

Impulsando los límites del diseño de sistemas de potencia AC/DC para aplicaciones médicas

Artículo cedido por Venco Electrónica

Autor: Peter Blyth,
Industry Director
Medical, XP Power



xxvã Aniversario
1983-2008

Para más información:

www.vencoel.com

info@vencoel.com

Oficinas

Barcelona: Tel. + 34 93

2633354

Fax. + 34 93 2633323

Madrid: Tel. + 34 91

3295500

Fax. + 34 91 3295925

Durango: Tel. +34 94

6232655

Fax. + 34 946202185

Porto: Tel. +351

225191386

Fax. + 351 225191389

Málaga: Tel. +34

607290273

Fax. + 34 952927333

Es sabido que la reducción del tamaño y las mejoras en eficiencia en el diseño de fuentes de alimentación CA/CC son factores cruciales, pero las aplicaciones médicas del mercado requieren además otras características que hacen del diseño de fuentes un mayor desafío. Este artículo considera estos desafíos y observa como actualmente se diseñan las fuentes de alimentación CA/CC para cumplir con estos nuevos retos.

El equipamiento médico electrónico ya no va a ser utilizado únicamente en hospitales, y esto implica que los usuarios no van a hacer uso de los equipos en ambientes estrictamente controlados. Este tipo de equipamiento actualmente es utilizado mayormente en quirófanos, ambulancias e incluso en hogares.

Los requisitos de portabilidad de este equipamiento implican que el tamaño y el peso, son las principales consideraciones en la selección de las fuentes de alimentación. Siempre se pueden encontrar fuentes de alimentación más pequeñas o diseñarlas a medida, incluyendo un ventilador para proporcionar una refrigeración forzada. De esta manera se puede ahorrar entre un tercio y la mitad del volumen de una fuente convencional estándar.

La gran desventaja de ésta propuesta es el ruido del ventilador, el cual molesta e irrita a los pacientes. Otro problema añadido es la importante reducción en la fiabilidad – el ventilador será, probablemente, la única parte de la fuente de alimentación que se mueva y será necesario un mantenimiento. Debido a estas cuestiones, los diseñadores de sistemas actualmente utilizan fuentes de alimentación con refrigeración por convección para utilizar en sus equipos.

Reduciendo el número de componentes en el diseño obtenemos una reducción de tamaño y coste, pero también de manera limitada. El equipamiento médico debe ser fiable en una gran variedad de ambientes, pues



las vidas pueden depender de ello en muchos casos. Esto significa que no se pueden tolerar compromisos en cuanto a la inmunidad a interferencias (EMC/EMI/RFI) y a la generación de emisiones conducidas o radiadas. Tampoco se puede comprometer la seguridad de los pacientes que deben estar completamente protegidos de voltajes potencialmente mortales.

Finalmente, es necesario tener en cuenta la legislación medioambiental como RoHS y CEC/EISA, si el equipamiento va a ser vendido en todo el mundo. El uso de componentes RoHS es obligatorio y el diseño de fuentes de alta eficiencia no sólo ayudará a la presente y futura legislación medio-

ambiental, sino también ayudará a asegurar la mejor actuación para la refrigeración por convección de las fuentes de alimentación.

El progreso de las tecnologías que tienen un impacto importante en los diseños de fuentes de alimentación, son poco frecuentes. Los avances en la tecnología de semiconductores de potencia han tenido un impacto importante, seguido por mejoras en materiales magnéticos y condensadores.

Reduciendo el tamaño de las fuentes de alimentación sin comprometer el rendimiento, implica que se ha de trabajar hacia pequeñas mejoras en todos los aspectos del diseño, eléctrico y mecánico a la vez.

Compromiso tamaño y potencia

La superficie disponible para proporcionar refrigeración, será el factor restrictivo para ver cuánto calor se puede disipar utilizando fuentes de alimentación con refrigeración por convección – es decir, sin ventilador. De esto se obtiene, que cuanto más eficiente sea la fuente de alimentación, menos calor será necesario disipar y el tamaño de la fuente podrá ser menor.

Lo que pueden parecer pequeñas diferencias, pueden tener un gran impacto. Si se compra o se diseña una fuente que tenga una eficiencia del 95%, en contraposición a una que tenga el 90%, la diferencia del 5% en eficiencia significa que será necesario disipar la mitad del calor que disipado en el diseño menos eficiente. Para una fuente de energía de 250W, implica 14,6W menos de calor a disipar.

Las fuentes de alimentación para aplicaciones médicas son usadas en distintos ambientes y no siempre se puede depender de fuentes de alimentación de 230Vac o 110Vac. Es importante conocer cuál es la eficiencia de la fuente en todo el rango de tensiones de entrada definidos en la hoja de especificaciones, particularmente en la zona inferior (85-90 VAC), donde algunas unidades son bastante peores que otras.

La eficiencia también se verá afectada por la carga – muchas fuentes de alimentación operan con la máxima eficiencia a carga completa. Merece la pena comprobar la eficacia que se puede esperar en su aplicación particular.

Por ejemplo, un equipo médico operando en modo de espera, puede consumir mucha menos energía que estando activo y la eficiencia de la fuente variará en consecuencia.

Compromiso frecuencia y tamaño

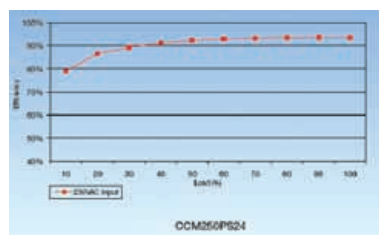
Una forma de reducir el tamaño de los componentes magnéticos y capacitadores es incrementando la frecuencia de conmutación del convertidor. Este incremento de frecuencia aumenta las pérdidas por conmutación, debido a las no idealidades de los componentes, y también aumentan las pérdidas resistivas debido al efecto pelicular.

Claramente, se ha de conseguir un compromiso entre el tamaño, la eficiencia, la frecuencia de conmutación, la fiabilidad, el tiempo de vida, el sistema de refrigeración y quizás lo más importante, el coste de la potencia dada.

Diseñado para el 90% de eficiencia

Las mejores fuentes de alimentación de 250W actualmente operan con refrigeración por convección y una eficiencia del 90% en un rango de entrada de 90 a 240VAC. Éste nivel de eficiencia es esencial para mantener el estándar industrial de 6 x 4 pulgadas, mientras que todavía se asegura una adecuada disipación del calor sin ventilador o sin un gran disipador externo de calor.

Eficiencias superiores al 90% tan solo pueden lograrse cerca de frecuencias de conmutación sin pérdidas en el circuito activo de corrección del factor de potencia, en el convertidor(es) principal y en los rectificadores.



Desde el principio, lograr una alta eficiencia fue el objetivo primordial en el diseño de esta fuente de alimentación. Por consiguiente, las pérdidas en cada etapa fueron determinantes para la elección de la topología de circuito.

Las pérdidas de energía fueron reducidas en cada etapa, esforzándose para ahorrar cada mW de disipación innecesaria. Por ejemplo, el filtro de entrada para la fuente de alimentación, mostrada anteriormente, usa una muy baja resistencia de alambre bobinado que virtualmente elimina pérdidas de I²R, en las ferritas.

El filtro EMI, utilizado en éste diseño es un filtro de dos etapas con un núcleo magnético de alta permeabilidad. Esto fue cuidadosamente elegido para reducir los ruidos por conmutación y las pérdidas de energía. El resto de componentes del filtro

son los condensadores X e Y con los valores Y del condensador elegidos para que no exceder los 300 μ A de corriente de fuga, tal y como se dispone en el UL60601-1, el estándar médico de más amplia referencia.

Un circuito corrector del factor de potencia casi-resonante sin pérdidas opera en modo discontinuo. Su frecuencia de conmutación cambia entre 30kHz y 500kHz para lograr zero current switching (ZCS) en todo el rango de carga y tensiones de entrada. Esto es importante porque asegura la conmutación de tensión, cuando las corrientes están a cero, eliminándose así, las pérdidas de conmutación.

Los principales convertidores son de frecuencia fija, resonantes, con diseño de medio puente y otra vez con pérdidas de ZCS. Se emplean 2 transformadores cuya combinación tiene una pérdida de conmutación I²R menor que si se hubiese utilizado un transformador mayor. Los dos convertidores operan a 51,2 kHz y uno de ellos tiene sus salidas desfasadas 90°. Combinando las salidas, se reduce el rizado y se dobla su frecuencia. A su vez, reduce a la mitad el valor y el tamaño del condensador del filtro de salida.

Una realimentación monitoriza tensión de salida de la fuente de alimentación y varía la tensión del convertidor boost, que a su vez varía la tensión a la entrada del convertidor principal. El objetivo principal del convertidor boost es aumentar la tensión PFC de 380Vdc a 420Vdc. Esto permite que el diseño de los convertidores principales sea optimizado en torno a unos parámetros de tensión altamente definidos, otro factor que ayuda a lograr una alta eficiencia.

La etapa final usa rectificación síncrona en lugar de diodos normales para así poder reducir de forma considerable las pérdidas de energía.

La sincronización del convertidor boost, los convertidores principales y los rectificadores síncronos debe ser perfecta para lograr ZCS. Un reloj controlador por cristal es utilizado como base de tiempos de referencia y una red divisora se utiliza para obtener la frecuencia deseada del convertidor. El uso de este enfoque es crucial para la operación eficiente de rectificadores síncronos, especialmente para salidas de tensión de elevado voltaje.

Figura 2. Fuente de alimentación de 250W AC/DC de hasta el 95% de eficiencia.

Figura 5. Fuente de alimentación CCM250 de XP Power que utiliza un diseño mecánico para encapsular una fuente de alimentación con refrigeración por convección de 250W (300W de pico) en un formato de 6 x 4 x 1.5 pulgadas

Esta arquitectura de fuente de alimentación da como resultado una alta eficiencia en todo un amplio rango de cargas y de entradas de tensión.

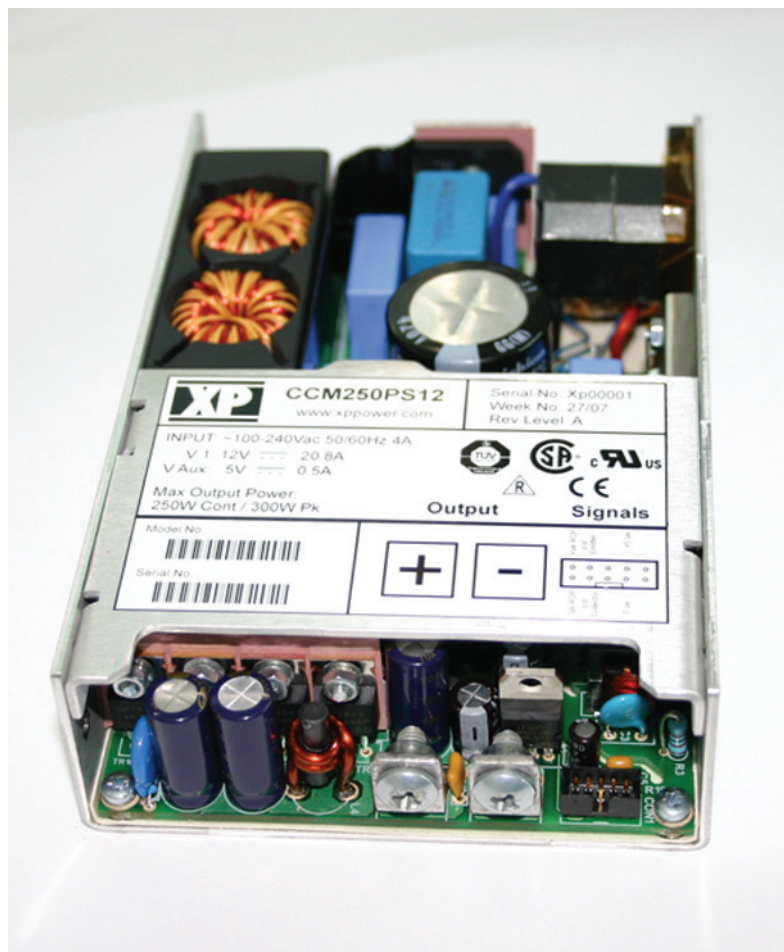
Otro beneficio más del ZCS son los bajos niveles en emisiones conducidas y radiadas así como el rizado y el ruido a la salida. La fuente de alimentación a la que se hace referencia tiene un rizado menor de 90mVpp en cuanto al ruido a 20MHz de ancho de banda y es inferior al límite de nivel B para el EN55011 para emisiones conducidas y radiadas. Como se hizo referencia, anteriormente, ésta es otra consideración importante para las fuentes de alimentación médicas debido a la alta exigencia de requisitos EMC para equipamiento que se usa fuera de los hospitales.

Diseño mecánico que minimiza el tamaño y mejora el rendimiento térmico

Se puede mejorar considerablemente el rendimiento térmico de las fuentes de energía a través del diseño mecánico. Evitar puntos calientes y asegurar un mejor flujo de aire alrededor de los componentes que van a calentarse, son dos de los puntos a tener en cuenta.

La fuente de alimentación descrita, CCM250 de XP Power tiene ferritas apiladas encima de otros componentes para ahorrar espacio en placa. Normalmente esto podría crear puntos calientes pero el diseño de las ferritas con bajas pérdidas previene de estos problemas.

Todos los componentes generadores de calor, incluyendo la ferrita de corrección del factor de potencia, son colocados en el chasis de formato Channel-U, el cual dobla en efectividad



la disipación de calor y los circuitos de control están ubicados en las tarjetas que están montadas a 90° de la placa principal del circuito impreso. Dicho de otra manera, el uso total del espacio está tenido en cuenta, todo el espacio disponible según los aspectos mecánicos de la fuente, los cuales están hechos en 3D desde el principio del diseño.

Las aplicaciones médicas ahora están entre las más exigentes con respecto a tamaño, eficiencia, rendimiento y coste de las fuentes de energía de

AC/DC. La combinación de las mejores y ya consolidadas tecnologías con el diseño mecánico creativo, ha llevado recientemente a la introducción de fuentes que pueden alcanzar hasta un 95% de eficiencia, algo impensable hace unos años.

Mejoras importantes van a ser difíciles de conseguir, pero décadas de experiencia en fuentes de alimentación que muchos ingenieros tienen actualmente, junto con los avances en tecnología de semiconductores, las harán posibles. ☑

www.redeweb.com

El sitio web de Revista Española de Electrónica desde Septiembre de 1997

También somos líderes en Internet
 Más de 3 M de visitantes y 1001005 documentos descargados
 desde Enero de 2008, así lo avalan.