخيم الاستطاعة بواسطة استبدال الترانزستور في مذبذب كولبيت Colbitt نموذجي مُوَلَّف بـ LC بأربع ترانزستورات استطاعة موضوعة في ترتيب جسري.



الشكل رقم (٢٩,٦). مخطط صندوقي لوحدة معالجة فوق صوتية.

يجب القيام بنقل الطاقة فوق الصوتية إلى المريض من أجل زمن مُعطى. يتم التحكم بهذا من خلال دمج مؤقت لإغلاق الدراة. يمكن أن يكون المؤقت من النوع الميكانيكي المُحَمَّل نابضياً أو أن يكون مؤقتاً إلكترونياً يسمح بإعدادات للزمن مقدارها من صفر إلى ٣٠ دقيقة.

يمكن التحكم بخرج المذبذب بواسطة إحدى الطريقتين التاليتين:

- استخدام محول بملف أولي يحتوي على ملفات متفرعة متعددة و تحويلها نفسها بحسب المطلوب؛
- التحكم بزاوية الإطلاق لترياك موضوع في دارة الملف الأولي للمحول وبذلك تغير خرج المحول.

يمكن تغيير خرج الاستطاعة في حالة الآلات المُتحكم بها بترياك بشكل مستمر من صفر إلى ٣ واط/سنتمتر مربع.

يمكن تشغيل الآلة إما في النمط المستمر أو النبضي. إن وجود مقوم الموجة الكاملة في الدارة هو للتشغيل المستمر. تُعطى التغذية الرئيسية للمذبذب بدون أي ترشيح. لذلك يكون جهد التغذية عند التردد ١٠٠ هرتز الذي يسبب تعديل الخرج المساوي ١ ميغا هرتز مطالياً بواسطة هذا التردد ١٠٠ هرتز. يتم في النمط النبضي تأمين تغذية المذبذب بواسطة مقوم نصف موجة ويحصل المذبذب على التغذية من أجل نصف دورة فقط. وهكذا يتم إنتاج الخرج ١ ميغا هرتز فقط لنصف واحد من الدورة ويكون نبضياً.

يمكن أن يكون المبدل بلورة تيتانات الباريوم أو بلورة تيتانات زيركونات الرصاص وتملك منطقة إشعاع فعّالة تساوي ٥-٦ سنتمتر مربع. إن طول الكبل الذي يوصل المبدل مع المذبذب ذو بُعد حرج وينبغي أن لا يُبدَّل. يوضع في مقدمة البلورة صفيحة واجهة معدنية تُصنع لتهتز بواسطة ذبذبات البلورة. ويتم إصدار الأمواج فوق الصوتية من هذه الصفيحة. تحتوي البلورة على إلكترود معدني مضغوط مقابل سطحها الخلفي بواسطة نابض ملفوف. يُطبق الجهد على البلورة بواسطة هذا الإلكترود. يُؤرَّض غشاء الواجهة ويؤمن مسار العودة لجهد الإثارة.

التحكم بالجرعة: يمكن التحكم بالجرعة بواسطة تغيير أياً من المتغيرات التالية.

- تردد فوق الصوت ؛
- شدة فوق الصوت ؛
- مدة التعرض

إن التردد مشمول لأن امتصاص الأمواج فوق الصوتية من خلال الأنسجة هو ظاهرة تابعة للتردد. إن مسألة التردد فوق الصوتي الذي يجب استخدامه كانت موضوع بحث وتفكير مكثف ولكن تم الإثبات بأن التردد ١ ميغا هرتز تقريباً هو الأكثر فائدةً. تم قياس كمية امتصاص الطاقة في النسيج البشري تجريبياً ويحدث في النسيج الطري انخفاضاً مقداره ٥٠ ٪ من جراء إرسال أمواج فوق صوتية ترددها ١ ميغا هرتز إلى عمق يساوي ٥ سنتمتر.

كلما كان التردد أعلى كلما كان ضياع الطاقة أسرع وبالتالي عند إرسال ٣ ميغا هرتز فإن الانخفاض المساوي ٥٠ ٪ يحدث عند عمق يساوي ١,٥ سنتمتر فقط. تميل حزمة الطاقة فوق الصوتية عند تردد أدنى من ١ ميغا هرتز إلى الانتشار ولا يمكن توقع معالجة فعالة. لذلك تم تبنيّ تردداً في المجال من ٨٠٠ كيلو هرتز إلى ١ ميغا هرتز على نحو أكثر انتشاراً.

بشكل مختلف عن تشغيل وحدة المعالجة بالأمواج القصيرة لا توجد ضرورة للتوليف بينما تكون المعالجة جارية. إن تردد التشغيل ليس حرجاً جداً أيضاً ومن الممكن أن يتغير إلى النطاق ±١٠ ٪.

يمكن تغيير طاقة خرج وحدة المعالجة فوق الصوتية بشكل مستمر بين صفر و٣ واط/سنتمتر مربع. ويتم تعليم المواقع المُعايرة بخطوات. تشير الخطوات إلى القيمة المتوسطة للشدة التي تتم مُراقبتها بالنسبة إلى الطاقة الكهربائية المُحوَّلة إلى طاقة صوتية.

تم تعيين القيم القياسية فيما يتعلق بجرعة المعالجة فوق الصوتية على أساس دراسات تجريبية. وبقصد التوصُّل إلى فعالية علاجية أعظمية فإنه من الضروري التحقق من الشدة فوق الصوتية الصحيحة ومن مدة التطبيق من أجل دلالة مُعطاة. ولجعل المسائل أسهل تُجَهَّز بعض الأجهزة "بمنظم جداول جرعة" يمكن منه أخذ البيانات المتعلقة بالجرعة بلمحة. تُعطى في هذا الجدول علامة جرعة لكل دلالة (مرض) وكل المطلوب هو وضع مؤشر بشكل مناسب لضمان أن الجهاز يؤمن شدة الخرج الصحيحة.

بمعزل عن الأنماط المُعدَّلة بتردد رئيسي والأنماط المُستمرة فإنه يمكن تعديل الخرج فوق الصوتي أيضاً بواسطة أي تردد آخر. إن الفكرة وراء التشغيل النبضي هي أن الأثر السائد لفوق الصوت ليس أثر التسخين بل هو الأثر الميكانيكي المباشر (تدليك ميكروي). يتم تخفيض الأثر الحراري بواسطة قطع تغذية الطاقة تكراراً من خلال استراحات وجيزة.

تقنية التطبيق: توجد عدة طرق لتطبيق الأمواج فوق الصوتية على الجسم. يمكن أن يتم وضع المجس باتصال مباشر مع الجسم من خلال ارتباط يشترط أن يكون الجزء الذي يجب معالجته أملس بشكل كافٍ وغير متضرر. وفي حالة أنه يجب معالجة منطقة طويلة فإنه يتم تحريك المجس للأعلى والأسفل و من أجل المناطق الصغيرة تُعطى حركة دائرية للحصول على توزيع منتظم للطاقة فوق الصوتية. إذا وجد جرح أو جزء غير مستو (مفاصل ... الخ) فإنه من الممكن تنفيذ المعالجة في حمام مائي.

وهذا لتجنب الاتصال الميكانيكي مع الأنسجة الذي يمكن أن يضر بسطح مُتضرر مسبقاً. ينبغي التأكد من عدم وجود فقاعات هواء على المجس أو على الجلد. إن أي وعاء يحتوي ماءً حاراً يمكن أن يكون مناسباً لأجل هذه المعالجة. يتم فرك جزء الجسم الذي يجب معالجته بالكحول أو يُغسل بالصابون. يتم تحريك المجس فوق المنطقة التي يجب معالجتها ولكن يُحتفظ به على مسافة بحدود ١-٢ سنتمتر من المنطقة الخاضعة للمعالجة. إن هذه الطريقة غير مُفضلة عموماً بسبب صعوبة التحكم بالكمية الدقيقة للجرعة.

(٢٩,٥) الجهاز العلاجي/التشخيصي الكهربائي
Electrodiagnostic/Therapeutic Apparatus

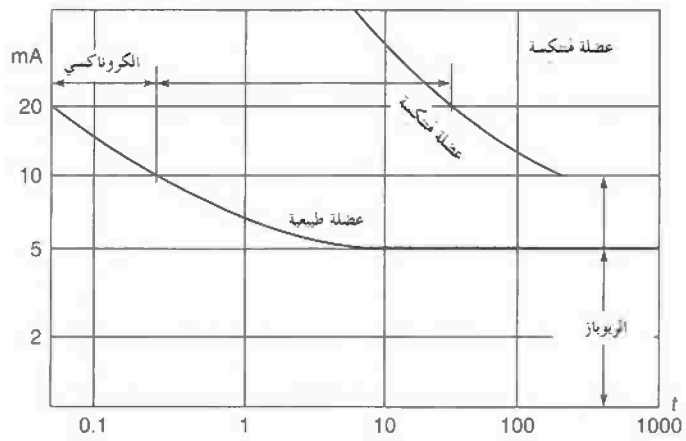
(٢٩,٥,١) التشخيص الكهربائي Electrodiagnosis

إذا تم تنبيه عضلة طبيعية أو عصب محرك بتيار ذو شدة كافية فإنه يؤدي إلى تقلصه. وعند وجود مرض أو ضرر في العصب المحرك أو العضلة فإنه من المحتمل أن تحدث تغيرات في استجابتها للتنبيه الكهربائي. من الممكن أن تكون الاستجابة الكهربائية المتغيرة ذات فائدة كبيرة في تشخيص أمراض معينة تؤثر عليها. تظهر هذه التغيرات بشكل كمي بحيث أن شدة تيار أعلى أو أخفض من العادية مطلوبة لِتُحْدِث تقلصاً عضلياً. لذلك فإنه من الممكن تحديد التنكس وعمليات التَجَدُّد في الأعصاب ونظام العضلة باستخدام تقنية تيار التنبيه.

منحني الزمن- الشدة (المنحنيات *i-t*): بقصد فحص شروط الاستثارة و للحصول على صورة جيدة لعملية التنكس والتَجَدُّد للوحدات العضلية- العصبية يقوم التشخيص بتيار التنبيه الحديث بطباعة ما يسمى منحنيات *i-t* المبنية على أساس شدة المنبه ومدته. يتم تحديد هذه المنحنيات بواسطة نبضات مستطيلة ومثلثيه بطريقة يتم فيها قياس قيم العتبة عند فترات تنبيه متناقصة تدريجياً. تملك منحنيات *i-t* أشكال مميزة وانحرافات عن الشكل القياسي تؤدي إلى الدلالة على حالة الأنسجة.

بهدف رسم مثل هذه المنحنيات يتم أولاً تنبيه النسيج الذي يجب فحصه (عضلة أو عصب) بواسطة نبضات impulses طويلة (عادة تساوي مدة النبضة ١ ثانية) وبعدئذ بواسطة نبضات أقصر وأقصر (تهبط إلى ٠,٠٥ ميلي ثانية تقريباً). يتم ضبط شدة التيار من أجل كل مدة نبضة حتى يتم تجاوز عتبة التنبيه واكتشاف أثر التنبيه. وبوضوح يجب أن تتم زيادة شدة التيار. يتم عادةً تغيير مدة النبضة على مراحل مثل ١٠٠٠-٣٠٠-١٠٠-١٠-٣-١-٠,٥ ميلي ثانية ويتم التأثير على التحكم بالتيار بواسطة مقاومة قابلة للضبط باستمرار.

يبين الشكل رقم (٢٩,٧) أشكالاً نموذجية لمنحنيات *i-t* من أجل وحدة عضلية- عصبية سليمة لاستثارة طبيعية عندما تُستخدم نبضات مستطيلة. ويبين أيضاً شكل المنحني لعضلة مُزالَة التَّعصيب بالكامل تملك حالة متقدمة من التنكس وتحتاج إلى استثارة.



الشكل رقم (٢٩,٧). منحنيات الزمن لشدة نموذجية لعضلة طبيعية ولعضلة متنكسة. يبين المنحني بأن تناقص الاستثارة بسبب التنكس التدريجي يتطلب أزمنة تنبيه طويلة وقوة تيار متزايدة للحصول على تنبيه ناجح.

إن المنحني الذي يتم الحصول عليه من خلال العضلة المُتَنَكِّسة يكون مُزاحاً إلى اليمين ونحو الأعلى. يتم تمييز المراحل المتوسطة من التنكس والتَجَدُّد بواسطة منحنيات تقع بين هذين الحدين.

يمكن قراءة الكروناكسي والريوباز بسهولة من المنحنيات *i-t*. إن الريوباز هي الشدة الأصغرية لتيار سينتج استجابة إذا كان التنبيه ذو مدة لا متناهيه، وفي الواقع فإن نبضة مقدارها ١٠٠ ميلي ثانية سوف تكون كافية لتقدير هذا. إن الكروناكسي هي المدة الأصغرية للنبضة التي ستنتج استجابة بواسطة تيار يساوي ضعف تيار الريوباز. على سبيل المثال إذا كان تيار الريوباز ٦ ميلي أمبير فإن الكروناكسي هي مدة النبضة الأقصر التي سوف تنتج تقلصاً عضلياً بواسطة تيار يساوي ١٢ ميلي أمبير.

يمكن رسم منحنيات الـ *i-t* بواسطة نبضات تيار متقدمة بشكل أسي بنفس الطريقة كما النبضات المستطيلة. ويختلف المنحنيان كثيراً. إن الميزة النموذجية لهذه المنحنيات هي أن عتبة التنبيه تتناقص أولاً عندما يتم تخفيض مدة النبضة وفقدان الريوباز أيضاً. وهذا بسبب ظاهرة قابلية التطابق accommodability للوحدات العضلية- العصبية.

المطابقة: إن المطابقة هي الخاصية لوحدة عضلية- عصبية ما على أنها قادرة على أن تستجيب بقوة أقل إلى نبضة تيار متزايد ببطء. بكلمات أخرى تبدي الوحدات استثارة أخفض وعتبة تنبيه أعلى. تكمن أهمية المطابقة من وجهة النظر التشخيصية في الأثر الذي تعطيه دلالة ما على وجود أو تغير في حالة التنكس.

يتألف تحديد المطابقة في تمثيل المنحنيات *i-t* من مقارنة بين نقاط الـ ١٠٠ ميلي ثانية لمنحنيات *i-t* المستطيلة مع منحنيات *i-t* المثلثية ويكون إلى حد ما مشابه لتحديد الكروناكسي التي هي بشكل أساسي مقارنة لنقطتين من منحنيات *i-t* المستطيلة.

إن أنواع أشكال الأمواج المطلوبة للتشخيص الكهربائي هي:

- التيار الغلفاني للتحديد النوعي والكمي للاستثارة الغلفانية (الريوباز والكروناكسي)؛
- النبضات المستطيلة لفحص النقل للأعصاب كتحكم بالوظيفة وكذلك الأهمية التنبؤية؛
- تيار تقدمي بشكل أسي لفحص قابلية المطابقة أو فقدانها كمظهر لدرجة التنكس ومن أجل التكهن بإعادة التعصيب للعضلات المُزالَة التَّعصيب بالكامل؛ و
- تيار فاراداي للتحديد الكمي والنوعي لاستثارة فاراداي.

(٢٩,٥,٢) المعالجة الكهربائية Electrotherapy

أصبحت المعالجة الكهربائية باستخدام جهد منخفض وتيارات نبضية ذات تردد منخفض ممارسة مقبولة في أقسام المعالجة الفيزيائية. أدت ردود الفعل البيولوجية الناتجة من خلال تيارات الجهد المنخفض إلى تَبَنِّي هذه المعالجة في التدبير العلاجي لأمراض متعددة تؤثر على العضلات والأعصاب.

تُستخدم التقنية لمعالجة الشلل بعضلات مُتَنَكِّسة كلياً أو جزئياً ولمعالجة الألم والتشنج العضلي والاضطرابات الدورانية المحيطية ومن أجل عدة تطبيقات أخرى. بالرغم من أن بعض المبادئ التي تعتمد عليها المعالجة بالجهد المنخفض عُرفت منذ نهاية القرن الماضي فقد بدأت فقط في السنوات الأخيرة لتصبح مُستخدمة بشكل أوسع مع توافر الجهاز المُبسَّط والآمن المطلوب لهذا الغرض.

تُستخدم أنواع مختلفة من أشكال الأمواج لتنفيذ معالجات محددة. ويتم فيما يلي مناقشة معظم أشكال الأمواج النبضية المُستخدمة عموماً.

التيار الغلفاني: عند تمرير جريان ثابت لتيار مباشر من خلال النسيج فإن أثره يكون كيميائياً بشكل أولي. إنه يسبب حركة الأيونات وتجمُّعها عند المناطق الجلدية التي تقع تحت الإلكترود مباشرة. يتم إظهار الأثر بوضوح أكثر

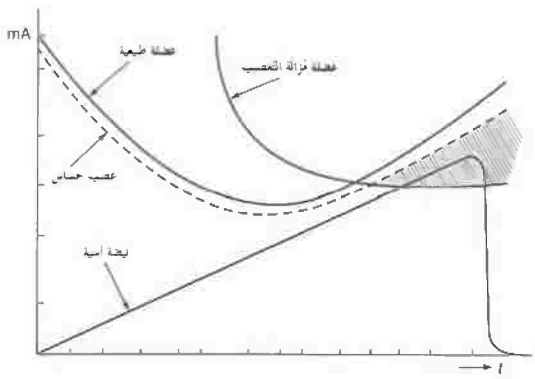
بتلوُّن أحمر ساطع يكون تعبيراً عن التدفق الزائد hyperaemia (تدفق دم زائد). يُدعى التيار الغلفاني أيضاً بالتيار المباشر أو الغَلفانيَّة أو التيار المستمر أو التيار الثابت.

يمكن أن يُستخدم التيار الغلفاني للمعالجة التمهيدية للشلل الضعيف ولمعالجة اضطراب تدفق الدم. وتُستخدم أيضاً للإرْحَال الأيوني الذي يعني إدخال العقاقير إلى الجسم من خلال الجلد بواسطة وسيلة كهروليتية. بشكل عام فإن شدة التيار المار خلال أي جزء من الجسم لا يتجاوز ٠,٣ إلى ٠,٥ ميلي أمبير/سنتمتر مربع من سطح الإلكترود. إن مدة المعالجة هي من ١٠-٢٠ دقيقة عموماً.

تيار فاراداي: إن تيار فاراداي هو متتالية من النبضات بشكل وشدة تيار محددين. إن مدة النبضة هي حوالي ١ دقيقة بشكل موجة مثلثي وفترة فاصلة بحدود ٢٠ دقيقة. يعمل تيار فاراداي على نسيج العضلة وعلى الأعصاب المحركة لإنتاج تقلصات العضلة. لا يوجد نقل أيوني و بناء على ذلك لا يوجد أثر كيميائي. يمكن أن يُستخدم هذا لمعالجة ضعف العضلة بعد توقف طويل جداً ولمعالجة الضمور الناتج عن عدم الاستخدام.

التيار الاندفاعي: إذا ازدادت شدة تيار القمة المُطبقة على المريض وتناقصت بشكل متناغم وإذا كان معدل تزايد وتناقص مطال القمة بطيء، يُدعى الشكل الناتج لشكل موجة التيار بالتيار الاندفاعي. إن المجال الرئيسي لتطبيق تيار اندفاع فاراداي هو في معالجة الشلل الوظيفي. إن معدل الاندفاع في معظم التجهيزات يكون عادةً من ٦٠-٦ اندفاعه في الدقيقة. إن نسبة الفاصل إلى مدة الاندفاع هي أيضاً قابلة للضبط بحيث يمكن إعطاء استعمال متدرج. إن هذا النوع من التيارات مطلوب عادةً لمعالجة التشنج والألم.

التيار التقدمي أسياً: إن هذا التيار نافع لمعالجة الشلل القاسي. إن الميزة الرئيسية لهذه الطريقة تكمن في إمكانية تأمين تنبيه انتقائي (الشكل رقم ٢٩,٨) لمعالجة العضلات المشلولة. هذا يعني أنه لا يتم تنبيه الأنسجة السليمة المحيطة ولا حتى المجاورة مباشرة للعضلات المريضة. يتم الحفاظ على ميلان النبضة الأسية متغيراً.



الشكل رقم (٢٩,٨). مبدأ التنبيه الانتقائي للمجموع العضلي المُزال التعصيب. إن التنبيه الانتقائي للعضلة المُزالة التعصيب ، . دون إث . ارة المستقبلات الحساسة ممكن في المنطقة المظللة من المخطط.

التنبيه ثنائي الطور: يمكن أن يتم تعجيل إنعاش الخلية من تأثير تيار التنبيه بواسطة تمرير تيار بشدة أخفض بقطبية معاكسة على فترة أطول بحيث تكون الكمية النهائية للكهرباء صفر. يُدعى هذا النوع من اتحاد النبضات الموجبة والسالبة بالتنبيه ثنائي الطور. وفي حالة نموذجية يمكن أن تكون النبضة المُنبِّهة متبوعةً بنبضة ذات قطبية معاكسة مطالها عِشر المطال وعرضها ١٠ أضعاف العرض للنبضة المُنبِّهة. يساعد التنبيه ثنائي الطور على تعادل قطبية إلكترودات التسجيل أيضاً في حال لم يتم استخدام إلكترودات الفضة- كلورايد الفضة.

هذا يعني أنه لا توجد تأثيرات كهروليتية ولا أية تغيرات تُرى بالعين المجردة (ماكروسكوبية) تؤثر إما على الجلد أو على الإلكترودات التي تتم مراقبتها. يوجد تعب عضلي منخفض أيضاً لأن كل نبضة تيار تكون متبوعة مباشرة بطور تيار معاكس له نفس المقدار. إن شدة تيار التنبيه المطلوبة أثناء المعالجة هي أقل بالمقارنة مع التيارات أحادية الطور.

من ناحية ثانية تحتفظ أشكال التيارات أحادية الطور بأهميتها في تقييم التشخيص الكهربائي لأنه يتم تحديد أشكال النبضة الضرورية بشكل أحادي الطور.

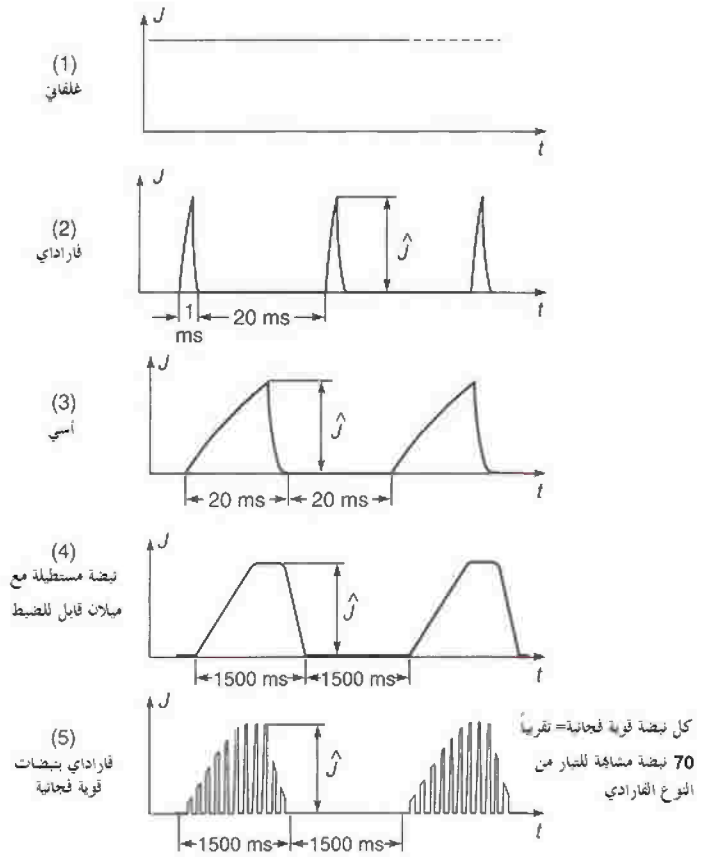
(٢٩,٥,٣) نوع الجهاز Type of Apparatus

تتوفر أنواع مختلفة من الوحدات التجارية التي تعطي أشكال أمواج خرج محددة من أجل تطبيقات خاصة. من ناحية ثانية إن الاتجاه هو أفضلية امتلاك جهاز متعدد الجوانب يعطي أشكال أمواج لتيار الخرج لتغطية المجال الكلي للتشخيص الكهربائي والإمكانيات العلاجية. يبين الشكل رقم (٢٩,٩) أشكال أمواج الخرج المطلوبة عموماً.

يوجد اعتبار هام آخر وهو أن الجهاز يجب أن يكون إما من نوع الجهد الثابت أو التيار الثابت. ويمكن أن يؤدي الجهاز الذي يعمل على مبدأ غير محدد يقع في الوسط إلى نتائج غير موثوقة. علاوة على ذلك يجب أن يعطي الجهاز نبضات مُحددة بشكل جيد وقابلة لإعادة الإنتاج ويجب أن تتطابق مع القيمة الموضوعة على القرص المُدرَّج. إن السماحية الأعظمية المسموحة في بارامترات النبضة من أجل الممارسة الإكلينيكية هي ١٥٪. يملك الجهاز بشكل عام خرج عائم و يتضمن محول عزل في الخرج.

إن المواصفات النموذجية لوحدة المعالجة بالتشخيص الكهربائي هي كما يلي:

- تيار غلفاني حتى ٨٠ ميلي أمبير و تعرُّج أقل من ٠,٥٪ عند تيار ثابت أو تيار اندفاعي بتردد اندفاع قابل للضبط من ٦ إلى ٣٠ اندفاعه في الدقيقة؛
- متتاليات نبضة ذات تيار تقدمي بشكل أسي مع مدة نبضة متغيرة باستمرار من ٠,٠١ إلى ١٠٠٠ ميلي ثانية و فترة فاصلة قابلة للضبط بشكل مستقل من ١ إلى ١٠٠٠٠ ميلي ثانية. يمكن إعداد شكل النبضة باستمرار بين أشكال مستطيلة ومثلثية؛
- تيار اندفاع فاراداي بـ ٢٥ اندفاعه في الدقيقة و حتى ٨٠ ميلي أمبير. الدقة وثبات القيم الموضوعة أفضل من ±١٠ ٪ وسهولة قياس تيار القمة. دارة تيار ثابت وكلا القطبين غير مؤرضين.

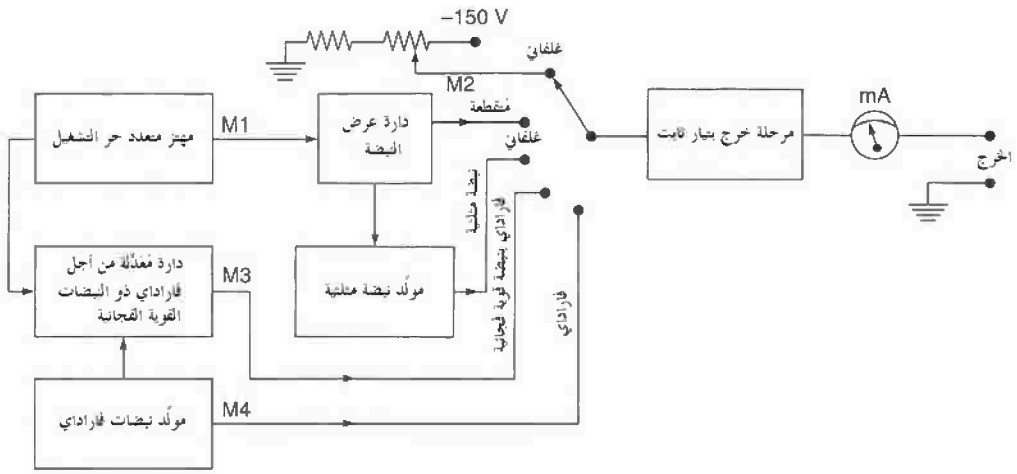


الشكل رقم (٢٩,٩). أشكال أمواج التيار المُستخدمة عادةً في التشخيص الكهربائي والمعالجة الكهربائية.

(٢٩,٥,٤) وصف المخطط الصندوقي الوظيفي Functional Block Diagram Description

يبين الشكل رقم (٢٩,١٠) المخطط الصندوقي لمنبه علاجي بالتشخيص الكهربائي متعدد الجوانب. يستخدم هذا المنبه مهتز متعدد بمعدل متغير (M1) لإعداد تردد المنبه الأساسي. يقدح خرج المهتز المتعدد الجاري بحرية دارة مهتز متعدد أحادي الاستقرار (M2) تهيئ عرض النبضة. تؤمن نبضة الخرج من أحادي الاستقرار خرجاً غلفانياً متقطعاً يمكن التحكم بمعدله بالإضافة إلى مدته بشكل مستقل. ينتج مهتز متعدد غير مستقر آخر نبضات بفترات قصيرة تُدعى تيارات فاراداي.

يتم تعديل تيارات فاراداي عادةً بالتردد الذي يهيئه المهتز المتعدد M1 في دارة مازج (M4). ونظراً لأن تعديل نبضات فاراداي يحدث بمعدل بطيء بالزيادة و بالنقصان فإن خرج M4 يكون تيارات فاراداي مندفعة. يمكن تعديل النبضات الغلفانية المتقطعة من خلال مكاملة خرج M2 للحصول على ارتفاع وانخفاض أسيين. إن شكل هذه النبضات مشابه لشكل موجة مثلثي. يمكن جعل التيار الغلفاني متوفراً أيضاً بواسطة التغذية DC المُفرّعة بشكل مناسب.



الشكل رقم (٢٩,١٠). مخطط توضيحي لوحدة منبهه تشخيصية / علاجية.

أخيراً يمكن اختيار أية واحدة من أشكال الأمواج من خلال مفتاح اختيار و تغذيتها إلى إما مرحلة تابع-باعث بقصد تأمين خرج جهد ثابت بممانعة خرج منخفضة أو إلى مرحلة تيار ثابت بممانعة خرج عالية. إن ممانعة الخرج لمنبه جهد ثابت هي عادة من مرتبة ١٠٠ أوم و ممانعة الخرج لنوع تيار ثابت هي أكبر من ١٠٠ كيلو أوم.

يتم الاحتفاظ بخرج المنبه العلاجي/التشخيصي عائماً، وهذا يعني أنه معزول عن الأرضي. إن الطريقة المعتادة هي أن يحتوي على محول عزل في خرج المنبه. يملك هذا المحول نهايات عائمة ومُجهز بتحجيب كهروستاتيكي لتخفيض الترابط السعوي مع الأرضي. الطريقة الأخرى لعزل الخرج عن الأرضي هي باستخدام مرحلة خرج بتردد راديوي.

اُستخدمت الطريقتان بشكل واسع لتأمين العزل لخرج المنبه، ولكنهما تملكان بعض السيئات. لا يستطيع المحول البسيط إرسال أمواج مربعة بدون تشويه شكل الموجة وطريقة التردد الراديوي هي نوعاً ما معقدة. يمكن أن يتم تأمين العزل من خلال تقنية العزل الضوئي أيضاً.

إن مسألة نوع نبضات التنبيه، فيما إذا كان نوع الجهد الثابت أو نوع التيار الثابت، التي ينبغي تفضيلها في تنفيذ دراسات التشخيص الكهربائي ما تزال موضوع اختيار. من ناحية ثانية فإن معظم الأجهزة في الأيام الحالية هي من نوع التيار الثابت؛ لأنه ومن أجل هندسة إلكترود مُعطاة فإن التنبيه بتيار ثابت سوف يؤمن قابلية إعادة إنتاج أفضل من أجل اختلاف واسع في ممانعة التحضير. إن ميزات المعالجة بالتيار الثابت مُفصلة أدناه:

- إن جريان التيار ثابت بشكل كبير بغض النظر عن مقاومة المريض. تبقى شدة التيار المُختارة ثابتة حتى إذا كانت المقاومة في النسيج بين الإلكترودات سوف تتغير كنتيجة، تقريباً، للتغيرات في دوران الدم أثناء المعالجة أو بعد معالجة سابقة.

- يتم تطبيق شكل موجة التيار خالية من التشويش لأن الجهود الميكروية بين الإلكترود والجلد لا تملك أي تأثير.
- تتجنب المعالجة بالتيار الأعراض المرافقة مثل الأحاسيس التَنْبيهِيَّة المُهيِّجة بين الإلكترودات من خلال تطبيق الإلكترودات بشكل متين على الجلد والاحتفاظ بها في موقع واحد.

يعتمد جريان التيار في حالة الجهد الثابت على مقاومة المريض، الموجودة، وإذا ازدادت المقاومة الكهربائية للنسيج فإنه سوف يجري تيار أقل وبالعكس. لا تحدث الأحاسيس التَنْبيهِيَّة المُهيِّجة حتى تحت الإلكترودات التي لا تكون مُطبقة بشكل متين أو التي تحركت فوق الجلد، على سبيل المثال، أثناء البحث عن نقطة قدح ما. إن نمط التشغيل هذا موصى به من أجل الاستخدام الموَحَّد لتيار التنبيه والأمواج فوق الصوتية.

إن وحدات المعالجة/التشخيص الكهربائي الحديثة مُتحَكم بها بمعالج صغري يؤمن عدد من المتتاليات الآلية في اختيار النمط والنوعية لشكل الموجة. يتم متابعة ميزة الفحص الذاتي الآلي بواسطة الإعداد الآلي للبرنامج الأساسي. تؤمن الإشارات المرئية والسمعية معلومات عن أوضاع التشغيل المتعددة.

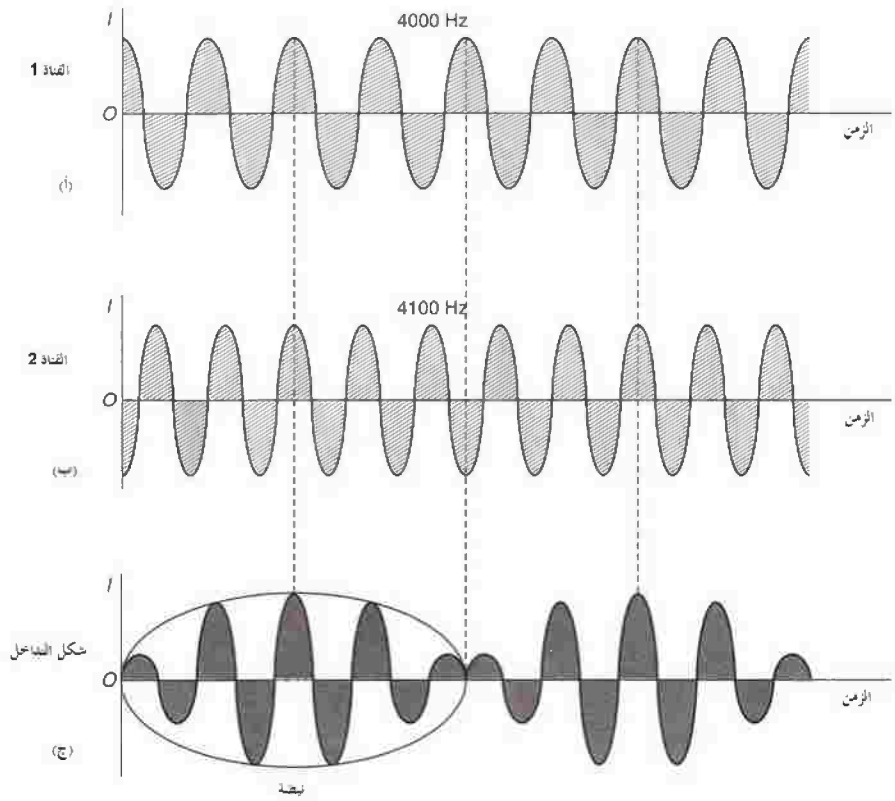
يتم الإشارة إلى أخطاء التشغيل على شاشات إظهار مرئية. يساعد جهاز الخدمة المبني ضمن الجهاز على تحديد الأعطال. تخفِّض جميع هذه المعلومات الذكية المتطلبات الموضوعة على الشخص المعالِج الذي يمكنه عندئذ تكريس وقت أكثر للمريض.

(٢٩,٥,٥) المعالجة بتيار التداخل Interferential Current Therapy

إن التنبيه بالتيار الكهربائي التداخلي هو طريقة فريدة لتزويد تيارات علاجية بشكل فعال إلى النسيج. يستخدم الـ TENS (المنبه العصبي الكهربائي عبر الجلد) التقليدي والمنبهات العضلية- العصبية نبضات كهربائية غير مترابطة تُزوَّد عند ترددات منخفضة من ٢-٢٠٠ هرتز. من ناحية ثانية تستخدم المنبهات التداخلية تردد حامل ثابت يساوي ٤٠٠٠ هرتز وتردد ثاني قابل للضبط أيضاً من ٤٠٠١-٤٤٠٠ هرتز. عندما تتحد الترددات الثابتة والقابلة للتغير (هيتروداين Heterodyne) فإنها تنتج التردد النبضي المرغوب أو تردداً تداخلياً (الشكل رقم ٢٩,١١).

يتم تركيز التنبيه التداخلي على نقطة التقاطع بين الإلكترودات. يحدث هذا التركيز عميقاً في الأنسجة وكذلك عند سطح الجلد. يُزوِّد الـ TENS و المنبهات العضلية- العصبية التقليدية معظم التنبيه مباشرة تحت الإلكترودات. وهكذا تنتشر التيارات بواسطة المنبهات التداخلية إلى أعماق أكبر وفوق حجم أوسع للنسيج من الأشكال الأخرى للمعالجة الكهربائية.

عندما يُطبق التيار على الجلد تنخفض مقاومة الجلد السعوية عندما يزداد تردد النبضة. على سبيل المثال عند تردد يساوي ٤٠٠٠ هرتز (المجال التداخلي) فإن مقاومة الجلد السعوية تكون ٨٠ مرة أقل منها عند تردد ٥٠ هرتز (في مجال الـ TENS). وهكذا يعبر التيار التداخلي الجلد بسهولة أكبر وبتنبيه أقل لمُسْتَقْبِلَات الأَذِيَّة الجلدية مما يسمح براحة مريض أكبر أثناء التنبيه الكهربائي.



الشكل رقم (٢٩,١١). مبدأ توليد تيارات التداخل.

إضافة إلى ذلك وبما أنه يتم تَحَمُّل التيار ذو التردد المتوسط (تداخلي) بشكل أفضل من قبل الجلد فإنه يمكن زيادة الجرعة وبالتالي تحسين مقدرة التيار التفاضلي على اختراق الأنسجة ويتيح دخول أسرع إلى التراكيب العميقة. وهذا يشرح لماذا يمكن أن يكون التيار التفاضلي مناسب أكثر لمعالجة المرضى ذوي الألم العميق.

يتم إنتاج التيارات التداخلية باستخدام منبهات ثنائية القناة و أربع إلكترودات. تنتج كل قناة تياراً متناوباً متناظراً على شكل موجة جيبية عند تردد عالي (٢٠٠٠-٥٠٠٠ هرتز). تُستخدم الإلكترودات في ترتيب قطبي رباعي ويتم تهيئة ترددات التيار المتناوب (AC) على ترددات مختلفة بشكل طفيف ولكن عند مطالات متشابهة. تتلاقى تيارات شكلي الموجتين مع بعضهما الآخر في النسيج معطيةً تداخلاً بَنَّاءً (عندما يضاف شكلي الموجتين إلى بعضهما الآخر) وتداخلاً هَدَّاماً (عندما تميل الدارات إلى إلغاء بعضها الآخر).

إن التيار العلاجي هو تردد نبضي. لا يملك التردد الحامل ولا التردد المتغير بمفردهما أية قيمة علاجية. إن المنفعة الرئيسية للترددات التداخلية هي أنه يتم توليد التردد العلاجي ضمن النسيج وبالتالي تكون المعالجة ممكنة عند تراكيب أعمق. إضافة إلى ذلك فإنه من الممكن زيادة مطال التنبيه الذي يمكن تَحَمُّله وزيادة راحة النبضة عندما تمر من خلال الجلد.

(٢٩,٥,٦) أنواع الإلكترودات للتطبيقات العلاجية/التشخيصية الكهربائية

Types of Electrodes for Electro-diagnostic/Therapeutic Applications

توجد طريقتين لأنظمة الإلكترودات في الاستخدام الشائع. تستخدم التقنية أحادية القطبية إلكترود تنبيه فعال صغير. إن الإلكترود الحيادي أو الإلكترود المُبَعْثِر ذو مساحة أكبر ويكون موضوع قرب الإلكترود الفعال. تُستخدم هذه التقنية لاختبار الاستثارة الغلفانية واستثارة فاراداي ومن أجل تحديد الكروناكسي.

يتم من أجل الأغراض التشخيصية تركيب إلكترود صفائحي أو كروي، مزود بشريط من الموسلين سميك وصغير، على قبضة خاصة. تحمل القبضة مفتاح من نوع رأس الأصبع لتسهيل التحكم المريح بالخرج. بشكل مشابه يمكن أن يتم تثبيت إلكترود معدني صغير على النقطة المحركة خصيصاً من أجل التطبيقات العلاجية.

إن تقنية الإلكترود ثنائي القطبية مُفضلة عموماً من أجل تسجيل منحنيات الـ *i-t*. يتم تثبيت كلا الإلكترودين على الجسم (الشكل رقم (٢٩,١٢)) بحيث تكون يد المُشَغِّل حرة لتشغيل الجهاز. لا يحتاج الإلكترود الفعال في هذه الطريقة لأن يكون صغيراً عند التعامل مع شدات تيار عالية و يمكن أن يسبب الإلكترود ذو المساحة الصغيرة أحاسيس غير لطيفة بالحرارة.

الشكل رقم (٢٩,١٢). قياس استجابة تنبيه دقيقة من أجل رسم المنحنيات *i-t* باستخدام جهاز تشخيص كهربائي ومعالجة كهربائية.

تُستخدم صفائح معدنية ذات حجم معين بشكل مناسب كإلكترودات في هذا النظام. تُثبت الإلكترودات إلى لبّادة مُرطَّبَة سماكتها بحدود ١ سنتمتر وأعرض بمقدار ١ سنتمتر من صفيحة الإلكترود على كل الجوانب. إن المادة المُستخدمة من أجل اللبّادات ذات امتصاصية جيدة ويمكن استخدام الماء العادي لترطيب الإلكترودات. يتم المحافظة على الإلكترودات في الموقع بواسطة حزام مطاطي.

يمكن إعطاء المعالجة بتيار التنبيه بواسطة إلكترودات مَاصّة أيضاً. يتم توصيل التيار مباشرة إلى المريض من خلال الإلكترودات المَاصّة ؛ إن الضغط السالب ضروري من أجل أن يتم توليد التصاق في الإلكترود ذاته من خلال جريان هواء مضغوط. تمنع هذه الطريقة السوائل والوسخ والبكتيريا من أن تُسحب خارجة من الإلكترود إلى نظام المضخة/الخرطوم بالوحدة. يمكن ضبط قوة الالتصاق لتناسب التطبيق. اُستخدمت الإلكترودات المَاصّة بواسطة M/S Siemens في وحدة المعالجة العائدة لها model NEOSERV 824.

تؤكد النصوص المرجعية في تنبيه العضلة بأنه يمكن أن يتم الحصول على تنبيه عضلة ناجح فقط إذا كانت التيارات الفاعلة مُطبقة بشكل صحيح. يتم تدريب المعالجين الفيزيائيين على فهم كل شيء حول النقاط المحركة وكيفية تطبيق التنبيه من خلال هذه النقاط.

(٢٩,٦) إزالة الألم من خلال التنبيه الكهربائي
Pain Relief Through Electrical Stimulation

(٢٩,٦,١) منبه العصب الكهربائي عبر الجلد (TENS)
Transcutaneous Electrical Nerve Stimulator (TENS)

الألم هو العدو الأقدم للإنسان و قد بحث الطب منذ قرون عن طريقة حميدة وغير هدَّامة وغير جراحية ويتم تَحَمُّلها بشكل جيد وفعالة لإزالة الألم و أن تكون هذه الطريقة مفيدة وعملية معاً. لقد وصف العديد من العاملين في هذا المجال في السنوات القليلة الماضية نجاحهم في استخدام النبضات الكهربائية في إعاقة ممرات نقل الألم.

يتم إنتاج النبضات في مولد نبضة مُغذّى ببطارية يمكن ربط زوج من الأسلاك التي تحمل برأسها إلكترودات إليها. تؤمن هذه الإلكترودات تنبيهاً كهربائياً خفيفاً ومستمراً مُطبقاً على الجلد الواقع فوق أية منطقة مؤلمة. يبدو أن هذه الإشارات تصد إشارات الألم المنتقلة على طول الممر العصبي قبل أن تستطيع الوصول إلى الدماغ. والنتيجة هي فقدان الألم وغالباً لساعات بعد نهاية التنبيه. يتم شرح التحكم بالألم من خلال :

- نظرية التحكم بالبوابة التي تقترح بأنه يتم إغلاق آلية البوابة في مقطع من الحَبْل النُّخاعِي بواسطة مستقبلات عصبية حسية مُنبِّهه كهربائياً ، مانعةً بذلك الرسائل الحاملة من الوصول إلى الدماغ وإعاقة الإدراك الحسي بالألم ؛ و

• نظرية تحرير الإِنْدُورْفِين التي تقترح بأن النبضات الكهربائية تثير إنتاج الإِنْدُورْفِين و الإنكافالين في الجسم. تعيق هذه المواد الطبيعية الشبيهة بالمورفين رسائل الألم من الوصول إلى الدماغ بطريقة مشابهه للمعالجة التقليدية بالدواء ولكن بدون خطر الإدمان أو تأثيرات جانبية أخرى.

يتم تأمين النبضات الكهربائية المطلوبة بالمعالجة الكهربائية لمعالجة الألم بواسطة جهاز يُدعى الـ TENS (المنبه العصبي الكهربائي عبر الجلد). أشارت الفحوصات على مجموعة متنوعة كبيرة لبارامترات النبضة الكهربائية إلى أن شكليّ موجتين هما الموجة المربعة والموجة الشوكية فعالتين بشكل مثالي ومتساويين في إزالة الألم.

تتضمن معظم المنبهات إعدادات قابلة للضبط للتحكم بمطال (شدة) التنبيه بواسطة جهد التحكم والتحكم بالتيار والعرض (المدة) لكل نبضة. يتم وضع الإلكترودات على مواقع محددة من الجسم لمعالجة الألم. ينتقل التيار خلال الإلكترودات وإلى الجلد منبهاً ممرات عصبية محددة لإنتاج إحساس واخز أو تدليكي يخفض الإدراك الحسي بالألم.

يتم بشكل نموذجي بناء المنبه على أساس نبضة ذات قمة حادة بحوالي ٥٠٠ ميلي ثانية لها مطال قابل للضبط من صفر إلى ٧٥ ميلي أمبير وتردد قابل للضبط من ١٢ إلى ١٠٠ نبضة بالثانية. تحتوي الأجهزة التي لها نفس المواصفات، باستثناء تلك التي تنتج شكل موجة مربعة، على مجال ترددي نبضي من ٢٠-٢٠٠ هرتز وعرض نبضة من ٠,١ إلى ١,٠ ميلي ثانية ومطال نبضة من ٠-١٢٠ فولت بتيار خرج أعظمي يساوي ٢٥ ميلي أمبير.

يعطي الجهاز المُغذى بواسطة ثلاث بطاريات قياسية صغيرة ترسل ضوءً كشافاً (flashlight) بجهد ١,٥ فولت وكل منها يعطي حوالي ١٠٠ ساعة من العمل المستمر. يتم إنجاز تطبيق التنبيه الكهربائي عبر الجلد أو سطح الجلد من خلال تطبيق اللبادات المَوَصِّلَة إلى مساحات ذات مناطق قدح متعددة وإلى مواقع الوخز الإبري أو حتى إلى الأعصاب المحيطية. يتم تقليل تهييج الجلد عند موقع تطبيق الإلكترود باستخدام إلكترودات مطاطية مكربنة مُطبقة بعد مسحة بالبنزوين Benzoin لسطح التماس.

يجب أن يُصمم نظام إلكترود الجلد بحيث يقلل من تغيرات الممانعة من جراء الحركة إلى أقصى حد و أن يجعله مطابقاً لسطح الجسم لتأمين ممانعة منتظمة عبر سطح الإلكترود وليمتلك مساحة سطح كافية. يمكن تحديد مساحة السطح الكافية كتابع لمساحة سطح الإلكترود، مع الأخذ بعين الاعتبار بقاء تيار قمة الموجة المربعة عند عتبة الضرر الحراري. تتغير عتبة التضرر الحراري بشكل واسع مع ممانعة الجلد التي تكون تابعة لتحضير الجلد.

يتم عموماً تشكيل إلكترودات التنبيه العصبي الكهربائي عبر الجلد (TENS) من مَطّاط صناعي مثل المطاط السيليكوني، مُحَمَّلة بجزيئات الكربون لتأمين المُواصَلَة. يتم تحقيق القدرة على المطابقة من خلال جعل الإلكترود رقيق. يملك المطاط السيليكوني المُحَمَّل بالكربون المفيد مقاومة نوعية أصغرية قرب ١٠ أوم سنتمتر.

يمكن أن يبدي الإلكترود الرقيق ممانعة غير مهملة بالمقارنة مع ممانعة سطح التماس والنسيج الواقع تحته. وهكذا يصبح تصميم الإلكترود بالقدرة المطلوبة على المطابقة وخصائص توزيع التيار موضوع تسوية في هندسة الإلكترود وخصائص المواد. يجب أن يتم الأخذ بعين الاعتبار تابعية التردد لأداء الإلكترود أيضاً لأن الممانعة بين الإلكترود وما تحت الجلد تحتوي على سعة.

(٢٩,٦,٢) منبه الحبل النخاعي Spinal Cord Stimulator

إن تنبيه الحبل النخاعي هو مصطلح يشير إلى استخدام التنبيه الكهربائي للحبل النخاعي البشري من أجل إزالة الألم. يتم انجاز هذا من خلال التوضع الجراحي للإلكترودات قريباً جداً من الحبل النخاعي، إما بواسطة مساري تمتد خلال الجلد أو بواسطة المساري المتصلة إلى مصدر مزروع لتيار كهربائي. تُنشِأ النبضات الكهربائية المُطبقة حقلاً كهربائياً في وحول الحبل النخاعي، الذي يسبب بعدئذ إزالة استقطاب أو تفعيلاً لجزء من النظام العصبي يؤدي إلى تغيرات فيزيولوجية.

يؤمن منبع التنبيه نبضات تنبيه عند ترددات تتراوح من ١٠ إلى ١٥٠٠ هرتز، بعرض نبضة من ١٠٠ إلى ٦٠٠ مايكرو ثانية و مطال قابل للتحكم من ١ إلى ١٥ ميلي أمبير تُزوَّد إلى حمل مقداره من ٣٠٠ إلى ١٥٠٠ أوم. يمكن التحكم بهذه البارامترات عندما يستخدم الإنسان زرعة تستمد الطاقة و التحكم من خلال ترابط ذو تردد راديوي (RF) من وحدة تغذية خارجية. يبين الشكل رقم (٢٩,١٣) نظام تنبيه الحبل النخاعي من شركة Medtronic الذي يحتوي على مولد نبضة قابل للزرع و مُبَرمِج محمول باليد.

بما أن منبه الحبل النخاعي ليس نظاماً داعماً للحياة فإنه لا يوجد خطر مرتبط مع فشل المنبه في تأمين الخرج. من ناحية ثانية ينبغي على المرضى الذين يستخدمون نواظم خطى بطينية مُثَبَّطة أو مقدوحة أن لا يتعرضوا للتنبيه الكهربائي. كذلك فإن المريض الذي يدخل إلى حقل تردد راديوي نبضي ذو تردد يساوي التردد الذي تم توليف المستقبل عليه، فإنه سوف يكون في خطر بسبب تفعيل المنبه الخاص به بواسطة الحقل. لقد تم إظهار تنبيه الحبل النخاعي على أنه ذو منفعة كبيرة لبعض المرضى ذوي التصلب المتعدد ولأمراض عصبية أخرى؛ ومن المُتوقع أنه سيتم تطبيق التقنية أكثر وأكثر في المستقبل القريب.

تم وصف معالجة الجنف (انحناء جانبي في العمود الفقري) مجهول السبب بواسطة التنبيه الكهربائي من قِبَل Leonard, 1980. يتألف الجهاز المُستخدم لهذا الغرض من مستقبل راديوي مزروع (الشكل رقم أ ٢٩,١٤) ومن مرسل خارجي بهوائي مناسب (الشكل رقم ب ٢٩,١٤).

صُمِّم المرسل لتوليد نبضات من أجل تقلص عضلي يدوم ١,٦ ثانية مع فترة راحة مقدارها ٩ ثانية بين التقلصات. إن التنبيه الفعلي هو ليس نبضة وحيدة ولكنه في الواقع دفقه من النبضات تتألف من نبضات مفردة عرضها ٢٢٠ مايكرو ثانية تُعاد ٣٣ مرة كل ثانية. ومن أجل الإرسال خلال الجلد يتم تعديل دفقات النبضات بتردد حامل يساوي ٤٦٠ كيلو هرتز.

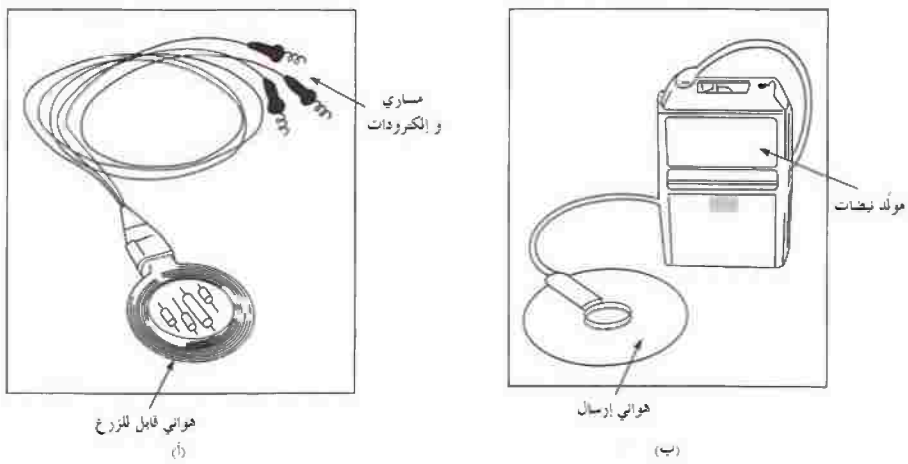
الشكل رقم (٢٩,١٣). نظام تنبيه للحبل النخاعي. عن (Courtesy: M/S Medtronic)

(A) ناظم خطى قابل للزرع يتضمن نظام دارات إلكترونية ومنبع طاقة.

(B) مغناطيس مستعمل من قِبل المريض للتحكم بنبضات مولد النبضة ضمن بارامترات معدة بواسطة الطبيب.

(C) مبرمِج محمول باليد يتصل مع مولد النبضة.

(D) منصة برمجة أعلى الطاولة لبرمجة مولد النبضة وتأمين طباعات للمعلومات منها.



الشكل رقم (٢٩,١٤). (أ) مستقبل راديوي مزروع مع المساري. (ب) وحدة إرسال خارجية مع الهوائي.

إن المستقبل هو جهاز غير فعال مُصمَّم ليستقبل فقط الإشارات من المرسل. إنه يفك تعديل الإشارات ويوصلها من خلال المساري إلى العضلات المناسبة لتنتج التنبيه. يتم طمر دارة المستقبل في قرص من الإيبوكسي مطلي بمطاط سيليكوني من أجل التوافق مع النسيج. يُربط المستقبل إلى ثلاث مساري من سلك إيريديوم- بلاتين تنتهي بإلكترودات لولبية من البلاتين.

يتم وضع الإلكترودات فوق عضلات مجاورة للحبل النخاعي مناسبة أثناء الجراحة. ويتم وضع المستقبل في جيب تحت الجلد على الجانب المحدب للمنحني. إن هوائي الإرسال هو قرص مسطح مُثبَّت بشريط على الجلد فوق المستقبل الموضوع تحت الجلد بواسطة لاصق يمكن التخلص منه.

تُعتبر هذه التقنية تطويراً رائعاً في مجال التدبير العلاجي للجنف وخصوصاً للأطفال الصغار. يتم تحديد تأثير التنبيه الكهربائي على النسيج العصبي من أجل هندسة مُعطاة من خلال الشحنة لكل تنبيه. وهكذا بقصد المحافظة على مستوى تنبيه معين بالرغم من احتمال تغير ممانعة الإلكترود يجب إبقاء كمية الشحنة المنتقلة إلى الإلكترود بكل نبضة ثابتة. يمكن تحقيق هذا إما بواسطة تفريغ شحنة مكثف تم شحنه إلى جهد مُعطى أو من خلال قيادة الإلكترود بواسطة منبع تيار وبالتالي تزويد تيار ثابت لمقدار معين من الزمن.

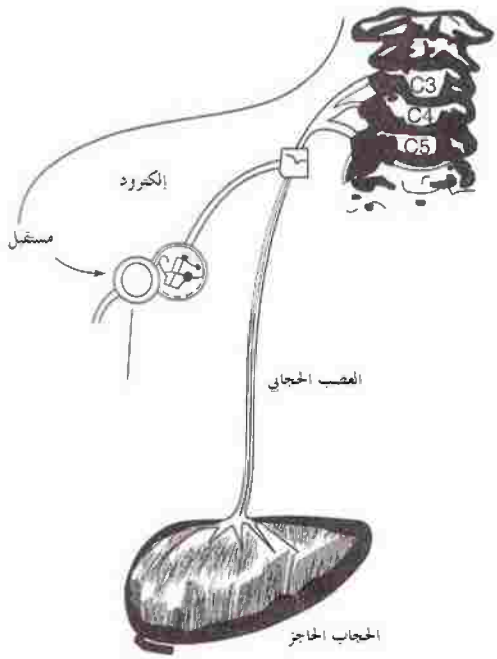
(٢٩,٦,٣) التنبيه المغناطيسي Magnetic Stimulation

إن مشكلة التنبيه الكهربائي هي أنه مؤلم (Hallett and Leonardo, 1990). إن الألم ليس مختلفاً عن ذلك الذي يحدث بواسطة تنبيه الأعصاب المحيطية ولكنه كافٍ للحد من قبوله إكلينيكياً. بيَّن Barker et al, 1985 بأنه من الممكن تنبيه العصب و الدماغ مغناطيسياً. يتم توليد نبضة مغناطيسية بواسطة تمرير نبضة تيار عالي قصيرة من خلال وشيعة سلكية. تملك التقنية ميزة وهي أن التنبيه فيها يكون بلا ألم تقريباً. وبالرغم من أنه تم تنفيذ عدد كبير من الدراسات لدراسة الفعالية والسلامة للتنبيه المغناطيسي فإن التقنية ما تزال تجريبية ومضبوطة في بلدان مثل الولايات المتحدة الأمريكية (USA).

(٢٩,٧) نظم الحجاب الحاجز بواسطة الترددات الراديوية لمعالجة قصور التهوية المزمن

Diaphragm Pacing by Radio-Frequency for the Treatment of Chronic Ventilatory Insufficiency

قدم Sarnoff et al, (1948) مصطلح التنفس الحجابي- الكهربائي لوصف تقلص الحجاب الذي يلي التنبيه الكهربائي للعصب الحجاجي. لقد جرب بشكل واسع بالتنبيه الكهربائي للعصب الحجابي (الشكل رقم (٢٩,١٥) وبيَّنَ بأن التنبيه الكهربائي تحت المحوري لعصب حجابي واحد فقط يمكن أن يؤثر على تبادل الأوكسجين وثاني أكسيد الكربون. إن التقنية الآن مُطوَّرة بشكل جيد وتتوفر تجارياً نواظم خطى عصب حجابي بتردد راديوي.



الشكل رقم (٢٩,١٥). يبين المخطط توضع المستقبل و الإلكترود لتنبيه العصب الحجابي.

الجهاز هو منبه مترابط بتردد راديوي مُركَّب من مرسل خارجي صغير و كبسولة مستقبل غير فعال مزروعة تحت الجلد في المريض. يتم إرسال الطاقة المطلوبة للتنبيه بواسطة مرسل خارجي يعمل على البطارية من خلال الجلد المغلق إلى كبسولة المستقبل المزروعة في الداخل. تنقل أسلاك الستانلس ستيل متعددة الجدائل المُغطاة بسيليكون مطاطي التنبيه من الزرعة إلى كُم- العصب الموضوع حول العصب الحجابي.

يؤمن هوائي صغير مُركَّب من حلقات متعددة لسلك مُثبت بشريط على جلد المريض فوق كبسولة المستقبل الترابط الإلكترومغناطيسي الضروري للعمل. وبقصد التخلص من مشكلة حركة الهوائي بالنسبة للزرعة، التي تسبب تغيرات في مطال وتيار التنبيه المُطبق على العصب، يتم استخدام نظام قياس عن بعد لعرض النبضة. إن مدة تيار التنبيه المُطبق على العصب هي ١٥٠ مايكرو ثانية. إن مطال النبضة المُطبقة على العصب هي تابع لمدة حامل التردد الراديوي المُطبق وليس لمطال الحامل.

يؤكد Noshario and Suzuki, 1978 أهمية تزامن إيقاع التنفس مع التنبيه الكهربائي للعصب الحجابي. إن التزامن ذو أهمية إكلينيكية لأنه لا يمكن أداء التهوية بشكل كامل إذا كان التنفس التلقائي المتبقي في التنفس المُساعِد غير متزامن مع المنفسة. لوحظ من خلال هؤلاء العاملين بأن التزامن يحدث فقط ضمن مجال محدود من مدة التنبيه. يوضح Talonen et al, 1990 الاعتبارات الفيزيولوجية العصبية والفنية لتصميم منبه عصب حجابي قابل للزرع.

(٢٩,٨) منبهات المثانة
Bladder Stimulators

يتحكم مُنعَكَس التَّبَوُّل بإفراغ المثانة ويحمي ضد عدوى الجهاز البولي والقصور الكلوي المحتمل. وعندما يكون هذا المُنعَكَس ذو عيوب مثلما يمكن أن يحدث غالباً في الشَلل السُفلي والعدوى المُزمِنَة فإنه يمكن أن يكون تهديداً للحياة. يحتاج مثل هؤلاء المرضى في معظم الأحيان إلى قثطار إما بشكل دائم أو متقطع للمحافظة على حالة خالية من مرضٍ مُعدٍ.

اُستخدمت أجهزة إلكترونية للتنبيه الكهربائي المباشر للعضلة النَّافِصَة (المُخرِجة) للمثانة ولكنها أنتجت تأثيرات جانبية غير مرغوب فيها بسبب التيار العالي الضروري المُرسَل إلى التركيب الحوضي المحيطي. تم تطوير تقنية لتفعيل مُنعَكَس التَّبَوُّل بواسطة التنبيه الإلكتروني عن بُعد لإلكترود نخاعي مزروع بشكل دائم، بحيث يكون معه المَشْلول نصفياً قادراً على إفراغ المثانة تماماً بدون استخدام القثطار.

إن جهاز التنبيه مشابه إلى ذلك المُستخدم في تنبيه العصب الحجابي. من ناحية ثانية فإن التنبيه المُزَوَّد هو على شكل نبضة ثنائية الطور مع عرض نبضة مُعَدٌ مُسبقاً يساوي ٠,٢ ميلي ثانية وشدة نبضة من ٠,٥ إلى ٢٥ فولت ومعدل نبضة من ١٠ إلى ٥٠ هرتز. يتألف إلكترود الحبل العَجُزي من سلكين من البلاتين معزولين بطول ٢,٥ ميليمتر، مع رؤوس مخروطية عارية، مُركَّبة على شريط من الإيبوكسي مستقل طوله ٢,٥ ميليمتر. إن السلكين الخارجين مرنين ومطليين بشيء مرن ومصنوعين من الستانلس ستيل وموصولين إلى المستقبل بمحيط مقداره ٣ سنتمتر. يُوضع المستقبل في النسيج تحت الجلدي على الجانب اليساري أو اليميني لخصر المريض. يبدأ التفريغ عادةً بعد بداية التنبيه بزمن قدره من ١٠ إلى ١٥ ثانية.

(٢٩,٩) المنبهات المخيخية
Cerebellar Stimulators

تم اكتشاف التنبيه المخيخي ليعطي أثراً إكلينيكياً مُفَضَّلاً في تخفيف أو تثبيط الصرع المُعَنِّد. يتم تحريض تنبيه المخيخ بواسطة ترابط تحريضي عبر الجلد، من خلال هوائي مثبت تحت الجلد على الصدر. ويتم تزويد التنبيه من خلال أربعة أزواج من أقراص البلاتين المُثبتة على صفيحة لشبكة مطلية بالسيليكون.

تُطبق الإلكترودات تحت خيمة المخيخ إلى قشرة الفَص الأمامي للمخيخ أو مباشرة إلى الفص الخلفي. يتم في بعض الحالات وضع صفائح ارتكاز للإلكترود على القشرة المخيخية الأمامية والخلفية معاً. تتغير بارامترات التنبيه من شخص إلى آخر ويتم ضبطها اعتماداً على التأثيرات المُلاحظة في الحالات الفردية. يُستخدم عادة للتنبيه نبضات مستطيلة بعرض نبضة مقداره ١ ميلي ثانية وبمعدل من ٧-٢٠٠ هرتز و شدة من ٠,٥-١٤ فولت.