

PATENTE DE MODELO DE UTILIDAD

TITULO: PROTOTIPO HUMANO DE ENSEÑANZA DEL SUCESO DE ELECTROCUCIÓN.

DESCRIPCIÓN

OBJETO DE LA INVENCION.

La presente invención tiene por objeto un prototipo humano de enseñanza del suceso de electrocución. Particularmente, el prototipo de cuerpo humano didáctico de la presente invención se enfoca en las consecuencias más comunes de la electrocución con corriente alterna de 60 Hz: paro cardíaco y paro respiratorio.

CAMPO DE LA INVENCION.

La presente invención hace referencia a prototipos humanos de enseñanza. Particularmente, el prototipo de enseñanza da a conocer el suceso e incluye circuitos eléctricos que modelan aspectos anatómicos como músculos, sangre, huesos y tejidos para simular el efecto de electrocución. El prototipo tiene una interfaz gráfica para traducir los datos, procesarlos y llevarlos a una interfaz interactiva para visualizar, de forma didáctica y en tiempo real, los eventos de paro cardíaco y respiratorio asociados a los riesgos de tensión de paso y contacto, en el nivel de baja tensión definido en el *RETIE*. Como complemento, el prototipo incluye una etapa de potencia con su correspondiente circuito de protecciones, una línea de refrigeración y una fuente de alimentación.

ANTECEDENTES DE LA INVENCION.

El Instituto de Medicina Legal y Ciencias Forenses de Colombia indica que los casos de muertes por electrocución han sido subvalorados por la sociedad. Sin embargo, en el periodo comprendido entre los años 2010 y 2014, se reportó un indicador aproximado de 180 muertes por año (Tejada y Téllez, 2017). El 73.3% de los casos de electrocución se han presentado en personas que no realizan actividades relacionadas con electricidad, mientras que el 26.7% restante fueron consecuencia de accidentes laborales de tipo eléctrico.

Otras consecuencias de electrocución pueden ser fibrilación ventricular, paro respiratorio y quemaduras. Para identificar el riesgo eléctrico asociado, las entidades gubernamentales de cada país establecen reglamentos, soportados en estudios médicos y técnicos. Tal es el caso del Ministerio de Minas y Energía de Colombia, que es el responsable de publicar el Reglamento Técnico de Instalaciones Eléctricas – *RETIE*.

El objeto fundamental del *RETIE* es establecer las medidas para garantizar la seguridad de las personas, a partir de la reducción o eliminación de los riesgos de origen eléctrico (Minenergía). En ese sentido, el Semillero de Investigación en Prevención del Riesgo Eléctrico – *SIPRE*, define su misión de concientizar a las personas sobre los riesgos de origen eléctrico y promover estrategias de prevención (*SIPRE Unisalle*). Dentro de los objetivos que se han trazado para cumplir esa misión, el semillero *SIPRE* se propuso realizar un prototipo de cuerpo humano, que se convierta en una herramienta didáctica, para mostrar a las personas, las consecuencias de someterse a riesgos eléctricos.

La técnica revela algunos prototipos, tal como el referenciado en la solicitud de Estados Unidos US2008227073 de Bardsley et al., sobre métodos y aparatos para la simulación autónoma de víctimas. El simulador de accidentes autónomo descrito en la patente, incluye un módulo de procesamiento que tiene un controlador de progresión del escenario y un

sistema de modelado fisiológico para recibir la entrada del sensor y controlar los efectores. El simulador autónomo de víctimas puede estar contenido en una forma de maniquí humano nominal. En una configuración preferida, el procesador de fisiología central calcula la frecuencia y el ritmo cardíacos y las presiones sanguíneas sistólica y diastólica. Se detecta el volumen sanguíneo total y el procesador de fisiología central responde con cambios realistas en la frecuencia cardíaca, la presión arterial, los signos respiratorios y el nivel de conciencia. Se detecta el flujo de aire bronquial y el procesador de fisiología central responde con los cambios apropiados en la frecuencia cardíaca y la presión arterial. La frecuencia y la fuerza del pulso están determinadas por la frecuencia cardíaca y la presión arterial sistólica. Si la presión arterial sistólica cae por debajo de un umbral crítico, los pulsos periféricos desaparecen. La frecuencia y el volumen de la hemorragia se controlan en función de la frecuencia cardíaca y la presión arterial sistémica. El volumen de líquido intravenoso administrado se detecta y es una variable que influye en el cálculo de la frecuencia cardíaca y la presión arterial (y, a través de las dependencias de los sistemas respiratorio y neurológico de estas variables, el líquido administrado también afecta las respuestas respiratorias y el nivel de conciencia). No obstante, este prototipo no evalúa el suceso de la electrocución.

Por tanto, se hace necesaria la creación de un prototipo de cuerpo humano didáctico que sirva de herramienta didáctica para formar a las personas sobre las causas y consecuencias más comunes de la electrocución: paro cardíaco y paro respiratorio.

DESCRIPCIÓN DE LAS FIGURAS.

Para aclarar más la invención y sus ventajas, comparadas con el estado del arte, se describen a continuación las posibles formas de realización, con la ayuda de los dibujos anexos.

La Figura 1 ilustra una vista en isométrico del prototipo de enseñanza con base la presente invención.

La Figura 2 ilustra una vista trasera donde se ilustra la disposición de las resistencias y condensadores del prototipo de enseñanza con base la presente invención.

La figura 3 define una vista trasera del prototipo de enseñanza con base la presente invención.

Las figuras 4a y 4b definen la disposición eléctrica interior y el circuito eléctrico del prototipo de enseñanza con base la presente invención.

DESCRIPCIÓN DE LA INVENCION.

La presente invención hace referencia a prototipos humanos de enseñanza. Particularmente, el prototipo de enseñanza da a conocer el suceso e incluye circuitos eléctricos que modelan músculos, huesos, sangre y tejidos, para simular el efecto de electrocución.

Con base en a figura 1, la estructura del prototipo de humano 1 comprende una estructura principal 2 hueca que semeja el cuerpo humano. Dicha estructura está construida a partir de un material aislante como, por ejemplo, fibra de vidrio, PVC, resinas, polímeros o una combinación de estos.

En modalidades preferidas, para la conformación de dicha estructura principal 2 hueca, se pueden establecer paneles traseros y delanteros moldeados de manera que, al unirlos entre sí, se ajustan conformando un cuerpo hueco y se agregan las extremidades mediante pernos o similares.

Particularmente, el prototipo 1 comprende un primer grupo de terminales de conexión tipo banana hembra de revestimiento plástico, dispuestas cada una hacia la palma de cada mano, que conforman una conexión de mano derecha 3 y una conexión de mano izquierda 4.

En adición, el prototipo 1 además comprende un segundo grupo de terminales de conexión tipo banana hembra de revestimiento plástico,

dispuestas cada una hacia el empeine de cada pie, que conforman una conexión de pie derecho 5 y una conexión de pie izquierdo 6.

Para soportar el prototipo y mantenerlo erguido, el prototipo 1 comprende un soporte 7, de varilla cuadrada, dispuesta por detrás del prototipo desde una base 8, que se proyecta verticalmente hasta asirse por detrás a la espalda del prototipo de humano.

Al interior del prototipo 1, se disponen resistencias cerámicas 9 de alambre, conformadas como elementos cilíndricos alargados a partir de alambre bobinado, con revestimiento en cerámica y conexión en los extremos. Cada resistencia cerámica 9 esta dispuesta en cada extensión del cuerpo del brazo y pierna y hacia el interior de la zona torácica del prototipo, siguiendo las vías convencionales principales de algunos componentes anatómicos del cuerpo humano.

Paralelo a cada resistencia cerámica 9, se disponen condensadores de poliéster 10, conformados por láminas delgadas de poliéster sobre las que se deposita aluminio, que forman armaduras de configuración cilíndrica con conexión en los extremos.

Como se evidencia en la figura 2, dichas resistencias cerámicas 9 de alambre están interconectados en paralelo con cada condensador de poliéster 10 formando secciones 11 a lo largo del recorrido interior del prototipo humano, donde cada resistencia 9 y condensador 10 es igual al modelo equivalente de impedancia del cuerpo humano. La interconexión entre las secciones 11 comprende un aislador de poliéster tipo barril 12.

Las secciones 11 están distribuidas en el prototipo de manera que siguen todo el interior de este, en una distribución de dos secciones a lo largo de cada brazo, tres secciones a lo largo de cada pierna y cuatro secciones hacia la zona torácica en una distribución que modela la impedancia equivalente del corazón y el centro.

Como se ilustra en la figura 3, para enfriar el circuito, el prototipo comprende una línea de refrigeración 13, que sigue adyacente las secciones 11 y cubre la extensión de los brazos y las piernas. Esta línea de

refrigeración 13 comprende un condensador 14, enfriado por un ventilador 15 y un compresor 16, dispuestos sobre la base 8.

En modalidades alternativas, la base 8 comprende ruedas 17 para desplazarlo durante la enseñanza.

Como se ilustra en las figuras 4a y 4b, el prototipo 1 comprende la distribución del tablero 18 de control de la etapa de potencia, con base en la relación de las resistencias y condensadores a lo largo del prototipo, así como el control de la línea de refrigeración 13. Este tablero eléctrico 18 recibe las señales de voltaje, corriente y control de la línea de refrigeración.

En adición, el prototipo comprende una interfaz gráfica y una fuente de alimentación y un sistema para traducir los datos, procesarlos y llevarlos a una interfaz gráfica para visualizar las consecuencias de la electrocución, como interfaz de comunicación.

La configuración eléctrica, con base en dicha figura 4a, el prototipo 1 comprende circuitos eléctricos que siguen las trayectorias del circuito Z1 a Z15. Para el funcionamiento, los circuitos eléctricos con impedancias Z1 a Z15 simulan sangre, órganos y tejidos. Cada una de las trayectorias del circuito Z1 a Z15 interconecta las resistencias R1 a R15 y los condensadores C1 a C15 respectivamente.

Como se ilustra en la figura 4b, el circuito eléctrico del prototipo 1 adicionalmente comprende puntos de conexión para adquirir las señales de tensión y corriente que se requieren para el sistema de visualización de las consecuencias fisiológicas de la electrocución. Los puntos TA1 a TA19 corresponden a las terminales de salida de señales de tensión para todas las impedancias del circuito, mientras que los puntos CMMA2, CMMA3, CMPA15, CMPA16, CPPA18 y CPPA19 corresponden a las terminales de salida de señales de corriente para las trayectorias mano-mano, mano-pie y pie-pie. Por otro lado, los símbolos R1 a R15 corresponden a los valores nominales de resistencia y los C1 a C15 corresponden a los valores nominales de capacitancia que conforman las impedancias de todas las trayectorias del circuito. Finalmente, los puntos PHM1 y PHM2

corresponden a las terminales de entrada de tensión en las dos manos del prototipo, mientras que los puntos PHP1 y PHP2 corresponden a las terminales de entrada de tensión en los dos pies del prototipo. A continuación, se describe el procedimiento para obtener las señales de salida de tensión y corriente para el sistema de visualización de las consecuencias fisiológicas de la electrocución, para cada una de las trayectorias de estudio:

- i. Trayectoria mano-mano: Se alimentan los puntos PHM1 y PHM2 con una fuente de potencia de tensión variable entre 25V y 1000V. Para obtener la señal de corriente de esta trayectoria, se debe introducir un fusible FMM entre las terminales CMMA2 y CMMA3, con el fin de cerrar el circuito y proporcionar protección de sobrecorriente. Finalmente, la señal de salida de corriente se obtiene ubicando el circuito de adquisición de señales entre las terminales CMMA2 y CMMA3. Para obtener la señal de salida de tensión en toda la trayectoria, se debe ubicar el circuito de adquisición de señales entre las terminales entre las terminales TA1 y TA12. Sin embargo, es posible obtener señales individuales de tensión en cada una de las impedancias que conforman la trayectoria del circuito con base en la figura 4a: Z1 (conformada por R1 y C1), Z2 (conformada por R2 y C2), Z3 (conformada por R3 y C3), Z4 (conformada por R4 y C4), Z5 (conformada por R5 y C5), Z6 (conformada por R6 y C6) y Z7 (conformada por R7 y C7). Cada una de las impedancias individuales modelan los órganos, tejidos y sangre en determinadas zonas de la trayectoria completa.
- ii. Trayectoria mano derecha-pie derecho: Se alimentan los puntos PHM1 y PHP1 con una fuente de potencia de tensión variable entre 25V y 1000V. Para obtener la señal de corriente de esta trayectoria, se debe introducir un fusible FMM entre las terminales CMMA2 y CMMA3, más otro fusible FMP entre las terminales CMPA15 y CMPA16, con el fin de cerrar el circuito y proporcionar protecciones de sobrecorriente. Finalmente, la señal de salida de corriente se obtiene ubicando el circuito

de adquisición de señales entre las terminales CMMA2 y CMMA3, o entre las terminales CMPA15 y CMPA16. Para obtener la señal de salida de tensión en toda la trayectoria, se debe ubicar el circuito de adquisición de señales entre las terminales entre las terminales TA1 y TA17. Sin embargo, es posible obtener señales individuales de tensión en cada una de las impedancias que conforman la trayectoria: Z1 (conformada por R1 y C1), Z2 (conformada por R2 y C2), Z8 (conformada por R8 y C8), Z9 (conformada por R9 y C9), Z12 (conformada por R12 y C12), Z10 (conformada por R10 y C10) y Z11 (conformada por R11 y C11). Cada una de las impedancias individuales modelan los órganos, tejidos y sangre en determinadas zonas de la trayectoria completa.

- iii. Trayectoria mano derecha-pie izquierdo: Se alimentan los puntos PHM1 y PHP2 con una fuente de potencia de tensión variable entre 25V y 1000V. Para obtener la señal de corriente de esta trayectoria, se debe introducir un fusible FMM entre las terminales CMMA2 y CMMA3, más otro fusible FMP entre las terminales CMPA15 y CMPA16, con el fin de cerrar el circuito y proporcionar protecciones de sobrecorriente. Finalmente, la señal de salida de corriente se obtiene ubicando el circuito de adquisición de señales entre las terminales CMMA2 y CMMA3, o entre las terminales CMPA15 y CMPA16. Para obtener la señal de salida de tensión en toda la trayectoria, se debe ubicar el circuito de adquisición de señales entre las terminales entre las terminales TA1 y TA27. Sin embargo, es posible obtener señales individuales de tensión en cada una de las impedancias que conforman la trayectoria: Z1 (conformada por R1 y C1), Z2 (conformada por R2 y C2), Z8 (conformada por R8 y C8), Z9 (conformada por R9 y C9), Z12 (conformada por R12 y C12), Z13 (conformada por R13 y C13), Z14 (conformada por R14 y C14) y Z15 (conformada por R15 y C15). Cada una de las impedancias individuales modelan los órganos, tejidos y sangre en determinadas zonas de la trayectoria completa.

iv. Trayectoria pie-pie: Se alimentan los puntos PHP1 y PHP2 con una fuente de potencia de tensión variable entre 25V y 1000V. Para obtener la señal de corriente de esta trayectoria, se debe introducir un fusible FMM entre las terminales CPPA18 y CPPA19, con el fin de cerrar el circuito y proporcionar protección de sobrecorriente. Finalmente, la señal de salida de corriente se obtiene ubicando el circuito de adquisición de señales entre las terminales CPPA18 y CPPA19. Para obtener la señal de salida de tensión en toda la trayectoria, se debe ubicar el circuito de adquisición de señales entre las terminales TA17 y TA27. Sin embargo, es posible obtener señales individuales de tensión en cada una de las impedancias que conforman la trayectoria: Z10 (conformada por R10 y C10), Z11 (conformada por R11 y C11), Z13 (conformada por R13 y C13), Z14 (conformada por R14 y C14) y Z15 (conformada por R15 y C15). Cada una de las impedancias individuales modelan los órganos, tejidos y sangre en determinadas zonas de la trayectoria completa.

Para simular el suceso de electrocución se debe seleccionar una de las trayectorias descritas en la sección anterior. A la trayectoria elegida se le debe conectar, entre sus terminales, una fuente de potencia con tensión variable entre 25V y 1000V. Posteriormente, como el prototipo es interactivo, el usuario debe ajustar la tensión y el tiempo de estudio a los valores deseados. Finalmente, el sistema de visualización de consecuencias fisiológicas le mostrará al usuario en una interfaz dinámica, en tiempo real, las señales de ritmo cardíaco y ritmo respiratorio correspondientes a los valores seleccionados de tensión y tiempo, más otra información como la magnitud de corriente que está atravesando la trayectoria y la consecuencia fisiológica a la que está expuesta la persona: desde hormigueo, hasta paro cardíaco y respiratorio, según corresponda.

Particularmente, el prototipo de enseñanza da a conocer el suceso e incluye circuitos eléctricos que modelan aspectos anatómicos como

músculos, sangre, huesos y tejidos para simular el efecto de electrocución. Con base en la interfaz gráfica es posible traducir los datos, procesarlos y llevarlos a una interfaz interactiva para visualizar, de forma didáctica y en tiempo real, los eventos de paro cardíaco y respiratorio asociados a los riesgos de tensión de paso y contacto, en el nivel de baja tensión definido en el *RETIE*.

Sólo se han ilustrado a manera de ejemplo algunas modalidades preferidas de la invención. En este respecto, se apreciará que la construcción del prototipo humano de enseñanza del suceso de electrocución, así como los arreglos configurativos, se pueden escoger de una pluralidad de alternativas sin apartarse del espíritu de la invención según las siguientes reivindicaciones.