

التفاعلات بين الأجهزة الطبية

Interactions Between Medical Devices

Saul Miodownik

Director, Clinical Engineering, Memorial Sloan-Kettering Cancer Center
New York, NY

يسبب التعقيد المتزايد للأجهزة الطبية في آخر الأمر تعارضات بين الأجهزة المستخدمة في العادة على نفس المريض. إن المطلوب من أجل التوجه إلى تداخل محتمل مع أجهزة أخرى هو فهم أساسي للتكنولوجيا وعلاقتها بمفاهيم معينة لتشريح وفيزيولوجيا المريض.

تُستخدم الأجهزة الطبية في أوضاع مختلفة بما في ذلك الرعاية الصحية. إن التحكم الابتدائي بها وتشغيلها هو في الغالب مسؤولية خبراء تقنيين حسني المعرفة بفروقاتها الصغيرة وخواصها المميزة. بمرور الزمن فإن أي تكنولوجيا تنضج بما فيه الكفاية لتشغيلها بفعالية من قبل مشغلي الجهاز، ولا تعود المعرفة التفصيلية لازمة وغالباً ما تضع. وهذا هو في الحقيقة التطور الطبيعي لغالبية التكنولوجيا في المجتمع. كل إنسان يستخدم التلفزيونات ومشغلات الـ DVD والحواسيب (الكمبيوترات) والهواتف الخلوية من دون وجل، ولكن القليل من الناس ملمين، ولو من بعيد، بالتكنولوجيا الأساسية التي تسيّرهما.

لا تختلف التكنولوجيا الطبية من هذه الناحية. إلا أن ما يُبهر في الأسس العلمية والهندسية لجهاز طبي ربما يكون أن المستخدم النهائي لا يحتاج إلى أن يكون مدركاً لها. وكحالات منفردة، قد يكون ذلك مقبولاً بالكامل وربما مفضلاً. إلا أن هناك، لسوء الحظ، شواهد كثيرة على تعارض الأجهزة الطبية مع بعضها وتداخلها الممكن مع التشخيص الصحيح لحالة مريض أو إعطاء العلاج المرغوب. تقع المسؤولية بشكل متزايد على أولئك الذين يديرون ويزودون بالمسائل التكنولوجية أن يحللوا ويتوقعوا، وفي النهاية أن يمنعوا، هذه التفاعلات من التأثير بشكل سلبي على المريض. وفي غالبية الأوضاع تصبح هذه اليقظة والمعرفة المطلوبة مسؤولية المهندسين الإكلينيكين والطبيين الحيويين.

لقد حدثت تفاعلات غير متوقعة بين الأجهزة الطبية عند مستويات مختلفة لأكثر من قرن. ومنذ الأيام الأولى لصورة الأشعة السينية كان معروفاً أن بعض المواد (غالباً معدنية) قد تؤثر على التعرض الصحيح لفيلم الأشعة السينية التشخيصي. وهذا كان النتيجة المباشرة للأشعة المؤينة. لقد كانت أجهزة الجراحة الكهربائية في استخدام منتشر لعقود قبل أن تصبح المراقبة الروتينية لمخطط كهربية القلب (ECG) ممارسة تخديرية شائعة. إن التفاعل بين هذه التكنولوجيات الضرورية، ولكن المتعارضة (كثير من الضجيج، وأحياناً فقدان الوقت لإشارة الـ ECG أثناء الأشعة السينية)، قد تم فهمه وقبوله فوراً. أطلقت الستينيات والسبعينيات من القرن العشرين قدراً كبيراً من التخمين حول، والخوف من، الصدمة الصغرى المميتة كنتيجة غير مرغوب فيها لاستخدام الأجهزة الطبية والتجهيزات الكهربائية إلى جانب سرير المريض. وبالرغم من أن هذا الخطر لم يصبح مادياً أبداً، إلا أنه يوضح أن التكنولوجيا قد تتفاعل بطرق غير متوقعة، وربما خطيرة، (انظر الفصل (٦٥)). إن انتشار التجهيزات المختبئة esoteric بشكل متزايد يمكن أن يسبب تفاعلات بين أنظمة لا علاقة بينها بالكامل وأن يتسبب بنتائج غير متوقعة.

وجهات نظر

Perspectives

مبكراً جداً في خبرتي كمهندس إكلينيكي، دُعيت إلى واحدة من وحداتنا للعناية المركزة للتحقق من جهاز مراقبة (مونيتور/مراقب) قلبي كان يعطي معدل نبضات قلب غير صحيح. راقبت السرير ذا الصلة من المحطة المركزية فيما بدا أنه تخطيط كهربية قلب (ECG) منخفض الجهد معقول إلى حد ما. تأكدت من قراءة لمعدل نبضات قلب المريض مقدارها (١٦٠) نبضة في الدقيقة. أخبرني الكادر التمريضي أن هذا لا يمكن أن يكون ممكناً. وبعد بدء مناقشة موسعة عن قرح مزدوج وموجات P مرتفعة تقلد موجات R، قالت إحدى ممرضات وحدة العناية المركزة: "اعذرني، لكنه ميت منذ أكثر من ساعة". ذهبت إلى حيّز المريض ونظرت حولي. إلكترونيات المراقبة كانت لا تزال موصلة إلى المريض كما كانت خطوط التغذية داخل الوعائية (IV). لاحظت أن أحد خطوط الـ IV كانت تجري عبر متحكم الحقن الذي كان لا يزال شغالاً on ويعطي سوائيل للمريض. عندما تم إيقاف off متحكم الحقن اختفت إشارة ECG المريض. في البداية فكرت بنبضة مُشعة من المتحكم ربما كانت تثير اضطراباً في أسلاك التخطيط. وبالرغم من أنه لم يكن لدي أي تفسير جيد لهذه الظاهرة في ذلك الوقت، إلا أن الممرضات شكرني لإصلاح المشكلة عند مغادرتي. لقد كانت حادثة لن أنساها أبداً (Miodownik, 2003).

المثال الأول: مولد جهاز المشي نوع فان دو غراف

EXAMPLE 1: The Van de Graff Generator Treadmill

في إحدى الحالات طُلب من قسم الهندسة الإكلينيكية ترتيب نظام اختبار جهد قلبي يستند إلى جهاز مشي. كان هناك جهاز مشي متاحٌ أوتوماتيكيٌّ مُسَيَّرٌ من خلال ميلان وتتابع سرعة مبرمجين. قمنا بتأمين مونيتر (مراقب، جهاز مراقبة) ECG احتياطي له شاشة تخزين رقمية ومقياس معدل نبضات قلب وحدود إنذار ومسجل بيانات شريطي. تم بسرعة تجميع وترتيب واختبار وتسليم الجهاز لقسم الـ ECG في الخريف وكان الجميع راضياً. وفي أوائل شهر كانون الثاني (يناير) من السنة التي تلت بدأنا باستلام شكاوى متقطعة عن اندفاعات ضخمة لضجيج شوّهت إشارة الـ ECG وخرّبت الاختبار. بدأ الضجيج ذا صلة بالسرعات العليا من جهاز المشي، حيث إنه لم يحدث أبداً من قبل في بروتوكول اختبار الجهد. أجرينا تحقيقاً واكتشفنا أن الضجيج كان نتيجة لقطعة ناقصة أو غير صحيحة في نظام التحويل التماثلي/الرقمي A/D في جهاز الـ ECG. لم يُظهر التسجيل المباشر من إشارة ECG التماثلية أي ضجيج محسوس. لم نستطع أن نجد أي عطل في المونيتر أو أي شيء خاطئ بوضوح في جهاز المشي أو متحكمه. كانت الأسلاك الداخلية إلى محرك جهاز المشي مزودة بمرشح ترددات عالية مناسب وكذلك كان كبل الـ ECG. عندما تم تشغيل النظام بمحالك لم يُسمع أي ضجيج عند أي سرعة أو ميلان. الضجيج لم يزل بعد استبدال المونيتر وجهاز المشي بوحدات أخرى عملت بشكل جيد في أمكنة أخرى. استمرت المشكلة وأدت إلى تكرار اختبار الجهد مرة أو مرتين في الشهر.

بقدم شهر آذار (مارس) من نفس السنة تضاءلت الشكاوى وفي النهاية اختفت. وعلى مدى الصيف لم تأت أية شكاوى من قسم الـ ECG. إلا أنه مع عودة الشتاء عادت بقوة. في هذه المرة تطوّع عداء قدير في قسمنا ليعدو على جهاز المشي من أجل اختبار جهد تحت نظرنا. تم وضع الإلكتروادات والقيام ببروتوكول اختبار الجهد كما يتم بالنسبة لأي مريض. عند سرعة ستة أميال في الساعة كان انخفاض الضربات واضحاً على الشاشة. وبوصول السرعة إلى ثمانية أميال في الساعة أصبح الـ ECG غير مقروء ووجب إنهاء الاختبار. قمنا بإعادة المقاطع من الاختبار التي فيها مشكلة ولكن لم يكن هناك أي تفسير. عدنا إلى لوحة الرسوم وسحبنا جميع رسوم الأدوات المتأثرة ونظرنا إليها علناً نجد فكرة لحل اللغز. لم تظهر واحدة. لقد تعجبنا أيضاً لماذا بدت المشكلة فصلية.

نظام التكييف في مستشفانا معروف جيداً لإعطائه حرارة شبه صحراوية في الشتاء وتبريد مشبع بالماء في الصيف. وفي الأوقات الأخرى من السنة تسود الشروط المناخية للجو المحيط في العادة. لذلك تساءلنا فيما إذا كان يمكن أن يكون للشحنات الكهربائية الساكنة التي تميل إلى التكوّن تحت الشروط شديدة الجفاف علاقة بهذه المشكلة. وفي التحليل النهائي كان الفراغ المفاجئ للكهرباء الساكنة هو السبب القريب لمشكلة المونيتر. إلا أن هذا البحث عن الأسباب لم يكن واضحاً بالرغم من كونه منطقياً.

طُلب من المرضى المجدولين لاختبارات الجهد على جهاز المشي أن يفيدوا بتقارير عن اختبارهم بثياب جري مريحة وأن يلبسوا أحذية ركض أو أحذية خفيفة. بعد تحضيرهم وتزويدهم بالإلكترونيات، صعدوا على جهاز المشي وأمسكوا بالقضيب أمامهم. للقضيب قبضة عازلة. تمت المحافظة على هذا الوضع على مدى الاختبار. لسطح التماس بين حزام جري جهاز المشي ونعل حذاء المريض الخفيف سلوك مشابه بطريقته لمولد فان دو غراف Van de Graff. مع تزايد سرعة جهاز المشي انسلخت إلكترونات عن الحزام بمعدل متزايد. وبما أن المريض كان بشكل أساسي معزولاً كهربائياً عن التأريض (مضخم ECG معزول، حذاء خفيف معزول، قضيب معزول على جهاز المشي)، فإن هذا النظام سوف يشحن المريض إلى جهود متزايدة. وهذا يستمر ما لم تسرب الشحنة ممتعدة أو حتى حدوث انقراغ فجائي للإلكترونات المتراكمة. كان معدل تسرب الشحنة من خلال الهواء في الأيام الرطبة كافياً للحد من هذا الجهد إلى مستويات منخفضة. أما في الأيام الجافة في الشتاء فقد كان مسرى الانقراغ إما عبر انهيار عازل في جهاز المشي أو عبر تجاوز حدود عزل مضخم ال ECG الأمامي والخلفي. كشف فحص دقيق لرسم مضخم ال ECG عن محدّد جهد انقراغ فجوة شرارة spark-gap discharge voltage limiter عبر حاجز العزل بجهد انهيار يبلغ حوالي (٤٠٠٠) فولت. لقد تم افتراض أن الانقراغ الفجائي لفجوة الشرارة يرسل جهداً إلى قسم التخزين الرقمي للمونيتور كافياً للتسبب بالضربات المسقطة. عدنا لزيارة جهاز المشي مع عدائنا وفتحنا مونيتر ال ECG لنراقب النشاط في حالة الاستعمال. من المؤكد بشكل كافٍ أنه عند سرعة كافية لجهاز المشي فإن فجوة الشرارة كانت تنتج أقواساً كهربائية وتُسقط ضربات مُطمّسة في رسم ال ECG. لقد كان حل المشكلة بسيطاً بقدر ما كان البحث عن أسباب المشكلة معقداً. تم وضع مقاومة مقدارها (٧٥) ميغا أوم عبر فجوة الشرارة لتصريف الشحنة المتكوّنة ببطء وفي نفس الوقت المحافظة على ممانعة مرتفعة بشكل كافٍ من أجل السلامة.

في هذا المثال فشل عدد من مفاهيم التصميم المتقدمة بسبب تفاعل الجهاز ووضع المريض في مخاطرة بشكل محتمل. لقد كان نظام العزل مصمماً لضمان السلامة الكهربائية للمريض، وكان التخزين الرقمي والإظهار لشكل موجة ال ECG مصمماً ليوفر رؤية سهلة للإشارة من أجل التحديد الآني والدقيق لتغيرات ال ECG ذات الصلة بالتمرين، وكانت فجوة الشرارة لحماية نظام العزل من جهود كهربائية تخريرية ممكنة. لقد فشل نظام اختبار الجهد تماماً عند المستويات الأعلى من التمرين عندما كانت الحاجة على أشدها للقراءة الأكثر دقة لل ECG. إلا أن هذا لم يكن عطلاً حقيقياً، لقد كان تفاعلاً بين أجهزة طبية (Elliott and Gianetti, 1995).

المثال الثاني: ضغط دم مرتفع بوجود فقاعات

EXAMPLE 2: Blood Pressure High on Bubbles

أصبحت مراقبة الضغط الاجتياحية (الباضعة/الدموية) invasive إلى جانب سرير المريض شائعة في بداية سبعينيات القرن العشرين. تتطلب مجسات (مبدلات، محولات) transducers الضغط قُباً domes خاصة تسمح بالربط

إلى أوعية المريض عن طريق تنبيب مملوء بسائل. غالباً ما شكى الكادر التمريضي من أن قراءات الضغط الانقباضي بدت مرتفعة. وقد شكوا بقياسات الضغط المرتفعة هذه وتحققوا منها مقابل قياساتهم بالرباط الضاغط والسماعة. تحققنا من معايرة مجس ومضخم الضغط وبيّنا أنها دقيقة. شرحنا كيف أن الإظهار الرقمي لموديول module الضغط بالتأكيد أكثر دقة من المحاولة الهزيلة للممرضة لقياس ضغط الدم بالإصغاء. إلا أن شكاويهم استمرت وثبت في النهاية أنها مشروعة.

قياس الضغط الاجتياحي (الباضع/الدموي) موجود الآن في الاستعمال العادي في وحدات العناية المركزة وفي غرف العمليات لسنوات كثيرة خلت. وبوجود مجسات الضغط ومجموعات التنبيب ذات الموثوقية وغير المكلفة وذات الاستعمال لمرة واحدة اختفت إلى حد كبير مشاكل الدقة والخطية والتكرارية. إلا أن موضوع التنبيب المملوء بالسائل المتفاعل مع مجس الضغط والمونيتور بقي مشكلة شائكة.

تستخلص غالبية أجهزة مراقبة الضغط الاجتياحية (الباضعة/الدموية) معلومات الضغط الانبساطي والانقباضي والمتوسط بمراقبة قيم الحدود الدنيا والعليا لشكل الموجة ومكاملة المساحة تحت منحني شكل الموجة لاستنباط قيمته المتوسطة. يبدو نقل شكل موجة الضغط من الوعاء الدموي حيث يتم اقتباسها إلى المجس (المبدل، المحول) سهلاً. يقوم المرء ببساطة بتوصيل أنبوب عديم المطاوعة مملوء بسائل من الوعاء الدموي إلى المجس. إلا أنه عندما يتم فعل ذلك فإن نظاماً جديداً له حياته الخاصة ينشأ من دون قصد. تخلق ترتيبية التنبيب المملوء بالسائل والسدادات المصاحبة له بيئة مثالية لحجز فقاعات غاز تتغير كميتها وحجمها بشكل غير قابل للتنبؤ به. هذا يتسبب بنظام طنان تحت محمّد من الدرجة الثانية يتم تهيجه بسهولة بشكل موجة الضغط الشرياني للمريض. وهذا مماثل لنظام كتلة- نابض- مقاومة تحت محمّد. الكتلة ممثلة بكتلة السائل في التنبيب، والنابض ممثّل بمطاوعة التنبيب وأي فقاعات محجوزة، والمقاومة ممثلة بالمقاومة لحركة السائل. إن تجميع هذه العناصر يُظهر خصائص تردد توليف، أو طنين، تحدده قيم العناصر. وعلى أساس نظري فإن تضخيماً يصل حتى ١٠٠٪ ممكن عند التهيج بتابع خطوة step function. عندما يحصل هذا في الساحة الإكلينيكية فإن ضغوطاً انقباضية يتم تضخيمها إلى درجات مختلفة بارتفاع (٧٥-١٠٠) ميليمتر زئبق. لا تتأثر القيم الانبساطية عادة لأنها تمثل جزءاً بطيئاً لشكل موجة الضغط. عند معدل نبضات قلب مرتفعة وتحت ظروف معينة قد تظهر أيضاً ضغوط انبساطية منخفضة بشكل كاذب. إلا أن القيمة المتوسطة للضغط لا تتغير وهي مستقلة عن هذا الطنين. وبالرغم من أنه قد أفيد بتقارير في المراجع عن هذه الظاهرة التي تُسمى "التجاوز الطيني" "resonant overshoot" لأكثر من سبعين سنة إلا أنه حتى الآن لا يوجد حلول ناجعة تعمل بتماسك وانسجام. وتقنيات مثل الترشيح (الفلتر) وإزالة الفقاعات الغازية لا تلبي بشكل صحيح هذا الموضوع. إنه ليس من غير العادي أن تتم مراجعة أشكال موجة ضغط اجتياحي (باضع) في وحدة عناية مركزة وأن

يتم إيجاد أكثر من ٥٠٪ من القراءات الانقباضية المشكوك فيها. المشكلة مزدوجة. أولاً: معدل تزايد الضغط البطيني الأيسر (dp/dt) خرج بالنسبة للطريقة التي يتم بها تهيج نظام التنبيب من الدرجة الثانية. ثانياً: يتغير تردد طنين نظام التنبيب بإضافة أو إزالة فقاعات وبتغيرات درجة الحرارة التي تسبب تغير حجم الفقاعات. لا يمكن تحديد تردد الطنين بشكل كافٍ لتطبيق ترشيح معاكس لتصحيح طنين نظام التنبيب. وبالرغم من أن شكل موجة الضغط قد يحتوي على علامات واضحة للتجاوز overshoot (مثل تلمّ مزدوجة النبض إضافية) إلا أن هذه ليست دائماً هي الحالة. إن تحديد شكل موجة مشكوك فيه يحتوي على تجاوز انقباضي يبقى صعباً.

هذا مثال مباشر لتفاعل الأجهزة الطبية (المجس ومجموعة تنبيه) غالباً ما يتم تجاهله لصالح تضرر المريض. ليس هناك مضادات استطباب مذكورة في التعليمات المرافقة لمجموعة التنبيب تحذر من الاعتماد على قياس الضغط الانقباضي لتشخيص أو معالجة المريض. إذا ما استُخدمت قراءة انقباضية بوجود تجاوز طنيني جدي لتحديد عيار الدواء ذي الفعالية الوعائية الذي يتحكم بضغط دم المريض، فإن أي تغيرات في بيئة التنبيب قد تتسبب في أن يقوم الإكلينيكي بمعايير خاطئة قد ينشأ عنها ضغط دم مريض أعلى أو أخفض مما هو مرغوب فيه.

تفاعلات جهاز التصوير بالرنين المغناطيسي

MRI Interactions

تطرح أنظمة التصوير بالرنين المغناطيسي (MRI) مشاكل محتملة لا حد لها عندما تُستخدم مع أجهزة طبية. إن الحقول المغناطيسية القوية الساكنة والحركية (الديناميكية) المطلوبة لتصوير المريض، والترددات الراديوية عالية الطاقة، وحساسية نظام الكشف في الـ MRI للترددات الراديوية من أجهزة أخرى، توفر فرصاً وفيرة لتفاعل مزعج. وفي توقع لهذه الإمكانية فإن معظم إجراءات الـ MRI تُعتبر مضادات استطباب بالنسبة للمرضى بنواظم خطى مزروعة بسبب أسلاكها المعدنية.

تستطيع مغناطيسيات الـ MRI في الأساس وفيزيائياً تحريك الأشياء المعدنية التي بالقرب من أو مزروعة أو مثبتة إلى المريض. هناك تقارير عن أشياء محيطة تحولت إلى قذائف، مع تحريك لمشابك أم دم أدت إلى موت مرضى يخضعون للـ MRI. تتسبب أجهزة الـ MRI في التسخين الزائد لأسلاك في أو على أو بالقرب من المريض. يمكن لطاقة كافية أن ترتبط بمولد التردد العالي ذي الطاقة المرتفعة في الـ MRI وينشأ عنها تيارات في أسلاك قريبة. تعتمد كمية هذه الطاقة على عدد من العوامل بما فيها طول السلك وقربه من المريض. وفي أي حادثة فإنه يجب على المريض أو أي إنسان آخر إزالة الحمل الحراري الزائد. هذا أدى إلى حروق في المريض في عدد من الحالات. بالإضافة لذلك، فإن الأسلاك المتحركة عبر حقل مغناطيسي ساكن عند تحريك المريض إلى داخل المغناطيس سوف تولد جهوداً كهربائية تستطيع أن تتداخل مع التشغيل الصحيح للأجهزة الطبية. يجب إعطاء اعتبارات خاصة للأسلاك التي يمكن

أن تدخل الـ MRI في عملية مراقبة أو تأمين دعم للحياة للمريض (مثل: أسلاك الـ ECG أو مقاييس الأكسج (أوكسيمترات) النبضية أو أجهزة التنفس).

إن الاستخدام المتزايد لناظمت الخطى ولمزيلات الرجفان القلبي المزروعة المؤتمتة (AICDs) لدى السكان يمثل مضيقاً لمواضيع تداخل محتملة. وبالرغم من أن المرضى الحاملين لهذه المزروعات كانوا مستثنين من إجراءات الـ MRI، إلا أن أجهزة جديدة و أجهزة تصوير بالرنين المغناطيسي (MRIs) بشدات حقل مغناطيسي منخفضة تسمح بهذا الاستخدام، وإن كان مع تحذير.

استنتاجات

Conclusions

إن النمو الانفجاري للأجهزة اللاسلكية كالهواتف الخلوية ونقاط الدخول اللاسلكية تزيد من احتمال التداخل مع الأجهزة الطبية. تحتوي المراجع دليلاً واضحاً على وتحذيرات من هذه التأثيرات. إلا أن الحلول الشاملة تبقى مطلوبة. بالإضافة إلى ذلك فإن انتشار مزيلات الرجفان الخارجية المؤتمتة (AEDs) في بيئات غير مستشفائية يثير القلق. هل سيتعرف مزيل الرجفان الخارجي المؤتمت (AED) على رجفان القلب بوجود ناظم خطى مزروع؟ هل سيكون لفراغ شحنة مزيل الرجفان الخارجي تأثير سيئ على الجهاز المزروع ونظام أسلاك توصيله؟ تشير الأمثلة المذكورة سابقاً إلى كيف يمكن لأنواع معينة من الأجهزة الطبية أن تتفاعل بطرق غير متوقعة ولكن ليست غير قابلة للتفسير. لم يكن التجميع لأدوات أو ملحقات غير عادي أو ممنوعاً من قبل المصنعين ذوي العلاقة. التكنولوجيات التي تتعارض يتم تجميعها غالباً كتوسيع طبيعي لمقدرة تشخيصية وعلاجية محسنة، ولكن من الصعب تخمين التفاعلات والتنبؤ بالمشكلات قبل حدوثها الفعلي. وباستمرار تحديث الأدوات الطبية والبيئات التي تُستخدم فيها بتكنولوجيات جديدة فإنه سيكون من الضروري تحليل وفهم مفاهيمها الأساسية من أجل توقع التعارضات.

المراجع

References

- Achenbach S, Moshage W, Diem B, et al. Effects of Magnetic Resonance Imaging on Cardiac Pacemakers and Electrodes. Am Heart J 134:467-73, 1997.
- Agarwal SK. Infusion Pump Artifacts: The Potential Danger of a Spurious Dysrhythmia. Heart Lung 9:1063-1065, 1980.
- Campbell WB. EKG of the Month: Left Atrial Enlargement, Intraventricular Conduction Delay, Myocardial Injury, and Electromagnetic Artifact due to an Intravenous Infusion Pump. J Tenn Med Assoc 76:586-587, 1983.
- Chen WH, Lau CP, Leung SK, et al. Interference of Cellular Phones with Implanted Permanent Pacemakers. Clin Cardiol 19:881-886, 1996.

- Elliott WR, Gianetti G. Electrostatic Discharge Interference in the Clinical Environment. Brief Cold Snaps or Humidification Disruptions can Cause ESD Problems. *Biomed Instrum Technol* 29:495-499, 1995.
- Groeger JS, Miodownik S, Howland WS. ECG Infusion Artifact. *Chest* 85:143, 1984.
- Keeler EK, Casey FX, Engels H, Lauder, et al. Accessory Equipment Considerations with Respect to MRI Compatibility (Review). *J Magn Reson Imaging* 8:12-18, 1998.
- Lauck G, von Smekal A, Wolke S, et al. Effects of Nuclear Magnetic Resonance Imaging on Cardiac Pacemakers. *Pacing Clin Electrophysiol* 18:1549-1555, 1995.
- Miodownik S. Clinical Engineering at the Bedside. In Dyro JF (ed). *The Handbook of Clinical Engineering*. Burlington, MA, Elsevier, 2004.
- Nakamura T, Fukuda K, Hayakawa K, et al. Mechanism of Burn Injury During Magnetic Resonance Imaging (MRI)—Simple Loops Can Induce Heat Injury. *Front Med Biol Eng* 11:117-129, 2001.
- Niehaus M, Tebbenjohanns J. Electromagnetic Interference in Patients with Implanted Pacemakers or Cardioverter-Defibrillators. *Heart* 86:246-248 2001.
- Price RR. The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents. MR Imaging Safety Considerations (Review). *Radiographics* 19:1641-1651, 1999.
- Pride GL Jr, Kowal J, Mendelsohn DB, et al. Safety of MR Scanning in Patients with Nonferromagnetic Aneurysm Clips. *J Magn Reson Imaging* 12:198-200, 2000.
- Pruefer D, Kalden P, Schreiber W, et al. In vitro Investigation of Prosthetic Heart Valves in Magnetic Resonance Imaging: Evaluation of Potential Hazards. *J Heart Valve Dis* 10:410-414, 2001.
- Ridgway M. The Great Debate on Electrical Safety—In Retrospect. In Dyro JF (ed). *The Handbook of Clinical Engineering*. Elsevier, Burlington, MA, 2004.
- Rothe CF, Kim KC. Measuring Systolic Arterial Blood Pressure. Possible Errors from Extension Tubes or Disposable Transducer Domes. *Crit Care Med* 8:683-689, 1980.
- Sakiewicz PG, Wright E, Robinson O. Abnormal Electrical Stimulus of an Intra-Aortic Balloon Pump with Concurrent Support with continuous Veno-Venous Hemodialysis. *ASAIO J* 46:142-145 2000.
- Schenck JF. Safety of Strong, Static Magnetic Fields (Review). *J Magn Reson Imaging* 12:2-19, 2000.
- Shan PM, Ellenbogen KA. Life After Pacemaker Implantation: Management of Common Problems and Environmental Interactions. *Cardiol Rev* 9:193-201, 2001.
- Todorovic M, Jensen EW, Thogersen C. Evaluation of Dynamic Performance in Liquid-Filled Catheter Systems for Measuring Invasive Blood Pressure. *Int J Clin Monit Comput* 13:173-178, 1996.
- Zegzula HD, Lee WP. Infusion Port Dislodgement of Bilateral Breast Tissue Expanders After MRI. *Ann Plast Surg* 46(1):46-48, 2001.