الفصل التاسع

التطبيب والقياس الطبي الحيوي عن بعد
BIOMEDICAL TELEMETRY AND TELEMEDICINE

(٩,١) القياس اللاسلكي عن بعد
Wireless Telemetry

يسمح القياس اللاسلكي عن بعد بفحص المعطيات الفيزيولوجية للإنسان أو الحيوان في الظروف العادية والبيئة المحيطة الطبيعية بدون أي إزعاج أو إعاقة للشخص أو الحيوان قيد الاختبار. وبذلك يمكن التعرف على وتقييم العوامل التي تؤثر على الأشخاص السليمين أو المرضى خلال أدائهم مهامهم اليومية بسهولة. سمحت تقنية القياس الحيوي عن بعد بإمكانية دراسة الأشخاص الفعالين المتواجدين في ظروف منعت حتى الآن إجراء قياسات مؤشراتهم الفيزيولوجية. وبذلك تُعتبر هذه التقنية أساسية في الحالات التي لا يمكن فيها استخدام توصيلات كابلات (Gandikold, 2000).

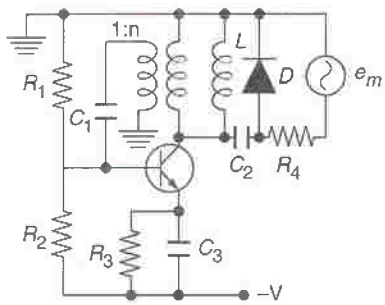
يمكن باستخدام القياس عن بعد الحصول على الإشارات الحيوية من السباحين وراكبي الدراجات والرياضيين والطيارين والأشخاص أصحاب المهن اليدوية. تعتبر مراقبة القياس عن بعد الطريقة الأكثر ملائمة خلال التنقل ضمن مناطق المستشفى وكذلك للمراقبة المستمرة للمرضى المُحَوَّلين إلى أقسام أو عيادات أخرى للفحص أو المعالجة.

(٩,١,١) أنظمة التعديل Modulation Systems

تَستخدِم أنظمة التعديل المستخدمة في القياس عن بعد لنقل للإشارات الطبية الحيوية تعديلين، ويعني ذلك أن الحامل الفرعي منخفض التردد نسبياً يُطبق إضافة إلى التردد العالي جداً والذي بالنهاية يقوم بنقل الإشارة من المرسل. يعطي مبدأ التعديل المضاعف أداء أفضل في النقل وخالي من التداخلات ويسمح باستقبال الإشارات الفيزيولوجية منخفضة التردد. يمكن للحامل الفرعي أن يكون نظام FM (تعديل ترددي) أو نظام PWM (تعديل عرض النبضة) بينما يكون المُعَدِّل الأخير نظام FM دائماً.

تعديل التردد (FM): تُرسل المعطيات في تعديل التردد بتغيير التردد اللحظي بما يتوافق مع الإشارة التي سوف تُعدَّل على الموجة مع المحافظة على ثبات مطال الموجة الحاملة. إن "تردد التعديل" هو معدل تغيير التردد اللحظي. أما "انحراف التردد" فهو مدى تغير التردد الحامل عن التردد المركزي ويتناسب طردياً مع مطال إشارة التعديل. يتم عادة إنتاج إشارة الـ FM بالتحكم بتردد المهتز من خلال مطال جهد التعديل. على سبيل المثال، يعتمد تردد الاهتزاز لمعظم المهتزات على قيمة محدد للسعة. وإذا كان ممكناً تطبيق إشارة التعديل بطريقة ما بحيث تؤدي إلى تغيير قيمة السعة، فإن تردد الاهتزاز سوف يتغير بالتوافق مع مطال إشارة التعديل.

يبين الشكل رقم (٩,١) مهتز مضبوط يخدم كمعدل تردد. إن الثنائي المستخدم هو ثنائي فاراكتور (Varactor) يعمل في نمط الانحياز العكسي وبذلك فهو يمثل مكثف تسريب لدارة التخزين. إن هذه السعة تابعة لجهد الانحياز المنعكس عبر الديود، فمع تطبيق إشارة التعديل كما هو مبين في مخطط الدارة فإن هذه السعة تُنتِج موجة FM. يسمح مثل هذا النوع من الدارات بانحراف التردد في المجال ٢–٥٪ من التردد الحامل بدون تشويه خطير.



الشكل رقم (٩,١). مخطط دارة معدِّل التردد باستخدام ثنائي فاراكتور.

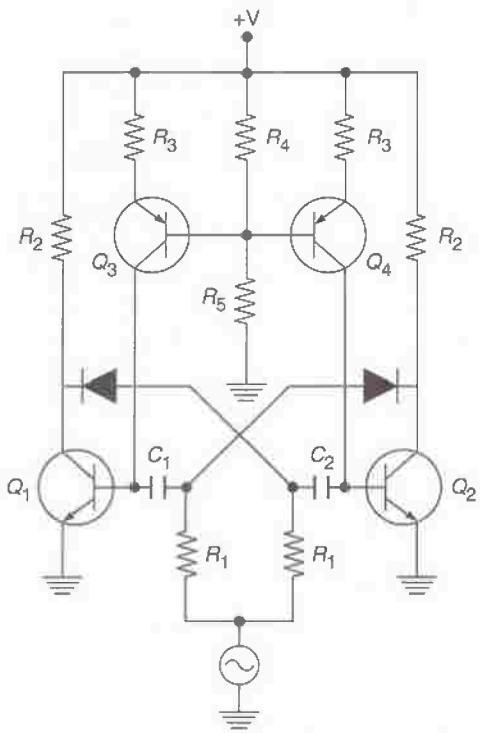
تعديل عرض النبضة PWM: تتميز طريقة تعديل عرض النبضة بأنها أقل حساسيةً للتشوه والضجيج. يبين الشكل رقم (٩,٢) مُعدِّل عرض نبضة نموذجي. تُشكل الترانزستورات Q_1 وQ_2 مهتز متعدد حر الحركة. تؤمن الترانزستورات Q_3 وQ_4 مصادر تيار مستمر لشحن المكثفات الزمنية C_1 وC_2 وترانزستورات القيادة Q_1 وQ_2. يتم شحن المكثف C_1 خلال المقاومة R_1 إلى مطال جهد التعديل e_m عندما يكون Q_1 في وضعية الإغلاق وQ_2 في وضعية التشغيل. يتصل الطرف الآخر للمكثف C_1 إلى قاعدة الترانزستور Q_2 وجهده صفر. عندما يصبح Q_1 بوضعية التشغيل محولاً الدارة إلى المرحلة الأخرى، ينخفض جهد القاعدة تقريباً من صفر إلى $-e_m$. يبقى الترانزستور Q_2 على وضعية الإغلاق حتى يتم شحن جهد القاعدة إلى الجهد صفر. وباعتبار أن تيار الشحن ثابت على القيمة I فإن الزمن اللازم لشحن C_2 وإعادة الدارة إلى المرحلة الابتدائية هو:

$$T_2 = \frac{C_2}{I} \cdot e_m$$

وبشكل مشابه فإن الزمن الذي تبقى فيه الدارة في المرحلة الأصلية هو:

$$T_1 = \frac{C_1}{I} \cdot e_m$$

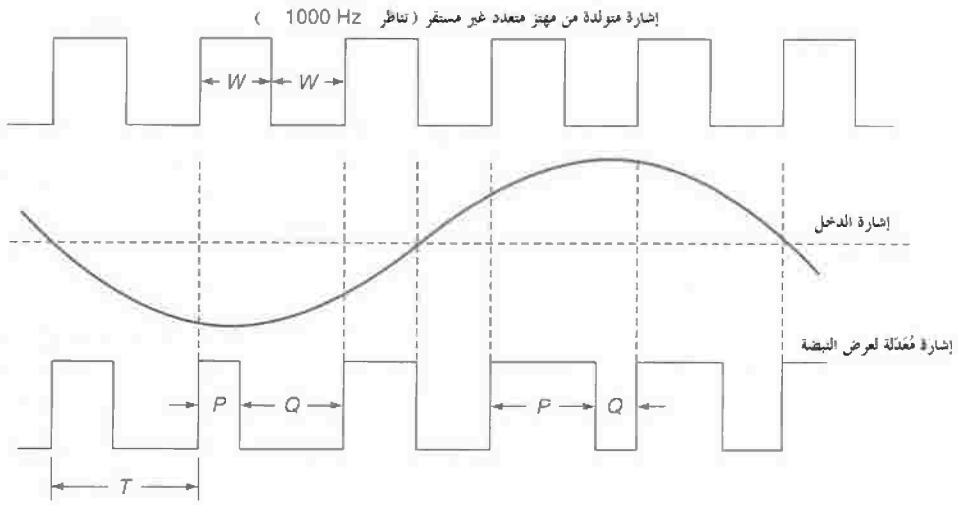
وهذا ما يبين أن جزئي الدورة غير المستقرة يتناسبان مباشرة مع جهد التعديل.



الشكل رقم (٩,٢). معدِّل عرض النبضة.

عند تطبيق خرج تفاضلي متوازن من مضخم مثل مضخم الـ ECG إلى نقاط الدخل ١ و٢ فإن تردد المهتز المتعدد غير المستقر يبقى ثابت، إلا أن عرض النبضة الموجودة عند مجمع الترانزيستور Q_2 يجب أن يتغير بالتوافق مع مطال إشارة الدخل.

تتغير عملياً الحافة السالبة للموجة المربعة بانتظام مع إشارة الـ ECG، وبذلك فإن هذه الحافة هي فقط التي تتضمن المعطيات ذات الاهتمام. تمثل النسبة P:Q (الشكل رقم ٩,٣) المطال اللحظي للـ ECG. لا تؤثر تغيرات مطال أو تردد الموجة المربعة على النسبة P:Q وبالنتيجة فهي لا تؤثر على إشارة الـ ECG. يتم تغذية خرج الإشارة من هذا المُعَدِّل إلى مرسل كلام طبيعي، عادة بواسطة مُخَمد، لجعله مناسباً لمستوى دخل المرسل.



الشكل رقم (٩,٣). تغيرات عرض النبضة مع مطال إشارة الدخل: W = عرض النبضة عند توليدها في المهتز المتعدد. P = عرض النبضة الـ. تغير، التغيرات بالتوافق مع إشارة الدخل. Q = فترة التوقف، والتي تتغير بتغيرات العرض P للنبضة.مع مطال إشارة الدخل.

(٩,١,٢) اختيار التردد الحامل الراديوي Choice of Radio Carrier Frequency

توجد قوانين في كل دولة تحكم استخدام تردد وعرض حزمة محددين للقياس الطبي عن بعد. وبذلك يجب الحصول على تصريح لتشغيل نظام محدد للقياس عن بعد من قسم البريد في الدولة ذات الصلة. إن الترددات الراديوية المستخدمة عادة لإغراض القياس الطبي عن بعد هي في مرتبة ٣٧، ١٠٢، ١٥٣، ١٥٩، ٢٢٠، ٤٥٠ ميغاهرتز. أما المرسل فهو عادة ٥٠ ميغاوات عند ٥٠ أوم ويستطيع أن يعطي مجال إرسال ١,٥ كيلومتر تقريباً في منطقة مفتوحة مستوية، ويقل هذا المجال كثيراً في مناطق الأبنية. خَصَصَت وكالة الاتصالات الفدرالية (FCC) في الولايات المتحدة الأمريكية حزمتي تردد قصيرتي المجال لأعمال القياس الطبي عن بعد. تتطابق حزمة التردد المنخفضة في المجال ١٧٤-٢١٦ ميغاهرتز مع البث التلفزيوني ذو التردد العالي جداً VHF (القنوات ٧-١٣). وبذلك يجب تحديد خرج مرسل القياس عن بعد لتفادي التداخل مع أجهزة التلفاز. عادة لا يتطلب تشغيل وحدات القياس عن بعد في هذه الحزمة أي ترخيص. أما في حزمة التردد العالية ٤٥٠-٤٧٠ ميغاهرتز فيُسمح باستخدام مرسل ذو طاقة كبيرة ويجب الحصول على ترخيص من FCC لتشغيل مثل هذا النظام.

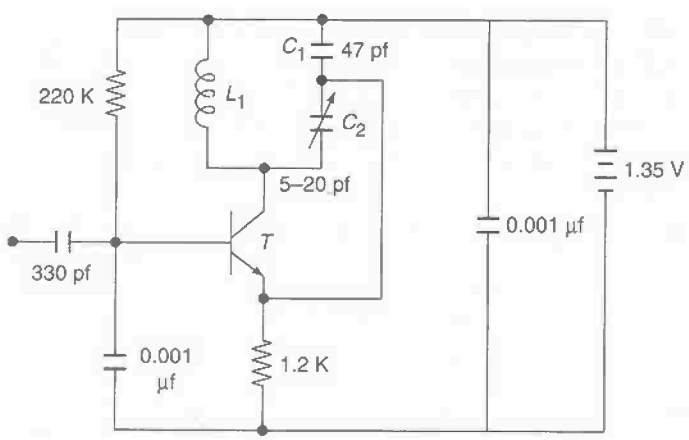
يمكن للأمواج الراديوية أن تنتقل بسهولة عبر معظم المواد غير الموصِلة مثل الهواء والخشب والجص. كما يتم إضعاف أو اعتراض أو انعكاس هذه الأمواج من قبل معظم المواد الموصلة والأسمنت بسبب وجود الفولاذ المقوى. وبذلك قد يُفقَد الإرسال أو أن يكون بنوعية سيئة عندما يتحرك المريض المزود بمرسل قياس عن بعد في بيئة تحتوي جدران إسمنتية أو بين الأعمدة الهيكلية.

كما قد يتأثر الاستقبال بتأثيرات موجة التردد الراديوي التي تنتج عن المناطق ذات الاستقبال الضعيف أو الأماكن الصفرية في بعض الحالات المتعلقة بموقع المريض والتردد الحامل. إن التداخل بين قنوات القياس عن بعد هي مشكلة خطيرة أخرى في أنظمة القياس عن بعد. يمكن تخفيض هذه المشكلة إلى الحد الأدنى من خلال الاختيار الدقيق لترددات المرسل وباستخدام نظام هوائي مناسب وبتصميم الجهاز.

يتحدد مجال أي نظام راديو بطاقة الخرج وتردد المرسل. رغم ذلك، وفي أنظمة القياس الطبي عن بعد فإن عوامل أخرى مثل تصميم المستقبل والهوائي تجعل خصائص الطاقة والتردد أقل أهميةً. كما يُفضل استخدام مرسل ذو طاقة عالية أعلى من الطاقة المطلوبة للمجال المقبول لأن ذلك يلغي أو يقلل بعض تأثيرات الضجيج الناتجة عن التداخل من مصادر أخرى.

(٩,١,٣) المرسل Transmitter

يبين الشكل رقم (٩,٤) مخطط دارة لمرحلة المرسل FM المستخدمة عادة في القياس الطبي عن بعد. يعمل الترانزيستور T في مهتز RF نوع كولبيتس (Colpitts) ذو قاعدة مؤرضة مع L_1 وC_1 وC_2 كدارة تخزين. تتأمن التغذية الراجعة الموجبة للمُصدِر من مقسم سعوي في دارة المجمع يتشكل من C_1 وC_2. تعمل وشيعة التحريض L_1 كملف ضبط وهوائي إرسال.



الشكل رقم (٩,٤). مخطط دارة نموذجي لمرسل FM للقياس عن بعد.

يُضبط مكثف التنعيم C_2 ليحدد تردد الإرسال على النقطة المطلوبة بدقة. وفي هذه الحالة فإن هذه النقطة هي ضمن حزمة البث FM القياسية من ٨٨ إلى ١٠٨ ميغاهرتز. يتم التعديل الترددي بتغيير نقطة عمل الترانزيستور مما يؤدي إلى تغيير سعة المجمع لهذا الترانزيستور وبالتالي تغيير تردد الرنين لدارة التخزين. يتم تغيير نقطة العمل من خلال دخل الحامل الفرعي. وبذلك فإن خرج المرسل يتألف من إشارة RF مضبوطة على حزمة البث FM ومُعدَّلة ترددياً بواسطة مهتز الحامل الفرعي (SCO) والذي بدوره مُعدَّل ترددياً بواسطة الإشارات الفيزيولوجية ذات الاهتمام. يُفضل استخدام مصدر طاقة لمهتز الـ RF منفصل عن الأجزاء الأخرى للدارة وذلك لتحقيق استقرار الدارة ومنع التداخل بين وظائفها (Beerwinkle and Burch, 1976).

(٩,١,٤) المستقبل The Receiver

يمكن أن يكون المستقبل في معظم الحالات مستقبل بث عادي بحساسية ١ ميكروفولت. يُغذى خرج وحدة التردد العالي HF إلى مفكك التعديل الفرعي لاستخلاص إشارة التعديل. يقوم مفكك التعديل في نظام الـ FM/FM أولاً بتحويل إشارة التعديل الترددي (FM) إلى إشارة تعديل مطالي (AM). يتبع ذلك كاشف AM يقوم بفك تعديل شكل موجة الـ AM الجديدة. يكون خرج هذا النظام خطياً فقط مع الانحرافات الصغيرة في التردد. يمكن استخدام أنواع أخرى من الكاشفات لتحسين الخطية.

يتم في نظام PWM/FM الحصول على موجة مربعة عند خرج الوحدة RF. تُقَّص هذه الموجة المربعة لإزالة جميع تغيرات مطال الموجة المربعة الواردة كما يتم تحديد متوسط قيمة الموجة المربعة الواحدية "المنسوبة إلى ١". تتناسب هذه القيمة مباشرة مع المساحة والتي بدورها تتناسب مباشرة مع فترة أو أمد النبضة. وباعتبار أن فترة النبضة تتناسب مباشرة مع تردد التعديل، فإن إشارة الخرج تتناسب مباشرة مع جهد الخرج لمفكك التعديل. يتم ضبط جهد خرج مفكك التعديل بحيث يمكن تغذيته مباشرة إلى مسجل بياني. كما تؤمن وحدة المستقبل مخرجات إشارة حيث يمكن توصيل مسجل شريط مغناطيسي مباشرة لتخزين الإشارة التي تم تفكيك تعديلها.

عادة ما يعتمد الاستخدام الناجح لأنظمة القياس البيولوجي عن بعد على فهم المستخدم لقيود النظام البيولوجي والكهربائي. هناك مجالي صعوبة رئيسيين لأنظمة القياس الحيوي عن بعد يظهران عند واجهات ربط النظام. الأول هو واجهة الربط بين النظام البيولوجي والنظام الكهربائي. لا يمكن لأي عدد من المهندسين أن يصححوا العمل الرديء والمتهور للشخص المزود بالتجهيزات. لذا يجب وضع الالكترودات والمبدلات على المريض باهتمام كبير. إن مجال الصعوبة الرئيسي الآخر هو واجهة الربط بين المرسل والمستقبل. يجب التذكر دائماً أن مجال العمل يجب أن يكون محدود لمنطقة الخدمة الأساسية، وإلا فإن استقبال في منطقة الحافة سوف يكون على الأغلب ضجيجياً وغير مقبول. إضافة إلى ذلك، هناك مشاكل تَنتُج عن حركات المريض والتغير الواسع لقوة الإشارة والتداخل من التجهيزات الكهربائية والأنظمة الراديوية الأخرى والتي تحتاج إلى تصميم دقيق للجهاز ودقة في إجراءات التشغيل.

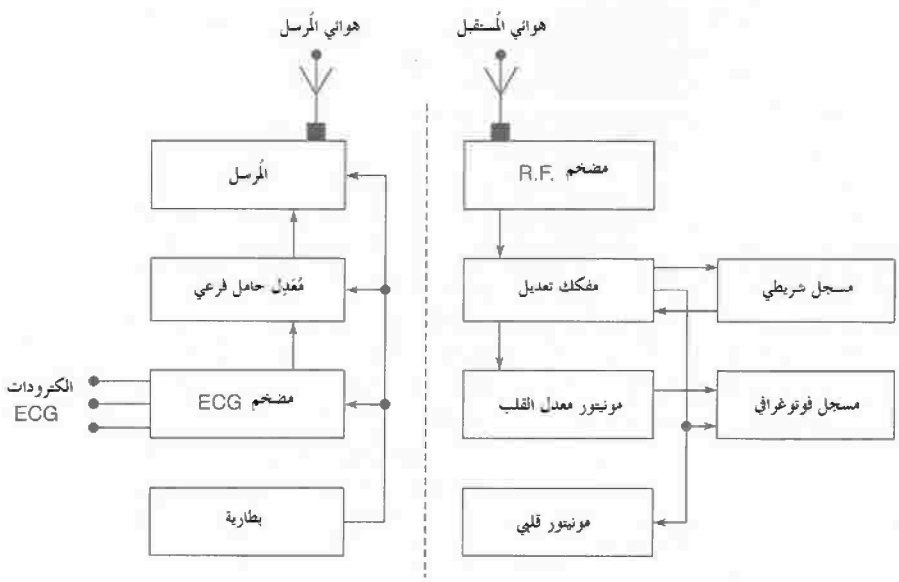
(٩,٢) أنظمة القياس عن بعد وحيدة القناة
Single Channel Telemetry Systems

إن مخطط كهربية القلب هو المؤشر الأكثر دراسة في معظم الحالات التي تتطلب مراقبة المرضى بتقنية القياس اللاسلكي عن بعد. ومن المعروف أن إظهار الـ ECG ومعدل نبض القلب يعطي معلومات كافية عن تحميل النظام الوعائي القلبي للأشخاص النشيطين. وبذلك يجب أولاً التعامل مع نظام القياس عن بعد وحيد القناة والمناسب لنقل مخطط كهربية القلب.

(٩,٢,١) نظام القياس عن بعد لإشارة كهربية القلب ECG، ECG Telemetry System

يبين الشكل رقم (٩,٥) مخطط صندوقي لنظام قياس عن بعد وحيد القناة ملائم لنقل مخطط كهربية لقلب. هناك جزأين رئيسيين للنظام:

- مرسل القياس عن بعد ويتألف من مضخم ECG ومهتز حامل فرعي ومرسل UHF مع بطاريات خلية جافة.
- مستقبل القياس عن بعد ويتألف من وحدة تردد عالي ومفكك تردد، يمكن أن يوصل إليه جهاز تخطيط كهربية القلب للتسجيل، ومونيتور قلبي للإظهار ومسجل شريط مغناطيسي لتخزين الـ ECG. كما يمكن تزويد مقياس معدل نبض القلب بإمكانية الإنذار لمراقبة معدل نبض الشخص نبضة- بنبضة بشكل مستمر.



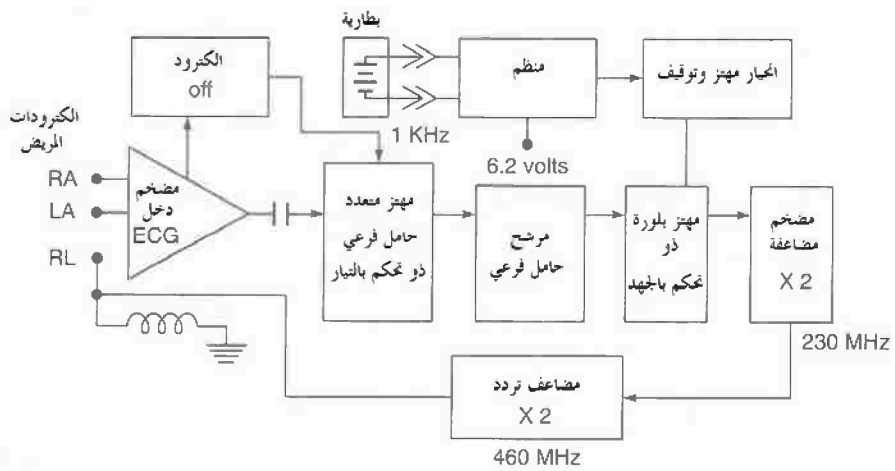
الشكل رقم (٩,٥). مخطط صندوقي لنظام قياس عن بعد وحيد القناة.

يجب تحقيق المعايير التالية لنقل إشارة الـ ECG بدون تشويه (Kurper et al,1996) :

- يجب أن يكون الشخص قادراً على متابعة نشاطاته الطبيعية بنفس الوقت الذي يحمل فيه التجهيزات بدون أي إزعاج يُذكر. ويجب على الشخص أن يكون قادراً على أن ينسى وجود هذه التجهيزات بعد بضعة دقائق من بدء التطبيق.
- يجب المحافظة على التشويشات الصنعية الحركية وتداخل الجهد العضلي على الحدود الدنيا.
- يجب أن يكون عمر البطارية طويل بشكل كافي بحيث يُمَكِّن من تنفيذ الإجراءات الكاملة للتجربة.
- يجب تخفيض نبضات ناظم الخطى عند مراقبة الـ ECG للمرضى المزودين بنواظم خطى باستخدام القياس عن بعد. يمكن أن يكون مطال نبضات ناظم الخطى كبيرة حتى ٨٠ ميلي فولت مقارنة مع المطال النموذجي لـ ECG وهو ١-٢ ميلي فولت. إن مضخمات الـ ECG في المرسل مُقيَّدة بمعدل تغير الجهد مع الزمن (Slew rate) بحيث يُخَفَّض مطال نبضات ناظم الخطى الضيقة نسبياً بشكل كبير.

تعمل بعض أنظمة قياس الـ ECG عن بعد في الحزمة ٤٥٠-٤٧٠ ميغاهرتز، والمناسبة للنقل ضمن المستشفى كما تتمتع هذه الأنظمة بميزة إضافية وهي توفر عدد كبير من القنوات. في الأسفل شرح لتفاصيل دارة نظام قياس الـ ECG عن بعد:

المرسل: يبين الشكل (٩,٦) مخطط صندوقي للمرسل. تُضَخَّم إشارة الـ ECG، الملتقطة بواسطة الكترودات ممعجنة مسبقاً موصولة إلى صدر المريض، وتستخدم لتعديل حامل فرعي ١ كيلوهرتز والذي بدوره يقوم بتعديل ترددي لحامل UHF. تُشَع الإشارة الناتجة بواسطة احد الكترودات الاقتباس (القدم اليسرى RL) والذي يخدم كهوائي. تُحمى دارة الدخل ضد النبضات كبيرة المطال التي قد تنتج خلال إزالة الرجفان.



الشكل رقم (٩,٦). مخطط صندوقي لمرسل قياس ECG عن بعد. عن (redrawn after Larsen et al, 1972, by permission of Hewlett Packard).

يُربط مضخم دخل الـ ECG بتيار متناوب إلى المراحل اللاحقة. يقوم مكثف الربط ليس فقط بإزالة جهد التيار المستمر الناتج عن جهود الاتصال عن واجهة ربط المريض مع الإلكترود بل يقوم أيضاً بتحديد تردد القطع المنخفض للنظام والذي هو عادة ٠,٤ هرتز. إن مهتز الحامل الفرعي هو مهتز متعدد ذو تحكم عن طريق التيار ويؤمن انحراف ±٣٢٠ هرتز عن التردد المركزي ١ كيلوهرتز من أجل المجال الكامل لإشارة الـ ECG (±٥ ميلي فوات). يقوم مرشح الحامل الفرعي بإزالة هارمونية الموجة المربعة مما يؤدي إلى إنتاج منحني جيبي لتعديل حامل الـ RF. ينزاح تردد المهتز المتعدد ٤٠٠ هرتز تقريباً في حال انتزاع أحد الالكترودات. يؤدي تحسس هذه الحالة في المستقبل إلى تشغيل إنذار "إلكترود مُعطل".

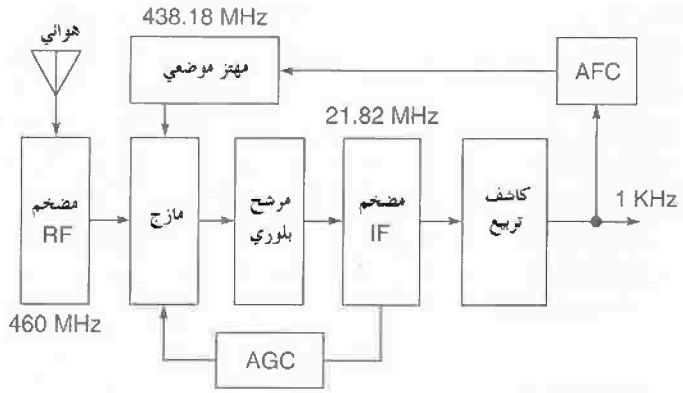
يتم توليد الحامل في مهتز ذو تحكم بلوري يعمل على ١١٥ ميغاهرتز. إن البلورة هي جهاز نغمة توافقية خامسة متصل ويعمل في نمط الرنين التسلسلي. يتبع ذلك مرحلتي مضاعفة تردد، المرحلة الأولى هي مضاعف ترانزستور صنف C والمرحلة الثانية هي مضاعف ديود استرجاع خطوة متصل على التسلسل. إن مجال عمل هذا النظام هو ٦٠ متر ضمن المستشفى عند طاقة خرج ٢ ميلي وات تقريباً.

المُستقبل: يَستخدم المُستقبل هوائي استقبال عام الاتجاه أحادي القطب ربع موجي مُثبَّت بشكل عمودي فوق مستوى الغطاء العلوي للمُستقبل. يعمل هذا النظام بشكل جيد لالتقاط الإشارات المُستقطبة عشوائياً المنقولة بواسطة المرضى المتنقلين.

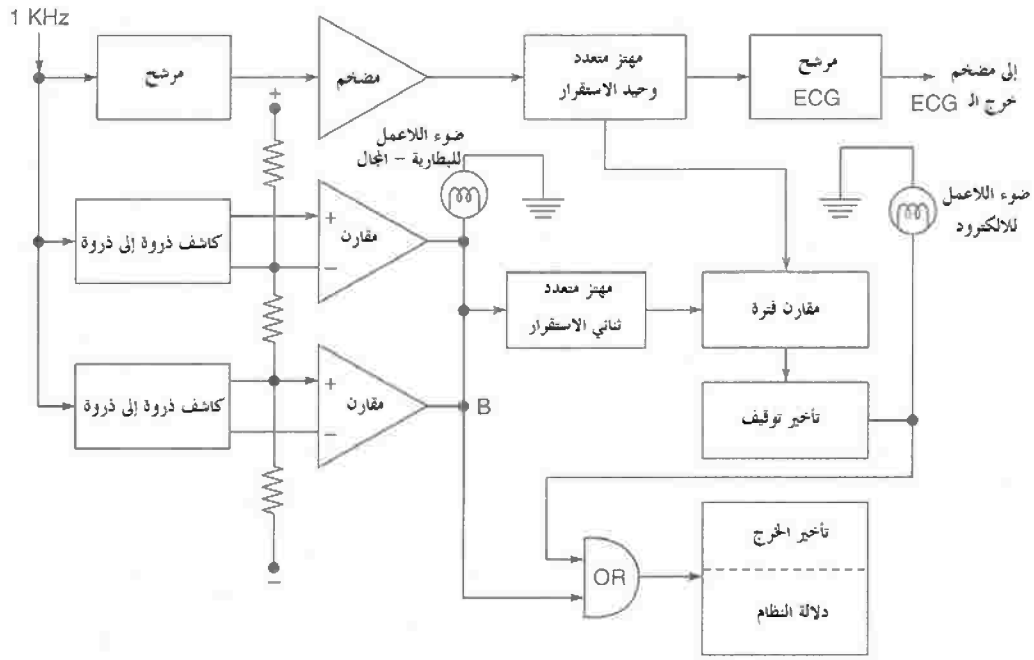
يتألف المُستقبل (الشكل رقم ٩,٧) من مضخم RF، يؤمن ضجيج منخفض، وترشيح RF ورفض تردد صورة. إضافة إلى ذلك، يقوم مضخم الـ RF بتخميد إشعاع المهتز الموضعي إلى −٦٠ د ب م (dBm) وذلك لتخفيض احتمال الربط المتصالب إلى الحد الأدنى عندما يتم استخدام عدة مستقبلات في محطة مركزية واحدة. يستخدم المهتز الموضعي بلورة (١١٥ ميغاهرتز)، شبيه بتلك المستخدمة في المرسل، ومضاعف ×٤ ومضخم مضبوط. يستخدم المازج خصائص قانون التربيع للـ FET لتفادي مشاكل التداخل بسبب التعديل البيني من الدرجة الثالثة. يتبع المازج مرشح بلورة ذو ٨ أقطاب يُحدد انتقائية المُستقبل.

يؤمن هذا المرشح، بعرض حزمة ١٠ كيلوهرتز، رفض ٦٠ د ب (dB) لإشارات الـ ١٣ كيلوهرتز من التردد المركزي IF (٢١,٨٢ ميغاهرتز). يؤمن مضخم IF مراحل الربح الأساسية ويقوم بتشغيل مضخم AGC الذي يخفض ربح المازج في ظروف الإشارة القوية لمنع التحميل الزائد عند مراحل الـ IF. يأتي بعد مضخم الـ IF مُمَيِّز، كاشف تربيعي، وخرجه هو حامل فرعي ١ كيلوهرتز. يُوَسَّط هذا الخرج ويُغَذَّى بشكل راجع إلى المهتز الموضعي للتحكم الآلي بالتردد. يُفَكّ تعديل الحامل الفرعي لتحويل التردد إلى جهد لاسترجاع الشكل الأصلي لموجة الـ ECG. تُمَرَّر إشارة الـ ECG عبر مرشح تمرير منخفض (الشكل رقم ٩,٨) بتردد قطع ٥٠ هرتز ومن ثم تعطى إلى جهاز المراقبة. يُفحص الحامل الفرعي ١ كيلوهرتز لتحديد فيما إذا تم استقبال إشارة مقبولة أم لا وذلك بإنشاء نافذة قبول لمطال

الحامل الفرعي. تُعتبر الإشارة المُستقبَلة صالحة إذا كان مطالها ضمن هذه النافذة. وفي حال تداخل AM أو FM فيتم تفعيل لمبة إنذار "مُعطَّل".



الشكل رقم (٩,٧). مخطط صندوقي لجزء التردد العالي لمُستقبل قياس الـ ECG عن بعد. عن (adapted from Larsen et al, 1972, by permission of Hewlett Packard).



الشكل رقم (٩,٨). مخطط توضيحي لمفكك تعديل ECG ودارات "معطَّل" في مستقبِل قياس الـ ECG عن بعد. عن (after Larsen et al, 1972, by permission of Hewlett Packard).

تستخدم الشركات الصانعة المختلفة ترددات حامل مختلفة في تجهيزات القياس عن بعد. ومن المعتاد استخدام حزمة التلفزة FM التي تغطي المجال من ١٧٤ إلى ١٨٥,٥ ميغاهرتز (قنوات التلفزة VHF رقم ٧ و٨). ولكن الخرج يُحدَّد لقيمة عظمى ١٥٠ ميكروفولت/متر عند مسافة ٣٠ متر لمنع التداخل مع قنوات التلفزة التجارية.

كما تتواجد بعض المُرسِلات بتصاميم خاصة مثل بطارية مُرسل منخفض وإمكانية استدعاء الممرض. وفي كلا الحالتين، يتم توليد إشارة تردد ثابتة تسبب انحراف الحامل الفرعي وتُفعِّل الدارة المناسبة للمؤشرات المرئية عند استقبالها في المُستقبل.

كما تتضمن بعض أنظمة القياس عن بعد إمكانية الدلالة على الخروج خارج المجال. يتسبب في هذه الحالة استلقاء المريض على المساري أو خروج المريض خارج مجال قدرة المُستقبل. ولهذا السبب تُراقب إشارة الحامل RF من المُستقبل بشكل مستمر حيث يتم تشغيل الإنذار عند انخفاض هذه الإشارة دون حد مُثبت مُسبقاً

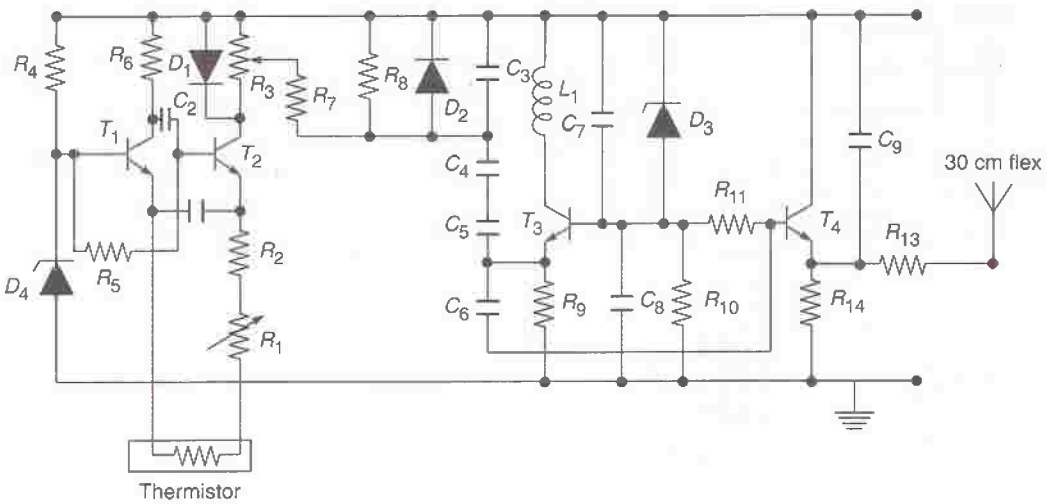
يجب أن يكون هناك توجيه مناسب بين هوائيي الإرسال والاستقبال من أجل التشغيل المقبول لنظام القياس الراديوي عن بعد. يمكن أن تتواجد توجيهات لا يلتقط فيها هوائي المُستقبل إي إشارة من الإشارات الصادرة عن هوائي المُرسل. وبذلك فمن المهم أن تتواجد بعض الوسائل للدلالة على حدوث تداخل إشارة أو ضياع إشارة. من الممكن بوجود مثل هذه الإشارة اتخاذ خطوات لتصحيح هذه المشكلة وتبليغ الكادر الطبي أن المعطيات المُستقبلة هي ضجيج ويجب إهمالها.

(٩,٢,٢) نظام قياس الحرارة عن بعد Temperature Telemetry System

إن بناء أنظمة نقل الجهود المتناوبة التي تُمثل مؤشرات مثل ECG وEEG وEMG هو أمر سهل نسبياً. أما مشاكل التصميم الأكبر نسبياً فتظهر في أنظمة القياس عن بعد المستقرة بشكل كافي عند محاولة القياس عن بعد وبشكل مستمر ولفترات طويلة مخرجات التيار المستمر من حساسات الحرارة أو الضغط أو ما شابهها. تُنقَل المعطيات في مثل هذه الحالات كتعديل لنسبة "العلامة/الفاصل" (mark/space) لموجة مربعة. يبين الشكل رقم (٩,٩) توضيح لدارة نظام قياس الحرارة عن بعد تعتمد على هذا المبدأ.

يتم تحسس الحرارة بواسطة ثرميستور ذو مقاومة ١٠٠ أوم (عند ٢٠ درجة مئوية) موضوع في مُصدِر الترانزستور T_1. تشكل الترانزستورات T_1 و T_2 دارة مهتز متعدد يتم توقيتها بواسطة الثرميستور وR_1+R_2 وC_1. يتم ضبط R_1 لتعطي نسبة "العلامة/الفاصل" بقيمة ١ : ١ في منتصف مجال الحرارة (٣٥-٤١ درجة مئوية). يُنتج المهتز المتعدد خرج موجة مربعة بتردد ٢٠٠ هرتز. يتم اختيار تردد المهتز المتعدد بالأخذ بعين الاعتبار عرض الحزمة المتوفر وزمن الاستجابة المطلوب والحجم المادي للمهتز المتعدد ومكثفات التوقيت وخصائص دارة التحكم الآلية بالتردد للمُستقبل. يتم تغذية هذه الموجة المربعة إلى ديود متغير السعة D_2 عبر مقياس الجهد R_3. يوضع D_2 في دارة المهتز RF المضبوطة مشكلاً T3. يُشكل الترانزيستور T_3 دارة مهتز ١٠٢ ميغاهرتز تقليدية والذي يستقر تردده مقابل تغيرات

جهد التغذية بواسطة ديود زنر (Zener) D_3 بين قاعدته وجهد تغذية المجّمع. T_4 هو مرحلة دارئ غير مضبوط بين المهتز والهوائي. عادة ما يتم تثبيت الهوائي إلى الحلقة أو الجهاز الحامل للمُستقبل.



الشكل رقم (٩,٩). مخطط دارة نظام قياس الحرارة عن بعد. عن (after Heal, 1974; by permission of Med.,Biol. Eng).

يُستخدَم في جهة المُستقبل هوائي ثنائي القطب عمودي يقوم بتغذية مولف FM. يقوم خرج هذا المولف، وهو موجة مربعة ٢٠٠ هرتز، بقيادة مفكك التعديل. يتم في مفكك التعديل تضخيم الموجة المربعة واسترجاع التيار المستمر الموجب وتغذيته إلى المقياس حيث يتم دمجه بواسطة العطالة الميكانيكية لحركة المقياس. الخيار الآخر هو أن يكون ترشيحه بواسطة مرشح RC بسيط للتخلص من محتوى التموج العالي والحصول على سجل أملس على الورق. يمكن استخدام مولف FM محلي لهذا الغرض. تمت قياسات الحرارة وفقاً لهذا المخطط باستخدام حساس ثرميستور ذو معامل حرارة تقريباً −٤٪ لكل درجة مئوية. وقد أنتج تقريباً ٢٠٪ تغير في نسبة "العلامة/الفاصل" على مجال حرارة ٥ درجة مئوية كما تبين أن النظام خطي في المجال ±٣ درجة مئوية. تم تصميم الدارة لتعمل على بطارية ٥,٤ فولت، ٣٥٠ ميلي أمبير/ساعة تؤمن تشغيل مستمر لـ ١٠٠ ساعة.

(٩,٣) أنظمة القياس عن بعد اللاسلكية متعددة القناة

Multi-Channel Wireless Telemetry Systems

تتعلق مشاكل القياس الطبي غالباً بالنقل المتزامن لعدة مؤشرات. يُستخدم لهذا النوع من التطبيقات نظام القياس عن بعد متعدد القناة. يُعتبر القياس عن بعد متعدد القناة مفيداً بشكل محدد في برامج تدريب الرياضيين لأنه يُقدم إمكانية مسح متزامن لعدة مؤشرات فيزيولوجية للشخص الذي تتم مراقبته.

تسمح الأنظمة متعددة القناة، بوجود المضخمات الأولية المناسبة، بإرسال المؤشرات التالية بشكل متزامن اعتماداً على عدد القنوات المطلوبة: ECG ومعدل نبض القلب ومعدل التنفس والحرارة وضغط الدم داخل الأوعية وضغط الدم داخل القلب.

يكون عدد الحوامل الفرعية المستخدمة في القياس عن بعد متعدد القناة مساوياً لعدد الإشارات التي سوف يتم إرسالها. وبذلك فإن لكل قناة مُعدِّلها الخاص. تقوم وحدة الـ RF، وهي نفسها لكل القنوات، بتحويل الترددات الممزوجة إلى حزمة الإرسال. وبشكل مشابه، تحتوي وحدة المُستقبل وحدة RF ومعدِّل واحد لكل قناة.

إن تعديل عرض النبضة هو الأكثر ملائمة لأنظمة القياس الحيوي عن بعد متعددة القناة. إن مثل هذه الأنظمة غير حساسة لانزياحات التردد الحامل كما أن لها مناعة عالية للضجيج. قد تكون أنظمة الـ FM-FM ذات استهلاك طاقة قليل واستقرارية عالية لخط الأساس ولكنها أكثر تعقيداً وكلفةً. كما يمكن أن تقع بمشاكل التداخل بين القنوات المختلفة. تتطلب تقنيات الفصل مرشحات مكلفة ومعقدة، ومع ذلك يمكن أن يبقى الحديث التصالبي مشكلة.

يتورط نظام الـ FM-FM عموماً بكلفة عالية لأنه يطبق تردد حامل فرعي منفصل لكل قناة معطيات. وبشكل مشابه، يقع تعديل مطال موقع النبضة (pulse-position amplitude modulation) بسهولة في صعوبات التزامن التي يتسبب بها الضجيج مما يؤدي إلى فقدان المعطيات المُرسلة. ومن ناحية أخرى، تتضمن ميزات تعديل فترة النبضة على الحساسية المنخفضة للحرارة وتغيرات جهد البطارية وقابلية تكيفها للتصغير بسبب توفر الدارات التكاملية الملائمة.

يتم في القياس الراديوي عن بعد متعدد القناة ضم قنوات معطيات متنوعة في قناة واحدة، تدعى هذه التقنية بالمضاعف. هناك طريقتين أساسيتين للمضاعفة، وهما:

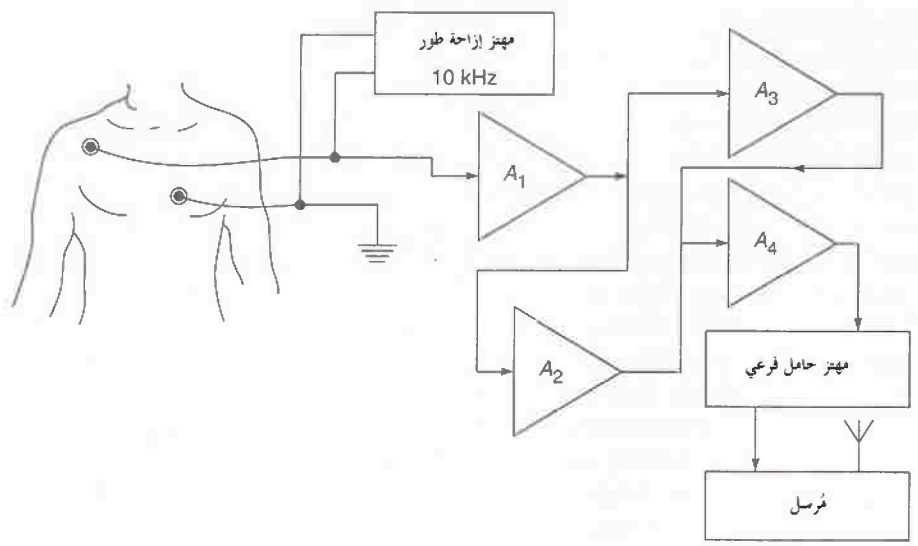
- **مضاعفة بتقسيم التردد**: تَستخدِم هذه الطريقة ترددات حامل فرعي مستمرة. تقوم الإشارات بتعديل تردد مهتزات حوامل فرعية متعددة، لكل منها تردد لا تتراكب إشارته المُعدَّلة مع طيف تردد الإشارات الأخرى المُعدَّلة. يتم جمع الإشارات المُعدَّلة ترددياً من جميع القنوات عبر مضخم جامع لإنتاج إشارة مُركبة لا يتراكب فيها أي من أجزائها بالتردد. تقوم هذه الإشارة عندئذ بتعديل حامل الـ RF للمُرسل والبث.
- **مضاعفة بتقسيم الزمن**: يتم في هذه التقنية تطبيق إشارات متعددة على دارة تبديل (commutator circuit). تقوم هذه الدارة، والتي هي مبدل الكتروني، بمسح سريع للإشارات من قنوات مختلفة. يقود المهتز دارة التبديل التي تقوم بدورها بتقطيع كل إشارة للحظة زمنية، وبالتالي تُنتج سلسلة قطار نبضات تماثل إشارات الدخل. كما يتم تأمين إشارة إطار مرجعية كقناة إضافية لتسهيل التعرف على تسلسل وقيم قنوات الدخل.

(٩,٣,١) القياس عن بعد لإشارة الـ ECG والتنفس Telemetry of ECG and Respiration

شرح (Beerwinkle amd Burch, 1976) مُرسل تعديل FM-FM للقياس الراديوي عن بعد (الشكل رقم ٩,١٠) لكشف وإرسال الـ ECG ونشاط التنفس تزامنياً على تردد حامل وحيد في حزمة بث FM. يتم كشف التنفس بمبدأ

تخطيط التنفس بقياس الممانعة باستخدام نفس زوج الالكترودات المستخدمة للـ ECG. يُحقن تيار ثابت جيبي بتردد ١٠ كيلوهرتز عبر الالكترودات E_1 وE_2 المتصلين عبر التجويف الصدري للشخص. تتولد إشارة الحامل في مهتز الإزاحة الطورية.

يؤدي تغير الممانعة الصدرية المرتبط بالتنفس إلى توليد جهد تيار متناوب يتغير مطاله مع تغير الممانعة. يُضَخَّم الحامل متغير المطال بواسطة المضخم A_1. يقوم المرشح المضخم A_3 باسترجاع إشارة التنفس باستخدام مقّومات ومرشح ثنائي القطب. تُضَخَّم إشارة الـ ECG المُلتقطة بالالكترودات E_1 و E_2 بالمضخم A_1 مع إشارة التنفس. كما تُمرَّر على مرحلة مرشح تمرير منخفض بترورث A_2 والتي تُمرر إشارة الـ ECG وتعترض إشارة التنفس. عندئذ يتم في A_4 جمع إشارة الـ ECG المُضخمة مع إشارة التنفس المعالجة مسبقاً.



الشكل رقم (٩,١٠). مخططاً توضيحياً لمُرسل تعديل FM-FM للقياس الراديوي عن بعد للـ ECG ونشاط التنفس تزامنياً. عن (adapted from Beerwinkle and Burch, 1976; by permission of IEEE Trans. Biomed. Eng.).

إن خرج A_4 هو إشارة مُركَبة يتم تغذيتها إلى مهتز متعدد غير مستقر يعمل كمهتز حامل فرعي يتم التحكم به بالجهد وبعمل عند ٧٣٥٠+٥٥٠ هرتز. إن حساسية نظام تعديل الحامل الفرعي هي ٦٥٠ هرتز/ميلي فوات لإشارة الـ ECG و٤٠ هرتز لكل ١ أوم تغير في حال إشارة التنفس عندما تكون ممانعة الصدر الكلية بين ٦٠٠ و٨٠٠ أوم. يتم عندئذ تغذية خرج مهتز الحامل الفرعي إلى مهتز RF للإرسال. تتطلب الدارة أقل من ١٨٥ ميكرو أمبير من بطارية زئبقية ١,٣٥ فولت. يمكن إرسال الإشارات على مسافات حتى ١٥ متر لمدة أربع أسابيع قبل تبديل البطارية.

(٩,٣,٢) نظام القياس عن بعد للتوليد Obstetrical Telemetry System

هناك اهتمام كبير لتأمين حرية كبيرة في الحركة للمريضات خلال المخاض بينما تتم مراقبة المريضة بشكل مستمر من خلال الربط اللاسلكي. وبالتالي يمكن من موقع مركزي المحافظة على مراقبة مستمرة لسجلات مخطط قلب الجنين لعدة مريضات متنقلات. كما يُخَفِّض القياس عن بعد كابلات التجهيزات المعيقة بجانب السرير في غرف الولادة. والأكثر من ذلك، لا يكون هناك ضياع في المراقبة في الدقائق الحيوية اللازمة لتحويل المريضة في الحالات الإسعافية.

تحمل المريضة مُرسل صغير بحجم الجيب مُصمم لالتقاط إشارات معدل نبض قلب الجنين والنشاط الرحمي. يُستنتَج معدل نبض قلب الجنين من مخطط كهربية قلب الجنين الذي يتم الحصول عليه بواسطة إلكترود سكالب (scalp) متصل إلى الجنين بعد تمزق أغشية الأم. يتم قياس النشاط الرحمي بواسطة مبدل ضغط داخل الرحم. إذا تم قياس ECG الجنين فقط، فإن المريضة تشير بنفسها إلى النشاط الرحمي أو حركة الجنين باستخدام زر ضغط محمول باليد.

يوضع المُستقبل بعيداً عن المريضة (الشكل رقم ٩,١١)، ويتصل إلى جهاز مراقبة قلب جنين تقليدي. إذا تجاوزت المريضة مجال الإرسال الفعال أو إذا كان اتصال الإلكترود ضعيفاً، يُرسَل ذلك بشكل مناسب من أجل الإجراء التصحيحي.

الشكل رقم (٩,١١). نظام استقبال قيد الاستخدام للقياس عن بعد لمراقبة معدل نبض قلب الجنين وانقباضات الرحم. عن (Courtesy: Hewlett Packard).

يَستخدِم نظام القياس عن بعد تعديل FM-FM، بحامل من ٤٥٠ إلى ٤٧٠ ميغاهرتز وطاقة خرج RF ٢ ميلي وات على حمل ٥٠ أوم مقاساً بين الإلكترود RL ومستوى الأرضي بالمُرسل. إن مجال إشارة الدخل لدخل قناة الـ ECG هو من ١٠٠ ميكروفولت إلى ١ ميلي فولت بحزمة تردد من ١ إلى ٤٠ هرتز. كما أن حساسية قناة المخاض (أو الولادة) هي ٤٠ ميكروفولت/فولت/ميليمتر زئبقي ويمكن أن تصبح ٥ ميكروفولت/فولت/ميليمتر زئبقي باستخدام مبدل عالي الحساسية. يُثار مبدل مقياس الإجهاد بجهد مقداره ربع فولت rms عند حساسية ٤٠ ميكروفولت/فولت/ميليمتر زئبقي وتردد ٢,٤ كيلوهرتز. إن الاستجابة الترددية لهذه القناة هي ٣ هرتز ±٠,٥ هرتز.

(٩,٣,٣) القياس عن بعد في غرف العمليات Telemetry in Operating Rooms

يُعتبر استخدام القياس عن بعد في غرف العمليات مرغوباً بشكل خاص لأنه يقدم وسائل تحقق سلامة للمريض من الصدمة الكهربائية وكذلك التخلص من مساري اتصال المريض المعلقة والضرورية في التجهيزات ذات الكابلات المباشرة. هناك عادة العديد من المؤشرات ذات الاهتمام عند مراقبة مرضى الجراحة، وأكثرها شيوعاً الـ ECG وضغط الدم والنبض المحيطي والـ EEG.

يعتمد ترميز الإشارة في النظام رباعي القنوات أساساً على تعديل تردد الحوامل الفرعية الأربعة المتمركزة عند ٢,٢ و٣,٥ و٥,٠ و٧,٥ كيلوهرتز على التوالي. صُمِمَ النظام ليعطي عرض حزمة من dc إلى ١٠٠ هرتز عند نقطة ٣ db ويؤمن المُميّز خرج dc بقيمة ١ فولت من أجل ١٠٪ إزاحة في الحامل الفرعي المرتبط بكل قناة. يتم الحصول على ذلك من إشارة ECG ٢ ميلي فولت من الذروة إلى الذروة (٠,٠٥ إلى ١٠٠ هرتز) و إشارة EEG ١٠٠ ميكروفولت (١ إلى ٤٠ هرتز) و ضغط دم شرياني ١٠٠ ميليمتر زئبقي (dc إلى ٤٠ هرتز) ونبضة محيطية ٤٠٠ ميكروفولت من الذروة إلى الذروة (٠,١ إلى ٤٠ هرتز).

تُجَمَّع الحوامل الفرعية الأربعة وتُستخدَم لتعديل مهتز حامل ترددي راديوي تعديلاً ترددياً والذي تم توليفه إلى تردد نقطي ضمن حزمة الـ FM التجارية. يتم توليف الإشارات المُرسَلة بواسطة مُولف FM ويُغذى خرجه إلى مُمَيِّز رباعي القنوات يقوم بفصل الحوامل الفرعية من خلال الترشيح كما يقوم بفك تعديل كل حامل فرعي باستخدام حلقة مقفلة الطور. يتم إظهار الإشارات التي تم فك تعديلها على راسم إشارة.

(٩,٣,٤) دراسات فيزيولوجية الرياضة من خلال القياس عن بعد

Sports Physiology Studies through Telemetry

إن مراقبة التهوية الرئوية ومعدل نبض القلب ومعدل التنفس ضروري لدراسة إنفاق الطاقة خلال العمل الفيزيائي وخاصة الرياضة مثل الإسكواش وكرة اليد والتنس والسباق الخ. يَستخدِم المُرسل لهذه الغاية تعديل فترة النبضة، أي انه يتم تقطيع كل قناة بشكل متتابع وتوليد نبضة يتناسب عرضها مع مطال الإشارة الموافقة. يتم في نهاية الإطار إدراج فاصل تزامني لضمان أن نظام الاستقبال يَثبُت بشكل صحيح على الإشارة.

يتم تقطيع كل قناة ٢٠٠ مرة في الثانية. يتقدم العداد خطوة واحدة مع كل نبضة توقيت مما يجعل البوابات تفتح بشكل متتالي. وعند فتح بوابة محددة، تمر الإشارة الفيزيولوجية الموافقة إلى المُميّز حيث تُقارَن مع خط الانحدار ramp، يُغير المُميّز وضعيته حالما يتجاوز جهد الانحدار جهد الإشارة. وبذلك، فإن الزمن اللازم ليغير المُميّز وضعيته سوف يعتمد على مطال الإشارة. يخدم العداد وكذلك البوابات كمضاعفات.

يُستخدَم قطار النبضات عند خرج المُميّز لتعديل مهتز الـ RF ترددياً في الحزمة ٨٨-١٠٨ ميغاهرتز. يُصَمَّم المُرسل ليعمل في مجال ١٠٠ متر، ويمكن زيادة هذا المجال باستخدام هوائي سوطي. تُوضَع الالكترودات على القص من أجل تسجيل الـ ECG. تُستَنتَج كلاً من التهوية الرئوية ومعدل التنفس من مبدل تدفق كتلي.

يتضمن النظام في طرف الاستقبال على مولف FM ودارات لتحويل الإشارات المُرمَّزة لعرض النبضة إلى إشارات تمثيلية وعلى مسجل قلمي متعدد القنوات لإظهار الإشارات الفيزيولوجية. يبين الشكل رقم (٩,١٢) نظام قياس عن بعد ثلاثي القنوات لمراقبة المعطيات الفيزيولوجية لأحد العدائين.

الشكل رقم (٩,١٢). نظام قياس عن بعد ثلاثي القنوات لمراقبة المعطيات الفيزيولوجية لأحد العدائين.

(٩,٤) القياس عن بعد لعدة مرضى
Multi-Patient Telemetry

أدى إنشاء وحدات العناية الإكليلية المزودة بالتجهيزات إلى تخفيض كبير في معدل وفيات المرضى المحولين إلى المستشفى. هناك ضرورة لمراقبة المريض خلال المراحل المبكرة من ازدياد النشاط والإجهاد، عند استقرار حالته، لتحديد فيما إذا كان قلبه قد تعافى بشكل كافي. يتم ذلك بشكل ملائم باستخدام القياس عن بعد والذي يؤمن نوعاً من مرحلة عناية متوسطة تُسهِّل عودة المريض إلى الحياة الطبيعية.

وبالتالي فإن القياس عن بعد يسمح بمراقبة الأوعية الإكليلية المشتبهة بدون القيود غير الطبيعية لبقاء المريض في السرير. إن الميزة الرئيسية لنظام القياس عن بعد وحيد المؤشر ومتعدد المرضى هو تَمَكُّن المرضى ذوي الشفاء المقبول من مغادرة أسرّة وحدات الـ ICU/CCU المتصلة بالتجهيزات عن طريق الكابلات مما يؤمن تأثيراً نفسياً ايجابياً. يسترجع المرضى القدرة على التنقل بعد فترة احتجاز مطولة مما يؤدي إلى تحسن في توتر العضلات والدورة الدموية. تجارياً تتوفر المُرسلات بقياس صغير حتى ٨×٦,٢٥×٢,٢٥ سنتمتر وبوزن أقل من ١١٥ غرام مع البطارية. يتم استقبال المعطيات من مرضى مختلفين عند المحطة المركزية للممرضين.

يمكن أن تُزوَّد المحطة بميزة الإظهار غير الباهت لأشكال الموجات المُستقبَلة وكذلك مسجل ECG يمكن أن يعمل عند حدوث حالة إنذار للمريض وكذلك إنذار فقدان إشارة أو عدم اتصال المسرى. يتم استنتاج وإظهار معدل نبض كل مريض بنفس الوقت بإظهار رقمي. عادة ما يتم القياس عن بعد لعدة المرضى باستخدام دارات ذات تحكم بلوري تؤمن استقرار في التردد ضمن ±٠,٠٠١٥٪. هناك ضرورة لتأمين الترميز عند وحدات المُرسل والمُستقبل للدلالة على تردداتها المُعَايَرَة.

يجب أن تُزوَّد مُستقبلات أنظمة القياس عن بعد لعدة مرضى، باعتبار أن معظم استخدامها لمرضى القلبية، بحماية من نبضة إزالة رجفان حتى ٥٠٠٠ فولت، ٤٠٠ وات ثانية. يجب أن لا تتأثر أشكال موجة الـ ECG لدرجة كبيرة بوجود نبضات ناظم الخطى ذات العرض ٢,٥ ميلي ثانية ومعدل قد يصل إلى ١٥٠ نبضة بالدقيقة.

(٩,٥) أنظمة القياس عن بعد القابلة للزرع
Implantable Telemetry Systems

تسمح أنظمة القياس عن بعد القابلة للزرع بقياس عدة متغيرات فيزيولوجية لفترات طويلة بدون أي اتصال مع الكابلات أو قيود أو تحذير للأشخاص الذين تتم مراقبتهم. وفوق كل ذلك، ليس هناك حاجة لوصل أي حساس حتى على سطح الجسم. تمت معظم أعمال القياس عن بعد القابل للزرع حصراً على حيوانات الأبحاث. وقد تم بنجاح استخدام أنظمة ذات قناة واحدة أو متعددة القناة لمراقبة ECG وEEG وضغط الدم وتدفق الدم ودرجة الحرارة، الخ. يستخدم في التشغيل متعدد القناة نظام مضاعِف زمني للتعامل مع ٣ إلى ١٠ قنوات.

يجب صنع مُرسلات القياس عن بعد بمعظم الأحيان بحجم صغير قدر الإمكان لكي لا تسبب أي إزعاج للشخص قيد الاختبار. تُصنع هذه المُرسلات من مكونات فعالة وغير فعالة مُصغرة وقليلة العدد قدر الإمكان لتفادي الصعوبات التي تتم مواجهتها خلال التوصيل وللتقليل قدر الإمكان من التداخل الكهربائي بينها، والذي قد يسبب عدم استقرار للدارات. تم تخفيض هذه الصعوبات بشكل كبير باستخدام تقنية الدارات الهجينة رقيقة الشريحة. يمكن أن يسمح هذا بتعقيدات كبيرة في التصميم كما أن المصممين غير مقيدين بالحاجة إلى تخفيض عدد المكونات على حساب وثوقية الدارة. تم تصنيع المُرسلات ذات دارات الشريحة الرقيقة من قبل العديد من الباحثين وبالأخص لمراقبة تدفق الدم ودرجة الحرارة.

تغذية الطاقة هي المشكلة الأخرى التي تتم مواجهتها عند تصميم المُرسِلات القابلة للزرع. يجب أن يكون وزن وحجم البطارية أصغر ما يمكن كما يجب أن يكون عمر التشغيل أكبر ما يمكن. يمكن تخفيض استهلاك الطاقة في الدارة إلى الحد الأدنى باستخدام مضخمات عمليات ذات طاقة صغرى ومكونات CMOS لعمليات المضاعفة والتوليف والتبديل في أنظمة القياس عن بعد متعددة القناة. إضافة إلى ذلك، يجب أن تُصَمَّم الدارة بحيث يكون استهلاك الطاقة في المُرسل أصغر ما يمكن. ويجب بالتحديد في حال المُرسلات القابلة للزرع تَوَفُّر إمكانية تشغيل المُرسل عند الحاجة. يمكن أن يتم ذلك بوجود مبدل يعمل مغناطيسياً يسمح بإيقاف تشغيل المُرسل خارجياً خلال فترات الاسترخاء.

(٩,٥,١) نظام قياس عن بعد قابل للزرع لضغط الدم وتدفق الدم

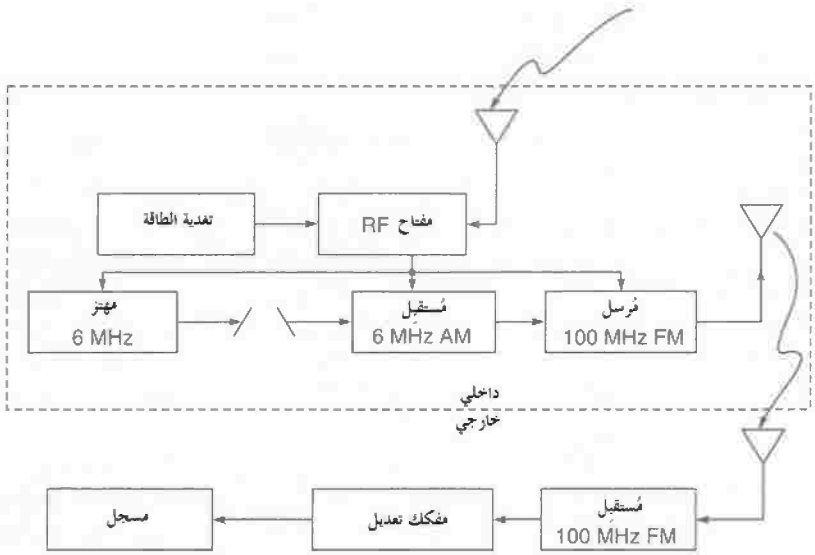
Implantable Telemetry System for Blood Pressure and Blood Flow

من الضروري غالباً في أبحاث الحيوانات الحصول على معطيات حول تدفق الدم لفترة تمتد لعدة أشهر. يمكن تحقيق هذا المتطلب بشكل جيد باستخدام مقاييس التدفق القابلة للزرع. من غير المناسب استخدام مقاييس التدفق الكهرومغناطيسية لأهداف الزرع باعتبار أنها تستهلك كمية كبيرة من الطاقة كما أنها تعطي ارتفاع في انزياح خط الأساس لأسباب متنوعة. إن التقنية الأوسع استخداماً في مقياس تدفق الدم القابل للزرع هي مبدأ انزياح دوبلر فوق الصوتي.

يتم في هذه الطريقة تحويل معطيات سرعة الدم إلى إشارة كهربائية بواسطة مبدلين فوق صوتيين مُثبتين على كم صلب يحيط بالوعاء الدموي. تتم قيادة أحد هذين المبدلين بمصدر طاقة عالي التردد ويستقبل المبدل الآخر الطاقة المبعثرة مع إزاحة في التردد. يبين الشكل رقم (٩,١٣) مخطط صندوقي لمقياس التدفق يوضح الجزء القابل للزرع بصندوق مخطط. تتولد طاقة التردد العالي من أجل مبدل التدفق بواسطة مهتز ٦ ميغاهرتز.

يقوم المُستقبل AM ذو التردد ٦ ميغاهرتز بتحويل الإشارة فوق الصوتية القادمة إلى إشارة تردد سمعي بواسطة كشف تزامني. تتم عملية استرجاع المعطيات بواسطة مبدل FM داخلي بتردد ١٠٠ ميغاهرتز ومُستقبل FM

خارجي تجاري. يقوم مفكك تعديل، يقع خارج الجسم، بتحويل تردد إزاحة دوبلر إلى قيمة تخمينية للتدفق. يقيس مفكك التعديل بشكل أساسي معدل التقاطع مع الصفر لإشارة دوبلر والذي يتناسب مع سرعة الدم.



الشكل رقم (٩,١٣). مخطط صندوقي لمقياس تدفق قابل للزرع يعتمد على مبدأ انزياح دوبلر ف. وق ال. صوتي. ع. ن (after Dipietro and Meindl, 1973).

شرح (Rader et al, 1973) نظام قياس عن بعد FM/FM مصغر قابل للزرع بشكل كامل لقياس ضغط الدم وتدفق الدم بنفس الوقت. يتم كشف الضغط بمبدل وعائي مُصغَّر وذلك بوضعه مباشرة في مجرى الدم. يبلغ قطر هذا المبدل ٦,٥ ميليمتر كما تبلغ سماكته ١ ميليمتر. ترتبط أربعة مقاييس إجهاد نصف ناقلة، مُتصلة في جسر تقليدي رباعي الأرجل، إلى السطح الداخلي لغشاء تحسس ضغط صغير. يُنتج الحساس ٣٠ ميلي فولت لكل ٣٠٠ ميليمتر زئبقي تقريباً. يتم تحسس وقياس التدفق بتقنية قياس تداخلية فوق صوتية خارج الأوعية.

شرح (Barbaro and Macellari, 1979) بنية مسبار راديوي لقياس الضغوط داخل القحف. تم التخلص من المصادر الرئيسية للأخطاء، والتي تتألف من الانزياح الحراري للمكونات الالكترونية وبالأخص مبدل الضغط، بالإرسال الآني للمعطيات المتعلقة بدرجة الحرارة ليتم تصحيح المعطيات بما يتوافق مع الحرارة. يتم زرع مبدل ضغط، ذو مقياس إجهاد، فوق الجافية ويتصل بطريقة مرنة إلى جسم المسبار الراديوي. يوضع ثرميستور بعد مبدل الضغط. إن مهتز الحامل الفرعي هو أساساً مهتز متعدد غير مستقر يعمل عند ٤ كيلوهرتز. يتحدد الثابت الزمني لهذا المهتز بالتناوب من قبل مُبدلين. يتم تبديل المبدلات بتردد ١٠٠ كيلوهرتز.

يقوم عندئذ مهتز الحامل الفرعي بالتعديل المطالي لحامل تردد راديوي ١٠٥٠ كيلوهرتز، والذي يمكن استقباله بشكل ملائم بالمستقبلات التجارية المعروفة. يعمل ملف التوليف للمهتز الحامل كهوائي إرسال. تُزَوَّد الطاقة إلى المسبار الراديوي من الخارج عن طريق ربط كهرومغناطيسي وبالتالي فإنه يتضمن دارات تحويل طاقة الـ RF إلى جهد dc. يتم احتواء الدارة بأكملها بمحفظة من البولي بروبلين والتي تتحملها نسج الإنسان بشكل جيد. كما تساهم شريحة من المطاط السيليكوني تغطي المحفظة بتطوير الكفاءة لدرجة كبيرة. استخدم (Cheng et al, 1975) مبدل بتران (Pitran) لقياس الضغوط داخل القحف عن بعد.

(٩,٦) إرسال الإشارات الفيزيولوجية التمثيلية عبر الهاتف
Transmission of Analog Physiological Signals over Telephone

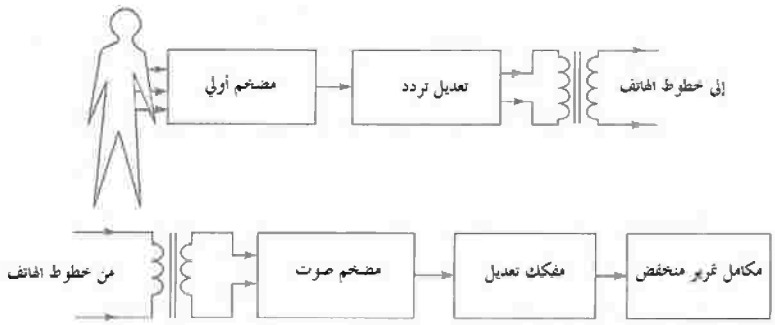
تؤمن الخدمات الهاتفية طريقة ملائمة أخرى لإرسال الإشارات الفيزيولوجية عبر خطوط الهاتف من اجل المعالجة عن بعد. تتميز الطريقة بإمكانية إدارة المرضى المنفردين في مناطق بعيدة. يمكن للمريض المستلقي في سريره في منزله أن يتواصل مع الطبيب أو المختص بإرسال إشارة الـ ECG وإشارات أخرى عبر خطوط الهاتف.

إن الضرورة الأخرى لمثل هذا الإرسال هو استخدام خطوط الهاتف لتجميع المعطيات، من أجل الحاسب المركزي، من مرضى التخدير تحت العملية الجراحية في غرف العمليات ومن المرضى الواعيين في العناية المشددة أو غرف الإنعاش وذلك للمحافظة على السجلات للمراجعة المستقبلية.

تتعامل الخدمات الهاتفية عادة مع إرسال صوت الإنسان من مكان بعيد لآخر. يتألف صوت الإنسان من عدد كبير من المركبات الترددية بقيم مختلفة من تقريباً ١٠٠ إلى ٤٠٠٠ هرتز لها مطالات مختلفة وذات علاقات طورية فيما بينها. من ناحية أخرى، تتألف معظم الإشارات الحيوية الكهربائية والإشارات الفيزيولوجية الأخرى مثل الـ ECG والتنفس ودرجة الحرارة وضغط الدم من مكونات ترددية أخفض بكثير من عرض حزمة الصوت المسموح بها في أنظمة خط الهاتف. يجب تطبيق نظام تعديل التردد أو تعديل الترميز النبضي لإرسال مثل هذه الإشارات. إلا أن معظم العمل الوارد في الدراسات يعتمد على استخدام تقنية تعديل التردد.

يبين الشكل رقم (٩,١٤) تقنية القياس عن بعد بالهاتف لإرسال واستقبال الإشارات الطبية. يُستخدَم مُعَدِّل بتردد مركزي ١٥٠٠ هرتز من أجل التعديل الترددي. يتم تعديل هذا التردد ±٢٠٠ هرتز من أجل إشارة بقيمة ١ فولت من الذروة إلى الذروة. إن هذا الانحراف خطي ضمن مجال ١٪.

يتألف مفكك التعديل من مضخم صوتي ومرشح رفض الحامل carrier rejection filter ودارة خرج لمكامل تمرير منخفض لاسترجاع إشارة الدخل. يتم استخدام محولات ترابط أو عزل عند نهايتي الإرسال والاستقبال لموافقة الممانعة القياسية لخط الهاتف.



الشكل رقم (٩,١٤). نظام لإرسال إشارات تمثيلية عبر خطوط الهاتف.

تَستخدِم هذه التقنية التوصيل الكهربائي السلكي للإشارة المُضخَمة إلى نظام الإرسال الهاتفي والسبب الرئيسي لذلك هو الصعوبات التقنية المتعلقة بالميكروفونات الكربونية المستخدمة عادة كمرسلات في يد الهاتف.

إذا كان نظام الإرسال بالهاتف سوف يُطبق بشكل أوسع فمن المرغوب وجود ترابط صوتي عند نهايتي الإرسال والاستقبال. يؤدي هذا إلى ضرورة استخدام ميكروفونات كربونية مرتفعة النوعية. وقد اتضح نجاح الإرسال الذي يعتمد على الترابط الصوتي مع تطور مُرسل الـ ECG الهاتفي للمراقبة البعيدة لمرضى احتمال الأزمة القلبية ولدراسات نواظم الخطى واخذ عينات النظم الروتيني قصير الأمد. تُعطى إشارة الـ ECG، بعد التضخيم والترشيح المناسبين، إلى مهتز ذو تحكم جهدي (VCO).

يُثبَّت تردد المركز للمهتز على ٢٠٠٠ هرتز بانحراف ±٢٥٠ هرتز. يُعطى خرج الـ VCO إلى قطعة أذن ديناميكية تؤمن إشارة صوتية كافية للإرسال. تُربَط قطعة الأذن إلى يد هاتف قياسية بشد الاثنين بإحكام باستخدام مرساة من المطاط الرغوي للحماية من الضجيج المتفرق. أما المستقبل فهو مجموعة معطيات قياسية تقوم بإعادة بناء شكل الموجة باستخدام تقنية كشف تقاطع الصفر. ورغم أن خرج المهتز هو موجة مربعة فهو مناسب لخدمات هاتف FM وحيدة القناة، باعتبار أن الهارمونيات الأعلى قد تخامدت بتمرير حزمة خط الهاتف.

إن مُرسلات الـ ECG عبر الهاتف بالزمن الحقيقي لا تُخَزِّن وإنما تُرسل إشارة الـ ECG إلى مُستقبل بعيد، وهي تُدعى "بمسجلات الحدث". تُزوِّد هذه المسجلات الأطباء بإشارات الـ ECG للمرضى وتساعد مثل هذه المعلومات في التسهيل الزمني لاتخاذ قرار المعالجة. تُصنَّع مُرسِلات الـ ECG عادة باستخدام نغمات صوتية (FM) مستمرة مُعَدَّلة ترددياً منبعثة من مكبر صوت مدمج في مسجل الحدث. تمر هذه النغمة عبر الميكروفون في يد الهاتف وعبر خطوط الهاتف إلى المُستقبل البعيد.

على سبيل المثال، عندما يُكَلِّم المريض مكتب الطبيب لإرسال الـ ECG، يجب عليه فقط الضغط على زر "إرسال" وحمل مكبر الصوت المتواجد على مسجل الحدث قريباً من قطعة الفم على يد الهاتف. يتوافق هذا النوع

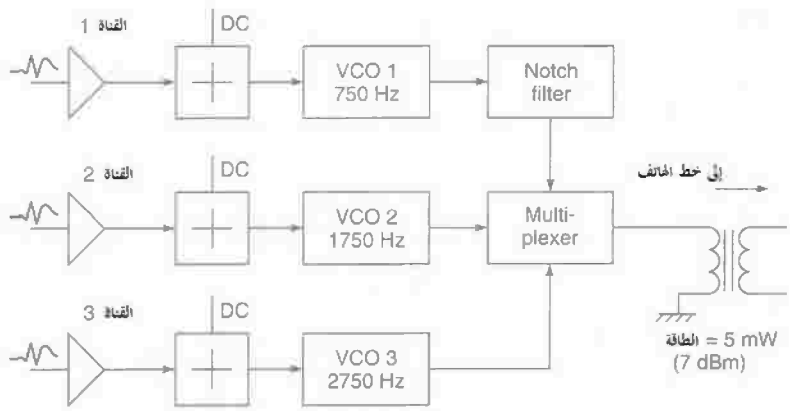
من الإرسال الصوتي مع أنظمة الهاتف العالمية. يجري الإرسال عادة بسرعة مكافئة للزمن الحقيقي، أي أن إشارة الـ ECG المسجلة لمة خمسة دقائق تتطلب خمسة دقائق لإرسالها. توضع المُستقبلات في مكتب الطبيب أو المستشفى أو خدمة المراقبة وتُستخدم لاستقبال وطباعة الـ ECG.

تَستخدِم مسجلات الحدث الحديثة (Benz, 1999) المودم الذي يُرسل إشارة الـ ECG رقمياً وهو ما يتطلب القدرة على الاستقبال المحوسب والاتصال المباشر إلى نظام الهاتف. ورغم ذلك، ليس من الضروري أن يتوافق الإرسال الرقمي هذا مع جميع أنظمة الهاتف عبر العالم.

(٩,٦,١) نظام القياس عن بعد الهاتفي متعدد القناة لمراقبة المريض

Multi-Channel Patient Monitoring Telephone Telemetry System

يتم تُوظيف الأنظمة متعددة القناة ومفردة القناة بشكل واسع لإرسال مخططات كهربية القلب كمُساعِدات تشخيص بعيدة لمرضى القلب قيد الشفاء في منازلهم ولمتابعة أداء نواظم الخطى. ورغم ذلك، هناك حاجة متزايدة لمراقبة مؤشرات متعددة القنوات بالأخص للإرسال المتزامن للـ ECG وضغط الدم والتنفس ودرجة الحرارة. طوَّر (Rezazadeh and Evans, 1988) مونيتور إشارات حيوية بعيد باستخدام خط هاتف اتصالي حيث استُعمِل نظام تعديل تردد يستخدم ٧٥٠ هرتز و١٧٥٠ هرتز و٢٧٥٠ هرتز. يبين الشكل رقم (٩,١٥) مخطط صندوقي للمُرسل.



الشكل رقم (٩,١٥). مخطط صندوقي لمُرسل هاتفي ثلاثي القنوات. عن (after Rezazadeh and Evans, 1988).

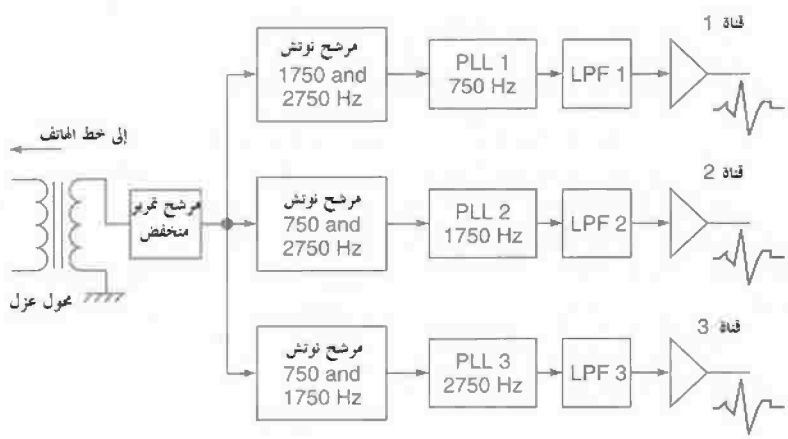
تُدخَل الإشارات الفيزيولوجية إلى دارة إضافة بعد تضخيمها إلى جهد أسمي ١ فولت من الذروة إلى الذروة. تُضيف هذه الدارة مستوى dc مناسب إلى الإشارات قبل توصيلها إلى قناة الموافقة في المهتز ذو التحكم الجهدي (VCO). يتم بعد مضاعفة الإشارات المتولدة في الـ VCO باستخدام مرشح تمرير منخفض بتردد قطع ٣٥٠٠ هرتز لمنع إشارات الحزمة من دخول الخط. يتطلب ربط النظام بخط الهاتف محول عزل ١ : ١، ٦٠٠ أوم. يَستخدِم المُرسِل تقنية

المضاعفة بتقسيم التردد (FDM) لاستيعاب معطيات القنوات الثلاثة ضمن عروض الحزم ٣١٠٠ هرتز المتوفرة لخطوط الهاتف.

تقوم الإشارات الفيزيولوجية الثلاثة بالتعديل الترددي لثلاث مهتزات VCO مختلفة. إن مراكز ترددات الـ VCO هي ٧٥٠ و١٧٥٠ و٢٧٥٠ هرتز. يضمن هذا المجال بين الترددات عدم التراكب المباشر بين مركبات الطيف لأحد القنوات مع إشارات كلاً من القناتين المُعدلَتين الأخريين. كان المهتز VCO المُستخدَم من نوع Intersil 8038 والذي يمكنه توليد ثلاث أشكال موجات خرج: مربعة ومثلثة وموجة جيبية. يُفضَّل استخدام الموجة الجيبية في الأنظمة متعددة القنوات والتي يجب أن يكون فيها الحديث المتصالب في الحدود الدنيا. تم حساب عروض الحزم الذي تشغله كل قناة ليكون ٦٠٠ هرتز، وهذا ما يترك ٤٠٠ هرتز كحزمة حماية بين القنوات لمنع الحديث المتصالب بين القنوات.

يتم في طرف المُستقبل (الشكل رقم ٩,١٦) ترشيح الإشارات المضاعفة بعد إنهائها من قِبَل محول العزل. استُخدِم مرشح تمرير منخفض من الدرجة الثانية بتردد قطع ٣ كيلوهرتز لمنع ضجيج الخط عالي التردد. إن العنصر الرئيسي لكل قناة مُستقبل هو حلقة مقفلة الطور (PLL) تُستخدَم كمفكك تعديل تردد. يُثبَّت الـ PLL لإقفال الترددات ٧٥٠ و١٧٥٠ و٢٧٥٠ هرتز للقنوات الأولى والثانية والثالثة على التوالي.

وقد تم اختيار الـ PLL من نوع Signetics NE 565. بعد الترشيح منخفض التمرير للإشارات المضاعفة يتم استخدام مرشحات مثل مرشحات نوتش لرفض الحزمة يأتي بعدها كاشفات PLL في كل قناة. أخيراً، هناك حاجة لترشيح تمرير منخفض لكل قناة إخراج لإزالة ضجيج ترقرق الحامل.



الشكل رقم (٩,١٦). مخطط صندوقي لمُستقبل هاتفي ثلاثي القنوات. عن (after Rezazadeh and Evans, 1988).

وقد تبين أن القنوات كانت متطابقة في الاستجابة ضمن ±١ ديسيبل، كما كان الحديث المتصالب أفضل من ٤٥- ديسيبل وفي التشوه الهرموني الإجمالي. استُخدِم النظام لمسافة ٤٠ كيلومتر على خطوط الهاتف العادية.

(٩,٧) التطبيب عن بعد
Telemedicine

إن التطبيب عن بعد هو استعمال الاتصالات عن بعد وتقنية الحاسوب لتوصيل الرعاية الصحية من مكان إلى آخر. بمعنى آخر، يتعلق التطبيب عن بعد باستخدام تقنية المعلومات الحديثة لتأمين خدمات صحية زمنية للذين يحتاجون إليها وذلك بالإرسال الالكتروني للخبرات الضرورية والمعطيات بين الجهات الموزَعَة جغرافياً، وتتضمن أطباء ومرضى، مما يؤدي إلى تحسين رعاية المريض وإدارته وفعالية في توزيع المصادر وفعالية قوية للكلفة (Bashshus, 1995).

إن تقنية المعلومات المتقدمة والبنية التحتية المتطورة للمعلومات عالمياً جعلتا التطبيب عن بعد، مقاساً إكلينيكياً وتقنياً واقتصادياً، خدمة تأمين رعاية صحية بديلة قابلة للتطبيق بشكل زائد. ورغم ذلك، فإن برامج التطبيب عن بعد المتوفرة حالياً تعمل في أوضاع تجريبية. ما تزال الأمور مثل إدارة تقنية التطبيب عن بعد وعوائق أخرى كالأمور المهنية والمالية والقانونية قيد الجدل.

تشمل تقنية التطبيب عن بعد من وجهة النظر التقنية على بيئة صلبة وبيئة برمجية وتجهيزات طبية ووصلة اتصالات. إن البنية التحتية لهذه التقنية هي شبكة اتصال عن بعد مع تجهيزات دخل وخرج عند كل موقع متصل بهذه التقنية.

(٩,٧,١) تطبيقات التطبيب عن بعد Telemedicine Applications

رغم أن التطبيب عن بعد يمكنه أن يؤثر بشكل كبير على جميع الاختصاصات الطبية، إلا أن أهم التطبيقات وُجِدت في الطب الإشعاعي وعلم الأمراض وأمراض القلب والتعليم الطبي.

الطب الإشعاعي عن بعد: يمكن تحويل أو نقل صور الطب الإشعاعي مثل صور الأشعة السينية X-ray والطبقي المحوسب CT والرنين المغناطيسي MRI من موقع إلى آخر من أجل تفسير واستشارة الخبراء. تتطلب هذه العملية اقتباس ورقمنة الصورة.

علم الأمراض عن بعد: للحصول على الرأي الخبير حول الصور الميكروسكوبية للشرائح المَرَضِية وتقارير الخزعة من المختصين.

الطب القلبي عن بعد: ويتعلق بنقل مخططات كهربية القلب وتخطيط صدى القلب ودوبلر الملون، الخ.

إضافة إلى ذلك، يتم استخدام التطبيب عن بعد بشكل مُميَّز للتالي:

التعليم عن بعد: وهو توصيل برامج التعليم الطبي للأطباء وللكادر التمريضي المتواجدين في بلدات صغيرة والذين هم في عزلة مهنية عن المراكز الطبية الرئيسية.

الاستشارة عن بعد: يمكن بواسطة تقنية التطبيب عن بعد استشارة أطباء مختصين إما من قِبَل المريض مباشرة أو من قِبَل الكادر الطبي المحلي. وفي الحالة الأخيرة، يُستبدَل المريض/المريضة بسجل المريض الالكتروني (EPR)، والذي يحتوي معطيات كاملة حول النواحي الفيزيائية والإكلينيكية للمريض.

تتغير متطلبات البنية التحتية للاتصال عن بعد اعتماداً على مستوى التفاعل المطلوب من هاتف عادي إلى نقل صورة منخفضة معدل البت إلى تحويل الفيديو بالزمن الحقيقي إلى التشاور بالفيديو.

(٩,٧,٢) مفاهيم التطبيب عن بعد Telemedicine Concepts

يتعلق مفهوم "**تخزين وتحويل**" بتجميع وتخزين المعطيات المتعلقة بالصوت وصور ومقاطع الفيديو وإشارة الـ ECG الخ. يتم إرسال المعطيات الرقمية المخزنة إلى الخبير للمراجعة والتفسير وإبداء الرأي في الفرصة المناسبة له أو لها. يمكن إرجاع رأي الخبير إلى الجهة المُرسِلة بدون أي إلزام فوري على وقت الاستشاري خلال جدوله/جدولها المهني المُنشغِل.

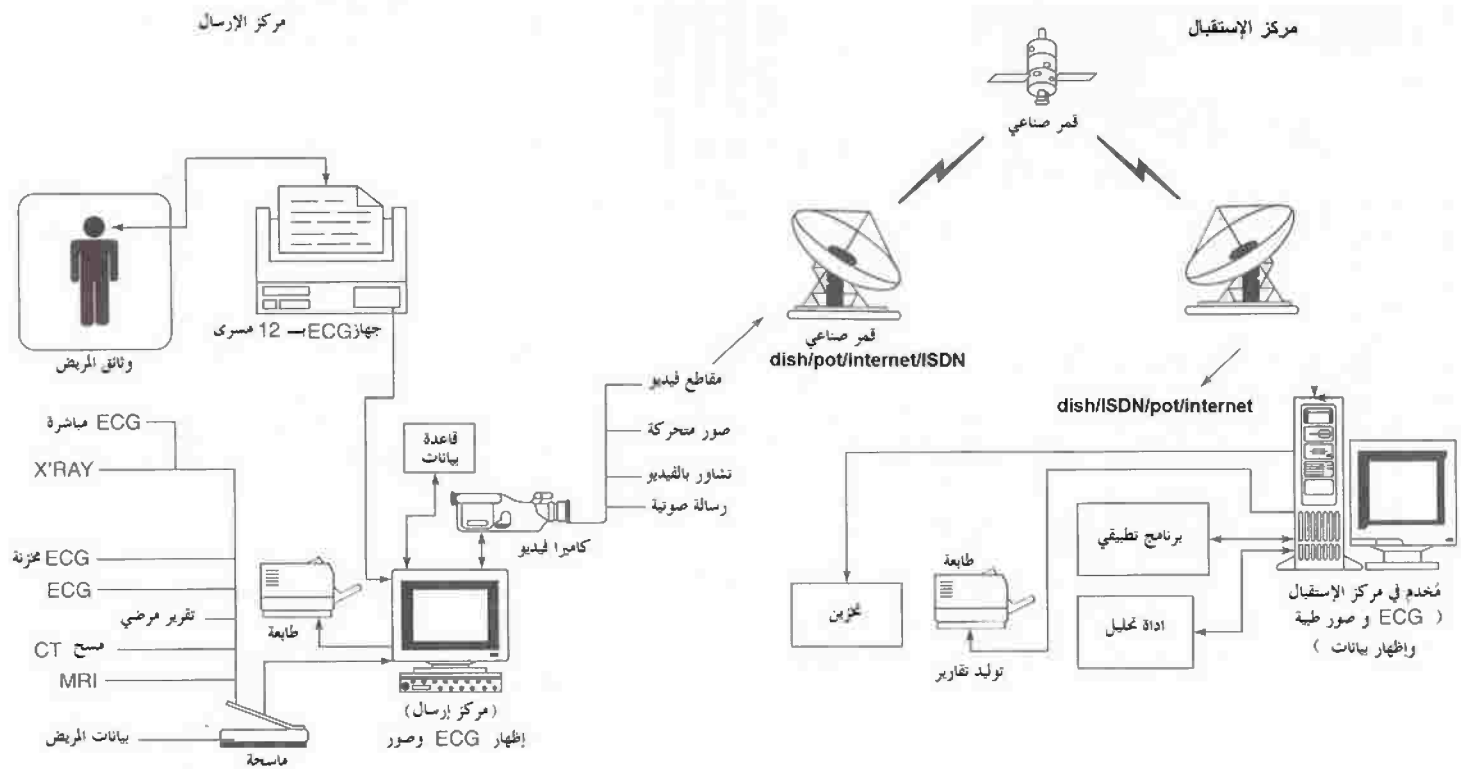
يتعلق "**التطبيب عن بعد بالزمن الحقيقي**" بتبادل المعطيات بالزمن الحقيقي بين المركزين بشكل آني والتواصل التفاعلي. وقد يتضمن ذلك على التشاور بالفيديو ومقابلة وفحص المريض ونقل صور مواقع تشريحية متعددة وتَسَمُّع لأصوات القلب والرئة ومراجعة مستمرة لصور مختلفة.

(٩,٧,٣) مؤشرات أساسية للتطبيب عن بعد Essential Parameters for Telemedicine

يعتمد التطبيب عن بعد على الحوسبة متعددة الوسائط، والتي تدعم ليس فقط المحادثة متعددة الاتجاهات المباشرة بين الأطباء والمرضى والمختصين بل أيضاً تُسرّع التشاور خارج الخط (غير المباشرة) بين أعضاء فريق الرعاية الصحية. ورغم ذلك، يُنصَح بإنشاء سجل مريض الكتروني مفصل بهدف الوصول إلى المعطيات الضرورية عند الرغبة. تُعتَبَر المكونات التالية المتعلقة بالمريض أساسية من وجهة نظر التطبيب عن بعد:

- معطيات المريض الأولية: الاسم والعمر والعمل والجنس والعنوان ورقم الهاتف ورقم التسجيل، الخ.
- تاريخ المريض: تاريخه الشخصي والعائلي وتقارير التشخيص.
- المعلومات الإكلينيكية: إن الإشارات والعوارض المرضية هي تفسيرات للمعطيات التي يتم الحصول عليها من المراقبات المباشرة وغير المباشرة للمريض. تشمل المراقبات المباشرة على المعطيات التي يتم الحصول عليها من الحواس (الرؤية والصوت واللمس والشم، الخ) ومن خلال التفاعل النفسي والفيزيائي مع المريض، بينما تشمل المراقبات غير المباشرة على المعطيات التي يتم الحصول عليها من تجهيزات التشخيص مثل الحرارة ومعدل النبض وضغط الدم.
- دراسات وتحاليل: وتتضمن تقارير تحليل كاملة لفحوصات الدمويات والكيمياء الحيوية وفحص البراز والبول.
- معطيات وتقارير: وهي الصور والتقارير الشعاعية والـ MRI والـ CT وفوق الصوتية والطب النووي وشرائح التشريح المرضي ومخططات كهربية القلب ومخطط التنفس.

إضافة إلى ذلك، هناك حاجة لوجود تسهيلات التشاور بالفيديو من أجل التشاور المباشر. يبين الشكل رقم (٩,١٧) مبدأ مجموعة التطبيب عن بعد والأنظمة الثانوية المختلفة المستخدمة فيها.



الشكل رقم (٩,١٧). مخطط صندوقي لنظام تطبيب عن بعد نموذجي.

(٩,٧,٤) تقنية التطبيب عن بعد Telemedicine Technology

إرسال الصور الطبية: إن أهم مفهوم من مفاهيم التطبيب عن بعد هو اقتباس وإرسال الصور الطبية مثل صور الأشعة السينية والـ CT والـ MRI وشرائح أمراض النسج الخ. ويجب أولاً تحويل هذه الصور إلى شكل رقمي. تتضمن الأنواع المعتادة للصور التشخيصية المستخدمة في التطبيب عن بعد على التالي:

- الصور المُخزنة في الفيلم التقليدي أو وسيط طباعة (مثل فيلم أشعة سينية) والمُحوَّلة إلى شكل رقمي إما بالتصوير المباشر أو بالمسح الشبكي المتتابع بظروف إضاءة مضبوطة. يتوفر تجارياً جهاز الشحن المزدوج (CCD) والماسحات التي تعتمد على الليزر لرقمنة صور الأشعة السينية المسجلة على فيلم. من أجل تمثيل الصورة بشكل مناسب يلزم فيلم صدر عادي (١١×١٧ أنش) لا يقل عن ٢٠٠٠×٢٠٠٠ بكسل ومجال ديناميكي ضوئي لا يقل عن ٤٠٠٠ إلى ١ (١٢ بت).
- الصور التي يتم توليدها في الحاسب (مثل فوق الصوتية والـ CT) المتوفرة بشكل فيديو قياسي (NTSC) أو بشكل حاسوبي (SVGA) أو بشكل ملف حاسب (TIF). يتم تخزين صور الأشعة السينية في أنظمة التصوير الشعاعي الرقمية الحديثة في الحاسب بشكل رقمي. وباعتبار أن هذا النظام لا يستخدم فيلم، فهو لا يتطلب عملية رقمنة إضافية.

طَوَرَت كلاً من الكلية الأمريكية لأطباء الأشعة والجمعية القومية للمصنعين الكهربائيين بالمشاركة مقياس تبادل معلومات الصور الرقمية في الطب (DICOM) مؤلفاً من ١٣ جزء (ACR-NEMA, 1993) لربط أجهزة التصوير الطبية وبالأخص أجهزة التصوير الشعاعية مثل التصوير الشعاعي الرقمي والـ CT (الطبقي المحوسب) والـ MRI (التصوير بالرنين المغناطيسي) والـ PACS (أنظمة تبادل المعلومات وأرشفة الصور). إضافة إلى ذلك، فإن ACR, 1994 هو مقياس آخر يتعامل مع نقل الصور الشعاعية من مكان لآخر لأهداف التفسير والتشاور. يتضمن هذا المقياس على دليل للتجهيزات من أجل رقمنة صور مصفوفية مُرقمنة بمصفوفات ٠,٥ كيلو ×٠,٥ كيلو ±٨ بت وصور مصفوفة كبيرة مُرقمنة في مصفوفات ٢ كيلو× ٢ كيلو× ١٢ بت.

توجد عادة حاجة في طرف الإرسال للتخزين المحلي لمعطيات الصور وبالأخص عند تبني مفهوم التخزين والتحويل في نظام التطبيب عن بعد. يعتمد عدد الصور التي يمكن تخزينها على حجم وسيلة التخزين (القرص الصلب) وعلى كمية انضغاط المعطيات المُطبق على الصور قبل التخزين. يُبين الجدول رقم (٩,١) متطلبات التخزين لأنماط تصوير مختلفة.

إرسال صور الفيديو: عموماً ما تتطلب تطبيقات التطبيب عن بعد صور فيديو وإطار ساكن منفرد من اجل تبادل المعطيات المرئي والتشخيص الطبي. تبنت اللجنة القومية لنظام التلفزة (NTSC) عام ١٩٥٣م شكل الإشارة التمثيلية المستخدمة في الولايات المتحدة الأمريكية للبث ونقل التلفزة بالكابل. يتألف شكل الـ NTSC من ٣٠ إطار

صورة بالثانية. إن كل إطار هو مسح شبكي متداخل ذو ٥١٢ خط أفقي حُدِدَ قياسها للحصول على نسبة إظهار ٣ : ٤. تنحصر الوضوحية الشاقولية بعدد خطوط المسح وتنحصر الوضوحية الأفقية بعرض الحزمة المحدد للإشارة – ٤,٢ ميغاهرتز. إن خطوط التلفزة (TVL) هي أسلوب التعبير البديل للوضوحية وهو عدد الأعمدة القاتمة والمضيئة المتناوبة التي يمكن أن يميزها المُراقب في الاتجاه الشاقولي أو على طول ٧٥٪ من الاتجاه الأفقي. إن وضوحية إضاءة NTSC هي ٣٣٦ TVL.

عند الوضوحية ومعدل الإطار المرتبطتان بفيديو الـ NTSC، يتم إنتاج المعطيات الرقمية بمعدل أعلى من ١٠٠ ميغا بت بالثانية (Mbps). ومن الواضح أن قيود الاتصال والتخزين والكلفة تجعل من الضرورة استخدام شكل ما من الانضغاط لتخفيض معدل المعطيات هذا. يتم ضغط وفك ضغط الإشارة بجهاز يدعى كودك (مُشفر/مفكك تشفير). يُحدِّد هذا الجهاز ويزيل الإسهابات الحيزية والزمنية ويعيد بناء الفيديو بطريقة لا يمكن بموجبها ملاحظة المعطيات المفقودة بسهولة. عادة ما يُستخدم جهاز كودك في تطبيقات التطبيب عن بعد عند معدل معطيات بين ٣٣٦ كيلو بت بالثانية و١٥٣٦ كيلو بت بالثانية.

الجدول رقم (٩,١). متطلبات التخزين لتقنيات التصوير. عن (adapted from K.G. Baxter et al, 1991)

التقنية	حجم الصورة (بكسل)	ا ال الديناميكي (بت)	متوسط عدد الصور للفحص الواحد	متوسط متطلب التخزين للفحص الواحد (ميغا بايت)
الطبقي المحوسب	٥١٢×٥١٢	١٢	٣٠	١٥,٠
التصوير بالرنين المغناطيسي	٢٥٦×٢٥٦	١٢	٥٠	٦,٥
تصوير الأوعية بالطرح الرقمي	١٠٠٠×١٠٠٠	٨	٢٠	٢٠,٠
التصوير الفلوروسكوبي الرقمي	١٠٠٠×١٠٠٠	٨	١٥	١٥,٠
التصوير فوق الصوتي	٥١٢×٥١٢	٦	٣٦	٩,٠
الطب النووي	١٢٨×١٢٨	٨	٢٦	٠,٤
التصوير الشعاعي المحوسب	٢٠٠٠×٢٠٠٠	١٠	٤	٣٢,٠
الفيلم المُرقمن	٤٠٠٠×٤٠٠٠	١٢	٤	١٢٨,٠

يتم الحصول على الصور من الرؤية المباشرة بكاميرة الفيديو ونظام العدسات من أجل المشاهدة المباشرة (مثل آفة جلدية) أو بموافق ضوئي لمنظار تقليدي (مثل منظار البطن والميكروسكوب ومنظار الأذن) الذي يؤمن تكبيراً معيناً أو وصول لأماكن بعيدة باستخدام الألياف الضوئية. تعتمد الكاميرا الرقمية الأكثر استعمالاً على استخدام جهاز الشحن المزدوج (CCD). يُعَرِض الضوء الساقط مصفوفة مناطق حساسة للضوء منفصلة عن بعضها، تدعى بكسلات، تقوم بتجميع الشحنة الكهربائية بما يتناسب مع شدة الضوء. يحتوي حساس الـ CCD في الكاميرا وحيدة

الحساس (كاميرا وحيدة الرقاقة) على مصفوفة ميكروسكوبية من مُرشحات الأحمر والأخضر والأزرق تغطي البكسلات، بينما تحتوي الكاميرا ثلاثية حساسات الـ CCD (كاميرا ثلاثية الرقائق) على موشورات ومرشحات كبيرة لتشكل صور حمراء وخضراء وزرقاء منفصلة. يتم بشكل متتابع، بعد زمن تكامل محدد، تحويل الشحنات المتجمعة في البكسلات إلى شدة تمثيلية تقليدية وإشارات لونية. تُقدِّم الكاميرات وحيدة الـ CCD ٤٥٠ TVL (خطوط تلفزة) أو وضوحية أعلى بينما تُقدِّم كاميرات الـ CCD ثلاثية الرقائق ٧٠٠ TVL أو وضوحية أعلى.

يتم التقاط الفيديو إطاراً- إطاراً مع الزمن وعادة بشكل ٦٤٠ ×٤٨٠ بكسل مع مجال شدة يتألف من ٨ بت للإطار وحيد اللون و٢٤ بت للإطار الملون (٨ بت لكل من الأحمر والأخضر والأزرق). كما تتواجد أشكال أخرى للكاميرات عالية الوضوحية، يمكن تحقيق شكل ١٠٢٤×١٠٢٤ بكسل عند ٨ أو ١٠ أو ١٢ بت للبكسل مع زمن التقاط يعتمد جزئياً على الزمن اللازم لتجميع عدد كاف من الفوتونات من مناطق الصورة المظلمة.

إرسال الصوت الرقمي: عادة ما تُزوَّد قنوات الصوت في أجهزة التشخيص مثل سماعة الطبيب الالكترونية أو جهاز دوبلر فوق الصوتي. لإنتاج أصوات القلب والرئة بشكل صحيح يجب أن تكون الاستجابة الترددية لسماعة الطبيب الالكترونية منتظمة من ٢٠ هرتز إلى ٢ كيلوهرتز بينما يتطلب دوبلر فوق الصوتي استجابة ترددية منتظمة من ١٠٠ هرتز إلى ١٠ كيلوهرتز. يجب رقمنة وضغط الصوت المُستخدَم للمحادثة وللتشخيص الطبي في أنظمة التطبيب عن بعد قبل ضَمِّه مع الفيديو الرقمي والمعطيات الأخرى. تعمل خوارزميات ضغط الصوت النموذجية عند معدل معطيات من ١٦ كيلو بت بالثانية إلى ٦٤ كيلو بت بالثانية. إن أجهزة التشخيص الطبية التي تتطلب دقة عند ترددات صوت عالية تتطلب معدلات عالية للمعطيات. إن ١٢٠ كيلو بت بالثانية كاف لإعادة إنتاج طيف التردد الصوتي الكامل من ٢٠ هرتز إلى ٢٠ كيلوهرتز في مجال ديناميكي ٩٠ ديسيبل والذي يُعتَبَر مناسباً لمجال السمع الفيزيولوجي الطبيعي.

(٩,٧,٥) التشاور بالفيديو Video Conferencing

إن ميزة التشاور بالفيديو هي من العناصر الأساسية لنظام التطبيب عن بعد حيث تسمح بالنقل بالزمن الحقيقي لمعطيات الصوت والفيديو. تم إنشاء عدد من المقاييس المتعارف عليها عالمياً من قِبَل قسم تقييس الاتصال عن بعد (TSS) والمعروفة سابقاً باللجنة الاستشارية للهاتف والتلغراف العالمي (CCITI). تهدف هذه المقاييس إلى ضمان توافق وظيفي عالي الدرجة بين الأجهزة المتشابهة المصنعة من قبل مصنعين مختلفين وأيضاً لتقييس بروتوكولات واجهات الربط التي تدخل وتتحكم بشبكة الاتصال.

يواجه التطبيب عن بعد العديد من المواضيع المهمة التي يجب أن تُناقَش قبل إدراك مدى أهميته. أولاً، يجب وضع المقاييس التي تغطي المجال من اللغة المشتركة إلى تقييس هيكلية الحاسب بحيث يتمكن مزودي الرعاية الصحية من مشاركة المعطيات. الترخيص هو النقطة الأخرى، فقد لا تسمح العديد من الدول أو الولايات الاستشارة عن

طريق التطبيب عن بعد إلا إذا تم ترخيص الطبيب الاستشاري في تلك الدولة أو الولاية. وكذلك قد يؤثر التعويض الطبي لنفقات التطبيب عن بعد على نمو التطبيب عن بعد باعتباره من العوامل المهمة.

(٩,٧,٦) أنظمة الاتصال الرقمية Digital Communication Systems

يتطلب التطبيب عن بعد بشكل أساسي رابط اتصال موثوق ومستمر لتبادل المعطيات. يتواجد حالياً خدمات اتصال رقمية مختلفة لهذا الغرض.

POTS (خدمة الهاتف القديمة البسيطة): يمكن إرسال الإشارات الرقمية ذات المعدل ٣٠ كيلو بت بالثانية إلى أنظمة الهاتف التمثيلية (POTS) باستخدام جهاز المودم (مُعدل/مفكك تعديل). إلا أنه، واعتماداً على نوعية الدارة فإن معدل النقل الأعظمي الموثوق قد يكون أقل من نصف المعدل المذكور. تُعتَبَر هذه الخدمة مناسبة لنقل معطيات الصور الساكنة.

DDS (نظام المعطيات الرقمي): يتم حالياً القيام بالحركة الهاتفية بين التبادلات الرئيسية بشكل رقمي باستخدام نظام المعطيات الرقمي (DDS). إن "سويتشد ٥٦" هي الخدمة الأكثر شيوعاً حيث تؤمن معدل معطيات ٥٦ كيلو بت بالثانية. يمكن ضم عدد من خطوط "سويتشد ٥٦" في قناة واحدة للحصول على زيادة في سعة الاتصال لتبادل المعطيات. تعطي ستة خطوط "سويتشد ٥٦" ٣٣٦ كيلو بت بالثانية والتي تؤمن، عندما تُستخدَم لتطبيقات مثل التشاور بالفيديو والتعلم عن بعد، إعادة إنتاج حقيقية للتفاصيل والحركة.

يعتمد نظام المعطيات الرقمي لشركة AT&T على تحويل إشارة الصوت التمثيلية إلى مكافئ رقمي بمعدل معطيات ٦٤ كيلوبت بالثانية. يمثل معدل القناة هذا عروض الحزمة اللازمة لتشفير الصوت النوعي الهاتفي باستخدام طريقة تشفير بتعديل رمز النبضة. يتم ضم القنوات في وحدات أكبر بالمضاعفة بتقسيم الزمن لمعطيات الصوت الرقمية. إذا تم حمل الإشارة الرقمية في كابلات بأسلاك نحاسية فتُعطى الرمز "T" ممثِّلةً معدل انتقال ١٥٣٦ كيلوبت بالثانية. تتوفر "T-1" والخدمة الجزئية "T-1" من مُقَدِم الخدمة.

ISDN (شبكة رقمية للخدمات المتكاملة): تتوفر حالياً شبكة ISDN الرقمية بشكل كامل لنقل الصوت والمعطيات. يتألف الشكل الشائع للـ ISDN-BRI (واجهة ربط بمعدل أساسي) من قناتي (حاملي) معطيات كل منها ٦٤ كيلوبت بالثانية وقناة تحكم بالمعطيات ١٦ كيلوبت بالثانية (2B+D) مُضاعَفة على اثنين من الأسلاك المزدوجة. يمكن ضم قناتي المعطيات بقنوات ١٢٨ كيلوبت بالثانية، على سبيل المثال جهاز الكودك المستخدم للتشاور المكتبي بالفيديو. يتم الاتصال بالـ ISDN ووظائف التحكم الأخرى في القناة D. تتوفر في بعض المواقع واجهة ربط بمعدل رئيسي (ISDN-PRI) تؤمن ٢٣ قناة B ذات ١٤٧٢ كيلوبت بالثانية وقناة D واحدة ذات ٦٤ كيلوبت بالثانية. لا تتماثل جميع خدمات ISDN الهاتفية وإنما تعتمد على تجهيزات المُستخدِم ونوع مبدل ISDN المُستخدَم من قبل مقدم الخدمة.

ATM (نمط التحويل غير المتزامن): ATM هو رابط اتصال عالي السعة بين مواقع واسعة الانتشار وتتصل عادة بقنوات اتصال ليفية مثل OC-3 (١٥٥ ميغابت بالثانية) أو OC-12 (٦٢٢ ميغابت بالثانية). تناسب خدمة الشبكة هذه بشكل جيد نقل الفيديو والصوت الرقميين.

يُبين الجدول رقم (٩,٢) الخصائص المهمة لأنواع مختلفة لخدمات الاتصال الرقمية.

الجدول رقم (٩,٢). خدمات الاتصال الرقمية.

نوع الخدمة	الوسط/الحامل	معدل المعطيات
سويتشد-٥٦	٢ أو ٤ أسلاك / T-0	٥٦ كيلوبت بالثانية
خط مخصص	٤ أسلاك / T-1	٥٦ كيلوبت بالثانية – ١,٥٤ ميغابت بالثانية
حاكمة إطار – معطيات فقط	٢ سلك / ISDN-BRI	٦٤ كيلوبت بالثانية – ١٢٨ كيلوبت بالثانية
حاكمة إطار – معطيات وفيديو	٤ أسلاك / ISDN-PRI	٣٨٤ كيلوبت بالثانية – ١,٥٤ ميغابت بالثانية
2B+D	٢ سلك / ISDN-BRI	١٢٨ كيلوبت بالثانية
حزمة واسعة	ليف / ATM	١,٥ ميغابت بالثانية وأعلى

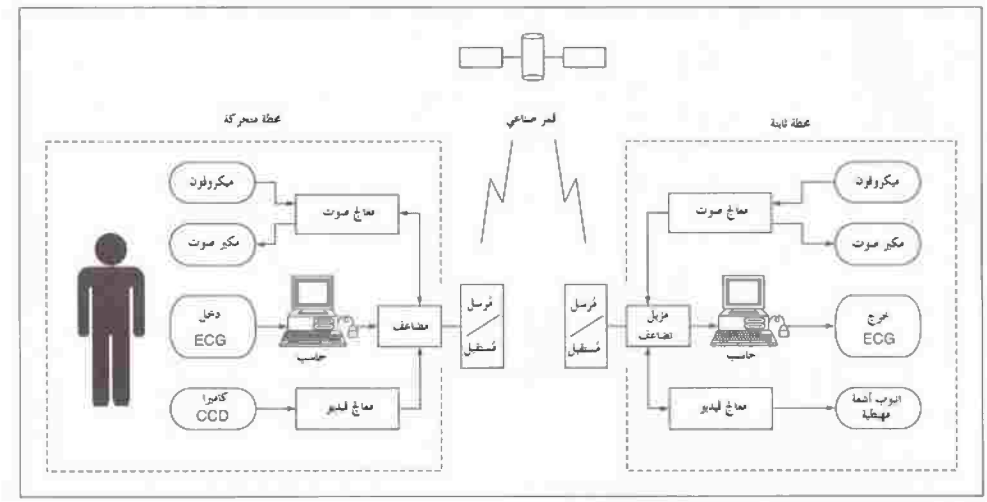
إن وسط النقل الرئيسي في أنظمة الاتصال هو الأسلاك النحاسية أو الألياف الضوئية أو روابط الأمواج الميكروية و/أو مستجيبات الأقمار الصناعية. قد تعتمد الشبكة الهجينة على مستجيبات الأقمار الصناعية من أجل الميزات البعيدة وعلى الألياف الضوئية من أجل صور الفيديو وعلى الأسلاك النحاسية من أجل المعطيات وإعطاء الإشارات والتحكم. يتم التنبؤ بمتطلبات الاتصال في أنماط عمل الزمن الحقيقي / التخزين والتحويل.

يتطلب نمط الزمن الحقيقي التفاعلي نقل كم كبير من المعلومات في زمن قصير، حيث يكون التركيز الرئيسي على سرعة النقل وعرض الحزمة. بينما يتجه "التخزين والتحويل" إلى تحريك مجموعة من المعطيات بوقت واحد وهو نمط أقل طلباً لمتطلبات للسرعة وعرض الحزمة (Lin, 1999).

(٩,٧,٧) التطبيب عن بعد باستخدام الاتصال المتنقل Telemedicine Using Mobile Communication

فتح الاتصال المتنقل والاتصال بالأقمار الصناعية احتمالات جديدة للتطبيب عن بعد المتنقل في الحالات الاسعافية. يبين الشكل رقم (٩,١٨) تجهيزاً نموذجياً لمثل هذا النظام. يتم اقتباس الصور الملونة والإشارات الصوتية والفيزيولوجية مثل الـ ECG وضغط الدم من المريض في السيارة المتحركة. تُضاعَف هذه الإشارات والصور وتنقل إلى محطة ثابتة.

يتم تفكيك مضاعفة الإشارات المُستقبلة في المحطة الثابتة وتقديمها إلى المختص الطبي. عندئذ تُنقل توجيهات المختص رجوعاً إلى المحطة المتنقلة خلال رابط الاتصال.



الشكل رقم (٩,١٨). مبدأ التطبيب عن بعد باستخدام الاتصال المتنقل بالأقمار الصناعية.

تكون سعة رابط الاتصال على العموم في الاتصال المتنقل محدودةً نموذجياً في المجال ١٠-١٠٠ كيلوبت بالثانية. إن هذه السعات أقل بكثير من السعات المطلوبة من أجل نقل المعلومات الطبية المهمة. على سبيل المثال، يتطلب نقل إشارة الفيديو الملونة سعة نقل ١-١٠ ميغابت بالثانية مع ضغط المعطيات للصورة المتحركة (Shimizu, 1999).

وبتبني ضغط معطيات الفيديو والصوت وإشارات الـ ECG وضغط الدم، تكون السعة المطلوبة ١٩ كيلوبت بالثانية تقريباً. تقع هذه السعة بشكل جيد ضمن السعة العملية لرابط الاتصال المتنقل. يُعطي الجدول رقم (٩,٣) معلومات النقل للمؤشرات المختلفة ونسب تخفيض المعطيات المستخدمة في الاتصال المتنقل.

الجدول رقم (٩,٣). مؤشرات ونسب ضغط المعطيات.

المعطيات	التقطيع	نسبة الضغط	معدل الـ "بت"
فيديو	٢٥٦×٢٥٦ بكسل/مستوي ٨ بت RGB / بكسل ١ مستوي / ٢٠ ثانية	١٠:١	٨ كيلو بت / ثانية
صوت	٨ بت / عينة ٦٠٠٠ عينة / ثانية	٤:٨:١	١٠ كيلو بت / ثانية
ECG	٣ قنوات ٨ بت / عينة ٢٠٠ عينة / ثانية	٨:١	٦٠٠ بت / ثانية (٣ قنوات)
ضغط الدم	١ عينة / دقيقة ١٦ بت / عينة	١:١	٠,٣ بت / ثانية

(٩,٧,٨) استخدام مصدر الانترنت للتطبيب عن بعد Use of Internet Resource for Telemedicine

إن الشبكة العنكبوتية العالمية (WWW) هي مصدر انترنت تُقَدِّم من خلاله مواقع إنتاج المعلومات معلومات عالية الارتباط متعددة الوسائط لعامة الناس أو تتطلب في بعض الحالات دخول حصري لفئة محددة من الأشخاص. صُمِمَت برامج المُستكشف التصويري مثل "Netscape" خصيصاً للدخول إلى مصادر الـ WWW ورؤية محتوياتها بالنص والصور الفوتوغرافية والفيديو.

تم وضع اقتراحات لاستخدام الـ WWW لتطبيقات التطبيب عن بعد. ومن المُفضل وجود رابط مخصص باعتبار أنه يقدم أمان أعلى للمعطيات وأنه أكثر وثوقية لقلة الروابط في القناة. كما يمكن توليفه بشكل أفضل لتطبيقات الزمن الحقيقي وهو حل مثالي لتطبيق متكامل لمتطلبات طرفي الإرسال ولاستقبال، مثل تطبيقات معالجة الصورة والتشاور بالفيديو والعمليات الميكروسكوبية بالفيديو والمسح، الخ.