

SISTEMA DE APOYO A LA ESTIMACIÓN DEL RIESGO DE DESARROLLAR LESIONES LABORALES DE MUÑECA POR ESFUERZO REPETITIVO

5 CAMPO DE LA INVENCIÓN

La presente invención se enmarca dentro de los desarrollos orientados a la prevención de lesiones laborales por esfuerzo repetitivo. Con base en estudios médicos y métodos en los que se apoyan los profesionales en salud ocupacional para realizar sus análisis, como el Check List OCRA, el sistema desarrollado integra subsistemas de monitorización y procesamiento de las variables más representativas en el desarrollo de lesiones de muñeca.

RESUMEN DE LA INVENCIÓN

La invención está dirigida a un sistema de apoyo a la estimación del riesgo de desarrollar lesiones laborales de muñeca por esfuerzo repetitivo, que comprende un subsistema de monitorización, un subsistema de procesamiento y un subsistema de registro y visualización; en donde el subsistema de monitorización comprende transductores y etapas de acondicionamiento electrónico de señales y captura, y el subsistema de procesamiento es un sistema embebido y sintetizado en un hardware o en un software.

ESTADO DE LA TÉCNICA

A nivel industrial se realizan estudios de puestos de trabajo con el propósito de evaluar el riesgo de un trabajador en desarrollar algún tipo de lesión laboral que afecte su condición física. Estos estudios se soportan en la observación del desarrollo de la actividad y la aplicación de encuestas, obteniendo resultados subjetivos con un alto porcentaje de error.

30

El menor impacto en el tratamiento de problemas de lesiones por esfuerzo repetitivo se logra por medio de métodos de prevención y no de detección

temprana de las patologías. Los métodos utilizados actualmente se soportan principalmente en factores ponderados a percepción y no por medición precisa cuantitativa de variables relacionadas con el desarrollo de lesiones. Entre los factores de mayor influencia en el caso de lesiones por esfuerzo repetitivo se encuentran movimientos articulares, movimientos articulares con esfuerzo, la aplicación excesiva de fuerza, y el uso de herramientas vibrantes. Paralelamente se han desarrollado dispositivos electrónicos capaces de detectar y monitorear diferentes factores de interés relacionados con este tipo de lesiones.

- 10 Uno de los dispositivos encontrados es el presentado en la patente US6334852, el cual usa sensores de efecto Hall adaptados a una indumentaria que se acondiciona en la mano y el antebrazo, y es capaz de monitorear y detectar movimientos articulares de la muñeca sin inhibir el movimiento natural de la mano; sin embargo solo detecta el factor movimiento y no los demás factores de interés
- 15 relacionados con este tipo de lesiones.

Se han desarrollado también dispositivos capaces de monitorear de manera inalámbrica la actividad muscular por medio de procesamiento de EMG sin afectar la movilidad natural del brazo en ámbitos laborales, entre ellos está el dispositivo

20 presentado en la patente US4807642, el cual compara la señal EMG obtenida del usuario con una señal de referencia, de modo que si la señal se asemeja a la referencia el dispositivo genera una señal acústica con el fin de indicarle al usuario que está realizando una acción muscular peligrosa. Otro de los dispositivos que usa señal EMG es el descrito en el documento WO2004/098406A1 el cual mide la

25 fuerza inferida de un sujeto en un objeto, y posee almacenamiento en una base de datos y permite analizar los resultados a través de una interface de usuario en una pantalla, por medio de la cual muestra al usuario la señal EMG en tiempo real. Estos dispositivos solo monitorean un factor influyente, los otros factores no son monitoreados.

30

Debido a lo anterior es claro que persiste en la técnica la necesidad de un sistema de apoyo a la estimación del riesgo de desarrollar lesiones laborales de muñeca

por esfuerzo repetitivo, el cual sea capaz de monitorear simultáneamente todos los factores de riesgo en la muñeca, para luego ser presentados a la persona encargada de la toma de decisiones respecto del riesgo al que puede estar expuesto un trabajador.

5

La presente invención se acondiciona en un sujeto de posible riesgo laboral y durante una sesión real de trabajo aporta información relacionada con el riesgo al que está expuesto en relación al desarrollo de una lesión de muñeca, lo cual es de gran interés para la toma de decisiones que contribuyan a mitigar este tipo de lesiones. A diferencia de los métodos tradicionales, el sistema desarrollado en la presente invención se apoya en mediciones reales de dichas variables durante una sesión de trabajo, aportando análisis objetivos y más precisos sobre el riesgo de desarrollar una lesión, en donde la selección de las variables medidas y el procesamiento realizado de las mismas, permite fusionar información básica para generar nuevos resultados acordes a los estudios médicos y métodos de evaluación para conocer el riesgo de desarrollar lesiones en la muñeca. Adicionalmente, el sistema permite visualizar y registrar las mediciones de la sesión y los resultados obtenidos del procesamiento.

20 DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LOS DIBUJOS

La FIG. 1 ilustra el subsistema de monitorización desarrollado y su distribución acondicionada a un sujeto;

La FIG. 2 enseña el módulo de captura de electromiografía de acuerdo con la presente invención;

La FIG 3 muestra el módulo detector de movimiento del subsistema de monitorización de acuerdo con la presente invención;

La FIG. 4 enseña el módulo de captura de mecanomiografía;

La FIG. 5 muestra de manera esquemática la transmisión de información desde el subsistema de procesamiento hasta el subsistema de registro y visualización,

La FIG. 6 muestra la interface de visualización de datos capturados y resultados del procesamiento.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA INVENCION

La presente invención reporta un sistema capaz de monitorear las variables asociadas a factores determinados como influyentes en el desarrollo de lesiones laborales por esfuerzo repetitivo en la muñeca mientras el trabajador realiza su actividad laboral, y generar factores e índices relacionados con el riesgo de desarrollar lesiones.

- Los factores considerados como influyentes son repetitividad, vibración y esfuerzo; dichos factores fueron escogidos como los más influyentes tomando como base el método de prevención más usado para este tipo de análisis, Check List OCRA, y un documento realizado por Bruce Bernard para la NIOSH, en el cual se presenta una reseña de las diferentes investigaciones oficiales que involucraron pruebas para evidenciar si las variables fuerza, repetitividad, vibración y posición generaban o no el síndrome de túnel carpiano.

El sistema de acuerdo con la presente invención está compuesto de 3 subsistemas:

- Subsistema de monitorización;
- Subsistema de procesamiento; y
- Subsistema de registro y visualización.

Subsistema de monitorización

De acuerdo con la presente invención el subsistema de monitorización (10) se encuentra constituido por transductores y etapas de acondicionamiento electrónico de señales y captura, que permiten registrar la actividad muscular, la aceleración y velocidad angular de la mano y la vibración muscular. El subsistema se instala en una indumentaria sobre la extremidad superior de la persona a analizar como se muestra en la figura 1. De esta manera se logra que el miembro superior del

usuario se mueva con libertad, facilitando el análisis durante una sesión de trabajo. La actividad de monitoreo puede realizarse durante el tiempo en que el usuario lo desee, por ejemplo, en un rango entre 1 minuto hasta 8 horas, de manera consecutiva o intercalada.

5

Como se ilustra en la figura 1, el subsistema (10) comprende una indumentaria (11) la cual tiene una cara posterior que concuerda con el dorso de la mano y una parte anterior que concuerda con la palma de la mano del usuario. En la cara posterior de la indumentaria (11), se ubica un módulo que permite detectar la vibración muscular (12) por mecanomiografía (MMG), un módulo de medición de la actividad muscular (13) por electromiografía (EMG), un módulo de fuente de poder (14) encargado de abastecer todos los circuitos, un dispositivo embebido (15) en el que se implementan las funciones que procesan los datos capturados, el cual se puede implementar en tecnologías como microcontroladores o FPGA, y un arreglo de dos módulos de medición de aceleración y velocidad angular ubicados (16) (Acel y gyro antebrazo) y (17) (Acel y gyro mano), sobre la indumentaria (11) en donde el módulo (17) se encuentra ubicado en la parte superior de la mano y el módulo (16) se encuentra ubicado en la parte inferior del antebrazo.

El subsistema (10) se encuentra basado en electromiografía, la cual es un proceso para detectar la bio-potencialidad de los músculos al contraerse. Los sensores usados para medir la EMG son electrodos superficiales, los cuales van ubicados en la parte inferior del antebrazo (18). El diagrama arquitectural del circuito para la obtención de EMG (20) se muestra en la Figura 2. Por medio de electrodos superficiales se adquieren las señales eléctricas que son amplificadas a través de un amplificador de instrumentación (21), posteriormente la señal es filtrada por un filtro analógico pasa-banda (22) con frecuencia de corte de 20 Hz y 8 kHz. Los dispositivos de procesamiento manejan tensiones unipolares, por tal razón se realiza un proceso de rectificación (24) usando un diodo el cual disminuye el nivel de la señal por la tensión umbral de este elemento, por eso, previo a esta etapa se realiza un proceso de amplificación por medio de un amplificador no inversor (23). Dependiendo de la fuerza que se ejerza se activan una cierta cantidad de fibras

musculares, esta activación muscular es capturada por los electrodos aumentando o disminuyendo la amplitud de la señal EMG proporcionalmente en función de la fuerza ejercida, por consiguiente para esta medición solo se necesita la amplitud de la señal mas no su frecuencia, por lo cual se implementa una configuración que permita obtener la envolvente de la señal (25). Se usa un filtro analógico pasa-bajo con frecuencia de corte de 7 Hz para acotar el ancho de banda de la señal al de la envolvente. Finalmente la señal acondicionada se conecta por cable al sistema embebido para su posterior procesamiento.

- 10 Otro componente del subsistema de monitorización (10) es el mostrado en la figura 3 que representa el diagrama funcional del módulo detector de movimiento, el cual está compuesto por acelerómetros y giroscopios (31). Se utilizan 4 dispositivos; 2 en la parte posterior de la indumentaria (11), figura 1, en la ubicación (16) y 2 dispositivos en la zona superior de la mano en la ubicación (17).
- 15 La información proporcionada por estos transductores se envía al sistema embebido.

La detección de la vibración muscular se realiza por medio del módulo (12) que hace un proceso de mecanomiografía (MMG), figura 1; para ello se usa un micrófono en contacto con la piel sobre el músculo del antebrazo que se desea monitorear.

El diagrama arquitectural del módulo de captura de mecanomiografía se muestra en la Figura 4 en donde la mecanomiografía permite detectar la actividad muscular por medio de las vibraciones mecánicas que se presentan al contraerse el músculo. Para ello se usa un micrófono *electret* en contacto con la zona a sensar (41). El micrófono necesita un circuito de adecuación, además de la electrónica necesaria para el acoplamiento con el sistema embebido donde se procesa la información suministrada por este transductor. La señal MMG tiene información relevante a partir de los 5 Hz, por ello se usa un filtro analógico pasa-alto (42) con esa frecuencia de corte. Posteriormente se realiza un proceso de amplificación por medio de un amplificador no inversor (43). Como hasta esa etapa la señal aún es

bipolar se realiza entonces un proceso de sumarle una señal DC (44) ya que la componente negativa también aporta información relevante. La señal MMG no contiene información después de los 20 Hz por ello se realiza un filtro pasa-bajo (45) con esa frecuencia de corte. La señal acondicionada se conecta al sistema embebido para su posterior procesamiento.

El módulo embebido (15) se encarga de la digitalización de las señales, almacenamiento de datos en una microSD, y de la transmisión inalámbrica.

10 **Subsistema de procesamiento.**

Este subsistema se implementa en un sistema embebido, el cual puede ser sintetizado en hardware o en software utilizando tecnologías como microcontroladores o FPGA. El subsistema de procesamiento captura los valores de las variables y procesa la información a través de módulos que generan como resultado los factores repetitividad, esfuerzo muscular y vibración ya cuantificados, los cuales se calculan de la siguiente manera:

- Para el cálculo de la vibración a la que está sometida la mano se utiliza un módulo detector de movimiento sobre la mano (30), figura 3, el cual otorga la información de aceleración en 2 ejes. Para conocer las variables intensidad y frecuencia de una vibración externa sobre la mano se utiliza la Transformada Rápida de Fourier (FFT) para obtener el espectro de frecuencia en cada eje de aceleración. Una vez obtenido ese espectro se detectan cuáles fueron las frecuencias en las que se reportó mayor intensidad entre los dos ejes.

Es importante también conocer si en el momento en que se indujo la vibración también se realizaron grandes niveles de fuerza, tal como ocurre, por ejemplo, como en el caso de un taladro perforando madera en comparación con perforar concreto. Para esto se relacionan los datos obtenidos por el módulo vibración (17), figura 1, con los datos adquiridos por

el módulo EMG (20), figura 2; con esta información se detecta cuál fue el nivel de esfuerzo muscular al cual ocurrió la vibración inducida.

Los datos de los vectores que representan el espectro de frecuencia, las frecuencias con mayor intensidad, y los niveles de esfuerzo muscular de dichas frecuencias, se almacenan para posteriormente ser mostrados a través del Subsistema de registro y visualización.

- El cálculo del esfuerzo muscular es importante para identificar el esfuerzo requerido por la persona al realizar en una determinada actividad laboral, por eso este factor reporta el total de tiempo en que se ejercieron los diferentes niveles de esfuerzo, bajo, medio y alto. El cálculo se realiza utilizando la señal EMG (20), figura 2; cada vez que se sostiene la señal en un nivel de esfuerzo se activa el contador respectivo que acumula el tiempo para ese nivel, si se cambia de nivel de esfuerzo se activa el contador relacionado con el nuevo nivel, y si se regresa al nivel anterior el contador sigue contando a partir del último número almacenado, de este modo al final se obtiene el resultado de los tres contadores que representan el tiempo total de esfuerzo en cada nivel. Los tres datos son transformados a la unidad de medida de tiempo y se almacenan para que sean visualizados posteriormente.

- El cálculo del ángulo de la mano es importante para conocer los diferentes ángulos que alcanza la mano mientras se realiza una actividad, lo cual se relaciona con la postura que toma la mano de la persona mientras se desarrolla una labor específica. El cálculo se realiza utilizando la señal del detector de movimiento el cual otorga la información de la aceleración y velocidad angular en 2 ejes. Se utilizan dos sensores sobre la mano (17) y dos sensores en el antebrazo (16) para servir de referencia, figura 1. La relación de estas 16 señales permite el cálculo del ángulo de la mano en 2 ejes, figura 3.

• El cálculo de la repetitividad se realiza por cuanto en la literatura este factor se reporta como el más influyente en el desarrollo de patologías en la muñeca, el factor es separado en dos acciones; acciones dinámicas (sucesión periódica de tensiones y relajamientos de los músculos activos de corta duración) y acciones estáticas (contracción de los músculos continua y mantenida durante un cierto periodo de tiempo). Para el cálculo de acciones dinámicas se utilizan los datos adquiridos por el módulo MMG (40), figura 4; la señal MMG varía cuando ocurre una contracción muscular, el cálculo de la repetitividad se realiza aumentando un contador cada vez que ocurre una variación en la señal, obteniendo de esta forma la cantidad de acciones dinámicas ejercidas durante un periodo de tiempo.

Además de utilizar la señal MMG también se utiliza las señales de EMG (20), figura 2, y del detector de movimiento (30), figura 3. Por medio de la relación con EMG se evitan los falsos conteos y se reporta el nivel de esfuerzo ejercido en cada acción dinámica y se obtienen por separado la cantidad de acciones ejercidas, acciones con esfuerzo bajo, esfuerzo medio y esfuerzo alto. Cabe recordar que las acciones dinámicas con esfuerzo alto son consideradas el factor más influyente en el desarrollo de lesiones laborales en muñeca.

Para el cálculo de acciones estáticas se utilizan los datos obtenidos en EMG (20), figura 2; La señal EMG tiene un nivel proporcional al esfuerzo ejercido por el músculo y al sostener un objeto la señal se mantiene en un valor, esta propiedad permite no solo identificar cuando ocurre una acción estática sino también a que nivel de esfuerzo se realizó y la cantidad de tiempo que este duró. Un contador va aumentando cada vez que se detecta una acción estática. Esta señal también se relaciona con la señal del detector de movimiento para saber diferenciar si la acción fue estática o fueron acciones dinámicas con esfuerzo alto sostenido.

Por medio de algoritmos de procesamiento de señales se fusiona la información monitoreada para obtener factores combinados considerados como muy influyentes en el desarrollo de lesiones. Los datos que se calculan son:

5

- Acciones dinámicas:
 - Acciones dinámicas con poco esfuerzo.
 - Acciones dinámicas con esfuerzo.

10

- Acciones estáticas:
 - Acciones estáticas con poco esfuerzo.
 - Acciones estáticas con esfuerzo.

15

- Vibración:
 - Vibración con poco esfuerzo.
 - Vibración con esfuerzo.

20

- Esfuerzo:
 - Tiempo total para 3 niveles de fuerza (bajo, medio, alto).

- Ángulo mano:
 - Angulo mano en 2 ejes.

Subsistema de registro y visualización.

25

30

Finalmente los datos capturados y procesados son transmitidos (50) al subsistema de registro y visualización el cual se implementa en una PC (51), figura 5. La transmisión se realiza por radio donde el protocolo depende de la tecnología de transmisión inalámbrica de la que se disponga, actualmente el sistema desarrollado comprende componentes transmisores Bluetooth y Zigbee que soportan transmisiones. Otra opción de transferir los

datos es retirar manualmente la microSD del dispositivo e ingresarla directamente a un puerto de la PC.

5 Los factores de riesgo junto con el registro de los valores de las variables se almacenan en una base de datos para tener un registro de la actividad y posteriormente se visualizan a través de una interface gráfica, figura 6.