الفصل الثاني

الإشارات الكهروحيوية و الإلكترودات
BIOELECTIC SIGNALS AND ELECTRODES

(٢,١) منشأ الإشارات الكهروحيوية
Origin of Bioelectric Signals

تعود علاقة الكهرباء بالعلوم الطبية إلى القرن الثامن عشر عندما أوضح العالم غلفاني أن معظم العمليات الفيزيولوجية تترافق مع تغيرات كهربائية. لقد شكل هذا الاكتشاف الأساس لشرح عمل الأنسجة الحية بلغة الكمونات الكهروحيوية. إن من المعروف الآن أنه يمكن اعتبار الجسم الإنساني المكون من نسج حية كمحطة للطاقة تولد إشارات كهربائية متعددة بمصدرين داخليين وتحديداً العضلات والأعصاب. يترافق التقلص العضلي مع نزوح أيونات يولّد فرقا في الجهد يمكن قياسه بواسطة إلكترودات موضوعة بشكل مناسب.

فمثلاً ينتج القلب والدماغ أنماطاً من تغيرات الجهد تكون مفيدة إذا ما سُجلت وحُلّلت في الممارسة والبحث الطبيين. يتم أيضاً توليد فروق كمون نتيجة تغيرات كهروكيميائية مترافقة مع توصيل إشارات على طول الأعصاب أو من الدماغ. تتسبب هذه الإشارات التي من مرتبة بضعة ميكروفولت في حدوث نمط معقد من النشاط الكهربائي إذا ما تم تسجيله. إن حقيقة أن نشاط النسج الحية عائد إلى تغيرات كمون فيها أوحت باستخدام كهرباء خارجية من أجل تشخيص بعض الأمراض التي تؤثر على العضلات والأعصاب أو من أجل تعزيز أو تعويض نشاط طبيعي متعطل أو من أجل ترميم عضلة مشلولة.

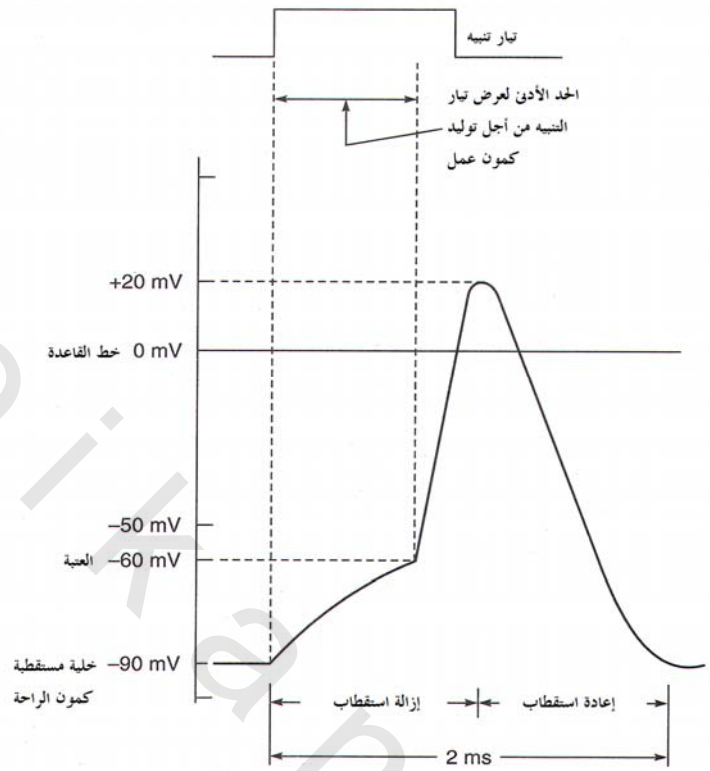
يتم توليد الكمونات الكهروحيوية عند المستوى الخلوي ومنشأ هذه الكمونات أيوني في طبيعته. تتألف الخلية من ناقل أيوني مفصول عن البيئة الخارجية بغشاء نصف نفوذ يعمل كمرشح أيوني انتقائي بالنسبة للأيونات. وهذا يعني أن بعض الأيونات يمكن أن تمر عبر الغشاء بحرية بينما لا تستطيع أخرى ذلك. جميع المواد الحية مكونة من خلايا من أنواع مختلفة. ويمكن أن تختلف الخلايا الإنسانية في القطر من ميكرون واحد إلى مئة ميكرون وفي الطول من ميلي متر واحد إلى متر واحد ولها سماكة غشاء نموذجية قدرها واحد في المئة ميكرون (Peter Strong, 1973).

تحيط سوائل الجسم بخلايا الجسم وهي أيونية وتوفر وسطاً ناقلاً للكمونات الكهربائية. إن الأيونات الأساسية المتورطة في ظاهرة إنتاج كمونات الخلية هي الصوديوم والبوتاسيوم والكلور. يسمح غشاء الخلايا القابلة للاستثارة (أو التهييج) بدخول أيونات البوتاسيوم والكلور بسهولة ولكنه يمانع سريان أيونات الصوديوم بالرغم من وجود تدرج كبير في تركيز الصوديوم عبر غشاء الخلية. وينشأ عن ذلك كون تركيز أيونات الصوديوم خارج الخلية أكبر منه داخلها. ولما كان الصوديوم أيوناً موجباً فإن للخلية في حالة الراحة شحنة سالبة على طول السطح الداخلي لغشائها وشحنة موجبة على طول الجزء الخارجي. إن هذا التوزع غير المتساوي للشحنة هو نتيجة عمليات وتفاعلات كهروكيميائية تحدث ضمن الخلية الحية، والكمون المقيس يسمى كمون الراحة. ويقال عن الخلية في مثل هذه الحالة بأنها مستقطبة. ويسمى نقصان فرق الكمون في حالة الراحة بإزالة الاستقطاب.

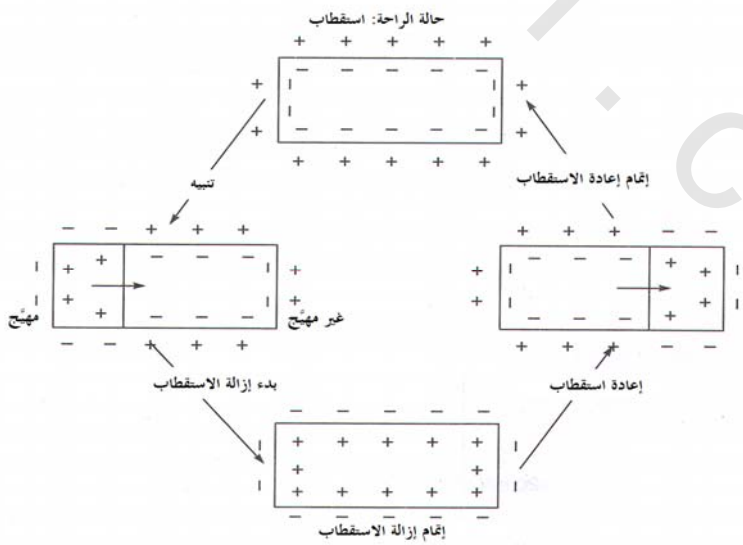
ينشأ عن توزع الأيونات المشحونة إيجابياً على السطح الخارجي لغشاء الخلية والأيونات المشحونة سلبياً داخل غشاء الخلية فرق في الكمون (جهد) عبر هذا الغشاء، وتصبح الخلية في الواقع بطارية بيولوجية بالغة الصغر. ولقد بينت التجارب أن كمون الراحة الداخلي ضمن الخلية هو (-٩٠) ميلي فولت بالنسبة لخارج الخلية. وعندما تتم استثارة أو تنبيه الخلية فإن الجانب الخارجي من غشاء الخلية يصبح بسرعة خاطفة سالباً بالنسبة للداخل. تسمى هذه العملية إزالة الاستقطاب، ويتغير كمون الخلية إلى (+٢٠) ميلي فولت تقريباً. وتحدث إعادة الاستقطاب بعد ذلك بزمن قصير عندما تستعيد الخلية حالتها العادية التي يكون فيها داخل الغشاء سالباً مرة ثانية بالنسبة للخارج. إن إعادة الاستقطاب ضرورية لإعادة توطيد كمون الراحة. وينتج عن تفريغ الشحنة وإعادة الشحن في الخلية أشكال موجة جهد يمكن تسجيلها بطرق مناسبة باستخدام إلكترودات صغرية (ميكروإلكترودات). ويوضح الشكل رقم (٢,١) شكل موجة كمون نموذجي مسجل بهذا الشكل.

تتسبب موجة الاستثارة (التهييج) أثناء انتشارها في العضلة بتقلصها. وتتبع موجة التقلص دائماً موجة التهييج ؛ لأن سرعتها أقل. هذه الظاهرة موجودة في العضلات الهيكلية وعضلة القلب والعضلات الملساء. وبدوره فإنه ينشأ عن كل تقلص (حركة) لعضلة إنتاج جهد كهربائي. ويظهر هذا الجهد في العضلة بطريقة بحيث أن مقطع العضلة المتحركة يكون دائماً سالباً بالنسبة لمحيطه. وتسمى هذه الجهود كمونات العمل ؛ لأنها ناتجة عن عمل العضلات. يحدث بعد اكتمال التقلص إعادة للاستقطاب وينتج عنه ارتخاء العضلة وعودتها إلى حالتها الأصلية. ويوضح الشكل رقم (٢,٢) النشاط الكهربائي المرافق لتقلص واحد في عضلة.

لا تشبه التيارات التي تنطوي عليها الكهرباء الحيوية تلك التيارات التي تنطوي عليها الإلكترونيات. تنشأ التيارات الكهروحيوية عن حركة أيونات موجبة وسالبة في سائل ناقل. تمتلك الأيونات كتلة محددة وتواجه مقاومة في حركتها ضمن السائل ولها بذلك سرعات محدودة. ولذلك فإن لكمون عمل الخلية زمني صعود وهبوط منتهيين (محددين).



الشكل رقم (٢,١). شكل موجة كمون خلية نموذجي.



الشكل رقم (٢,٢). النشاط الكهربائي المترافق مع تقلص واحد في عضلة.

obeikandl.com

ربما تجدر الملاحظة بأنه يمكن التسبب بإزالة استقطاب خلية ومن ثم إعادة استقطابها وذلك بتعريض غشاء الخلية إلى تيار أيوني. إلا أنه ما لم يتم تطبيق منبِّه فوق قيمة دنيا معينة فإن استقطاب الخلية لن يُزال ولن يتولد كمون عمل، وتُعرف هذه القيمة بعتبة التنبيه. هناك بعد تنبيه خلية فترة من الزمن محددة تحتاجها الخلية لتعود إلى حالتها قبل التنبيه. وهذا ناتج عن أن الطاقة المترافقة مع كمون العمل ناتجة عن عمليات استقلابية (أيضية) داخل الخلية تأخذ وقتاً لكي تتم. وتسمى هذه الفترة الزمنية بفترة عدم الاستجابة.

إن الإشارات الكهروحيوية ذات الأهمية السريرية والتي يتم تسجيلها ناتجة عن النشاط المتناسق لمجموعة كبيرة من الخلايا. وتميل الشحنات في هذا النوع من التهييج المتزامن لعدد كبير من الخلايا إلى الارتحال عبر سوائل الجسم باتجاه مناطق الخلايا التي لم تتهيج بعد. ويشكل مثل هذا الارتحال تياراً كهربائياً وبذلك ينشئ فروقاً في الكمون بين الأجزاء المختلفة للجسم بما فيها سطحه الخارجي. ويمكن التقاط فروق الكمون هذه بسهولة بوضع صفائح ناقلة (إلكترودات) عند أي نقطتين على سطح الجسم وقياسها بمساعدة جهاز قياس حساس. إن هذه الكمونات ذات أهمية كبيرة للتشخيص والعلاج. ويعكس الجدول رقم (٢,١) الخصائص الأولية لإشارات كهروحيوية نموذجية.

الجدول رقم (٢,١). إشارات كهروحيوية.

الإشارة	خواص الإشارة الأساسية			نوع الإلكترود
	مجال التردد (هرتز)	مطال الإشارة (ميكروفولت)	إشارة نموذجية (ميكروفولت)	
مخطط كهربية القلب *ECG*	١٢٠ - ٠,٠٥	٥ - ٠,١	١[1]	جلدي
مخطط كهربية الدماغ *EEG*	١٠٠ - ٠,١	٢٠٠ - ٢	٥٠	فروة رأس
مخطط كهربية العضلات *EMG*	٢٠٠٠ - ٥	٥ - ٠,١	-	إبري
مخطط كهربية الشبكية *ERG*	مستمر - ٢٠	١ - ٠,٥	٠,٥	تلامسي
مخطط كهربية العين *EOG*	مستمر - ١٠٠	٣٥٠٠ - ١٠	٠,٥	تلامسي

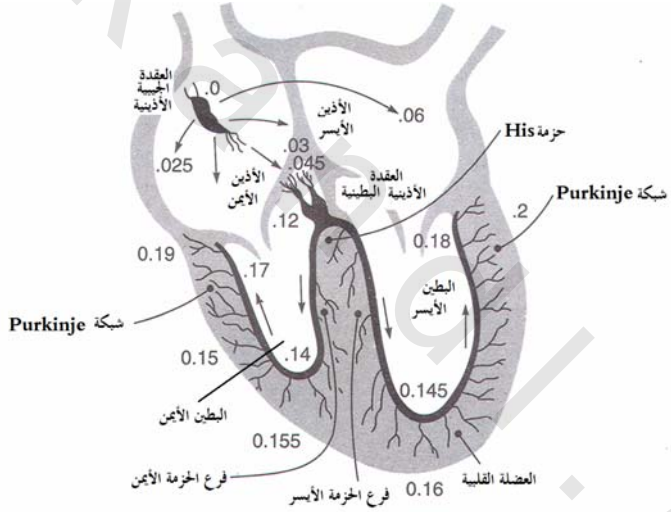
(٢,١,١) مخطط كهربية القلب (ECG) Electrocardiogram

يُعرف تسجيل النشاط الكهربائي المترافق مع قيام القلب بوظيفته بمخطط كهربية القلب (ECG)، وهي إشارة شبه دورية متكررة بشكل إيقاعي متزامنة مع وظيفة القلب الذي يعمل كمولد للأحداث الكهروحيوية. ويمكن توصيف هذه الإشارة المولَّدة بواسطة ثنائي قطب كهربائي بسيط (قطب يتألف من زوج شحنة موجبة وسالبة). يولِّد

(١) ملاحظة المترجم: مجال إشارتي تخطيط القلب والعضلات هو الميلي فولت وليس الميكروفولت (انظر نهاية الفقرة ٢,١,١).

ثنائي القطب شعاعاً حقلياً متغيراً بشكل دوري تقريباً في الزمان والمكان تقاس آثاره على السطح. يمكن تقييس أشكال الموجة المسجلة بهذا الشكل على شكل علاقات مطال وطور، وأي انحراف عن هذا المعيار القياسي يعكس وجود شذوذ. ولذلك فإنه من المهم فهم النشاط الكهربائي والتتابعات الميكانيكية المرافقة التي يؤديها القلب لتأمين القوة الدافعة من أجل دوران الدم.

يملك القلب نظامه الخاص لتوليد ونقل كمونات العمل من خلال تغير معقد للتركيز الأيوني عبر غشاء الخلية. هناك مجموعة من الخلايا المتموضعة أعلى الأذين الأيمن قرب مدخل الوريد الأجوف. تُعرف مجموعة الخلايا هذه بالعقدة الجيبية الأذينية وهي التي تبدأ نشاط القلب وتعمل كناظم خطى أولي للقلب (الشكل رقم ٢,٣). يبلغ طول العقدة الجيبية الأذينية (٢٥-٣٠) ميليمتر وسماكتها (٢-٥) ميليمتر. وتولد هذه العقدة نبضات عند المعدل الطبيعي للقلب أي حوالي ٧٢ نبضة في الدقيقة في حالة الراحة.



الشكل رقم (٢,٣). موقع العقدة الجيبية الأذينية في القلب والتي تنطلق منها النبضة المسؤولة عن النشاط الكهربائي للقلب. توضح الأسهم مسار هذه النبضة.

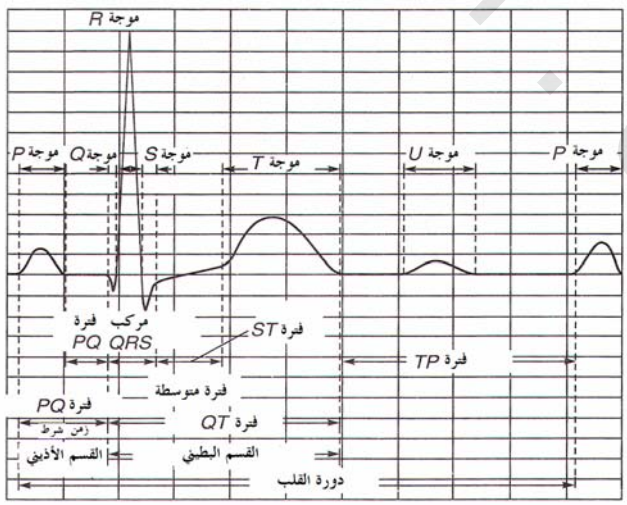
ملاحظة: تشير الأرقام مثل ٠,١٨ و ٠,١٤٥ و٠,١٥ و ٠,٢ ...الخ إلى الزمن الذي تأخذه النبضة للانتقال من العقدة إلى الأجزاء المختلفة من القلب.

ولأن الجسم يعمل كوسط مقاوم صرف فإن حقل الكمون المتولد من العقدة الجيبية الأذينية يمتد إلى الأجزاء الأخرى من القلب. تنتشر الموجة عبر الأذين الأيمن والأيسر بسرعة حوالي متر واحد في الثانية، ويتطلب الأمر حوالي عُشر الثانية لإتمام تهييج الأذينين. يقلص كمون العمل العضلة الأذينية وتنتشر النبضة عبر الجدار الأذيني خلال (٠,٠٤) ثانية إلى العقدة الأذينية البطينية المتموضعة في الجزء السفلي من الجدار بين الأذينين.

تؤخر العقدة الأذينية البطينية انتشار التهييج بحوالي ٠,١٢ ثانية وهذا عائد إلى وجود حاجز ليفي من خلايا غير قابلة للتهييج تمنع بفعالية انتشار التهييج من الاستمرار إلى ما وراء حدود الأذينين. بعد ذلك هناك نظام نقل خاص يسمى حزمة هِس His يحمل كمون العمل إلى البطينين. وبذلك فإن الأذينين والبطينين مرتبطان وظيفياً عن طريق العقدة الأذينية البطينية ونظام النقل (حزمة هس) فقط. إن التأخير الذي تقوم به العقدة الأذينية البطينية يضمن أن الأذينين سيتمان تقلصهما قبل أن يكون هناك أي تقلص بطيني. وتترك النبضة العقدة الأذينية البطينية عن طريق حزمة هس. إن الألياف في هذه الحزمة والمسماة ألياف بوركنج Purkinje تتفرع بعد مسافة قصيرة إلى فرعين لتبدأ كمونات العمل بشكل متواقت في البطينين.

تبلغ سرعة النقل في ألياف بوركنج حوالي ١,٥ - ٢,٥ متر في الثانية. وبما أن اتجاه انتشار النبضة في حزمة هس هو من قمة القلب فإن التقلص البطيني يبدأ عند القمة ويكمل صعوداً عبر الجدران البطينية. وهذا ينشأ عنه أن يؤدي تقلص البطينين إلى فعل عصر يدفع الدم خارج البطينين إلى النظام الشرياني. ويوضح الشكل رقم (٢,٣) الزمن اللازم لانتشار كمون العمل إلى المناطق المختلفة من القلب.

يوضح الشكل رقم (٢,٤) شكل الموجة الطبيعي للـ ECG. إن الفترة الزمنية PR و PQ مقيستان من بداية موجة P إلى بداية موجة R وQ على الترتيب توسِّم الزمن الذي تأخذه نبضة تاركة العقدة الجيبية الأذينية لتصل إلى البطينين. وتقع الفترة PR عادة بين ٠,١٢ - ٠,٢ ثانية. أما الفترة QRS التي تمثل الزمن الذي تأخذه نبضة القلب لتنتقل عبر النظام ما بين البطيني أولاً ثم عبر الجدران الحرة للبطينين فيتراوح ما بين ٠,٠٥ - ٠,١ ثانية.



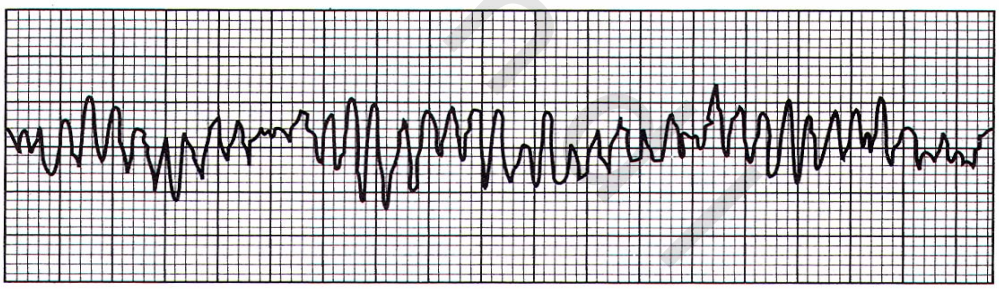
الشكل رقم (٢,٤). شكل موجة ECG طبيعية مسجلة بوضعية الافتباس القياسي.

تمثل الموجة T إعادة الاستقطاب لكلا البطينين. ولذلك فإن الفترة QT هي الفترة اللازمة لإتمام تقلص (انقباض) بطيني واحد. يبدأ الانبساط البطيني من نهاية موجة T ويمتد إلى بداية موجة Q التالية. المطال النموذجي لـ QRS لقلب الإنسان الطبيعي هو ميلي فولت واحد عند تسجيله بوضعية الاقتباس I[٢].

(٢,١,٢) مخطط كهربية الدماغ (EEG) Electroencephalogram

يولّد الدماغ كمونات إيقاعية مصدرها عصبونات الدماغ الإفرادية. وتتجمع هذه الكمونات عندما تنفرغ ملايين الخلايا بشكل متزامن وتظهر على شكل موجة سطحية يُعرف تسجيلها باسم مخطط كهربية الدماغ EEG (الشكل رقم ٢,٥).

وكغيرها من خلايا الجسم تكون العصبونات في حالة الراحة مستقطبة كهربائياً. كمون داخل العصبون حوالي (-٧٠) ميلي فولت بالنسبة لخارجه. وعندما يتعرض العصبون إلى تنبيه (استثارة) فوق عتبي معين فإن نبضة عصبية تُوَلَّد وتُرى كتغير في كمون الغشاء وتنتشر في الخلية وينتج عنها إزالة استقطاب الخلية. وبعد ذلك بوقت قصير تحدث إعادة الاستقطاب.



الشكل رقم (٢,٥): شكل موجة إشارة EEG نموذجي.

يمكن التقاط إشارة EEG بواسطة إلكترودات إما من فروة الرأس أو من القشرة الدماغية مباشرة. يبلغ مطال الموجات التي يمكن التقاطها من فروة الرأس في العادة مئة ميكروفولت ذروة إلى ذروة أو أقل، بينما يبلغ مطال تلك التي يتم التقاطها من قشرة الدماغ مباشرة حوالي ميلي فولت واحد. ويتغير التردد بشكل كبير باختلاف الحالات السلوكية. يتراوح المحتوى الترددي للـ EEG الطبيعي ما بين ٠,٥ - ٥٠ هرتز. كما تتغير طبيعة الموجة على مدى الأجزاء المختلفة من فروة الرأس.

---

(٢) هذا يؤكد ملاحظة المترجم على الجدول رقم (٢,١).

إن التغيرات في إشارات الـ EEG سواء في المطال أو في التردد ذات أهمية تشخيصية. كما أن المعلومات الترددية ذات أهمية خاصة ؛ لأن التردد الأساسي لمجال الـ EEG يتم تصنيفه في الحزم الخمس التالية لأغراض تحليلية :

حزمة دلتا (δ)	حزمة ثيتا (θ)	حزمة ألفا (α)	حزمة بيتا (β)	حزمة غاما (γ)
(٠,٥-٤) هرتز	(٤-٨) هرتز	(٨-١٣) هرتز	(١٣-٢٢) هرتز	(٢٢-٣٠) هرتز

إن إيقاع ألفا هو أحد المكونات الأساسية للـ EEG وهو مؤشر لحالة تأهب الدماغ ، ويخدم كمؤشر لمدى عمق التخدير في غرفة العمليات. ويبدو أن تردد الـ EEG يتأثر بالنشاط الفكري للشخص. كما أن التغير الواسع بين الأشخاص والافتقار إلى قابلية التكرار لدى شخص ما من مناسبة إلى أخرى يجعل التحليل مسألة صعبة. ومع ذلك فإن بعض أشكال الموجة المميزة للـ EEG يمكن أن تُربط بسهولة بشذوذات عامة مثل نوبات الصرع واضطرابات النوم.

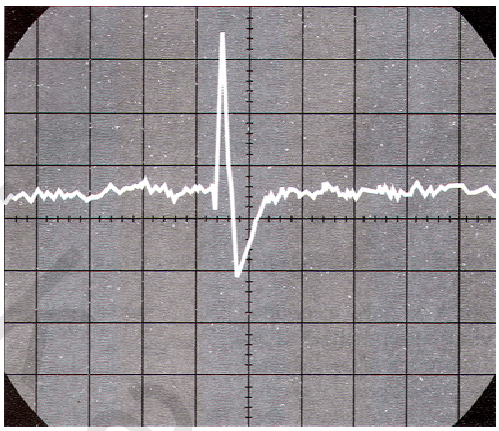
وإلى جانب أهمية المحتوى الترددي لنمط الـ EEG فقد تمت أيضاً دراسة العلاقات الطورية بين أنماط متشابهة للـ EEG من أجزاء مختلفة للدماغ باهتمام كبير من أجل الحصول على معرفة إضافية فيما يخص قيام الدماغ بعمله. إن تسجيل الاستجابة المستثارة الذي يشير إلى الاضطراب في نمط الـ EEG الناتج عن استثارات خارجية عبارة عن قياس مهم آخر. ويمكن للاستثارات أن تكون ومضة ضوء أو قرقعة صوت. ولأن الاستجابات للاستثارات قابلة للتكرار فإن الاستجابة المستثارة قابلة للتمييز عن باقي نشاط الـ EEG بواسطة تقنيات إيجاد المتوسط وذلك من أجل الحصول على معلومات مفيدة حول قيام أجزاء محددة من الدماغ بوظيفتها.

(٢,١,٣) مخطط كهربية العضلات (EMG) Electromyogram

ينشأ عن تقلص العضلة الهيكلية توليد كمونات عمل في ألياف كل عضلة ، ويُعرف تسجل هذه الكمونات بمخطط كهربية العضلات EMG. هذا النشاط مشابه لذاك المشاهد في العضلة القلبية ، إلا أن إعادة الاستقطاب تحدث بسرعة أكبر في العضلة الهيكلية كما أن كمون العمل يستمر بضع ميلي ثانية. ولما كانت قياسات EMG تُعمل للحصول على مؤشر لكمية النشاط لعضلة ما أو لمجموعة عضلات أكثر منها لليف عضلي وحيد ، فإن نمط المخطط هو في العادة جمع لكمونات العمل الإفرادية من الألياف المكونة للعضلة أو العضلات التي يتم دراستها.

ويمكن مراقبة النشاط الكهربائي للكتلة العضلية بواسطة إلكترودات سطحية توضع على الجلد فوق هذه الكتلة العضلية. على أنه يُفضل عادة تسجيل كمونات العمل من وحدات حركية مفردة باستخدام إلكترودات إبرية من أجل معلومات تشخيصية أفضل.

تتراوح الكمونات العضلية في التقلص الإرادي للعضلة الهيكلية ما بين ٥٠ ميكروفولت و٥ ميلي فولت[٣] وفترة الاستمرار ما بين ٢-١٥ ميلي ثانية. تتغير القيم تبعاً للموضع التشريحي للعضلة وحجم ومكان الإلكترود. وفي العادة ليس هناك كمونات عمل في عضلة مسترخية. يوضح الشكل رقم (٢,٦) إشارة EMG نموذجية.



الشكل رقم (٢,٦). شكل موجة إشارة EMG نموذجية.

(٢,٢) إلكترودات التسجيل

Recording Electrodes

يجب التقاط الحوادث الكهروحيوية من سطح الجسم قبل أن يمكن إدخالها إلى المضخم من أجل تسجيل أو إظهار لاحق، وهذا يتم باستخدام الإلكترودات. إن ما تقوم به الإلكترودات إنما هو الانتقال من النقل الأيوني في النسيج إلى النقل الإلكتروني الضروري لإجراء القياسات. كما أن الإلكترودات مطلوبة أيضاً عندما يتم قياس معاملات فيزيولوجية بطريقة الممانعة وعندما يتوجب استثارة نسج قابلة للإثارة في العلاج الكهربائي.

تلتقط الإلكترودات السطحية فرق الكمون من سطح النسيج عند وضعها فوقه من دون تخريب للنسيج الحي، بينما تشير الإلكترودات العميقة إلى فرق الكمون الكهربائي الناشئ داخل النسيج الحي أو الخلية الحية. يمكن تطبيق نفس التصنيف على الإلكترودات المستخدمة لاستثارة العضلات.

وتلعب الإلكترودات دوراً هاماً في التسجيل المُرضي للإشارات الكهروحيوية، ويتطلب انتقاؤها اعتبارات حذرة. إذ ينبغي أن تكون مريحة للمرضى لأنهم يرتدونها لفترات طويلة وألاَّ تنتج أية تشويهات اصطناعية . وهناك عامل آخر مرغوب فيه وهو سهولة تطبيق الإلكترودات.

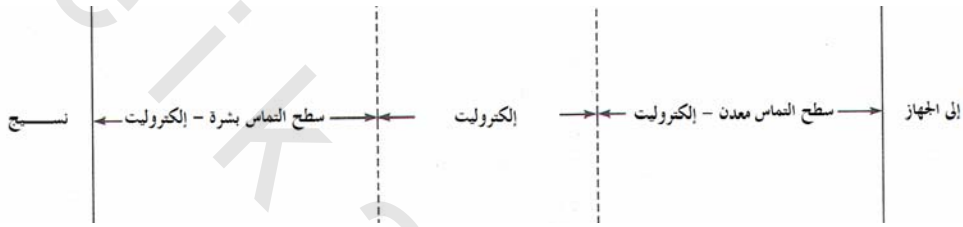
---

(٣) انظر ملاحظة المترجم على الجدول رقم (٢,١).

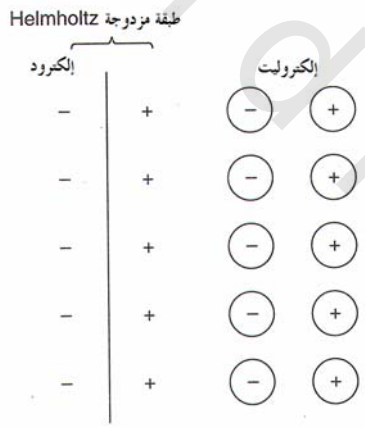
obeikandl.com

(٢,٢,١) سطح التماس بين النسيج والإلكترود Electrode-Tissue Interface

إن الإلكترودات الأكثر شيوعاً في الاستخدام في مراقبة المريض وفي الدراسات ذات العلاقة هي الإلكترودات السطحية. الأمثلة الجديرة بالذكر هي استخدامها لتسجيل الـ ECG والـ EEG وتخطيط التنفس بالممانعة. يُستخدم عادة محلول كهربائي (إلكتروليت) أو معجون إلكترود كسطح تماس بيني بين الإلكترود وسطح مصدر الحدث، وذلك لتجنب التشويهات الصنعية الناتجة عن الحركة ومن أجل الحصول على تماس وطيد (ممانعة تماس منخفضة). ويمثل الشكل رقم (٢,٧) بقسميه (أ) و(ب) سطح التماس البيني بين النسيج والإلكترود.



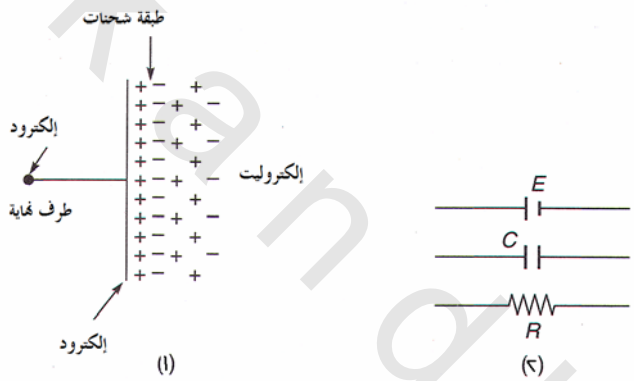
الشكل رقم ((أ)٢,٧). سطح التماس بين النسيج والإلكترود لإلكترودات سطحية تستخدم مع هلام (جل).



الشكل رقم ((ب)٢,٧). دارة سطح التماس بين النسيج والإلكترود تقوم بنقل الإلكترونات من الطور المعدني إلى حامل أيوني في الإلكتروليت وحيث تتشكل طبقة شحنة مزدوجة (سعة) عند سطح التماس.

تعتمد الخواص المميزة للإلكترود السطحي المكون من الإلكترود المعدني الملامس لسطح الجسم من خلال إلكتروليت (هلام الإلكترود) على الشروط عند سطح التماس بين المعدن والإلكتروليت وبين الإلكتروليت والبشرة وعلى نوعية الإلكتروليت.

سطح التماس بين المعدن والإلكتروليت: هناك عند منطقة العبور بين المعدن و الإلكتروليت ميل لدى كل إلكترود ليفرغ أيونات في الإلكتروليت ولدى الأيونات في الإلكتروليت للاتحاد مع كل إلكترود. إن محصلة ذلك هي نشوء تدرج شحنة (فرق في الكمون) عند كل إلكترود، وتدعى التشكيلة الحيِّزية لهذا التدرج بالطبقة المزدوجة [القسم ج من الشكل رقم (٢,٧)]. ومعروف أن هذه الطبقة تكون موجودة في المنطقة المجاورة مباشرة للإلكترود، ويمكن تمثيلها في شكلها الأبسط كصفيحتي شحنة متوازيتين شحنة إحداهما معاكسة للأخرى ومفصولتين عن بعضهما بغشاء رقيق من عازل كهربائي. ولذلك فإن سطح التماس بين المعدن والإلكتروليت يبدو مكوناً من منبع للجهد على التسلسل مع ربط على التوازي لسعة مع مقاومة تفاعل. ويُسمى هذا الجهد الناشئ بكمون نصف الخلية.



الشكل رقم ((ج)٢,٧). (١) توزع الشحنات عند سطح التماس بين الإلكترود والإلكتروليت. (٢) العناصر الثلاثة التي تمثل سطح التماس.

يساوي كمون نصف الخلية في تقريب من المرتبة الأولى كمون المعدن إذا كانت الإلكترودات مستخدمة في تطبيق قياس كيميائي. وتُقاس جميع كمونات الإلكترودات بالنسبة إلى إلكترود مرجعي يكون عادة من هيدروجين ممتص على سواد بلاتين. لكن هذا الإلكترود صعب التصنيع ولذلك يتم استخدام إلكترودات بديلة لها كمون مستقر بشكل جيد وقابل للتكرار (مثل إلكترود الكالوميل). ويعكس الجدول رقم (٢,٢) كمونات الإلكترودات لبعض المعادن الشائعة الاستعمال في السلاسل الكهروكيميائية بالنسبة للهيدروجين.

يوضح هذا الجدول أن كمونات الإلكترودات تكون معتبرة عندما تُستخدم معادن غير متشابهة، وتكون موجودة أيضاً ولو بمطال أصغر حتى لو استخدمت معادن متشابهة. ولقد لوحظ أن الكمون الأكثر انخفاضاً هو في إلكترودات الفضة - كلور الفضة. وتعتمد قيم السعة والمقاومة على عوامل كثيرة تتضمن كثافة التيار ودرجة الحرارة ونوع وتركيز الإلكتروليت ونوع المعدن المستخدم.

الجدول رقم (٢,٢). كمونات الإلكترودات لبعض المعادن بالنسبة للهيدروجين.

المعدن	الرمزالأيوني	كمون الإلكترود (فولت)
ألمنيوم	Al^{+++}	١,٦٦-
حديد	Fe^{++}	٠,٤٤-
رصاص	Pb^{++}	٠,١٢-
هيدروجين	H^{+}	صفر
نحاس	Cu^{++}	٠,٣٤ +
فضة	Ag^{+}	٠,٨٠
بلاتين	Pt^{+}	١,٢+
ذهب	Au^{+}	١,٦٩+

يُسمى الفرق في كمونات نصف الخلية الموجود بين إلكترودين أيضاً كمون الانزياح عن الصفر. وبشكل عام فإن المضخمات التفاضلية المستخدمة لقياس الكمونات بين إلكترودين مصممة لتحذف كمون الانزياح للإلكترود بحيث أن الإشارات ذات الأهمية هي فقط التي تُسجل. ويمكن لكمون الانزياح المنتج بين الإلكترودات أن يكون غير مستقر وغير قابل للتنبؤ به. ويظهر التغير طويل الأمد في هذا الكمون كانحراف في خط القاعدة، بينما تظهر التغيرات قصيرة الأمد كضجيج على الأثر المسجل.

وإذا ما استُخدمت الإلكترودات مع مضخمات ذات ربط تيار متناوب فإن الانزياح طويل الأمد قد يتم رفضه جزئياً بخواص التردد المنخفض للمضخم. ولكن الأمر سيعتمد على سرعة التغير في كمون الانزياح للإلكترود بالنسبة للثابت الزمني لربط التيار المتناوب في المضخم. فمثلاً إذا كانت سرعة تغير كمون الانزياح للإلكترود ١ ميلي فولت في الثانية فإنه يمكن الحصول على نتائج مُرضية إذا كانت استجابة التردد المنخفض للمضخم ١ هرتز.

ونادراً ما تكون القيمة المطلقة لكمون الانزياح ذات أهمية فيما عدا إذا تجاوزت أقصى انزياح تيار مستمر تفاضلي للمضخم. وفي مثل هذه الحالة فإن الأثر قد يذهب خارج شاشة المراقبة أو أن قلم الرسم في جهاز تسجيل قد ينحرف إلى طرف الورقة ولن يمكن بعدها إرجاعه. ولقد وجد أن إلكترودات الفضة - كلور الفضة تقدم خصائص مميزة خالية من الضجيج تقريباً، كما وجد أنها مقبولة من وجهة نظر الانزياح طويل الأمد.

إن الإلكترودات المصنوعة من الفولاذ الذي لا يصدأ غير مقبولة عموماً من أجل تسجيلات فيزيولوجية عالية الحساسية. وهذا ناتج عن أن الإلكترودات المصنوعة من الفولاذ الذي لا يصدأ تنتج عند تماسها مع محلول السالين فرقاً في الكمون قدره ١٠ ميلي فولت بين الأقطاب ،بينما تبلغ هذه القيمة في حالة إلكترودات الفضة - كلور الفضة ٢,٥ ميلي فولت. ويوضح الجدول (٢,٣) بعض القيم التمثيلية للكمون بين الإلكترودات في

إلكتروليت. ولقد ناقش Staewen (1982) المفاهيم المختلفة المتعلقة بمعيار جهد انزياح التيار المستمر من أجل إلكترودات ECG مسبقة التهليم للاستخدام مرة واحدة.

الجدول رقم (٢,٣). الكمون بين الإلكتروليتات في إلكترودات (Geddes and Baker, 1975)

معدن الإلكترود	الإلكتروليت	فرق الكمون بين الإلكترودات (ميلي فولت)
فولاذ لا يصدأ	سالين	١٠
فضة	سالين	٩٤
فضة – كلور الفضة	سالين	٢,٥
فضة – كلور الفضة (قرص ١١ملم)	معجون ECG	٠,٤٧
فضة – كلور الفضة (اسفنجة)	معجون ECG	٠,٢

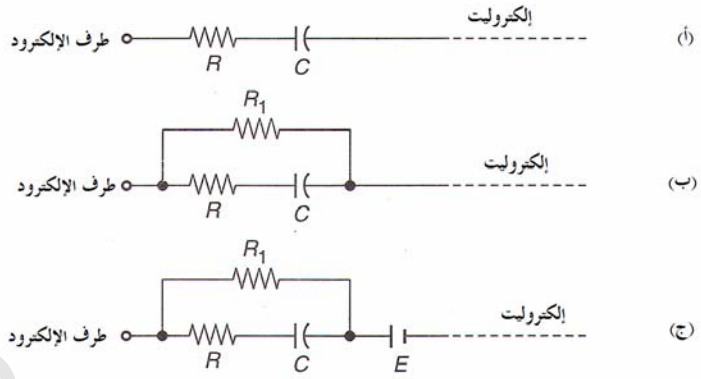
لقد اكتشف فاربورغ Warburg (1899) في دراساته الطليعية أنه يمكن تمثيل سطح تماس إلكترود/إلكتروليت وحيد بسلسلة من سعة C ومقاومة R كما هو موضح في القسم (أ) من الشكل رقم (٢,٨). إلا أن C و R لا تشبهان السعات والمقاومات العادية الحقيقية لأن قيمتهما تابعتان للتردد ولكثافة التيار. وغالباً ما يسمى هذان المكونان بسعة الاستقطاب ومقاومة الاستقطاب. ولقد وجد Warburg أنه من أجل كثافة تيار منخفضة فإن المفاعلة X لـ C ($X = 1/2\pi f C$) مساوية لـ R ، وكلاهما يتغير كمقلوب الجذر التربيعي للتردد (أي: $R=X=k\sqrt{f}$ حيث k ثابت). إن ما تستتبعه هذه العلاقة هو أن زاوية الطور θ ثابتة عند $\pi/4$ من أجل جميع الترددات. إلا أن عدداً محدوداً فقط من الدراسات اختبر دقة نموذج Warburg (Ragheb and Geddes, 1990).

ولقد لوحظ أن مكافئ فاربورغ ذا RC التسلسليين لا يمثل بشكل ملائم سلوك سطح التماس إلكترود/إلكتروليت لأن هذا المكافئ لا يحسب حساباً لسلوك هذا السطح من أجل التردد المنخفض جداً. إن من المعروف جيداً أن مثل هذا السطح يمكن أن يمرر تياراً مستمراً. ولذلك فإن مقاومة R_f موضوعة على التوازي مع مكافئ فاربورغ أكثر ملاءمة.

ويوضح القسم (ب) من الشكل رقم (٢,٨) هذه الدارة المكافئة والتي تمثل فيها R_f مقاومة التسريب الفارادية. إن قيمة R_f مرتفعة في منطقة التردد المنخفض وتعتمد على كثافة التيار تتزايد بتزايدها.

إن من الضروري لإكمال الدارة المكافئة لسطح الإلكترود/الإلكتروليت أن يُضاف كمون نصف الخلية E، وهذا هو الكمون الذي ينشأ عند سطح التماس إلكترود/إلكتروليت، وتعتمد قيمته على نوع المعدن ونوع الإلكتروليت وتركيزه ودرجة الحرارة. ويوضح القسم (ج) من الشكل رقم (٢,٨) الدارة المكافئة الكاملة لسطح تماس إلكترود/إلكتروليت وحيد.

openkandil.com



الشكل رقم (٢,٨). (أ) مكافئ فاربورغ لسطح تماس إلكترود /إلكتروليت. (ب) إضافة مقاومة التسريب الفارادية لأخذ خصائص التيـار المستمر بالحسبان. (ج) كمون نصف الخلية لسطح تماس إلكترود /إلكتروليت.

سطح التماس بين البشرة والإلكتروليت: يمكن الحصول على تقريب لسطح التماس هذا بافتراض أن البشرة تعمل كحجاب حاجز بين محلولين (الإلكتروليت وسوائل الجسم) بتركيزين مختلفين ويحتويان على نفس الأيونات المقيدة لتعطي فروقاً في الكمون. ويمكن توصيف التمثيل المكافئ الأبسط عندها كمنبع جهد على التسلسل مع سعة ومقاومة مربوطتين على التوازي. تمثل السعة الشحنة التي تنشأ عند حدود الطور بينما تعتمد المقاومة على الشروط المرافقة لترحال الأيونات على طول حدود الطور وداخل الحجاب الحاجز.

تشير المناقشة أعلاه إلى أن هناك إمكانية لوجود جهود ذات منشأ غير فيزيولوجي تسمى كمونات التماس.

تقترح الدارة الكهربائية المكافئة للإلكترود السطحي أن الجهد المقدم إلى جهاز القياس من الإلكترود يتكون من مكونين رئيسيين: أحدهما هو كمون التماس والآخر هو الإشارة الحيوية ذات الاهتمام. يعتمد كمون التماس على عوامل عديدة ويمكن أن ينتج إشارة تداخل تتجاوز عدة مرات الإشارة المفيدة. ولقد وجد أن كمون التماس تابع لنوع البشرة وتحضيرها وتركيبة الإلكتروليت.

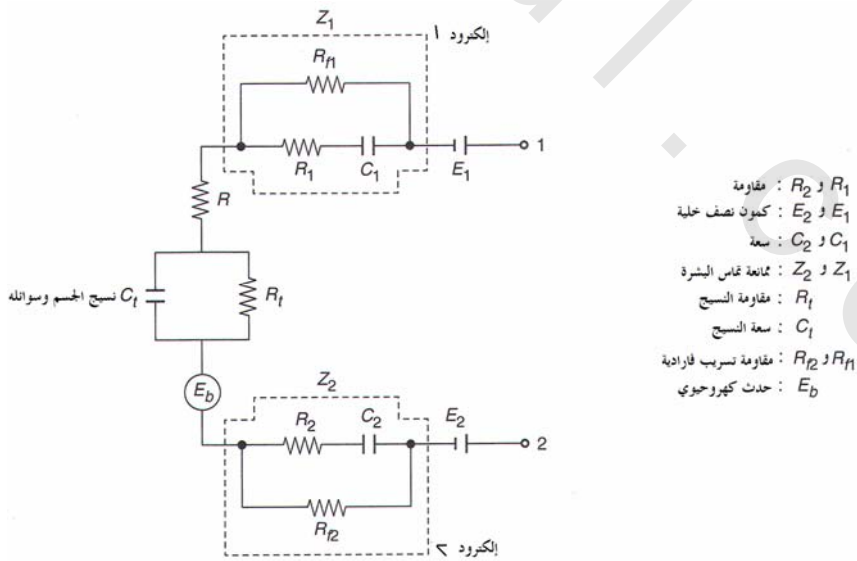
تنشأ إشارات التداخل عند تسجيل الحوادث الكهروحيوية من فروق الكمون في سطحي التماس بين المعدن/الإلكتروليت والإلكتروليت/البشرة. وفي العادة فإن فرقي الكمون هذين يكونان موصولين على التضاد أثناء عملية التسجيل، وفي الحالة التي يكون فيها زوجا إلكترود عكوسين ومتماثلين حقيقة فإن الفرق بينهما يكون صفراً. إلا أنه عملياً قد وُجد أن هناك فرق في الكمون (قد يكون صغيراً جداً) بين إلكترودين أُنتجا تحت شروط قصوى من الانتباه أثناء التصنيع. كما أن بعض العناصر في الدارة المكافئة تابعة للزمن وتميل إلى إظهار تغير بطيء مع الزمن.

إن السبب الرئيسي لمعدل التغير هذا يعود إلى انزياح نسبي يؤثر بشكل رئيسي على كمون الانتقال معدن/إلكتروليت. أما العوامل الأخرى المسؤولة عن تغيرات فرق الكمون مع الزمن فيمكن أن تكون تغيرات درجة الحرارة وانزياحات نسبية للكمونات في النظام وتغيرات في تركيز الإلكتروليت ...الخ (Odman and Oberg, 1982).

obeikandl.com

إذا كانت الإشارات المراد تسجيلها إشارات تيار متناوب فإن فرق الكمون بين الإلكترودين سوف لن يتداخل مع الإشارة المفيدة شريطة أن يكون فرق كمون التماس بين الإلكترودين ثابتاً. إلا أنه إذا كان معدل التغير لكمون التماس مع الزمن يقع ضمن الطيف الترددي للإشارة تحت القياس فسيتم إنتاج خطأ. وتصبح مشكلة فرق كمون التماس جدية في حالة أريد تسجيل إشارات تيار مستمر مثل الـ EOG. إن أي تغير في كمون التماس سوف يغير في خصائص الإشارة المراد تسجيلها (والتي قد تكون بحد ذاتها ذات مطال ضئيل جداً من مرتبة ميكروفولت) بشكل كبير.

وبناء على الاعتبارات المذكورة سابقاً فإن من الممكن إنشاء الدارة التي يكون فيها زوجان من الإلكترودات موضوعين على تماس إلكتروليتي مع الجسم. الإلكترودان يُستخدمان لقياس حادثة كهروحيوية وموصَّلان لى مضخم تفاضلي. لقد وُجد أن هناك ثلاثة كمونات في هذه الدارة (الشكل رقم ٢,٩): واحد منها يعود إلى الحدث الكهروحيوي E_b ، والاثنان الآخران غير فيزيولوجيين ويمثلان كموني نصف الخلية E_1 و E_2 للإلكترودين. Z_1 و Z_2 هما ممانعتا تماس البشرة لهذين الإلكترودين، أما R فهي مقاومة النسيج أو مقاومة المولِّد الكهروحيوي. توضح هذه الدارة أن ممانعة الإلكترودين ستكون مرتفعة في منطقة التردد المنخفض وستتناقص مع تزايد التردد. ومن الواضح أيضاً أن من المهم تخفيض هبوطات الكمون عبر ممانعة الإلكترود إلى أدنى حد ممكن في أي قياس لإشارة حيوية. يتم التوصل إلى ذلك بجعل ممانعة تماس البشرة منخفضة قدر الإمكان وجعل ممانعة الدخل لجهاز القياس مرتفعة قدر الإمكان.



الشكل رقم (٢,٩). الدارة المكافئة لزوجين من الإلكترودات (١ و ٢) على جسم مثل بـ R و Rt و Ct. هناك ضمن الجسم مولد كهروحيوي Eb (طبقاً لـ Tacker and Geddes, 1966).

(٢,٢,٢) الاستقطاب Polarization

إذا ما طُبق جهد كهربائي منخفض على إلكترودين موضوعين في محلول فإن الطبقات الكهربائية المزدوجة تكون موزعة. وتبعاً للمعادن المكونة للإلكترودين فإن سرياناً ثابتاً للتيار قد وقد لا يحدث. تضطرب الطبقة الكهربائية المزدوجة بشكل مؤقت بسبب الجهد الكهربائي المطبق خارجياً في بعض سطوح التماس معدن/سائل، وبالتالي فإن تياراً صغيراً جداً يسري بعد الاندفاع الأول ويشير بذلك إلى مقاومة مرتفعة. هذا النوع من الإلكترودات سوف لن يسمح بقياس كمونات ثابتة أو متغيرة بشكل بطيء في الأنسجة. ويقال عنها أنها مستقطبة أو غير عكوسة. وهكذا فإن ظاهرة الاستقطاب تؤثر على الطبقة المزدوجة الكهروكيميائية على سطح الإلكترود وتعبر عن نفسها في تغير قيمة الممانعة ومنبع الجهد الممثلين لطبقة الانتقال.

وقد أفاد Parsons (1964) بأن الإلكترودات التي لا يحدث فيها محصلة نقل للشحنة عبر سطح التماس معدن/إلكتروليت يمكن وصفها بأنها مستقطبة بشكل كامل. أما تلك الإلكترودات التي يكون فيها تبادل الشحنات بغير عائق ممكناً فتسمى إلكترودات عكوسة أو غير مستقطبة. وتكون الطبقة المزدوجة الأيونية في المعدن في هذه الإلكترودات بحيث أنها تسمح لتيار معتبر بأن يسري عند تطبيق جهد كهربائي صغير وتظهر بذلك مقاومة منخفضة.

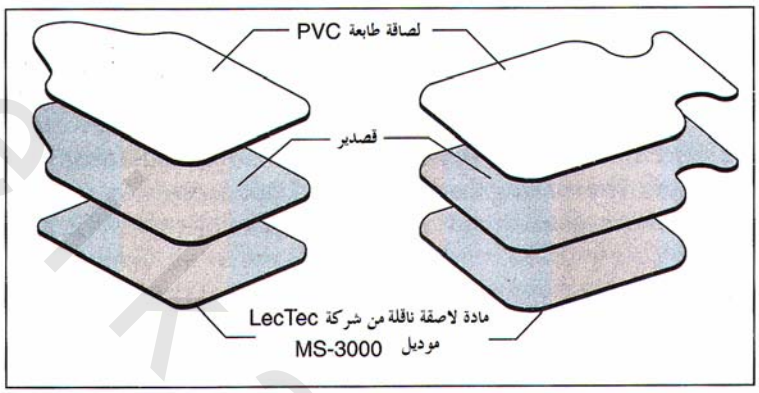
وعلى الرغم من أن الإلكترودات القابلة للاستقطاب أصبحت أقل شيوعاً، إلا أنها ما زالت تُستخدم. تَستخِدم هذه الإلكترودات عادة الفولاذ الذي لا يصدأ وتُستخدم للـ ECG في حالة الراحة أو في حالات أخرى حيث هناك احتمال ضئيل بأن تتعرض الإلكترودات لنبضات كبيرة من الطاقة (مثل انفراغ جهاز إزالة رجفان) حيث قد تحتفظ الإلكترودات في هذه الحالة بشحنة متبقية وتصبح مستقطبة ولن تنقل بعد ذلك الإشارات الكهروحيوية الصغيرة نسبياً وتصبح بذلك عديمة النفع.

من ناحية أخرى فإن الإلكترودات غير المستقطبة مصممة لتبدد وبسرعة أي عدم توازن في الشحنة ناتج عن انفراغات كهربائية قوية كتلك التي تحدث في إزالة الرجفان. وتمكّن إزالة الاستقطاب السريعة من إعادة ظهور للإشارات الحيوية على جهاز المراقبة مباشرة بعد إزالة الرجفان. ولهذا السبب فإن الإلكترودات غير المستقطبة أصبحت الإلكترودات المختارة للمراقبة في وحدات العناية المركزة وفي إجراءات اختبار الجهد. وتاريخياً فإن هذه الإلكترودات تستخدم معدناً ناقلاً بسطح فضة/كلور الفضة على تماس مع الهلام الناقل.

ولا يتحدد انتقاء المعادن للإلكترودات بمدى قابليتها للاستقطاب، بل هناك عوامل أخرى مثل الخواص الميكانيكية وتصبيغ البشرة ..... الخ يجب أن تؤخذ بالاعتبار. وقد قدم Geddes and Baker (1975) مراجعة شاملة تفصيلية للإلكترودات لقياس الحوادث البيوإلكترونية.

ابتكرت شركة Lec Tec إلكتروداً مبطناً بالقصدير (Tracets MP-3000) (الشكل رقم ٢,١٠) وهو غير مستقطب وأداؤه كهربائياً مثل، إن لم يكن أفضل من، الإلكترودات المشابهة التي تستخدم الفضة/كلور الفضة

(Montecalvo and Rolf,1990). تصف براءة الاختراع الأمريكية رقم 4,674,512 بنية إلكترود ECG غير المستقطب هذا والذي لا يستخدم الفضة. هذا الإلكترود يمثل حقبة جديدة لتخطيط القلب حيث لم تعد الفضة مكوناً حاسماً للإلكترود من أجل أداء نوعي.



الشكل رقم (٢,١٠). إلكترود ECG في الراحة من نوع Lec Tec MP-3000 وهو إلكترود متعدد الأغراض للمراقبة والتشخيص وهو غـير مستقطب.

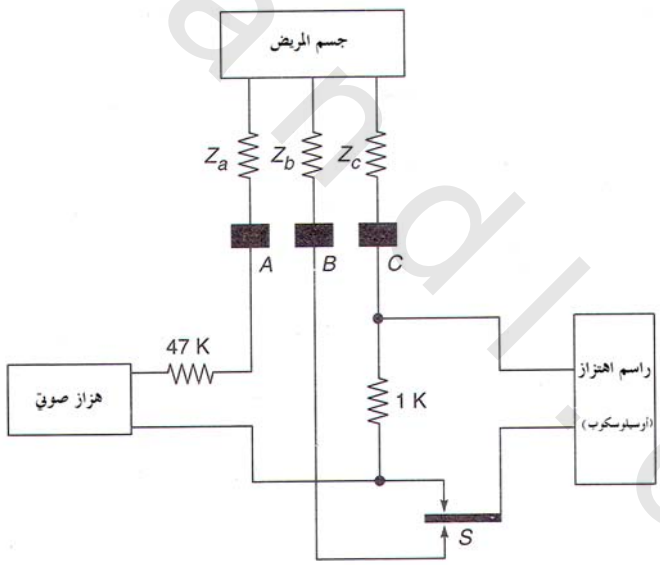
(٢,٢,٣) ممانعة تماس البشرة Skin Contact Impedance

تُسجَّل الأحداث الكهروحيوية عادة بواسطة إلكترودات معدنية توضع على سطح الجسم. ويُنقَل النشاط الكهربائي الذي تولده عضلات وأعصاب مختلفة داخل الجسم إلى مواقع الإلكترودات عبر أنسجة الجسم ويصل إلى الإلكترودات عبر منطقة الانتقال بشرة/إلكترود ليُنقَل بعدها بتوصيلات سلكية مباشرة إلى دارة دخل جهاز التسجيل. تشكل الممانعة عند اتصال الإلكترود بالبشرة جزءاً من الدارة الكلية لجهاز التسجيل ولها بذلك تأثير مهم على التسجيل النهائي. وتُعرف الممانعة من البشرة إلى الإلكترود بممانعة التماس وقيمتها أكبر بكثير من الممانعة الكهربائية لنسيج الجسم تحت البشرة في منطقة القياس. إن الطبقة المتقرنة الخارجية للبشرة هي المسؤولة عن معظم ممانعة تماس البشرة وبالتالي فإن التحضير بعناية للبشرة أساسي للحصول على أفضل النتائج.

قياس ممانعة تماس البشرة: يوضح الشكل رقم (٢,١١) طريقة سهلة لقياس ممانعة التماس عند أي إلكترود، وقد اقترح Miller (1969) هذه الطريقة. ممانعة التماس للإلكترودات الثلاث A و B و C هي على الترتيب Za و Zb وZc. ويؤمن هزاز تياراً ثابتاً في مجال التردد ٠,١-١٠٠ هرتز عبر مقاومة ٤٧ كيلو أوم على التسلسل. وبوضع مناسب للمفتاح يمكن استخدام راسم اهتزاز حساس لمراقبة هبوط الجهد إما عبر مقاومة ١ كيلو أوم وإما عبر Zb. يمكن إهمال هبوط الجهد عبر Zb ؛ لأن ممانعة راسم الاهتزاز المستخدم مع مسبار دخل مرتفعة عادة. يمكن حساب

تيار الدارة من هبوط الجهد عبر مقاومة الـ ١ كيلو أوم والحصول بذلك عل قيمة لـ Zc. لقد قيست ممانعة تماس البشرة باستخدام هذه التقنية للأنواع التالية من الإلكترودات من قبل Hill and Khandpur (1969) :

- إلكترودات كأسية بلاستيكية ذاتية الالتصاق (Boter et al, 1966).
- إلكترودات معدنية صفيحية للأطراف تُستخدم مع هلام ناقل.
- إلكترودات معدنية صفيحية تُستخدم مع بلاستيك ناقل (Jenkner, 1967).
- إلكترودات أطراف جافة متعددة النقاط (Lewes, 1966).
- إلكترودات شفط صدرية جافة متعددة النقاط.
- إلكترودات صدرية ذاتية الالتصاق متعددة النقاط تُستخدم مع هلام ناقل.
- إلكترودات شبكية ذاتية الالتصاق.
- إلكترودات صدرية جافة ذاتية الالتصاق متعددة النقاط (Lewes and Hill, 1967).

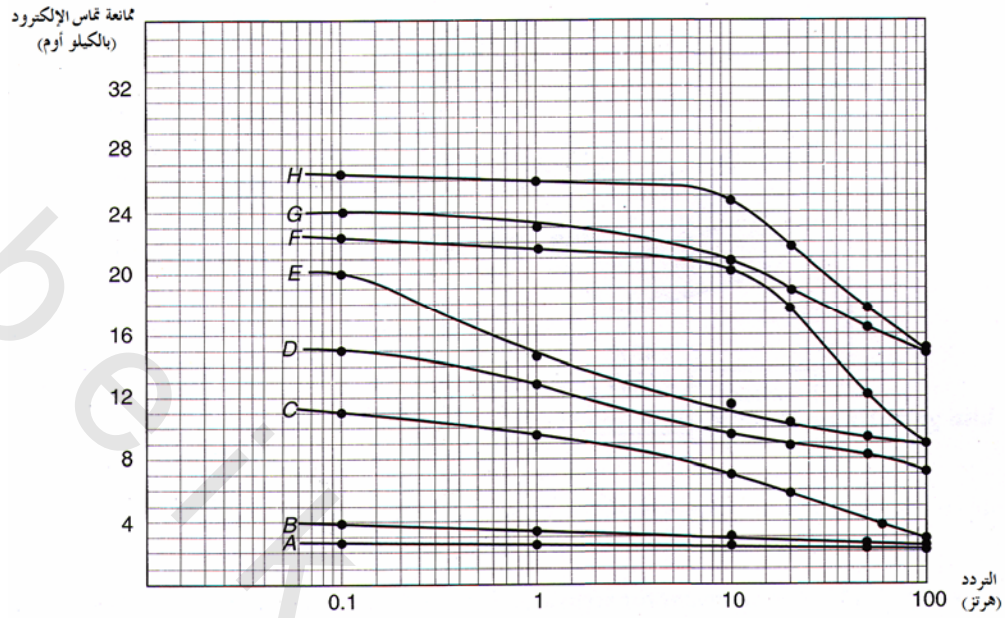


الشكل رقم (٢,١١). ترتيبة لقياس ممانعة تماس البشرة لإلكترود من أجل الإلكترودات السطحية.

يوضح الشكل رقم (٢,١٢) مخططات تمثيلية لممانعة التماس كتابع للتردد.

تُقاس ممانعة التماس للإلكترودات السطحية المستخدمة لتسجيل الـ ECG في العادة عند ١٠-٢٠ هرتز (Grimnes, 1983) لأن معظم محتوى طاقة الـ ECG متركز تحت ٣٠ هرتز. وقد استخدم Geddes and Baker, 1978 مقوماً متواقتاً مع كاشف حساس للطور لقياس المكوّنين المقاوم والردي للممانعة بشكل مستمر.

obeikandl.com



الشكل رقم (٢,١٢). ممانعة تماس البشرة للإلكترود كتابع لتردد الإشارة من أجل أنواع مختلفة من الإلكترودات (طبقاً لـ Hill and Khandpur, 1969).

(٢,٢,٤) التشويشات الصنعية الناتجة عن الحركة Motion Artifacts

تشكل التشويشات الصنعية الناتجة عن الحركة مشكلة في قياسات الكمونات الكهروحيوية. وهذه المشكلة تكون على أشدها في مختبرات الإجهاد القلبي حيث يُسجَّل الـ ECG أثناء التمرين، كما أنها جدية أيضاً في وحدات العناية القلبية حيث يُراقَب المرضى لفترات طويلة نسبياً.

وتنشأ عن حركة الشخص تحت القياس تشويشات قد تغطي على الإشارة المرغوب فيها أو تسبب انزياحاً مفاجئاً في خط القاعدة. وقد ينتج عن هذه التشويشات أن يصبح الإظهار غير قابل للقراءة أو أن تتجاوز أجهزة التسجيل مجالها أو أن يعطي حاسوب خرجاً خاطئاً أو أن يُقدَح إنذار في جهاز مراقبة.

ولقد استنتج Tam and Webster (1977) أن سطح التماس بين البشرة والمعجون الإلكتروليتي هو المصدر الرئيسي للتشويشات الناتجة عن الحركة. فعندما يحدث تماس بين إلكترود معدني ومعجون إلكتروليتي فإن كمون نصف خلية يتولد عند سطح التماس بين الإلكترود والمعجون.

ولقد أوضح Kahn (1965) أنه عند استخدام إلكترودات معدنية صفيحية قابلة للاستقطاب فإن سطح التماس بين الإلكترود والمعجون يمكن أن يكون مصدراً للتشويشات الصنعية الناتجة عن الحركة. فعندما يتحرك المعجون فإن كمون نصف الخلية يتغير لأن تدرج الأيونات المعدنية عند سطح التماس يتغير. وقد سجل Kahn تغيراً في كمون

الانحراف عن الصفر قدره ميلي فولت واحد لإلكترود فضة/كلور فضة مُعرَّض لتيار جريان من محلول السالين في مقابل تغير (٣٠) ميلي فولت لبعض إلكترودات الفضة.

تُخفَّض التشويشات الناتجة عن الحركة إلى مطال قابل للإهمال بواسطة كشط (سحج) البشرة. إلا أنه عندما تُكشط البشرة فإنها تصبح أكثر عرضة للمهيجات. وتتضمن المصادر الممكنة لتهييج البشرة الإلكترود والمعجون والمادة اللاصقة. وعندما تسري تيارات كبيرة عبر الإلكترودات المعدنية فإن ارتحال بعض الأيونات إلى البشرة يمكن أن يسبب تهيجاً. إلا أن إلكترودات الفضة/كلور الفضة لا تسبب مشكلة كبيرة لأن كلور الفضة غير قابل للانحلال تقريباً في محلول يحتوي على الكلور. ولذلك فإنه عندما تُستَخدم هذه الإلكترودات فإن تهييج البشرة غالباً ما يكون سببه المعجون والمادة اللاصقة.

تنتج غالبية المعجونات التجارية نفس التهييج تقريباً عند استخدامها على بشرة غير محضرة. فهي تسبب حكة عائدة إلى التنفس المقيد للبشرة ويظهر احمرار للبشرة تحت الإلكترود مباشرة خلال (٢-٤) أيام. وقد درس Thakor and Webster (1985) مصادر التشويشات الصنعية ووسائل التخفيف منها باستخدام محضرات بشرة وتصميمات للإلكترودات ووضعها على الصدر من أجل ECG إسعافي طويل الأمد.

(٢,٣) إلكترودات الفضة – كلور الفضة

Silver – Silver Chloride Electrodes

إن أحد الخصائص المهمة المرغوب فيها للإلكترودات المصممة لالتقاط إشارات من أجسام بيولوجية هي أنه ينبغي أن لا تستقطب، وهذا يعني أن كمون الإلكترود يجب أن لا يتغير بشكل معتبر حتى ولو مر تيار عبر الإلكترودات. ولقد وُجد أن الإلكترودات المصنوعة من الفضة - كلور الفضة تقدم معايير مقبولة للأداء.

وبالتحضير والانتقاء المناسبين للإلكترودات فقد تم إنتاج أزواج منها بفروق كمون بينها هي أجزاء من الميلي فولت فقط (Feder, 1963). وقد توصل Venables and Sayer (1963) إلى جهد واقف لا يزيد عن ٠,١ ميلي فولت مع انزياح على مدى ٣٠ دقيقة بحوالي ٠,٥ ميلي فولت بإلكترودات فضة- كلور فضة منتقاة بشكل جيد.

إن إلكترودات الفضة-كلور الفضة غير سامة وتُفضل على إلكترودات أخرى مثل الزنك- كبريت الزنك التي تعطي خصائص كمون انزياح منخفض إلا أنها عالية السمية بالنسبة للأنسجة التي تتعرض لها. تستوفي إلكترودات الفضة- كلور الفضة احتياجات الممارسة الطبية وذلك بسبب معاملاتها القابلة لإعادة الانتاج وخواصها العالية فيما يخص الاستقرار على المدى الطويل.

إنتاج إلكترودات الفضة كلور الفضة: يتم تحضير إلكترودات الفضة- كلور الفضة عادة بالتحليل الكهربائي حيث يتم تعليق قرصي فضة في محلول سالين. يوصل قطب مصدر تغذية التيار المستمر الموجب إلى القرص الذي

يراد كلورته والقطب السالب إلى القرص الآخر. يُمرَّر تيار كثافته ١ ميلي أمبير لكل سنتيمتر مربع عبر الإلكترود لعدة دقائق. تتوضع نتيجة لذلك طبقة من كلور الفضة على سطح المصعد. إن التغيرات التي تحدث عند المصعد والمهبط على الترتيب هي :

$$Na\,Cl \quad = \quad Na^{+} + Cl^{-}$$
$$Cl^{-} + Ag^{+} \rightarrow \quad AgCl$$

تولد أيونات الصوديوم المشحونة إيجابياً الهيدروجين عند وصولها إلى سطح المهبط :

$$2Na^{+} + 2H_2O + 2\ electron \rightarrow 2NaOH + H_2$$

وينبغي من أجل تحضير إلكترودات فضة- كلور فضة من نوعية جيدة أن يتم استخدام فضة نقية فقط وأن يكون محلول السالين مصنوعاً من كلور صوديوم ذي درجة ممتازة. ويجب تنظيف الفضة قبل الكلورة ويفضل أن يكون ذلك بطريقة التحليل الكهربائي.

أجرى Geddes et al (1969) فحوصهم حول تأثير توضع كلور الفضة على خواص الممانعة- التردد لإلكترودات الفضة- كلور الفضة. ولقد أوضحوا أن الممانعة كانت مختلفة من أجل طبقات مختلفة من كلور الفضة وأن هناك كلورة فضلى وهي التي تعطي الممانعة الأقل. ولقد استنتجوا أن الممانعة الأدنى للإلكترود- الإلكتروليت في مجال ١٠-١٠٠٠٠ هرتز تحدث بتوضع كلور فضة على مساحة إلكترود يتراوح ما بين ١٠٠-٥٠٠ ميلي أمبير ثانية لكل سنتيمتر مربع. وللحصول على هذا التوضع بالتحكم بالتيار والزمن فإن الحد الأدنى لكثافة تيار الكلورة الثابت ينبغي أن تكون ٥ ميلي أمبير لكل سنتيمتر مربع من سطح الإلكترود.

ويمكن استخدام قيم أعلى مع تخفيض مقابل للزمن للوصول إلى توضع كلور الفضة ذي القيمة (١٠٠-٥٠٠) ميلي أمبير ثانية لكل سنتيمتر مربع. ولقد وُجد أنه بتوضع كلور الفضة بهذه القيمة فإن ممانعة الإلكترود - الإلكتروليت تكون مقاومة. ولا يغير استخدام التوضع الزائد عن هذا المجال الطبيعة المقاومة لممانعة الإلكترود - الإلكتروليت ولو أنه يزيد من مطالها. إلا أن Cole and Kishimoto (1962) وجدا أن توضع كلور الفضة للحصول على أدنى ممانعة هو ٢٠٠٠ ميلي أمبير ثانية لكل سنتيمتر مربع.

وقد أكد Geddes (1972) أن التغليف الأفضل لإلكترودات الفضة بكلور الفضة يخفض الممانعة الكهربائية إلى الحد الأدنى. ولقد دُعم ذلك من قبل Getzel and Webster (1976) اللذين استنتجا أنه يمكن تطبيق كلور الفضة على إلكترودات فضة منظَّفة بمقدار ١٠٥٠-١٣٥٠ ميلي أمبير ثانية لكل سنتيمتر مربع من أجل تخفيض ممانعة

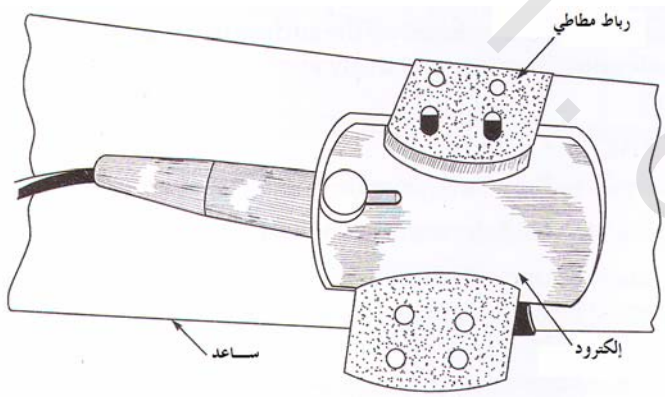
الإلكترودات. إلا أنه من أجل تخفيض أكبر لممانعة الإلكترودات فإنه ينبغي تغليفها بـ ٢٠٠٠ ميلي أمبير ثانية لكل سنتيمتر مربع من كلور الفضة متبوعاً بغمسها في محلول تحميض صورة لمدة ثلاث دقائق. على أن طبقة ثانية من كلور الفضة لم ينتج عنها مع ذلك أي تخفيض آخر في الممانعة. ولقد حصل Grubbs and Worley (1983) على ممانعة إلكترود أقل وأكثر استقراراً بوضع طبقة بدائية أسمك من غلاف كلور الفضة على إلكترود فضة محفور etched ومن ثم إزالة جزء من هذا الغلاف بالتحليل الكهربائي.

(٢,٤) إلكترودات الـ ECG

Electrodes for ECG

(٢,٤,١) إلكترودات الأطراف Limb Electrodes

إن النوع الأكثر شيوعاً من الإلكترودات المستخدمة بشكل روتيني لتسجيل ECG هو إلكترودات سطحية مستطيلة أو دائرية (الشكل رقم ٢,١٣). المادة المستخدمة هي الفضة الألمانية أو نيكل الفضة أو الفولاذ المطلي بالنيكل. تُطبَّق هذه الإلكترودات على سطح الجسم باستخدام هلام إلكترودات. القيمة النموذجية لممانعة التماس لهذه الإلكترودات ذات الحجم العادي هي ٢-٥ كيلو أوم مقيسة عند ١٠ هرتز. وتُثبَّت الإلكترودات في مكانها بواسطة أربطة مرنة. تسمى هذه الإلكترودات بإلكترودات الأطراف لأنها الأكثر ملاءمة للتطبيق على أطراف الجسم الأربعة. إن مقاس إلكترودات الأطراف هو عادة هو عادة ٣ في ٥ سنتيمتر وهي مصنوعة عموماً من الفضة الألمانية التي هي عبارة عن خليط من القصدير والنحاس والنيكل وهي قابلة لإعادة الاستعمال وتعمر لسنوات عديدة.



الشكل رقم (٢,١٣). إلكترود صفيحي يثبت عادة على الساعد أو الساق برباط مطاطي مثقب يبقيه في مكانه أثناء تسجيل الـ ECG.

وتُفضَّل إلكترودات الأطراف عموماً لاستخدامها أثناء الجراحة لأن أطراف المريض تكون نسبياً بلا حراك. وعلاوة على ذلك فإنه لا يمكن استخدام إلكترودات الصدر لأنها ستتداخل مع الجراحة.

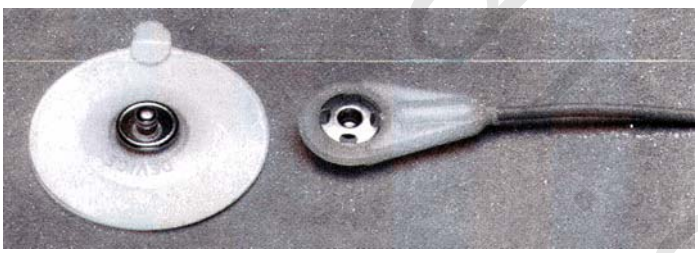
obeikandl.com

لا تناسب إلكترودات الأطراف للاستخدام في المراقبة طويلة الأجل ؛ لأن الأسلاك الطويلة المتدلية غير مناسبة للمريض. كما أن جهود الـ EMG الناجمة عن نشاط عضلات الأطراف تجعل هذه الإلكترودات غير مناسبة أيضاً للاستخدام عند مراقبة مرضى واعين أو نصف واعين.

وعموماً تُستخدم إلكترودات شفط كأسية لتسجيل الاقتباسات (الاشتقاقات) الصدرية أحادية القطب. إلا أن لهذه الإلكترودات ممانعة تماس مرتفعة لأن حواف الإلكترود فقط هي التي تكون على تماس مع البشرة. هذا الإلكترود ذو شعبية لأنه عملي ويمكن تثبيته بسهولة على أجزاء الجسم المكتنزة، ويشكل هلام الإلكترود السدادة الحافظة للفراغ.

(٢,٤,٢) الإلكترودات العائمة Floating Electrodes

تعاني إلكترودات الأطراف عموماً مما يعرف بالتشويشات الناتجة عن الحركة والعائدة إلى الحركة النسبية عند سطح التماس بين الإلكترود المعدني والطبقة الهلامية المجاورة (Kahn, 1965 و Boter et al, 1966). ويمكن تثبيت سطح التماس باستخدام الإلكترودات العائمة والتي ليس للإلكترود المعدني فيها تماس مباشر مع البشرة. يتألف هذا الإلكترود من شبكة ممعدنة أو صفيحة خفيفة الوزن (الشكل رقم ٢,١٤) يُحافظ عليها بعيداً عن الجسم بحلقة رقيقة منبسطة تكون متصلة مع البشرة. إن إعادة شحن الإلكترودات العائمة ممكن (أي أن الهلام في الإلكترود يمكن إعادة تعبئته إذا ما رُغب في ذلك).



الشكل رقم (٢,١٤). إلكترود عائم خفيف الوزن مع كباسة من أجل مراقبة طويلة الأجل للـ ECG.

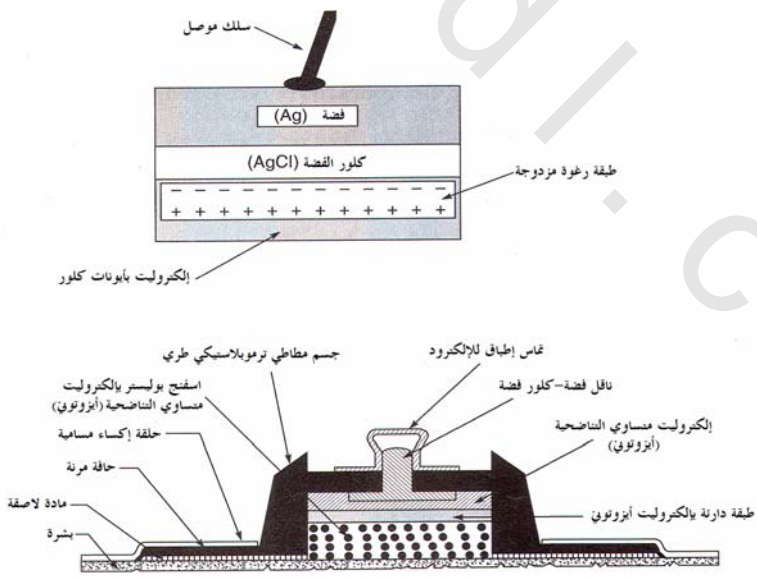
قام Patten et al (1966) بتوصيف إلكترودات صدر يتم فيها تطوير بقعة ناقلة على البشرة برش غشاء من مادة لاصقة ناقلة (مزيج من اسمنت دوكو Duco وبودرة الفضة والأسيتون). يتم تثبيت الاتصال مع الجهاز بواسطة أسلاك نحاسية مطلية بالفضة ومثبتة في المادة اللاصقة الناقلة. هذا النوع من الإلكترودات خفيف الوزن جداً ولا يستخدم هلاماً وهذا ما يجعله مثالياً للاستخدام في مراقبة الـ ECG لأشخاص يقومون بتمارين أو لقواد الطائرات لأنه يجعل التشويشات الناتجة عن الحركة في حدها الأدنى. أما ممانعة التماس التي تبديها هذه الإلكترودات فهي من مرتبة ٥٠ كيلو أوم.

أفاد Sandler et al (1973) عن إلكترودات ECG مرنة بالكامل من أجل مراقبة طويلة الأجل للـ ECG أثناء رحلات الفضاء. هذه الإلكترودات مصنوعة من المطاط السيلاستيكي المشرَّب بالفضة، وقد وُجد أنها مريحة للإرتداء. وقد قُيِّمت أيضاً من أجل الاستخدام أثناء التمارين أو للمراقبة طويلة الأجل إذا ما دعت الضرورة لذلك في وحدة العناية المركزة أو الوحدة القلبية التاجية.

(٢,٤,٣) الإلكترودات مسبقة التهليم للاستعمال مرة واحدة Pregelled Disposable Electrodes

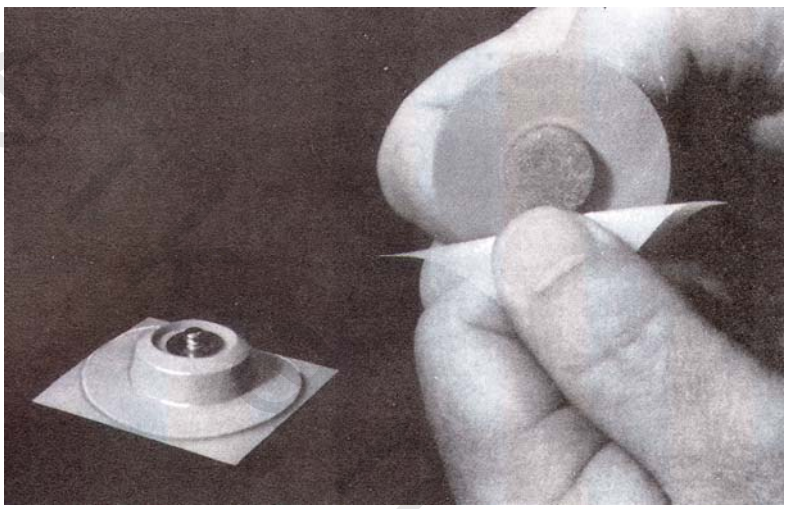
تقدم الإلكترودات التي تُستخدم في اختبار الجهد أو في المراقبة طويلة الأجل مشاكل إضافية بسبب الإجهادات الشديدة والتعرق وحركات الجسم الرئيسية التي تُواجَه في مثل هذه الدراسات. وكلاهما، اعتبارات تصميم وتقنيات تطبيق الإلكترودات المستخدمة في تخطيط كهربية القلب، ضروريان لمنع الضجيج العشوائي على خط القاعدة وتحرك هذا الخط والتماس مع البشرة على مدى فترات ممتدة المسببة لفقدان الإشارة.

لقد تم تطوير إلكترودات خاصة للاستعمال مرة واحدة من أجل التغلب على هذه المشاكل العائدة للتطبيق لفترات طويلة. يوضح القسم (أ) من الشكل رقم (٢,١٥) مبدأ الإلكترود مسبق التهليم، بينما يبين القسم (ب) من هذا الشكل مقطعاً في هذا الإلكترود. إن ميزة التصميم الرئيسية لهذه الإلكترودات والتي تساعد في التقليل من احتمالية التشويشات والانزياح وتحرك خط القاعدة إنما هي وجود طبقة دارئة عالية الامتصاصية بإلكتروليت متساوي التناضحية.



الشكل رقم (٢,١٥). (أ) مبدأ إلكترود ECG مسبق التهليم مصنوع من الفضة - كلور الفضة. للإلكترود طبقات إلكتروليت مصنوعة من هلام صلب يتمتع بخواص لاصقة. يقلل الهلام الصلب من اضطراب طبقة الشحنة المزدوجة. (ب) مقطع في إلكترود مسبق التهليم نموذجي.

تمتص هذه الطبقة آثار حركة الإلكترود بالنسبة للبشرة وتحاول المحافظة على الاستقطاب المترافق مع كمون نصف الخلية ثابتاً. ولما كان التعرق هو السبب الأكثر شيوعاً لانزياح الإلكترود عن مكانه فإن استخدام قرص إكساء مسامي إضافي يقاوم التعرق ويضمن التموضع الآمن للإلكترود على البشرة حتى تحت شروط الإجهاد. ويوضح الشكل رقم (٢,١٦) إلكترودا مسبق التهليم نموذجياً.



الشكل رقم (٢,١٦). إلكترود ECG مسبق التهليم للاستعمال مرة واحدة. تقاوم الحلقة الشريطية المسامية الإكسائية الموضوعة على الإلكترود التعرق وتضمن التموضع الثابت تحت شروط الإجهاد.

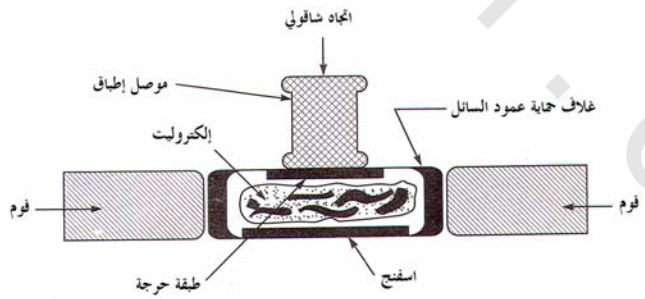
يقدم مصنعون مختلفون ملامح مشتركة في بنية الإلكترود مسبق التهليم. تطبق التوصيلة الأنثوية للسلك سامحة بتوصيلة ذات إطباق سهل ويؤمن سحب بدوران ٣٦٠ درجة توصيلاً ميكانيكياً وكهربائياً. الحلقة البلاستيكية أو الحساس ذات قطر ٠,٥-١,٥ سنتيمتر ومطلية بالفضة حتى سماكة ١٠ ميكرومتر. يتحول سطح طبقة الفضة جزئياً إلى كلور فضة.

الشريط مصنوع من أحد الفومات الحابسة المغطاة بمادة لاصقة المصنوعة من البلاستيك مثل البولي إيثيلين أو خلفية مسامية كقماش غير منسوج. الشرائط المستخدمة لضمادات الإسعاف الأولي ملائمة. تتراوح أقطار الإلكترودات بين ٤-٦ سنتيمتر.

إن بعض ميزات هذه الإلكترودات مقارنة مع الإلكترودات الصفيحية وبصلات ويلش هي أنه ليس هناك مخاطر عدوى كما في الإلكترودات المعاد استعمالها، وأن صغر حجمها يجعلها أقل عرضة للانفلات ويجعل الوقت اللازم لكل عملية تخطيط أقل.

إن التصاق الإلكترود بالبشرة معيار أداء مهم. وإن ارتفاعاً جزئياً للإلكترود سوف يتسبب بتجفاف الهلام وبتشويشات صنعية تماسية متقطعة، بينما يزيد تعطل الإلكترود قبل الأوان من تكاليف المراقبة. تكون المواد اللاصقة المستخدمة لتأمين التصاق الإلكترود بالبشرة عادة مواداً لاصقة حساسة للضغط، مما يعني أنه يجب تطبيق قوة للحصول على التصاق. ينبغي أن يكون للمادة اللاصقة قدرة جيدة على الربط ومتانة داخلية بحيث لا يتبقى هناك عند الإزالة أية بقايا على البشرة. كما ينبغي أن يكون لها استقرارية حرارية جيدة ومناعة ضد التأكسد من الملوثات والسالين والمحاليل الشائعة الأخرى، وأن تكون مقاومة للماء ولكحول الأيزوبروبيل وللسالين وللمحاليل الشائعة الأخرى المستعملة في المستشفيات وأن تكون إمكانية تهييج البشرة منخفضة.

قام Trimby (1976) بتوصيف تصميم بديل للتقليل من التشويشات الصنعية الناتجة عن الحركة والمتولدة عن صدمات ميكانيكية. ينبغي من الناحية المثالية أن تكون الطبقة الرقيقة (الطبقة الحرجة) للإلكتروليت تحت القطعة المعدنية مباشرة مُوَسَّدة ضد الصدمات الميكانيكية. يوضح الشكل رقم (٢,١٧) بنية إلكترود ذي عمود سائل تكون فيه الطبقة الحرجة محمية بطوق شبه صلب. هذا النوع من الإلكترودات وأنواع أخرى متاحة تجارياً تكون محاطة بطوق بلاستيكي في بضعة أعشار الميليمتر الأولى. إلا أنه، وحتى مع هذا الاستقرار الميكانيكي، فإن قوة كبيرة في الاتجاه الشاقولي سوف تُنقل عبر عمود الإلكتروليت وسوف تسبب اضطراب منطقة التماس. وسوف تُرى التشويشات الصنعية الناتجة عن الحركة في أثر المخطط. إن ما يؤديه الطوق الصلب هو تخفيف التداخل الناتج عن سحبات صغرى على سلك الاقتباس إلى الحد الأدنى.



الشكل رقم (٢,١٧): بنية إلكترود ذي عمود سائل.

تُصنَّع الإلكترودات السطحية المسبقة التهليم لتخطيط كهربية القلب بـ ٠,٣-١,٥ غرام من المعجون الإلكتروليتي على تماس مع الحساس الذي يشكل جسراً ناقلاً مع البشرة. إن قيمة مرتفعة لأيون الكلور الشائع في المعاجين تجعل الإلكترود يميل إلى أن يكون أكثر عدم استقطابية وتخفض من ممانعة الإلكتروليت- البشرة. إلا أنه

يجب أن لا تكون هذه القيمة مرتفعة إلى الحد الذي يكفي للتسبب بتهيج البشرة. ومن الناحية المثالية ينبغي للأهلمة أن تمتلك الخواص التالية:

- أن تبقى رطبة طوال فترة التخزين والاستعمال المصممة له. ويتم التحكم بذلك بتضمين الهلام مادة مرطبة.
- تمنع نمو الأحياء الدقيقة والفطور. وبشكل عام فإن الأهلمة تحتوي مضادات بكتيرية/فطرية ويمكن تطهيرها باستخدام إشعاع غاما.
- تعطي ممانعة بشرة- إلكترولیت منخفضة باحتوائها على أملاح أيونية وفاعلات سطحية محفِّزة للبلل.
- تسبب أدنى حد من تهيج البشرة، ولأجل ذلك ينبغي أن يكون للهلام درجة حموضة في المجال ٣,٥-٩.

قام Klingler (1979) بقياس ممانعة تماس الإلكترود مع البشرة لإلكترودات ECG مسبقة التهليم وللاستعمال مرة واحدة وذلك باستخدام منبع تيار متناوب تردده (١٠) هرتز. وقد وجدوا أن البشرة في المتوسط ساهمت بـ ٥٦٤ أوم في ممانعة الإلكترود المكافئة إذا كانت مكشوطة بلطف، إلا أن مساهمتها ترتفع إلى ٥٤,٧ كيلو أوم إذا ما طُبِّق الإلكترود على بشرة نظيفة جافة. كما وجدوا أن أكثر من ٩٠٪ من الإلكترودات على بشرة مكشوطة سيكون لها عدم توازن ممانعة أقل من ٥كيلو أوم. ويبدي المنحني للبشرة النظيفة الجافة عدم توازن واضح جداً. وفي الحقيقة فإن ٢٠٪ من الإلكترودات سوف يتجاوز عدم توازنها ١٥ كيلو أوم.

تُستخدَم إلكترودات ECG مع مراقبات قلبية أو مسجلات ECG لها دائماً تيارات انحياز دخل مستمرة. وقد درس Klingler et al (1979b) آثار هذه التيارات المستمرة الصغيرة على كمونات الانحياز عن الصفر للإلكترودات التي تُستعمل لمرة واحدة. ولقد وجدوا أنه بعد فترات تتراوح من بضع دقائق إلى عدة أيام فإن الإلكترودات التي تم اختبارها (أربع ماركات فضة- كلور فضة وماركتين من الفولاذ الذي لا يصدأ) تبدي كمونات انحياز تتجاوز ٢٠٠ ميلي فولت بعد التعرض إلى تيارات انحياز مستمرة فوق ٢٠٠ نانو أمبير. جميع إلكترودات الفضة- كلور الفضة كانت قادرة على تحمل تيارات انحياز ٢٠٠ نانو أمبير مع تغيرات طفيفة في الانحياز لفترات تصل حتى سبعة أيام. ومن ناحية أخرى تبدي إلكترودات الفولاذ الذي لا يصدأ كمونات انحياز كبيرة خلال دقائق بعد التعرض لتيارات انحياز ١٠٠ نانو أمبير فقط. وبناء على هذه الدراسة فقد تم اقتراح حد لتيار انحياز الدخل المستمر هو (٢٠٠) نانو أمبير من أجل المراقبات القلبية.

تكون مراقبات الـ ECG الحديثة عموماً مزودة بدخول محمية ضد زيادات الحمل الناتجة عن مزيل الرجفان. يتم تمرير تيارات إزالة الرجفان جانبياً عبر دارات انهيار نيونية أو ديودية من دون أن تسبب إيذاء. ومع ذلك فإن هذا التيار أحادي الاتجاه يمر ويميل إلى جعل الإلكترودات تستقطب. وفي العادة فإن المواصفات القياسية لمراقبات الـ ECG تتطلب أن يكون الأثر مقروءاً خلال خمس ثواني بعد ثلاثة انفراغات إزالة رجفان أو أقل. وهذا يقتضي أن جهد استقطاب الإلكترود يجب أن يعود إلى أقل من ٣٠٠ ميلي فولت خلال بضع ثوانٍ بعد تطبيق جهود إزالة الرجفان.

وقد طوّر Schoenberg et al (1979) طريقة اختبار معيارية لتقييم خواص التعافي من إزالة الرجفان لإلكترودات ECG ذات الاستعمال لمرة واحدة.

ويمكن تحديد خواص إلكترودات الـ ECG مسبقة التهليم كهربائياً باختبارات تم تطويرها من قبل الاتحاد من أجل تقدم التجهيزات الطبية AAMI في أمريكا لتثبيت مستوى معقول من السلامة والفعالية في الاستخدام السريري للإلكترودات. وباختصار فإن هذه المعايير هي :

١- *جهد انحياز التيار المستمر:* زوج من الإلكترودات موصلان هلام إلى هلام، وبعد دقيقة واحدة فترة استقرار فإن جهد الانزياح الذي يبديه الإلكترودان يجب أن لا يزيد عن ١٠٠ ميلي فولت.

٢- *لا استقرارية الانزياح المجمعة والضجيج الداخلي:* زوج من الإلكترودات موصلان هلام إلى هلام، وبعد دقيقة واحدة فترة استقرار يولدان جهداً لا يزيد عن ١٥٠ ميكروفولت في حزمة التمرير.

٣- *ممانعة التيار المتناوب:* يجب أن لا تتجاوز القيمة المتوسطة ٢ كيلو أوم من أجل تردد ١٠ هرتز و ١٢ زوجاً من الإلكترودات الموصلة عند مستوى لتيار مؤثر لا يتجاوز ١٠٠ ميلي أمبير ذروة لذروة. يجب أن لا تتجاوز ممانعة أي زوج منفرد من الإلكترودات ٣ كيلو أوم.

٤- *التعافي من زيادة الحمل الناتج عن إزالة الرجفان:* يجب أن لا تزيد القيمة المطلقة لكمون الاستقطاب لزوج من الإلكترودات موصلين هلام إلى هلام عن ١٠٠ميلي فولت خمس ثوانٍ بعد كل من انفراغات المكثف الأربعة. ينبغي أن يكون المكثف ١٠ ميكروفاراد مشحوناً إلى ٢٠٠ فولت ومفرغاً عبر زوج الإلكترودات مع ١٠٠ أوم على التسلسل.

٥- *تسامح تيار الانزياح:* يجب أن لا يتجاوز تغير جهد انزياح التيار المستمر المشاهد عبر زوج إلكترودات موصولين هلام إلى هلام ١٠٠ ميلي فولت عندما يتعرضان إلى تيار مستمر دائم قدره ٢٠٠ ميكروأمبير على مدى فترة ينصح بها المصنِّع من أجل الاستخدام السريري للإلكترودات. ويجب أن لا تقل هذه الفترة في أي حال من الأحوال عن (٨) ساعات.

(٢,٤,٤) الإلكترودات عديمة العجون Pasteless Electrodes

إن إلكترودات مراقبة الـ ECG في غالبية الحالات عبارة عن صفائح معدنية تُطبق على البشرة بعد تنظيفها ووضع إلكتروليت رابط على شكل معجون أو هلام. هذه التحضيرات الأولية قد تكون في بعض الأحيان مربكة ومستهلكة للوقت، وغالباً لا يتم أيضاً عملها بشكل مرضٍ مما ينتج عنه مشاكل مثل نوعية إشارة سيئة وانزياح خط القاعدة ... الخ. هناك سيئة أخرى لاستخدام هلام الإلكترود وهي أنه أثناء المراقبة طويلة الأجل فإن هناك احتمالاً لحدوث تفاعلات في بشرة المريض عند تجفاف سطح التماس بين البشرة والإلكترود في بضع ساعات. وتحتاج الإلكترودات لأن تُزال بشكل دوري من أجل إعادة تعبئة الهلام، وهذا يتسبب بعدم ارتياح آخر؛ بسبب التحضير

المتكرر للبشرة. إضافة إلى ذلك فإن الجراثيم والفطور يمكن أن تنمو تحت الإلكترودات التي يتم ارتداؤها لفترات طويلة. وفي الإلكترودات الناقلة أيضاً فإن الانزياحات في موضع الإلكترود عند سطح التماس بين البشرة والإلكترود تظهر كانزياح في خط القاعدة وبالأخص عندما يتحرك المريض. ولذلك فإن أية محاولة لاستخدام إلكترود جاف يمكن أن يغني عن ممارسة تحضير البشرة سوف تبدو ذات جاذبية.

الإلكترودات السعوية: إن إلكترود الصفيحة المعدنية على تماس مباشر مع البشرة ومع ذلك فإنه يعمل تماساً عالي المقاومة وله تماس سعوي معتبر أيضاً مع البشرة (Stevens, 1963). وباستخدام مضخم ذي مقاومة دخل مرتفعة جداً فإن من الممكن تسجيل إشارة عبر السعة بين الإلكترود والنسيج.

وقد وصف Lopez and Richardson (1969) بنية لإلكترودات يمكن أن تكون ذات ارتباط سعوي مع الجسم. يتألف الإلكترود من صفيحة ألمنيوم سطحها معالج مصعدياً (ترسيب غشاء أوكسيدي) توضع على تماس مع البشرة. إن المقاومة الأومية للإلكترود المعالج مصعدياً هي حوالي ١-٣٠ غيغا أوم. يتم تطبيق إلكترودين من هذا النوع على الجسم من دون أي تحضير للبشرة ويتم توصيل خرج متابعات المصدر إلى جهاز ECG تقليدي.

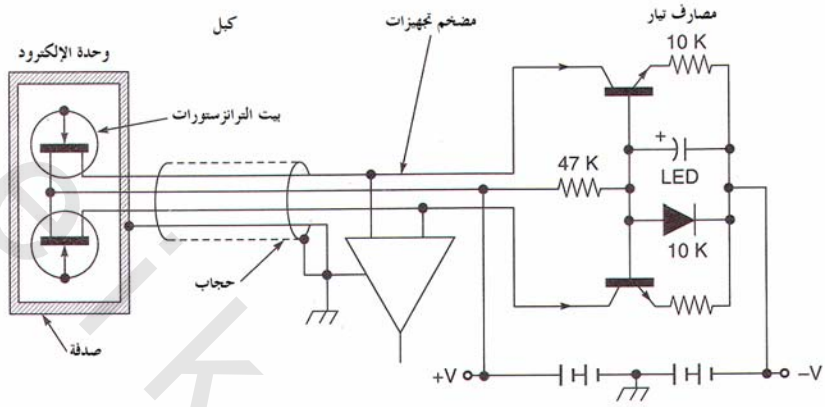
وقد قام Wolfson and Neuman (1969) بتصميم إلكترود ذي ربط سعوي واستخدام مضخم ذي ممانعة دخل مرتفعة وله ترانزستورات MOSFET في مرحلة الدخل مرتباً في تشكيلة متابع مصدر. تتراوح السعات التي نواجهها في هذا النوع من الإلكترودات بين حوالي ٥٠٠٠ إلى ٢٠٠٠٠ بيكوفاراد لكل سنتيمتر مربع من مساحة الإلكترود (Geddes, 1972).

وقد شرح Conrad (1990) بنية إلكترود سعوي مكوَّن من رقاقة من السيليكون الناقل وأكسجين يتم نشره إلى سطح واحد ينتج طبقة من ثاني أكسيد السيليكون تخدم كعازل كهربائي. يقوم مضخم عملياتي عالي الأداء ذو ترانزستورات FET في تشكيلة الربح الواحدي بعمل محول ممانعة ليسمح بالاستخدام مع أنظمة مصممة من أجل نوع الإلكترودات ذات المعجون. يتم استخدام الإلكترود المعزول ذي الربط السعوي على بشرة غير محضرة تقوم مقام أحد الصفيحتين للسعة وتقوم الركيزة substrate مقام الصفيحة الثانية.

قام Luca et al (1979) بتصميم إلكترود مع مضخم كوحدة تكاملية بحيث أن المجموعة يمكن أن تُستخدم في الطرف الأمامي لمسجلات طبية حيوية شائعة الاستعمال. تتألف هذه الترتيبة بشكل أساسي من قشرة (أو صدفة) معدنية تؤدي وظيفة مزدوجة كغلاف للإلكترود وكتماس أرضي. هذه القشرة مصنوعة من معدن التيتانيوم عالي النقاوة بأبعاد ٣٠ في ١٥ في ٧ ميليمتر (الشكل رقم ٢,١٨).

يُثبَّت ترانزستوران نوع FET بصمغ الإيبوكسي في وسط القشرة بحيث يبعد مركزاهما عن بعضهما (١٠) ميليمتر. تُشكَّل سطوح التسجيل بواسطة بيتي الترانزستورين. هذان البيتان بقطر (٤,٥) ميليمتر ومصنوعان من الفولاذ الذي لا يصدأ. تعمل الحدود المستطيلة للقشرة كتماس أرضي ويشكل باقي القشرة حماية ضد الإشعاع

التداخلي. يُربط أسلاك مصدر الترانزستورين إلى الدخلين التفاضليين لمضخم تجهيزات. يمتلك المضخم (Analog Devices 521) ممانعة دخل تيار متناوب مرتفعة (أكثر من مئة ميغا أوم).



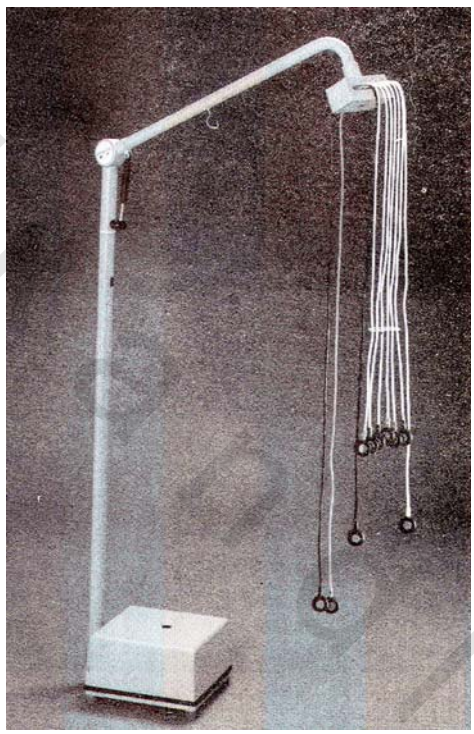
الشكل رقم (٢,١٨). مخطط تمثيلي لترتيبة إلكترود ومضخم تكاملية من أجل التشغيل عديم المعجون (طبقاً لـ Luca et al (1979). بموافقة Med.& Biol. Eng. & Comp.).

إن من بين سيئات الإلكترودات الجافة عديمة المعجون أنها ذات مقاومة إلكترود-بشرة عالية وحساسية شديدة للحركة. وبينما يمكن التغلب على مقاومة الإلكترود-البشرة المرتفعة بواسطة قيم مرتفعة بشكل كافٍ لمقاومة دخل المضخم فإنه لم يُقترح علاج عام للتخلص من التشويشات الصنعية الناتجة عن حركة الإلكترودات الجافة. إن تحضير البشرة يقلل بالتأكيد من التشويشات الصنعية الناتجة عن الحركة (Burbank and Webster, 1978)، إلا أن هذه المناورة المستهلكة للوقت تضيع عملياتية الإلكترودات الجافة من أجل الاستعمال السريري الروتيني وهي أيضاً أقل قبولاً للمريض.

هناك خاصية مهمة تُشاهد في الإلكترود السطحية الجافة وهي أن مقاومتها تتناقص بشكل أُسّي مع مرور الوقت إذا وُضعت على بشرة إنسانية جافة. وقد أفاد Geddes et al (1973) أن القياسات التي قاموا بها على إلكترودات قرصية من الفضة بقطر ١,٧ سنتيمتر أوضحت أنه كان متوسط المقاومة الابتدائية من أجل عشر تحديدات حوالي ١,٣٦ ميغا أوم. وبعد عشرين دقيقة هبطت المقاومة إلى حوالي عُشر المقاومة الابتدائية. ويعود الهبوط في الممانعة إلى وجود كميات صغيرة من العرق تتجمع تحت الإلكترود.

إلكترودات ECG ذات نفاث هوائي: وصف Wohnhas (1991) إلكتروداً جديداً ذا نفاث هوائي يستخدم تكنولوجيا بيرنوللي للتوصل إلى تماس إلكتروني ثابت وآمن ينتج عنه آثار ذات جودة ويقلل من التشويشات الصنعية ويرفع من استقرارية خط القاعدة .

إن الإلكترودات ذات النفاث الهوائي (الشكل رقم ٢,١٩) عبارة عن إلكترودات فضة-كلور فضة موضوعة داخل كوب محيط بها من السيليكون الطبي ومحاطة بإطار ذي تعشيق سطحي. منطقة التماس (حبة) مثبتة إلى طبقة من كربون تركيبي ملبَّد بواسطة برغي من التيتانيوم. يشطر نفاث الهواء الفينتوري الفضي الدقائقي الطبقة الملبدة للكربون التركيبي.



الشكل رقم (٢,١٩). إلكترودات ذات نفاث هوائي (موافقة M/s Medi-Globe)

يُسحب الهواء المحيط إلى ضاغط صغير ويُمرَّر إلى الإلكترودات عند ضغط ثابت ٣,٨ باوند على الإنش المربع. ولدى مرور الهواء عبر النفاث تنتج الإلكترودات فراغاً ثابتاً قدره (٢) باوند على الإنش المربع عند نقطة التماس. وهذا الفراغ (الضغط السلبي) الثابت يسمح للإلكترودات بالبقاء ملتصقة بالجسم بأمان. إن حقيقة أن نفاث الهواء يعمل بجريان موجب للهواء تضمن ألاَّ يعوق النظام لا شعر ولا جزيئات بشرة أو سوائل. يزيل نظام الإلكترود بقايا الهلام والأشرطة والصمغ ويقلل بشكل عام من الحاجة إلى حك أو حلاقة بشرة المريض.

إن تشارك ميزتين خاصتين (حبات الفضة- كلور الفضة والصفائح القاعدية الكربونية الملبدة) يحسّن من فعالية الإلكترودات ذات النفاث الهوائي. تتمتع حبات الإلكترود بميزة مقاومة تماس منخفضة. تفيد صفيحة القاعدة الكربونية المضغوطة ميكروياً والواقعة خلف حبات الإلكترود في نقل الإشارة الإلكترونية المكتسبة من حبة الإلكترود

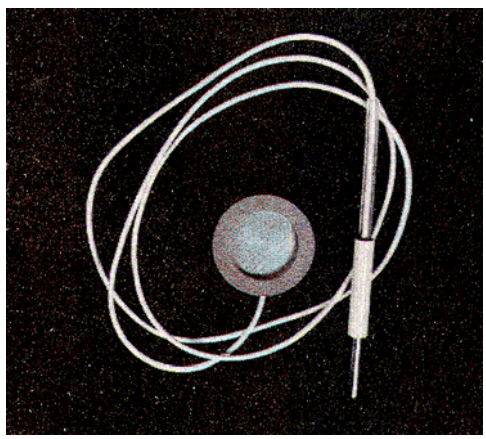
بدقة إلى نفاث الهواء الفينتوري وإلى السلك الفولاذي الذي لا يصدأ وتفيد في الموضعة الآمنة لنفاث الهواء ضمن بيت الإلكترود.

إن الأقطاب ذات النفاث الهوائي إنما هي عناصر تكاملية للنظام المكون من أقطاب الـ ECG وكابل المريض في جهاز واحد وهو متوافق مع أي مسجل ECG في السوق. يستخدم النظام ضاغطاً لضخ الهواء المحيط إلى داخل صندوق التوزيع. ومن صندوق التوزيع تحمل عشرة خراطيم PVC الهواء والأسلاك الفولاذية التي لا تصدأ إلى الإلكترودات ذات النفاث الهوائي. إن هذا النظام الإلكترودي فعال لتطبيق الـ ECG في حالتي الراحة والجهد. إن رطوبة البشرة الزائدة ليست بمشكلة للإلكترودات ذات النفاث الهوائي فجميع السوائل الزائدة يتم نفخها حرفياً خارج النظام عن طريق نفاثات الهواء. وتنظف هذه الإلكترودات نفسها أيضاً عند رشها بمطهر مناسب وتغطيسها في الماء أو الكحول بينما النظام يعمل.

(٢,٥) إلكترودات الـ EEG

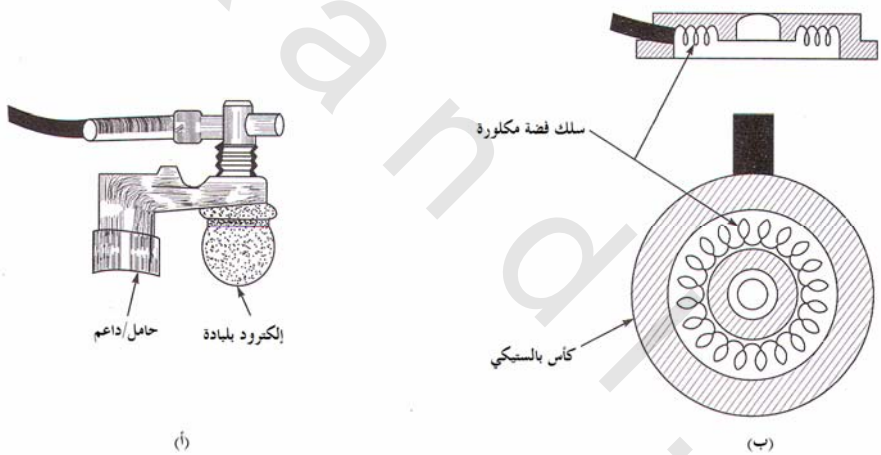
Electrodes for EEG

إن أقراص الفضة المكلورة (الشكل رقم ٢,٢٠) ذات الأقطار ٦-٨ ميليمتر هي من بين الإلكترودات الأكثر شيوعاً في الاستخدام لتسجيل مخطط كهربية الدماغ (الـ EEG). يتم عمل التماس مع فروة الرأس عن طريق معجون إلكتروليتي من خلال حلقة قبعة طرية. إن لهذه الإلكترودات مقاومة تيار متناوب في المجال ٣-٢٠ كيلو أوم. أحياناً تُستخدم إلكترودات إبرية للقيام بدراسات EEG خاصة حيث يتم غرزها تحت الجلد. إن إلكترودات على شكل كرة أو كُرَيَّة فضية مغطاة بلبادة قماشية صغيرة تكون مفيدة عندما يتوجب تسجيل نشاط كهربائي من القشرة الدماغية المكشوفة، إلا أن لهذه الإلكترودات مقاومات تيار مستمر مرتفعة.



الشكل رقم (٢,٢٠). إلكترود EEG يمكن تطبيقه على سطح الجلد بشريط لاصق (بموافقة شركة In Vivo Metrics).

قام Hector (1968) بتوصيف إلكترودات بلبادة (القسم (أ) من الشكل رقم ٢,٢١) مصنوع من قضيب فضة مُجَرَّس في طرفه وملبد بإسفنجة أو مادة مشابهة محتواة في شاش. وهو مثبت ببرغي إلى حامل معزول ويتم إبقاؤه في مكانه على الرأس بقلنسوة مطاطية. ويُستخدم حامل ثلاثي القوائم قابل للضبط للإمساك بثلاثة إلكترودات من هذا الشكل. ويوضح القسم (ب) من الشكل رقم (٢,٢١) نوعاً آخر من إلكترودات EEG مكوناً من أسلاك دقيقة متعددة من الفضة المكلورة مثبتة في كوب بلاستيكي صلب. يُثبت الكوب البلاستيكي إلى فروة الرأس بمادة لاصقة ويُملأ بالهلام من خلال ثقب في القمة. ويتم عمل التماس مع النسيج في هذا الإلكترود عن طريق جسر إلكتروليتي بحيث أن الهلام الذي على تماس مع معدن الإلكترود لن يضطرب بحركة فروة الرأس. ولتجنب الوصلات المعدنية التي يمكن أن تتآكل بالإلكتروليت فإن أسلاك الفضة تُستخدم كأسلاك خرج. يحسّن السطح الكبير وزيادة كلور الفضة من الاستقرار.



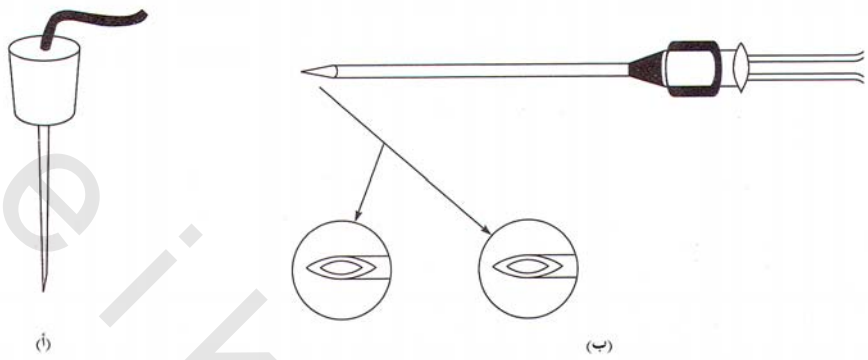
الشكل رقم (٢,٢١). (أ) إلكترود بلبادة لتسجيل الـ EEG (طبقاً لـ Hector (1968)). (ب) إلكترود EEG مكون من سلك من الفضة المكلورة في كوب بلاستيكي، ويدخل الهلام من ثقب لهذا الغرض.

(٢,٦) إلكترودات الـ EMG

Electrodes for EMG

تكون إلكترودات تخطيط كهربية العضلات EMG عادة من النوع الإبري (القسم (أ) من الشكل رقم ٢,٢٢). تُستخدم الإلكترودات الإبرية في الـ EMG السريري (الإكلينيكي) وفي تخطيط الأعصاب وفي فحوصات كهروفيزيولوجية أخرى للنسج العضلية تحت الجلد وفي النسج الأعمق. وتكون مادة الإلكترودات الإبرية عموماً هي الفولاذ الذي لا يصدأ. وبالرغم من حقيقة أن هذا الفولاذ ليس بالمادة المفضلة للإلكترودات من وجهة النظر المتعلقة

بالضجيج، إلا أنها مفضلة لأعمال الـ EMG لصلابتها الميكانيكية وسعرها المنخفض. وتُصمم الإلكترودات الإبرية لتكون قابلة للتعقيم بالكامل، وينبغي تعقيمها بالكامل قبل الاستخدام على أية حال.



الشكل رقم (٢,٢٢). (أ) إلكترود EMG من النوع الإبري. (ب) إلكترود EMG من النوع الإبري تحت الجلدي.

تأتي الأقطاب الإبرية في عدة أشكال. الإلكترود الإبري أحادي القطب مكون عادة من سلك من الفولاذ الذي لا يصدأ مغلف بالتفلون وعارٍ فقط عند الرأس. ولقد وُجد أنه بعد استعمال الإبرة عدداً من المرات فإن غلاف التفلون يتراجع مما يزيد من مساحة الرأس، وعند ذلك يجب التخلص من الإبرة. أما الإلكترودات الإبرية ثنائية الأقطاب (متمحورة مزدوجة) فتحتوي سلكين معزولين ضمن قناة معدنية. السلكان عاريان عند الرأس ويؤمنان التماس مع المريض، وتقوم القناة مقام الأرضي. الإلكترودات ثنائية القطب متناظرة كهربائياً وليس لها إحساس بالقطبية.

يحتوي الإلكترود الإبري ذو النواة المتمركزة على القطبين الفعال والمرجعي ضمن نفس البنية ويتكون من سلك معزول محتوىً ضمن إبرة تحت جلدية (القسم (ب) من الشكل رقم ٢,٢٢). السلك الداخلي مكشوف عند الرأس وهذا يشكل إلكتروداً واحداً. الإبرة المتمركزة مناسبة جداً للاستخدام ولها خواص كهربائية ثابتة جداً. ينبغي توخي الحذر للمحافظة على الإلكترود السطحي في حالة جيدة لتجنب التشويشات الصنعية. وتُصنع الإلكترودات الإبرية المتمركزة بصب سلك بلاتين دقيق داخل إبرة تحت جلدية ذات قطر خارجي أقل من ٠,٦ ميليمتر. يُشطف أحد طرفي الإبرة لكشف طرف السلك وتأمين نفاذ سهل عند غرز الإبرة. المساحة السطحية للرأس المكشوف من السلك قد تكون أقل من ٠,٠٠٠٥ ميليمتر مربع.

تُستخدم إلكترودات إبرية متعددة العناصر لالتقاط الإشارات من ألياف مفردة لنسيج عضلي. وهناك إبر خاصة متاحة تستخدم سطوح إلكترود بقطر ٢٥ ميكرون ولها حتى ١٤ سطح التقاط على جانب إبرة واحدة. وفيما

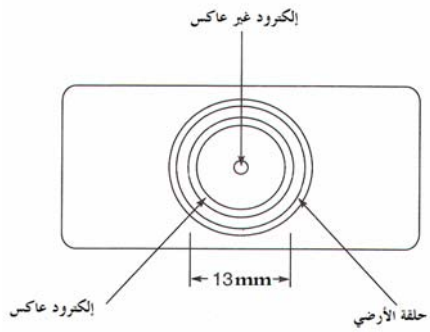
يتعلق بالبنية فإن الإلكترودات الإبرية هي الأبسط ، إلا أن شطف أو حفّ رأس الإبرة إلى الزاوية المناسبة وتأمين تغليف بلاستيكي صحيح وجعل الإبرة مقاومة للإجهادات الحرارية والكيميائية وضمان الملاءمة النسيجية هو عملية تصنيع صعبة.

تُغرز بالفعل إبر أطول في الدماغ من أجل قياس كمونات من أجزاء محددة من الدماغ. ويتم تحديد أمكنة الإبر بدقة بواسطة خريطة أو أطلس للدماغ. وعموماً فإنه يتم استخدام آلة خاصة تسمى الآلة الستيريوتاكسية (المجسمة) لتثبيت رأس المريض ولتوجيه موضعة الإلكترودات. وغالباً ما يتم زرع هذه الإلكترودات من أجل السماح بقياسات متكررة على مدى فترة ممتدة من الزمن.

يتكون الإلكترود الأرضي لدراسات الـ EMG عادة من شريط ناقل يغرز في رباط مشبع بالسالين ويُلف حول طرف المريض. يوضع الإلكترود الأرضي عادة على بنيات عظمية أكثر من وضعه على كتل عضلية كبيرة وفي جوار إلكترودات التنبيه والتسجيل ، وحيث يكون ذلك ممكناً ، على بعد متساوٍ منها. وتُستخدم إلكترودات سطحية لتسجيل إجمالي النشاط الكهربائي من مجموعة خاصة من عضلات تحتها وذلك في قياسات سرعة النقل العصبي. وقد يُستخدم أيضاً إلكترود سطحي مفرد كإلكترود مرجعي (حيادي) مع إلكترودات إبرية أحادية القطب. يمكن تثبيت الإلكترودات السطحية بسرعة وسهولة وهي عموماً مريحة للارتداء على مدى فترات طويلة. وتتكون الإلكترودات السطحية عادة من صفيحة معدنية (فضة مكلورة) مربعة أو دائرية مع أسلاك مثبتة إليها ، ويُحافظ عليها في مكانها بأربطة أو أشرطة لاصقة. وللتقليل من المقاومة الكهربائية بين البشرة والإلكترود فإنه يُنصح باستخدام لبادات مشبعة بالسالين أو كمية قليلة من هلام الإلكترود بين سطح الإلكترود والبشرة. كما تُستخدم أيضاً إلكترودات من النوع اللاصق للاستعمال لمرة واحدة لأعمال الـ EMG.

وصف Bhullar et al (1990) تصميم وبنية إلكترود سطحي انتقائي غير اجتياحي (غير باضع) لدراسة الإشارات الكهروعضلية. سطوح تسجيل الإلكترود عبارة عن حلقتين متمركزتين من الفولاذ. وهناك حلقة ثالثة مثبتة إلى غطاء الإلكترود وهي التماس الأرضي. الحلقات مفصولة عن بعضها بواسطة مادة التفلون العازلة. ويوضح الشكل رقم (٢,٢٣) مخططاً تمثيلياً لتشكيلة الإلكترود. إن مساحة السطح الصغيرة لصفائح الإلكترود وحجمه الصغير والترتيبة المتمركزة كل ذلك ينتج عنه تسجيل إشارات من الألياف القريبة من محور الإلكترود بشكل رئيسي وبالتالي يجعل الإلكترود انتقائياً أكثر بكثير. إن التشكيلة الحلقية المتمركزة بدلاً من تشكيلة الإلكترود الخامل العادي تتفادى أيضاً مشكلة اصطفاف الإلكترود بالنسبة لاتجاه ألياف العضلات. ولقد بينت الاختبارات التي أُجريت بهذه الإلكترودات أن باستطاعتها التقاط كمونات عمل وحدة حركية فردية عند مستويات قوة معتدلة.

قام Crenner et al (1989) ببناء إلكترود خاص يسمح بتسجيل إشارات كهربائية من طبقاتها العضلية وبالأخص تجميع إشارات EMG من القناة الهضمية. الإلكترود الفعال محاط بحلقة تمنع تسجيل إشارات تداخلية.



الشكل رقم (٢,٢٣). مخطط تمثيلي لتشكيلة إلكترود لدراسة إشارات كهروعضلية (طبقاً لـ Bhullar et al, 1990).

(٢,٧) الناقلية الكهربائية لهلام (جل) وكريمات الإلكترودات

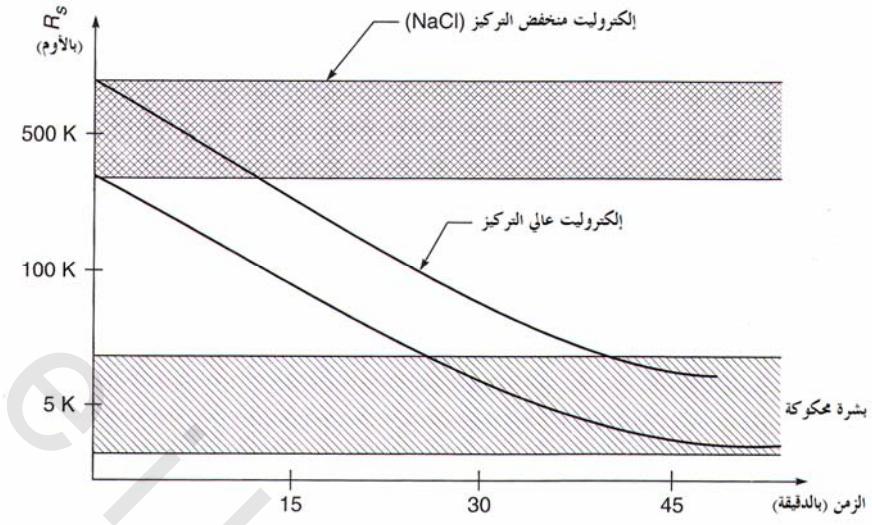
Electrical Conductivity of Electrode Jellies and Creams

لقد استعملت الكريمات والهلامات الناقلة لزمن طويل لتسهيل تماس أكثر حميمية بين بشرة المريض وإلكترودات التسجيل. إن الطبقة الخارجية المتقرنة للبشرة هي المسؤولة عن معظم ممانعة تماس البشرة، ولهذا السبب فإن تحضيراً بعناية للبشرة أساسي من أجل الحصول على أفضل النتائج. ينبغي أولاً تنظيف موضع التسجيل بمزيج ether-meth. يجب أن يكون لهلام (جل) الإلكترود، إضافة إلى امتلاكه ناقلية كهربائية جيدة، تركيزاً خاصاً لأيونات الكلور (حوالي ١٪) قريباً من تركيز الكلور الفيزيولوجي. وهذا مهم بشكل أساسي من أجل المراقبة طويلة الأجل؛ لأنه ينبغي أن لا ينتج انتشاراً مؤذياً بين الهلام والجسم. كما أنه لا بد من التأكد بشكل خاص من أن الهلام المنتقى ذو طبيعة لطيفة ولا يحتوي على صابون أو فينول قد ينتج تهييجاً واضحاً للبشرة بعد بضع ساعات.

ويمكن قياس الناقلية الكهربائية لأنواع مختلفة من كريم الإلكترود بواسطة دارة جسر Schering للتيار المتناوب (Hill and Khandpur, 1969). يوضع الكريم في خلية ناقلية من الـ Perspex بأبعاد معروفة وقياس المركبة المقاومة لممانعة الخلية عند ١٠ هرتز وحساب الناقلية من أبعاد الخلية.

تعتمد ممانعة تماس البشرة على نوع الإلكتروليت المستخدم وعلى الزمن (Trimby, 1976)، ويوضح الشكل رقم (٢,٢٤) تأثير هذه العوامل. يحتوي إلكتروليت كلور الصوديوم منخفض التركيز على ٥٪ كلور صوديوم وعالي التركيز على ٥-١٠٪. ولقد وجد أن الممانعة تهبط إلى ٤٠٪ خلال ٧-٣٠ دقيقة. ويحدث الاستقرار بعد حوالي ٣٠-٤٥ دقيقة. إن من المشاهدات المثيرة في هذا الشكل أنه بينما يخفض الحك المسبق للبشرة القيمة الابتدائية للممانعة فإن القيمة النهائية بعد استعمال إلكتروليت عالي التركيز تصبح نفسها تقريباً.

ويمكن في حالات معينة أن يُستبدل بهلام الإلكترود بلاستيك ناقل كسطح تماس بين الإلكترود وسطح الجسم. وقد استخدم Jenkner (1967) سيلاستيك مع إلكترودات EEG وأوضح أن مقاومة التماس كانت تقريباً نفس تلك التي للإلكترود التقليدي المستخدم معه هلام.



الشكل رقم (٢,٢٤). تغير مقاومة التماس مع تركيز الإلكتروليت ومع الزمن (طبقاً لـ Trimby (1976)، بموافقة Hewlett Packard).

(٢,٨) الإلكترودات الميكروية

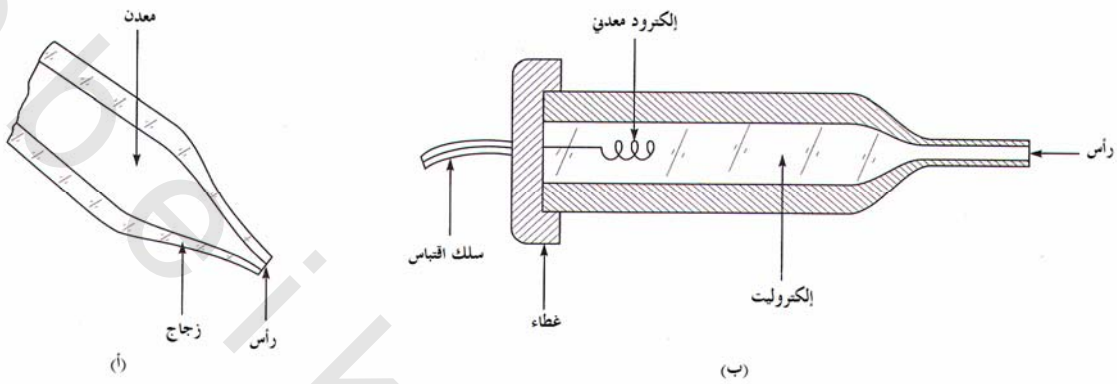
Microelectrodes

تُستخدم الإلكترودات الميكروية لدراسة النشاط الكهربائي لخلايا فردية. إن هذا النوع من الإلكترودات صغير بما فيه الكفاية بالنسبة لحجم الخلية التي يتم غرزه فيها بحيث إن النفاذ بالإلكترود لا يخرب الخلية. إن حجم الإلكترود داخل الخلوي يمليه حجم الخلية ومقدرة الغشاء المحيط بها على السماح بالنفاذ برأس الإلكترود الميكروي. نادراً ما تكون الخلايا الحية الإفرادية أكبر من ٠,٥ ميليمتر (ما يعادل ٥٠٠ ميكرون)، وعادة ما تكون أقل من عُشر هذا الحجم. تتراوح أبعاد رأس الإلكترود الميكروي النموذجي بين ٠,٥-٥ ميكرون. ويجب أن يكون رأس هذه الإلكترودات متيناً بما فيه الكفاية لإدخاله عبر طبقات من النسج من دون أن ينكسر.

ويُستخدم بشكل عام نوعان من الإلكترودات الميكروية: المعدنية (القسم (أ) من الشكل رقم ٢,٢٥)، والشعرية الميكروية الزجاجية (القسم (ب) من الشكل رقم ٢,٢٥). تُشكَّل الإلكترودات المعدنية من إبرة دقيقة من معدن مناسب مسحوبة إلى رأس دقيق. من ناحية أخرى تُسحب الإلكترودات الزجاجية من زجاج البيريكس من نوعية خاصة. تُملأ هذه الشعرات الميكروية عادة بإلكتروليت.

تُستخدم الإلكترودات الميكروية المعدنية في تماس مباشر مع النسيج البيولوجي ويكون لها بذلك مقاومة أخفض، إلا أنها تستقطب بتيارات دخل مضخم أصغر. ولأنها تميل إلى تطوير كمونات انزياح إلكترود غير مستقرة فإنها غير مفضلة لقياسات كمون الحالة الثابتة. من ناحية أخرى وفي حالة الإلكترودات الميكروية الزجاجية فإن من الممكن الحصول على استقرارية محسنة بالاختيار المناسب للمعدن وللإلكتروليت بحيث أن التيار الصغير المار عبر

وصلتهما قد لا يكون قادراً على تعديل الخواص الكهربائية للإلكترودات. إن للإلكترودات الزجاجية أيضاً سعة حاملة للتيار معتبرة بسبب سطح التماس الكبير بين المعدن والإلكتروليت.



الشكل رقم (٢,٢٥). (أ) إلكترود ميكروي معدني. (ب) الماصات الميكروية أو الشعرات الميكروية.

إن ممانعة الإلكترودات الميكروية مرتفعة جداً بالمقارنة مع الإلكترودات التقليدية المستخدمة لتسجيل مخططات كهربية القلب والدماغ ...الخ. وتعود الممانعة المرتفعة للإلكترود الميكروي المعدني إلى خصائص المنطقة الصغيرة لسطح تماس المعدن مع الإلكتروليت. وبشكل مشابه يكون رأس ماصة ميكروية مملوءاً بإلكتروليت يعوض عن ناقل إلكتروليتي بمساحة مقطع صغيرة وهذا ما يعطي الماصات الميكروية مقاومتها المرتفعة. وبسبب الممانعة المرتفعة للإلكترودات الميكروية فإن مضخمات بممانعات دخل بالغة الارتفاع ضرورية لتجنب تحميل الدارة وللتقليل من آثار التغيرات الصغيرة في ممانعة سطح التماس.

(٢,٨,١) الإلكترودات الشعرية الميكروية الزجاجية Glass Microcapillary Electrodes

هناك عدة طرق لإنتاج إلكترودات ميكروية بتنويعات وأشكال واسعة. ومن أجل سحب إلكترودات ذات قطر منتظم ودقيق فإنه أمر أساسي أن تتم المحافظة على توقيت ودرجة حرارة وقوة واتجاه سحب ثابتة. إن من الصعب التحكم بهذه العوامل إذا ما سُحبت الإلكترودات يدوياً. تستخدم الطريقة الميكانيكية قوة الجاذبية من أجل التمديد والإلكترودات التي يتم سحبها في مرحلة واحدة أو أكثر يمكن أن تعطي أنابيب شعرية بأقطار ٣-٣٠ ميكرومتر، إلا أن هناك صعوبة كبيرة تواجه إنتاج إلكترودات بقطر أصغر من ١ ميكرومتر.

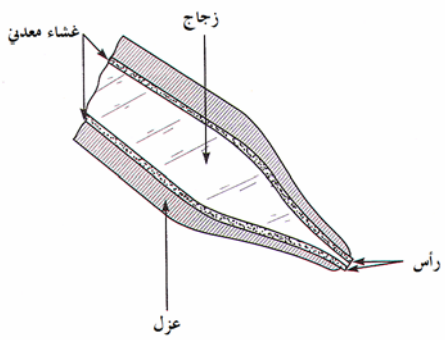
إن الطريقة الأكثر شيوعاً المستخدمة لعمل ماصات ميكروية برأس صغير تتألف من تطبيق محيطي للحرارة على منطقة صغيرة من أنبوب زجاجي موضوع تحت شد ابتدائي. وعندما يصبح الزجاج طرياً تتم زيادة الشد بسرعة كبيرة جداً وفصل الحرارة. إن التوقيت المناسب والضبط المتحكم به لكمية الحرارة وأيضاً قوة الشد الابتدائية والنهائية والتبريد كلها تؤدي إلى إنتاج شعيرات ميكروية بأبعاد متحكم بها.

(٢,٨,٢) الإلكترودات الميكروية المعدنية Metal Microelectrodes

تمتاز الإلكترودات المعدنية ذات الرأس الدقيق جداً والمستخدمة للتسجيل من خلايا مفردة عن الماصات الميكروية الزجاجية بمتانتها النسبية. يمكن تصنيع إلكترودات ميكروية فولاذية من إبر رتق (خياطة) عادية ولكن الأفضل أن تكون من أسلاك جيدة من فولاذ لا يصدأ. ويمكن تصنيعها بسهولة حتى قطر ١٠ ميكرومتر ولكن لا بد من عناية كبيرة من أجل أقطار بصغر ١ ميكرومتر. هذه الرؤوس الصغيرة جداً ليست مرضية جداً لأنها بالغة الهشاشة ولها ممانعة دخل مرتفعة جداً. وصف Hubel (1957) طريقة لتصنيع إلكترود ميكروي من التنغستين برأس قطره ٠,٤ ميكرومتر. وقد استخدم تقنية استدقاق كهربائي تتضمن حفر (تهرئة) etching قضيب معدني بينما يتم سحبه ببطء من محلول الحفر (التهرئة) مما يشكل رأساً مستدقاً عند طرف القضيب. يتم بعد ذلك غمس المعدن المحفور في محلول عازل لوضع العزل عليه كله ما عدا الرأس.

يوضح الشكل رقم (٢,٢٦) مقطعاً في إلكترود ميكروي معدني. هناك في هذا الإلكترود غشاء رقيق من معدن ثمين مربوط إلى الجزء الخارجي من إلكترود ميكروي زجاجي مسحوب. تعطي هذه الترتيبة ممانعة أقل من الإلكترود الشعري الميكروي وزمن تخزين لانهائي وأداء قابل للتكرار مع سهولة في التنظيف والصيانة. إن سطح التماس بين المعدن والإلكتروليت هو بين الغشاء المعدني وإلكتروليت الخلية.

وقد شرح Skrzypek and Keller (1975) طريقة جديدة لتصنيع إلكترودات ميكروية من التنغستين تسمح بتحكم قريب بمعاملات الإلكترود. يتم في هذه التقنية حفر (تهرئة) الرأس كهربائياً بالتيار المستمر إلى أقطار تحت ٥٠٠ أنغستروم وتغطيته بالكامل بالبولي ميثيل ميثاكريلات. بعد ذلك يتم استخدام حزمة إلكترونية من مجهر إلكتروني لكشف منطقة دقيقة في الرأس من أجل الإزالة اللاحقة بطرق كيميائية. توحي نتائج التسجيل بهذه الإلكترودات بخصائص تسجيل مرغوب فيها جديدة فيما يتعلق بعزل وإمساك خلايا مفردة.



الشكل رقم (٢,٢٦). إلكترود ميكروي - ماصة مغطاة بغشاء معدني رفيق.

يُفضل التنغستين لبناء الإلكترودات الميكروية بسبب متانته الميكانيكية وخموليته الظاهرية. وبالرغم من أن التنغستن بحد ذاته تفاعلي فإن طبقة سطحية من أكسيد التنغستين سوف تحمي في معظم الحالات المعدن ضد التآكل. قام Zeuthen (1978) بدراسة الخواص الكهربائية للإلكترودات الميكروية من التنغستين المصنعة باستدقاق رأس بحوالي واحد إلى عشرة والمعزولة بالليكر مع ترك طول رأس بحوالي ١٠-١٠٠ ميكرومتر.

وقد وجد أن كمون الراحة في السالين هو -٠,٣ فولت بالنسبة لإلكترود مرجعي من الفضة-كلور الفضة من أجل تيارات دخل أقل من (١) بيكو أمبير. ممانعة الإشارة الصغيرة كانت بشكل مثالي تلك التي لسعة ٠,٤ بيكوفاراد لكل ميكرومتر مربع عند تردد بين ١٠-١٠٠٠ هرتز. يتسبب العزل غير الكامل عند الرأس بأن تكون هذه الممانعة مقاومة بشكل متزايد. الخواص الكهروكيميائية للتنغستين توضح أنه يسلك سلوك معدن خامل ضمن الكمونات حيث يُستخدم عادة في التجارب البيولوجية.

قام Jobling et al (1981) ببناء مصفوفة إلكترودية ميكروية فعالة باستخدام تكنولوجيات تصنيع الدارات التكاملية من أجل تسجيل كمونات خارج خلوية في أنسجة عصبية. تقوم المصفوفة بشكل أساسي بتقليل الضجيج الذي يسببه الالتقاط الكهروستاتيكي (الكهربائي الساكن) مع استقرار طويل الأجل جيد.

obeikandl.com