

**GUIA**

# trastornos músculo-esqueléticos

**Tareas repetitivas y fatiga física**

Valoración Neuromuscular y su interés laboral



Con la Financiación de: DI-0006/2014



**FUNDACIÓN  
PARA LA  
PREVENCIÓN  
DE RIESGOS  
LABORALES**





**GUÍA**

# trastornos músculo-esqueléticos

**Tareas repetitivas y fatiga física**

Valoración Neuromuscular y su interés laboral



**Secretaría de Salud Laboral y Medio Ambiente**  
**UGT-CEC**



EDITA  
Secretaría de Salud Laboral y Medio Ambiente UGT-CEC

DISEÑA e IMPRIME  
Blanca Impresores S.L. 95 319 11 02

Depósito Legal: M-38076-2015



Secretaría de Salud Laboral y Medio Ambiente  
UGT-CEC

# trastornos músculo-esqueléticos

---

**Tareas repetitivas y fatiga física**

Valoración Neuromuscular y su interés laboral

Autor

**Juan Manuel Castellote Olivito**

*Escuela Nacional de Medicina del Trabajo*

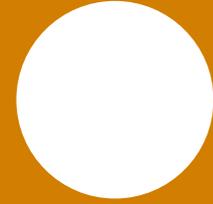
*Instituto de Salud Carlos III*

# Índice

<b>OBJETIVOS .....</b>	<b>7</b>
• Objetivo principal.....	7
• Objetivos secundarios .....	7
<b>MATERIAL Y MÉTODOS.....</b>	<b>9</b>
<b>1. INTRODUCCIÓN .....</b>	<b>11</b>
• La capacidad de reacción en el trabajo ante situaciones de riesgo y condicionantes de fatiga muscular .....	13
• Influencia de la fatiga física en la actividad de respuesta.....	14
• Idoneidad de la ejecución del estudio.....	15
• Importancia en salud laboral.....	16
<b>2. RESULTADOS.....</b>	<b>19</b>
• Fatiga física y actividad muscular; definiciones.....	21
• Fatiga muscular, carga aceptable, actividad repetitiva y miembro superior .....	22
• Fatiga muscular, actividad repetitiva, trabajo y edad .....	26
• Fatiga muscular, actividad repetitiva y tareas visuales .....	34
• Fatiga muscular, actividad repetitiva y actividades de transporte en relación con la actividad visual y de miembro superior .....	36
• Fatiga muscular, actividad repetitiva y trabajo con teclados.....	38
• Fatiga muscular, variación de tareas, pausas y niveles de rendimiento .....	40
• Problemas metodológicos en los estudios.....	43
• Sistemas de evaluación general .....	45
• Sistemas de evaluación en patrones de movimiento .....	47
• Intervenciones .....	64

<b>BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>77</b>
<b>ANEXO. ACRÓNIMOS.....</b>	<b>103</b>

# Objetivos



## Objetivo principal

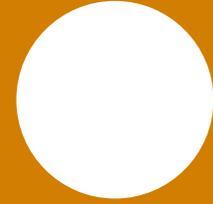
El proyecto propuesto persigue la actualización del conocimiento científico existente sobre tareas repetitivas y fatiga física como elementos determinantes de procesos musculoesqueléticos.

## Objetivos secundarios

- Sintetizar la evidencia de la influencia de la fatiga en tareas repetitivas, con especial atención a tareas según el tipo (principalmente tareas de manipulación de productos, de transporte y de actividad visual en pantallas de visualización de datos – PVD-) y grado de esfuerzo muscular (repetición del gesto y eficacia; esfuerzo y pausas).
- Sintetizar la evidencia en lo relativo a sistemas neurofisiológicos al uso de valoración neuromuscular en entorno real o simulado y su utilidad en tareas repetitivas y fatiga física.
- Identificar recursos metodológicos de evaluación útiles para la práctica de vigilancia de la salud y atención primaria.
- Elaborar recomendaciones para la mejora de la prevención sanitaria en la detección o despistaje de alteraciones debidas a fatiga física en actividades repetitivas.

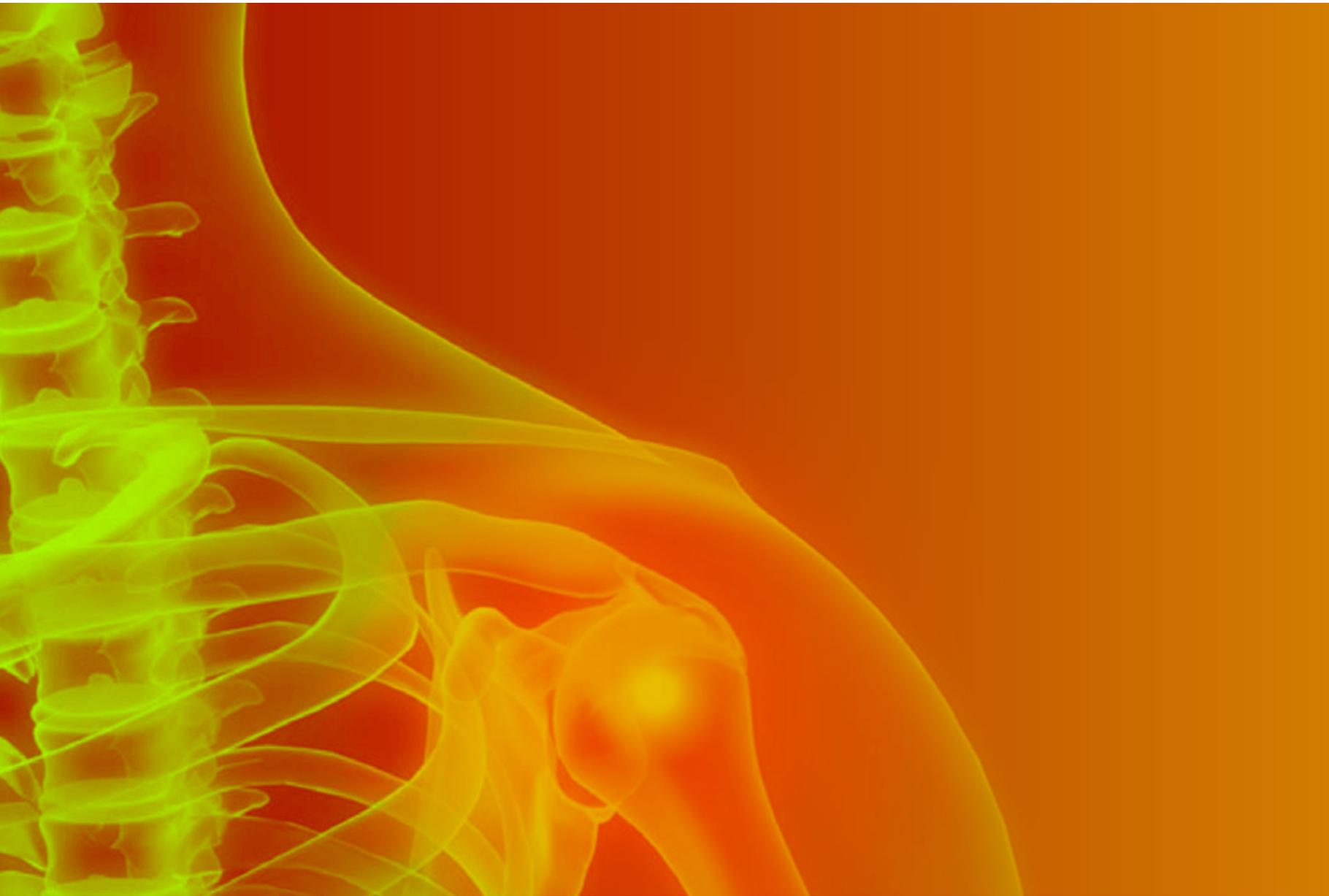


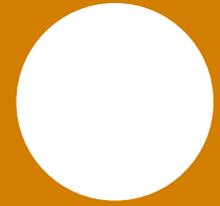
# Material y Métodos



La actualización científica sobre la evidencia disponible respecto a la influencia de la fatiga en patrones motores se realiza en base a la explotación de datos primarios ya existentes estableciendo recomendaciones.

El análisis de fuentes de información primaria sobre el perfil actual de la situación internacional en estudios de la influencia de la fatiga en tareas repetitivas se hace consultando diversas bases de datos de interés en esta materia: Pubmed –Medline–, ISI Web of Knowledge, CISDOC-OSHA-ILO-así como OSH Update extendiendo la búsqueda a publicaciones en español, francés e inglés, completándola con una búsqueda manual adicional en aquellas publicaciones con mayor número de artículos. Se seleccionan trabajos que reúnan: artículo original con datos primarios de actividad muscular (EMG principalmente), objetivos expresados y medidas de resultados, clasificando la evidencia de la información en base a actividades. La información sintetizada de actividades se agrupa, estableciendo recomendaciones.





# Introducción

# 1



## LA CAPACIDAD DE REACCIÓN EN EL TRABAJO ANTE SITUACIONES DE RIESGO Y CONDICIONANTES DE FATIGA MUSCULAR

Existen ocupaciones en las que la actividad del trabajador se supedita a tareas repetitivas, tal como ocurre por ejemplo en cadenas de montaje o en el sector del transporte. En estas actividades son frecuentes los gestos repetidos en el tiempo durante el control de maquinaria, manipulación de productos o durante la conducción. Todo ello conlleva la exposición a situaciones de fatiga física prolongada. Este estado funcional repercute en la capacidad de reacción neuromuscular ante eventos principalmente inesperados, como sería en el caso de tener que actuar con prontitud en la evitación de accidentes. La detección de la fatiga así como el reconocimiento de cambios funcionales en el trabajador es por tanto de interés en prevención laboral. La mayor parte de los estudios se han hecho en entornos reales o simulados. En diferentes actividades laborales la fatiga física está presente, y por ello conocer el grado de fatiga así como la capacidad de reacción ante un estímulo externo pueden ser determinantes en la seguridad, tanto propia como del entorno, siendo un objetivo primordial la minoración o evitación de accidentes. Así mismo es también objetivo en la ejecución eficiente del trabajo que se desarrolla. Tales circunstancias se observan con relativa frecuencia en contextos ocupacionales de lo más diverso, como son:

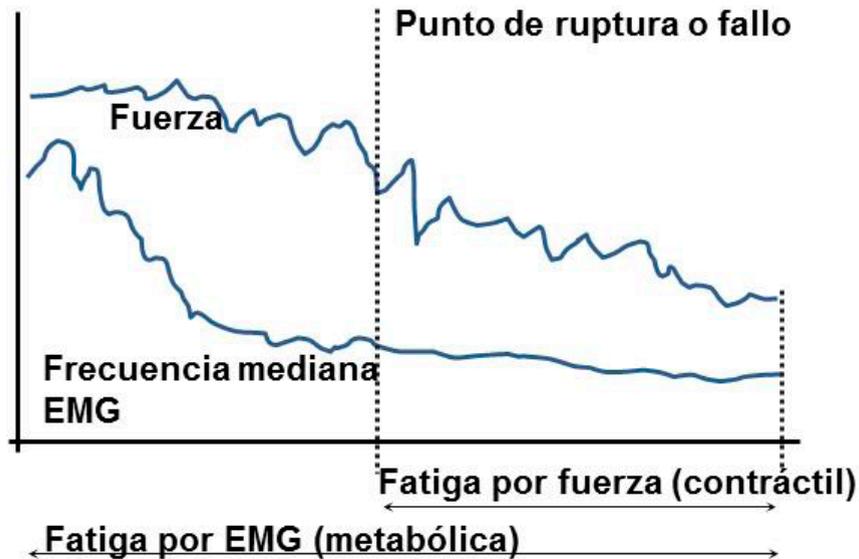
- La conducción de vehículos. La capacidad de reacción del conductor de un vehículo a motor ante una situación inesperada y de riesgo se ve modificada por el estado de fatiga. En muchas ocasiones ocurre en un contexto de fatiga muscular prolongada. La presencia de consecuencias fatales ha sido descrita en revisiones a nivel europeo de la Organización para la Cooperación y el Desarrollo Económicos. En el caso por ejemplo del “síndrome de latigazo cervical” se considera que el choque como estímulo inesperado provoca una respuesta de hiper-reacción cervical, que no ocurriría si el sujeto, entrenado, produjera una respuesta cervical adecuada.
- Las tareas repetitivas. Es de interés valorar la capacidad de reacción de un trabajador en tareas repetitivas y fatigantes de reposición de mercancía cuando ésta, debido a obstáculos o a movimientos inesperados en la misma, ofrece a los brazos del trabajador que la sujeta una resistencia ( $\text{masa} \times \text{velocidad}$ ) inesperada. Como consecuencia puede ocurrir la caída del objeto transportado o movilizado así como daño en el sistema musculoesquelético por no estar suficientemente preparado en ese momento.

- Estabilidad postural en el trabajo. También puede verse comprometida la capacidad de reacción/reequilibrio de un trabajador de la construcción cuando la estabilidad postural se altera. Pueden darse otros ejemplos como la capacidad de reacción en ciertas profesiones ante la posibilidad de caídas, resbalones o quemaduras. Este tipo de lesiones se contemplan en la C.I.E.-10, requiriendo el trabajador utilizar protecciones en base a Estándares Europeos y poseer un entrenamiento adecuado y protección suficiente en situaciones de riesgo.

## **INFLUENCIA DE LA FATIGA FÍSICA EN LA ACTIVIDAD DE RESPUESTA**

En Salud Laboral es de interés el reconocer la posibilidad de cambios en la actividad del trabajador así como la exposición a daño o riesgo en relación con la carga acumulada, en especial cuando se contemplan actividades habituales que incluyen movimientos mantenidos o repetitivos. Ello viene muy determinado por la posible existencia de fatiga física al realizar una tarea. Ocurre en ejemplos como los anteriormente reseñados, esto es en cadenas de montaje o ensamblaje, personal reponedor de almacenes y comercios, así como en trabajos de baja intensidad física – como las tareas de oficina -con VDT -*video display terminals*-. En ciertas tareas tales como las halladas en trabajos en que se usan cintas transportadoras o en cadenas de montaje o empaquetado tanto la temporalidad como la reacción en el gesto repetido son componentes básicos de la misma. Suelen ser tareas que requieren la ejecución de actividades físicas de baja intensidad pero que repetidas en el tiempo conllevan a fatiga. Pueden describirse dos parámetros relativos a la aparición de fatiga (Figura 1), uno de ellos relativo a la fatiga por limitación en la capacidad contráctil (fuerza) y otro en relación con la fatiga por limitación en la capacidad metabólica (EMG). Está constatado por diferentes investigaciones que estos trabajos, si se realizan en condiciones de fatiga, pueden provocar accidentes así como un menor rendimiento en la actividad. Las personas que realizan estos trabajos suelen usar los mismos músculos por periodos prolongados de tiempo siendo causa de enfermedades ocupacionales. A ello se añade que ciertas tareas requieren una actividad mental apropiada, sin fatiga ni pérdida atencional, elementos estos últimos que de existir pueden mermar una respuesta rápida (ej. un frenado de un vehículo) o la exactitud de la acción. Parte importante en la ejecución adecuada de la respuesta viene dada por la fatiga relacionada con la percepción visual del entorno como puede ser en la operación de máquinas, conducción de vehículos o uso de VDTs.

Figura 1



## IDONEIDAD DE LA EJECUCIÓN DEL ESTUDIO

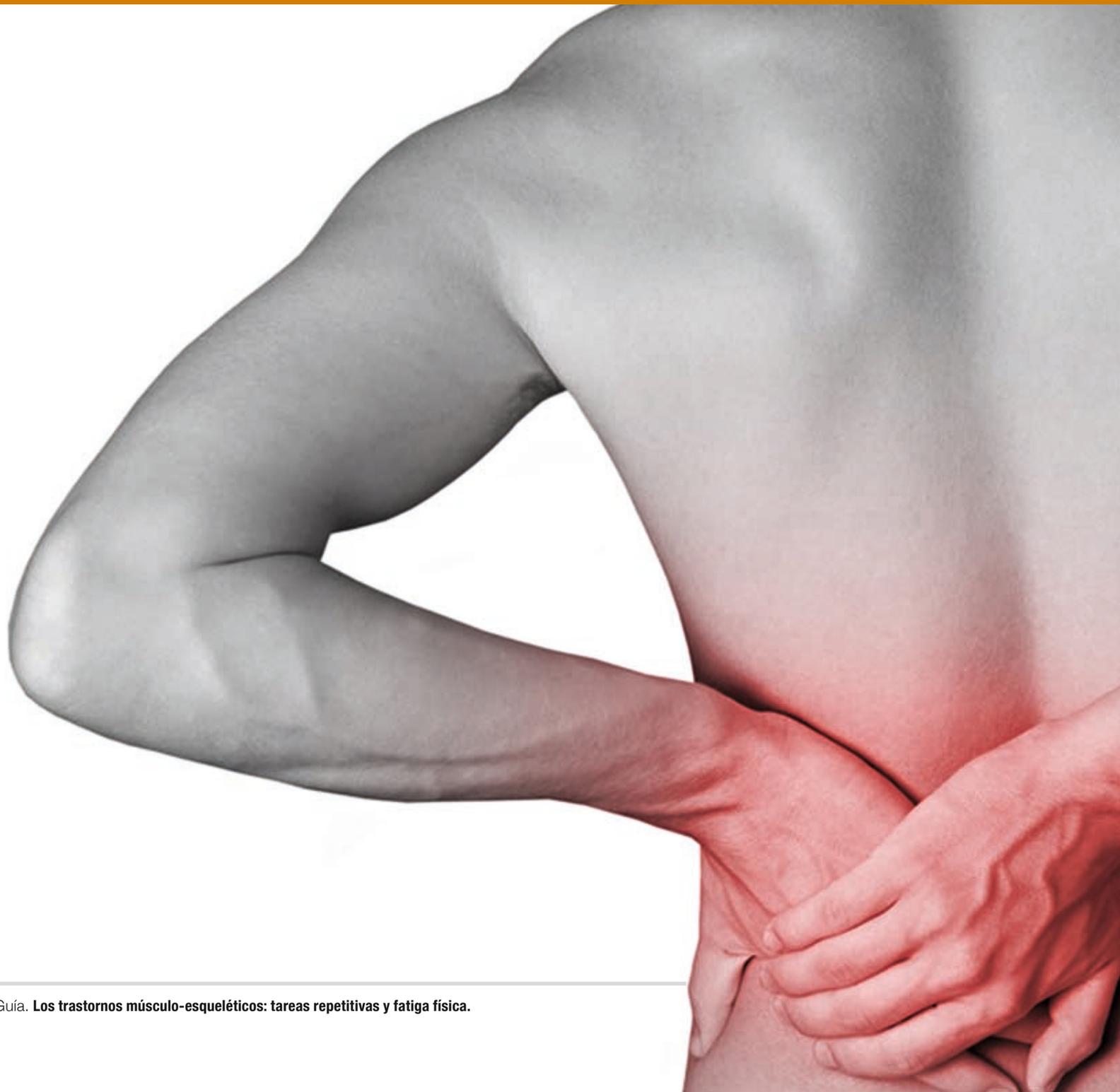
Se ha investigado en el pasado reciente sobre las reacciones del sujeto bajo situaciones de fatiga muscular, así como, ante estímulos externos inesperados de tipo variado (tales como cinemático o térmico entre otros) observando los cambios en la respuesta del sujeto, mediante estudios a nivel clínico-experimental. Es por tanto adecuado realizar la caracterización y ejecución de tareas centrando el estudio en los factores humanos (preparación motora, fatiga muscular, estímulos externos). Hay indicios que apuntan a que en situaciones de necesidad en la generación de respuestas rápidas ante un estímulo sobrevenido (tal es el caso de un frenado en la conducción), hay una anticipación de las respuestas en el tiempo en base tanto a la intensidad del estímulo como al estado perceptivo-motor del sujeto lo que incluye el valorar la fatiga física y los componentes atencionales entre otras variables. Para el presente estudio se propone la utilización de información ya existente generada en su mayor parte por el conocimiento del uso experimental de nuevas tecnologías complejas de evaluación fisiológica y su correspondiente modelización estableciendo comparaciones coherentes, de interés en Salud Laboral.

## IMPORTANCIA EN SALUD LABORAL

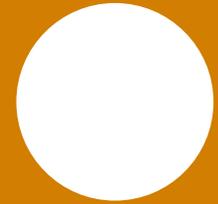
Lo expuesto anteriormente conllevaría a la necesidad de evaluar la capacidad de detectar fatiga muscular a nivel de despistaje en situaciones que reproduzcan o remedien contextos laborales así como su posible relación con pérdidas de rendimiento en la ejecución de tareas. De esta manera se podrían establecer sistemas de recogida de información como por ejemplo programas de despistaje a nivel de prevención en salud que permitieran a los sistemas de atención sanitaria detectar tanto umbrales de riesgo como situaciones que pudieran facilitar una peor consecución de la actividad o poner un riesgo elevado a la ejecución de la misma.

En salud laboral se requiere profundizar en actividades y ocupaciones determinadas tales como las descritas de conducción, trabajo en cadenas de montaje, reposición de productos así como por su alta frecuencia en trabajos con VDTs para así conocer el estado del arte en lo relativo a fatiga muscular y su detección por procedimientos tecnológicos (básicamente de índole electromiográfica y cinesiológica). Es de interés valorar qué detecciones pueden hacerse, cuales parecen relevantes y qué sistemas de suplencia o mejora se plantean detectando así necesidades en la asistencia sanitaria y en su caso poniendo recursos adecuados para la mejora en los Servicios de Salud que se dispensen. Por tanto, con el presente estudio se pretende realizar una revisión y actualización de un aspecto concreto como es el estudio de tareas repetitivas y fatiga física en relación con los sistemas utilizados en la valoración neuromuscular en entorno real o simulado y su interés a nivel laboral.

Se espera que el estudio sea un ejemplo para futuros análisis así como dar valor a la detección de estados de fatiga muscular como medida preventiva que permita reconocer las necesidades mencionadas. Se contempla de forma añadida que contribuya de este modo en la mejora de las competencias sanitarias en el ámbito de acción en prevención y despistaje de procesos (población en edad laboral). El reconocer cómo la fatiga interacciona en ciertos dominios es primordial pues permitirá ver qué componentes musculares son los de mayor interés. La realización de una revisión o estado del arte de la relación de la fatiga y las tareas repetitivas informará de cómo se afectan ciertos músculos en el tiempo como consecuencia de la fatiga así como valorar las consecuencias que tenga en la consecución de la actividad laboral, siendo de gran interés a la hora de plantear, prevenir y evaluar el desarrollo de un trabajo. Con ello se espera contribuir a determinar los elementos relevantes, información que pueda ser de interés a los agentes sociales en sus programas de salud laboral.







# Resultados

# 2

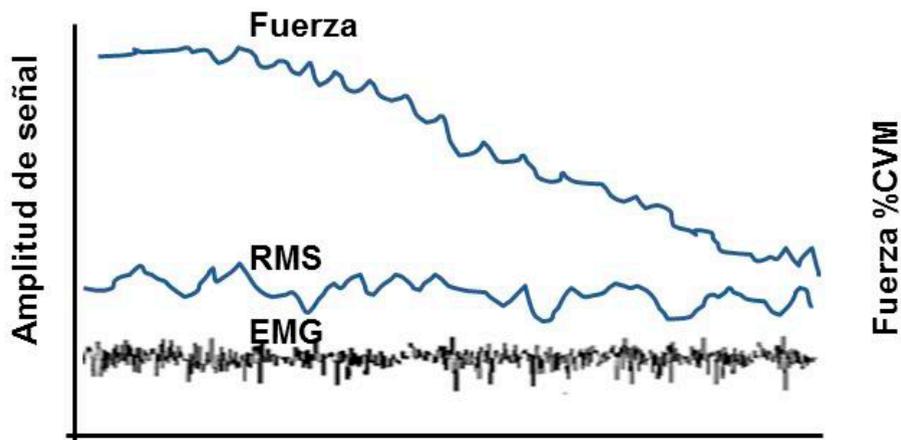


## FATIGA FÍSICA Y ACTIVIDAD MUSCULAR: DEFINICIONES.

La fatiga muscular se define con frecuencia como una disminución transitoria en la capacidad de realizar actividades físicas (Enoka & Duchateau, 2008). También se ha definido la fatiga muscular periférica, en este caso como un aumento progresivo en el esfuerzo requerido para producir un determinado nivel de fuerza, seguido por la incapacidad progresiva para mantenerla de forma continua o repetida. Cuando se intenta mantener una fuerza constante, a nivel muscular se observa (Figura 2) que realmente la fuerza va cayendo con el tiempo, aunque se mantenga la actividad muscular (registrada como RMS y actividad original). La fatiga muscular tiene implicaciones relevantes en la aparición de TME. Aunque los mecanismos exactos y la relación dosis-respuesta en tareas de baja intensidad no están bien identificados, se considera que la fatiga muscular medida durante el trabajo puede ser un biomarcador importante de la exposición acumulada en el trabajo (Dennerlein, Ciriello, Kerin, & Johnson, 2003), y con ello servir como un indicador subrogado del riesgo (Nussbaum, 2001).

La coordinación muscular se puede definir como una distribución de la activación muscular o de la fuerza entre los músculos para producir una determinada combinación o resultado funcional.

Figura 2



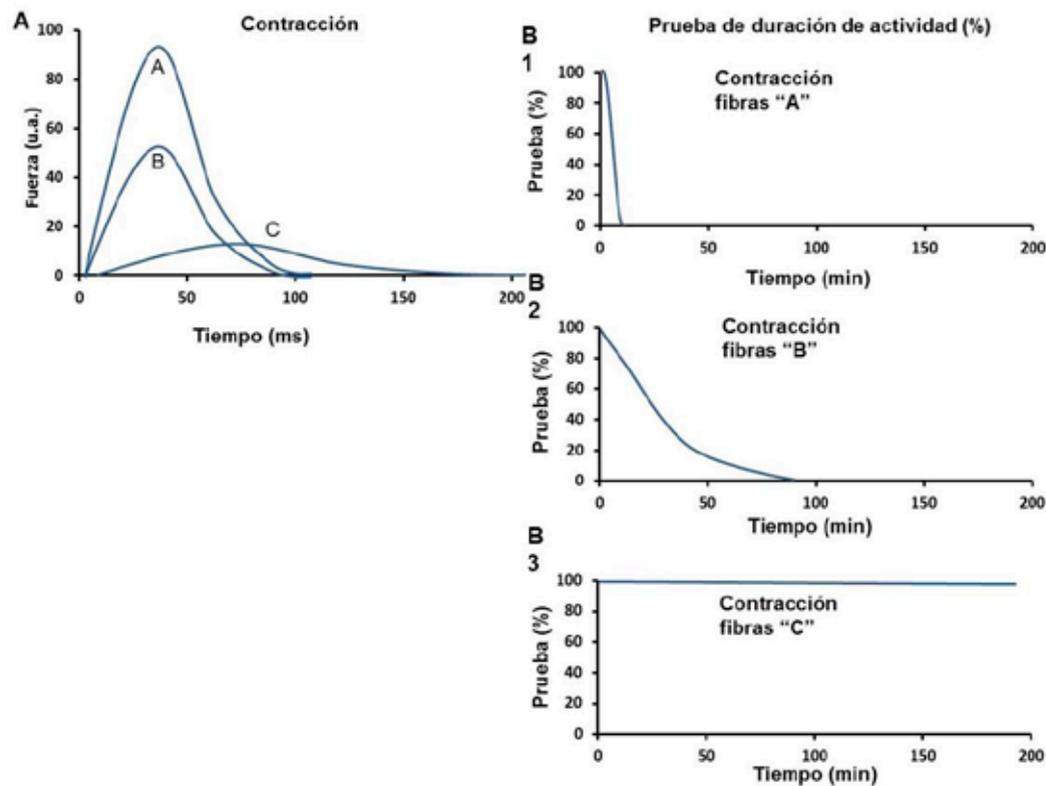
Las sinergias musculares pueden definirse mediante los músculos activados en sincronía (con perfiles similares de EMG) (Yuri P. Ivanenko et al., 2003)(Avella & Bizzi, 2005)(Torres-Oviedo, Macpherson, & Ting, 2006)(Ting & McKay, 2007).

## **FATIGA MUSCULAR, CARGA ACEPTABLE, ACTIVIDAD REPETITIVA Y MIEMBRO SUPERIOR**

Actualmente existen dudas en lo relativo a los límites de seguridad en la resistencia física en trabajos ligeros de duración prolongada. Ya desde hace tiempo hay estudios en los que se sugería que una contracción de baja intensidad, incluso isométrica de menos de 15-20% de la contracción voluntaria máxima (MVC) puede ser mantenida por un período indefinido de tiempo (Rohmert, 1973a) (Rohmert, 1973b) (Caldwell, 1963) (Vandewalle, Vautier, Kachouri, Lechevalier, & Monod, 1997). Estudios posteriores establecieron que un límite mucho más bajo, de 8% de MVC, puede mantenerse para un trabajo de un máximo de una hora (Björkstén & Jonsson, 1977). Por ello se valora que un límite aún más bajo puede ser necesario para evitar la fatiga durante trabajos de teclado de más de una hora. Según la actividad o gesto motor del sujeto se activarán diferentes tipos de fibras en distinta proporción (Figura 3). Unas pueden generar su máximo de fuerza en pocos milisegundos, mientras que otras generan un máximo más bajo pero pudiendo estar activas durante más tiempo. Por otra parte, la duración de fuerza desarrollada por cada tipo de fibras es diferente de tal manera que unas terminan su acción en pocos milisegundos mientras que otras son capaces de estar durante minutos activas de forma mantenida.

Los trastornos musculoesqueléticos relacionados con el trabajo constituyen un importante problema para los trabajadores y la sociedad y comprenden una amplia gama de procesos tanto inflamatorios como degenerativos. La región del hombro es una de las localizaciones más frecuentes de problemas musculoesqueléticos con estimaciones de prevalencia que varían según autores entre el 5% y el 47% (Luime et al., 2004) (van der Heijden, 1999). Se viene planteando desde hace un tiempo la hipótesis de que la fatiga muscular sea un precursor primordial de problemas en el hombro (Rempel, Harrison, & Barnhart, 1992) (Takala, 2002). Sólo en lo referente a omalgias, las estimaciones de incidencia de bajas por enfermedad debido a dolor en el hombro se han descrito que oscilan desde un 18 hasta un 29% para un periodo de 4-6 años (Grooten et al., 2004) a un 30% para periodos de 6 meses (Kuijpers et al., 2006).

Figura 3



La etiología de los trastornos a nivel del hombro no está totalmente aclarada. Westgaard y Winkel (Westgaard & Winkel, 1996) presentaron un modelo en el que la exposición externa conduce a la exposición interna originando respuestas fisiológicas tanto agudas como a largo plazo con molestias a nivel del hombro. La investigación epidemiológica ha identificado diferentes factores de exposición externa que aumentan el riesgo de daño en el hombro. Entre ellos se encuentran las posturas corporales anómalas (por ejemplo, la elevación del brazo en el trabajo realizado a unos niveles sobre la cabeza), el trabajo monótono o repetitivo y en particular el ejecutado por el conjunto mano-brazo, las vibraciones en las extremidades superiores y los esfuerzos de alto nivel (Andersen et al., 2002) (van Rijn et al., 2010).

Una gran parte de las ocupaciones con alta prevalencia de trastornos a nivel del hombro implican tareas manuales repetitivas ligeras (en términos de carga externa manejada). Está ampliamente descrito que el movimiento repetitivo del brazo es uno de los principales factores de riesgo ocupacional para los trastornos a nivel del hombro (Larsson et al., 2007) (Nordander et al., 2009) (van Rijn, Huisstede, Koes, & Burdorf, 2010). Los trastornos a nivel del hombro constituyen un importante problema de salud en la población trabajadora. En el caso de los EEUU los trastornos a nivel del hombro ascienden a un porcentaje relevante de todas las lesiones no fatales en la industria y a casi la mitad de todos los trastornos musculoesqueléticos relacionados con el trabajo (Ryan, 2011). En diferentes periodos de tiempo las ocupaciones que siguen siendo las más afectadas incluyen a los usuarios de PCs, los trabajadores en líneas de montaje, así como aquellos en industrias de la construcción, procesamiento de carne/alimentos, textiles y embalaje (Sommerich, McGlothlin, & Marras, 1993) (Leclerc et al., 2004).

Los estudios en el campo de la psicofísica han hecho una contribución significativa a la determinación de las cargas que pueden ser aceptables para el miembro superior en diversas ocupaciones. Por ejemplo, Snook y Ciriello (Snook & Ciriello, 1991) realizaron multitud de estudios psicofísicos en la compañía de seguros Liberty Mutual, estableciendo tablas de cargas máximas aceptables para diferentes acciones como levantar, bajar, empujar, tirar y llevar. Además estos datos se integraron en el desarrollo de la ecuación de levantamiento de cargas de los NIOSH (National Institute for Occupational Safety and Health) (Waters, Putz-Anderson, Garg, & Fine, 1993) y en los métodos de evaluación de manejo de cargas manuales de Mital, Nicholson y Ayoub (Mital, Nicholson, & Ayoub, 1997). La psicofísica también se ha utilizado para determinar las fuerzas y pares máximos admisibles en diferentes articulaciones y zonas como la mano, la muñeca y el antebrazo (Andrews et al., 2008) (Ciriello, Webster, & Dempsey, 2002) (Moore & Wells, 2005) (James R. Potvin, Christy Calder, Cort, Agnew, & Stephens, 2006) (Snook, Vaillancourt, Ciriello, & Webster, 1995) (Snook, Vaillancourt, Ciriello, & Webster, 1997). Recientemente uno de estos autores ha realizado (Jim R. Potvin, 2012) un meta-análisis de fuerzas y momentos aceptables determinados por medios psicofísicos y para tareas de la extremidad superior. Encontró que las cargas aceptables disminuyeron exponencialmente a medida que el ciclo de trabajo (DC) aumentó, estando representado de forma oportuna por una ecuación determinada que incluye el esfuerzo máximo aceptable, expresado como un porcentaje de una fuerza máxima de un único esfuerzo, el número de segundos en un día de trabajo de 8 horas y la relación entre la duración del esfuerzo total durante un ciclo dividido por la duración total del ciclo. Cuando no existen datos psicofísicos específicos para una tarea, la ecuación puede ayudar a ergónomos a determinar si una tarea repetitiva es aceptable, estando basada en la fuerza máxima y los esfuerzos máximos normalizados necesarios durante el ciclo.

Una contracción menor del 20% de la contracción voluntaria máxima es una intensidad frecuente en la actividad laboral. Los movimientos repetitivos del brazo a estos niveles bajos de fuerza pueden provocar fatiga humeral en el músculo trapecio (Bosch, de Looze, Kingma, Visser, & van Dieën, 2009) (de Looze, Bosch, & van Dieën, 2009). Ya a nivel de muñeca Moore y Wells (2005) estudiaron los momentos de fuerza aceptables de extensores de muñeca durante una tarea en línea de atornillar, haciendo uso de varias combinaciones de frecuencia y duración de esfuerzo, resultando en un DC de 0,25, 0,50 y 0,83. Se estudiaron ocho mujeres con experiencia industrial y cada una trabajó durante 14 días en el transcurso de 4 semanas. De éstos, 3 días se utilizaron para la formación y los 11 días restantes se utilizaron para la recolección de datos psicofísicos de una de las combinaciones de frecuencia y duración de esfuerzo. Los autores encontraron que el tiempo de ciclo no se correlacionó significativamente con los momentos de fuerza aceptables, pero que el DC sí lo era. Potvin (2012) normalizó sus momentos aceptables en MAEs (esfuerzo máximo aceptable) utilizando el valor de par máximo de 5,08 Nm de Snook et al. (1995), ya que no aparecía en el estudio de Moore y Wells (2005). Los MAEs promedio se calcularon para ser un 17,6%, 14,4% y 12,3% de la contracción voluntaria máxima (MVC) para DC de 0,25, 0,50 y 0,83, respectivamente.

En relación con la actividad de muñeca, Ciriello, Webster y Dempsey (2002) determinaron en mujeres los pares máximos aceptables durante seis tareas de producción, tareas que requerían momentos diferentes de par muñeca-antebrazo. Las tareas incluían:

- (1) supinación con destornillador de 31 mm.
- (2) supinación con destornillador de 39 mm.
- (3) supinación con una abrazadera de 40-mm.
- (4) pronación con un destornillador 31-mm.
- (5) desviación cubital con una sujeción de fuerza.
- (6) pinza manual.

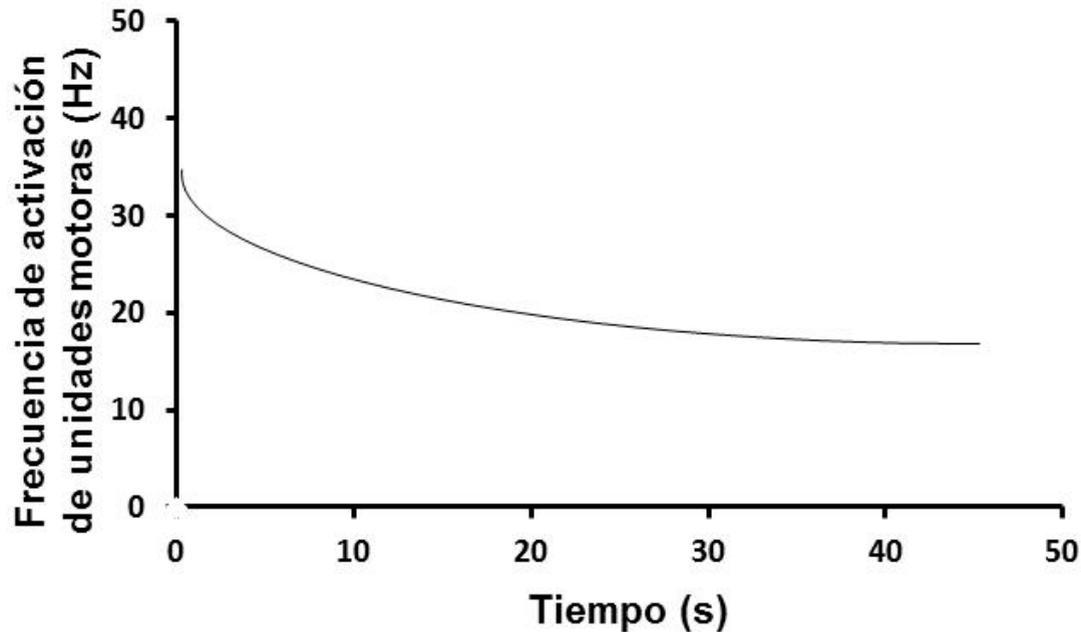
Las tareas se ejecutaban en frecuencias de 15, 20 y 25 esfuerzos/minuto. Las participantes tuvieron 5 días de entrenamiento de hasta 7 horas por día. Para determinar la duración del esfuerzo, Potvin (2012) utilizó el referente de Snook et al. (1997), para tareas similares, y así estimar que las cuatro tareas de pronación/supinación eran 1,2 s de duración y que la desviación cubital requirió 1,08 s.

Hoy en día son muy comunes tanto la repetitividad como la monotonía en el trabajo debido a la automatización de los procesos laborales presentes en muchas ocupaciones (Svend Erik Mathiassen, 2006). Dado que la intensidad de la carga en este tipo de actividades es a menudo baja, el trabajo puede ser mantenido durante períodos de tiempo prolongados sin intercalar descansos. Cuando se mantiene una actividad en el tiempo, se desplaza la frecuencia de activación a frecuencias menores (Figura 4). El trabajo monótono, repetido durante años, implica una carga continua de las principales estructuras internas en la región del hombro, esto es los músculos estabilizadores de la escápula (Szeto, Straker, & O'Sullivan, 2005). Esta situación reduce las oportunidades (de ellas) para recuperarse. Por otra parte la edad se ha asociado con un mayor riesgo de TME, habiéndose descrito que las personas mayores de 55 años tienen un mayor riesgo que los más jóvenes en lo relativo a trastornos crónicos de hombro (Roquelaure et al., 2009) (Miranda, Punnett, Viikari-Juntura, Heliövaara, & Knekt, 2008).

## **FATIGA MUSCULAR, ACTIVIDAD REPETITIVA, TRABAJO Y EDAD**

Con el rápido aumento en la edad de la mano de obra el número de trabajadores de 55 años o más se estima que aumentará y se ha calculado en un 38% en 2020 (datos de EE.UU.), cuando esta población comprenda el 25% de la fuerza laboral total (Toossi, M., 2012). A pesar de los últimos avances tecnológicos y de trabajo automatizado, los trabajadores clasificados en ocupaciones manuales todavía representan la mayoría de la fuerza de trabajo. Además, las exigencias del trabajo físico de estos trabajadores no se reducen con la edad (Ilmarinen, 2002), sino que pueden aumentar, tal como se comprobó en un estudio de Nygard et al. (Nygård, Huuhtanen, Tuomi, & Martikainen, 1997) en el que se valoraron las exigencias de trabajo físico en un período de 11 años en trabajadores de más edad. Hay también datos que indican que los trabajadores involucrados en trabajos físicamente exigentes están predispuestos a la jubilación anticipada (E. Yeatts, W. Edward Folts, James K, 2000).

Figura 4



Se sabe que la actividad neuromuscular disminuye progresivamente con la edad (Clark & Manini, 2008) y que se requiere un funcionamiento neuromuscular adecuado para un rendimiento óptimo en el trabajo (de Zwart, Frings-Dresen, & van Dijk, 1995). Se sabe que las demandas ocupacionales también pueden tener una influencia significativa en la función neuromuscular. Por ejemplo, se ha indicado en estudios que han examinado músculos del hombro y flexores de la muñeca que los trabajadores manuales mostraron mayor fuerza muscular que los trabajadores de oficina (Schibye, Hansen, Søgaard, & Christensen, 2001)(Tammelin, Näyhä, Rintamäki, & Zitting, 2002)(Torgén, Punnett, Alfredsson, & Kilbom, 1999). Sin embargo hay estudios que han sugerido la ausencia de diferencias a nivel de tronco y músculos flexores de muñeca (Nygård, Luopajarvi, Cedercrutz, & Ilmarinen, 1987) (Nygård, Eskelinen, Suvanto, Tuomi, & Ilmarinen, 1991) o en músculos de extremidades inferiores (Nygård, Luopajarvi, et al., 1987) (Nygård et al., 1991)(Era, Lyyra, Viitasalo, & Heikkinen, 1992).

Cuando se quiere entender el cómo la actividad influye en la fatiga en trabajos con tareas repetitivas, la interacción de la edad de los trabajadores con la categoría ocupacional complica aún más la capacidad de discernir la influencia de las demandas laborales en la reducción de la capacidad física en el trabajador que envejece. Se han encontrado resultados opuestos en la relación entre los efectos del envejecimiento en trabajadores y diferentes categorías profesionales. Por ejemplo, Schibye et al. (Schibye et al., 2001) demostraron una mayor fuerza muscular en músculos del hombro de trabajadores manuales de recogida de residuos en comparación con los controles que realizaban trabajo de oficina. Pero en otros estudios Heikkinen et al. (Heikkinen et al., 1984) y Era et al. (Era et al., 1992) comprobaron una menor resistencia en los trabajadores manuales mayores en comparación con los controles que realizaban trabajo de oficina. Es posible que las discrepancias entre estos estudios puedan deberse al uso de diferentes metodologías incluyendo variaciones en las pruebas de fuerza, grupos musculares estudiados o grupos de edad. Se han utilizado diversos parámetros para valorar la función neuromuscular relacionada con el trabajo, incluyendo principalmente fuerza máxima y capacidad de producir fuerza rápidamente. Esta última se considera a menudo una expresión relevante de la fuerza (se considera como una fuerza explosiva o rápida) (Thompson, Ryan, Sobolewski, Conchola, & Cramer, 2013). Existen estudios (Bento, Pereira, Ugrinowitsch, & Rodacki, 2010) (Thompson, Ryan, Sobolewski, Smith, et al., 2013) que han demostrado que la capacidad para producir una fuerza rápidamente se asocia con el estado funcional del sujeto y por tanto puede proporcionar una información fisiológica más sensible con respecto a las capacidades neuromusculares del trabajador en comparación con valorar tan sólo la fuerza máxima.

Por otra parte, la mayoría de los estudios que examinan la función neuromuscular en trabajadores se han concentrado en la musculatura del hemicuerpo superior (tronco, hombros y muñeca). Sin embargo la musculatura del hemicuerpo inferior proporciona la locomoción, es la base de apoyo del trabajador en la manipulación manual repetida de materiales y los riesgos de lesiones laborales están en muchas ocasiones ligados a la capacidad del trabajador para mover su cuerpo de forma rápida y eficiente. Se da el caso de que los sucesos fatales relacionados con el trabajo y en cierta medida prevenibles suelen incluir fenómenos relacionados con la estabilidad del trabajador y la posibilidad de caídas.

Runnels et al. (Runnels, Bembem, Anderson, & Bembem, 2005) y Thompson et al. (Thompson, Ryan, Sobolewski, Conchola, et al., 2013), han indicado que no hay disminuciones de capacidad física general relacionadas con la edad para personas de mediana edad en comparación con jóvenes, aunque han demostrado diferencias en ciertos parámetros relacionados con la fuerza. Estos matices diferenciales pueden reflejar que la reducción de fuerza rela-

tiva que resulta con la edad está en parte relacionada con el aumento de la masa corporal en sujetos de mediana edad. Por otra parte hay un factor añadido extralaboral como concierne a los cambios en las actividades físicas no profesionales, que pueden contribuir a las diferencias al comparar el rendimiento entre los grupos de edad. A esto se añade que aunque no se observen diferencias entre los grupos en los niveles de actividad de tiempo libre, es posible que las actividades de tiempo libre puedan cambiar con el envejecimiento y variar entre los grupos comparados (bien por edad o tipo de trabajo).

Existen estudios que indican la existencia de diferencias en la fuerza muscular máxima entre tipos de trabajos repetitivos (ocupaciones físicamente ligeras o pesadas) en trabajadores de mediana edad (Nygård, Suurnäkki, Landau, & Ilmarinen, 1987) (Nygård, Luopajarvi, Suurnäkki, & Ilmarinen, 1988) (Era et al., 1992). Sin embargo otros estudios han indicado que los trabajadores de mediana edad que participan en ocupaciones físicamente exigentes han exhibido capacidades en ocasiones superiores (Schibye et al., 2001)(Torgén et al., 1999) o inferiores (Era et al., 1992) (Heikkinen et al., 1984)(Nygård, Suurnäkki, et al., 1987) en comparación con trabajadores empleados en actividades de menos esfuerzo. Las discrepancias entre estos estudios pueden deberse a diferencias metodológicas incluyendo los sistemas de medición, tareas incluidas, rangos de edad así como grupos musculares examinados (Schibye et al., 2001)(Nygård et al., 1988)(Era et al., 1992)(Heikkinen et al., 1984). La gran variedad de músculos valorados en diferentes estudios podría explicar algunas de estas diferencias en los resultados. Ha habido autores (Schibye et al., 2001)(Torgén et al., 1999) que han sugerido que un trabajo físico pesado puede tener un impacto diferente en regiones específicas del cuerpo de tal forma que haya un efecto de entrenamiento en la parte superior del cuerpo, mientras que las extremidades inferiores puedan resentirse de una falta de efecto de entrenamiento. Es de destacar que muy pocos estudios han examinado los efectos de la carga de trabajo laboral en la fuerza muscular de los músculos de la parte inferior del cuerpo. De la literatura existente puede decirse que tanto la fuerza máxima como la capacidad de desarrollar fuerza rápidamente se ven reducidas en trabajadores varones de mediana edad en comparación con trabajadores más jóvenes. De mayor relevancia es que estos efectos parecen ser independientes de la categoría (tipo) profesional, lo que sugiere que el trabajo físico pesado no provoca mejora en la fuerza resultante. Algunos autores han sugerido que el trabajo físico pesado puede conllevar un efecto de desgaste con los años y con ello provocar a largo plazo una capacidad disminuida de función muscular(Schibye et al., 2001)(Torgén et al., 1999)(Nygård, Suurnäkki, et al., 1987)(Keyserling, Herrin, Chaffin, Armstrong, & Foss, 1980).

Varios autores (Tammelin et al., 2002)(Torgén et al., 1999)(Nygård, Luopajarvi, et al., 1987) han propuesto que es posible que con el trabajo físico pesado haya un efecto de entrenamiento en trabajadores jóvenes, pero que no exista

o incluso sea opuesto cuando el trabajador se aproxima a la edad media. Esto puede ser una consecuencia de la exposición repetida a trabajos extenuantes (con periodos de recuperación inadecuados, de frecuencia e intensidad inapropiadas, con movimientos y posturas anómalas) que conduzcan a un aumento de trastornos musculoesqueléticos y fatiga crónica. Incluso se ha sugerido que el trabajo físico intenso no es adecuado para obtener adaptaciones positivas al entrenamiento en los trabajadores de cierta edad, debido a la disminución en la capacidad para recuperarse. Todo ello en relación con los efectos acumulados de días de trabajo consecutivos durante períodos largos, así como que la intensidad, duración y volumen del trabajo físico no son un estímulo favorable para provocar adaptaciones musculares adecuadas (Tammelin et al., 2002)(Ruzic, Heimer, Misigoj-Durakovic, & Matkovic, 2003). Durante los últimos años se ha dado una gran relevancia a la capacidad de fuerza máxima (Thompson, Ryan, Sobolewski, Smith, et al., 2013)(Palmer, Hawkey, Smith, & Thompson, 2014), ya que puede ser un factor importante en muchas tareas relacionadas con el trabajo. Entre éstas se incluyen son la capacidad de reposicionamiento rápido del cuerpo y la reequilibración cuando se manipulan objetos pesados de forma repetida (Thompson, Ryan, Sobolewski, Smith, et al., 2013)(Jakobsen, Sundstrup, Krstrup, & Aagaard, 2011)(Stone et al., 2003), y estando en relación con la prevención de lesiones vinculadas al trabajo tales como caídas o daño musculoesquelético (Keyserling, Herrin, Chaffin, et al., 1980)(Keyserling, Herrin, & Chaffin, 1980)(Shishlov, Schoenfisch, Myers, & Lipscomb, 2011). A todo esto se suma al comparar grupos de edad que la masa corporal de los trabajadores cambia con la edad y es un factor a tener en cuenta en lo relativo a capacidad de fuerza o a reposicionamiento y reequilibración.

Los cambios en capacidad física y resultados deletéreos de la fatiga en tareas repetitivas con la edad son probablemente consecuencia de múltiples factores que reducen el rendimiento muscular. A ello se suman las alteraciones en las características antropométricas durante la vida laboral, tanto que algunos autores como Laroche et al. (Laroche, Knight, Dickie, Lussier, & Roy, 2007) sugieren que los cambios con la edad están relacionados con el aumento de la grasa corporal.

Al realizar estudios comparativos ocupacionales entre diferentes grupos poblacionales (tal como es la comparativa entre trabajadores manuales o de oficina) existen varias limitaciones que deben ser valoradas: en primer lugar, es posible que la clasificación de los trabajadores en dos grupos ocupacionales amplios puede introducir un sesgo de clasificación errónea. Esto es así porque los niveles de carga de trabajo físico en las diversas ocupaciones pueden exhibir una mayor variación en uno de los dos grupos o porque haya trabajos cuya actividad se encuentre difícilmente clasificable en uno u otro. Por otra parte, los estudios comparativos entre diferentes poblaciones de edad suelen tener un diseño transversal, lo que dificulta el establecer una causalidad entre la exposición laboral

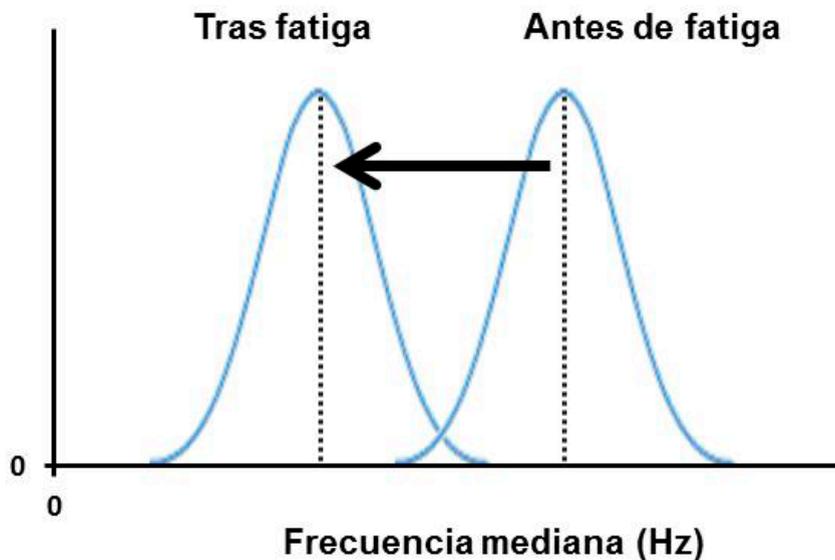
en el tiempo y los cambios en la función muscular. Además puede haber un sesgo de selección ya que pueden ser reclutados para el estudio sujetos más sanos en alguno de los grupos. Este mismo fenómeno puede ocurrir en la inclusión de grupos de trabajo, ya que es posible que haya una autoselección de ocupación por parte de los trabajadores de tal forma que aquellos que presentan mayores capacidades físicas trabajen en actividades de más demanda física, mientras que aquellos menos aptos o con limitaciones hayan escogido una actividad de menos requisitos físicos (Tammelin et al., 2002).

Mención aparte requiere la valoración de la edad en lo relativo a fatiga y tareas repetidas, a lo que se suma que se prevé que el número de trabajadores mayores de 55 años crezca en los años próximos. Una revisión de la literatura sugiere que el efecto de la edad sobre la fatiga muscular puede depender del tipo de contracción (isométrica y dinámica) (Kent-Braun, 2009). Está descrito que para contracciones isométricas las personas mayores son más resistentes a la fatiga muscular que los individuos jóvenes. Diferentes estudios hacen explícito que las personas mayores muestran un tiempo de resistencia más prolongado y un desarrollo más lento de fatiga local que los adultos jóvenes cuando se ejecuta una contracción isométrica sub-máxima. El efecto se ha comprobado con los músculos flexores del codo y abductores de hombro (Hunter, Critchlow, & Enoka, 2005) (Yassierli, Nussbaum, Iridiastadi, & Wojcik, 2007). Sin embargo, no se observan estas diferencias de edad en lo relativo a contracciones dinámicas tal como muestra el estudio de Callahan, Foulis y Kent-Braun (Callahan, Foulis, & Kent-Braun, 2009). En este estudio encontraron que la resistencia a la fatiga en los músculos extensores de rodilla resultó similar entre adultos jóvenes y mayores durante contracciones dinámicas. Sin embargo otros estudios han informado que los mayores desarrollan mayor fatiga durante contracciones dinámicas (Baudry, Klass, Pasquet, & Duchateau, 2007). Las manifestaciones observadas en la EMG de la fatiga muscular están en línea con la tendencia a un desarrollo de fatiga como se ha demostrado en estudios previos en tareas repetitivas de baja intensidad (Bosch, de Looze, & van Dieën, 2007) (Bosch et al., 2009). En relación con estos estudios comparativos entre edades hay que resaltar que en la mayor parte de los que han investigado la asociación entre la edad y la fatiga muscular, los protocolos han incluido en su mayoría niveles de intensidad relativamente altos o al máximo de la capacidad individual. Es muy probable que tales condiciones experimentales no representen la exposición física a un trabajo manual repetitivo ligero como acontece en muchas actividades laborales. En relación con los resultados mencionados hay que establecer un punto de reflexión en el hecho de que en muchos casos a menudo se miden los parámetros de fatiga muscular al inicio y al final del protocolo de fatiga sin establecer un patrón temporal. Los patrones temporales de desarrollo de fatiga muscular son de interés para la evaluación y la intervención en ergonomía. Los estudios sobre el desarrollo de fatiga muscular durante las tareas laborales, particularmente aquellos que involucran movimientos

dinámicos dando por tanto información de patrones temporales, podrían proporcionar una información de interés acerca de las relaciones entre los factores de riesgo del lugar de trabajo, la fatiga muscular y el malestar resultante. Por ello las conclusiones de los estudios tienen un cierto carácter limitado.

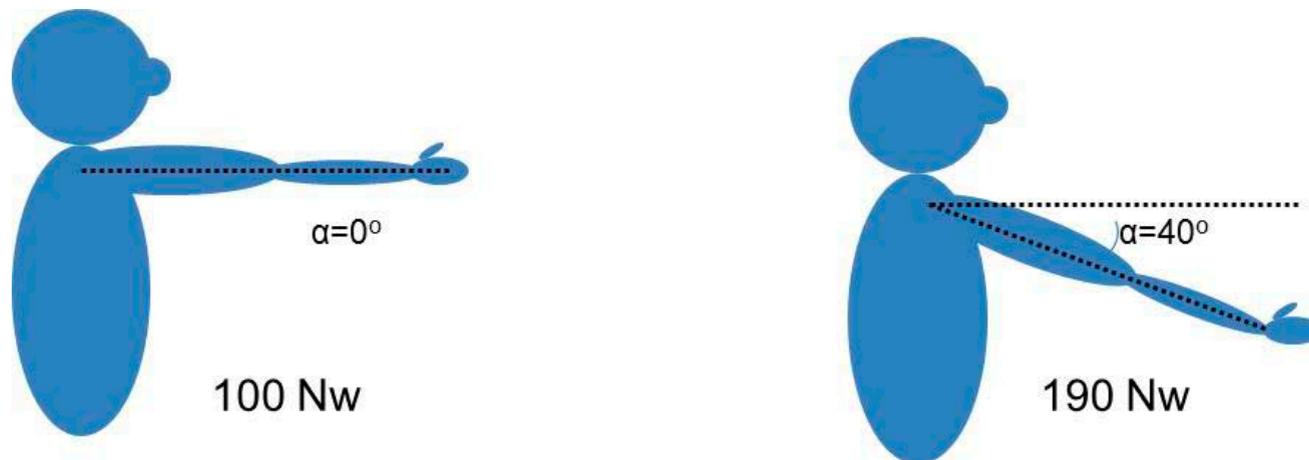
Qin et al. (Jin Qin, Lin, Buchholz, & Xu, 2014) han analizado en el EMG las manifestaciones de fatiga muscular localizada en músculos del hombro en dos grupos de jóvenes y de mayores durante la ejecución de una tarea manual repetitiva con una duración de 80 minutos. Los resultados obtenidos durante las pruebas tanto de tarea dinámica como isométrica han sugerido la existencia en ambos casos de fatiga muscular a nivel del hombro (aumento del RMS y disminución de frecuencia de potencia mediana –MPF-). Ante la aparición de fatiga se observa el desplazamiento de frecuencias a menores rangos (Figura 5). La manifestación EMG de la fatiga muscular coincidió con un aumento en la valoración subjetiva del esfuerzo. Se observó un efecto en el EMG de la edad para músculo trapecio y deltoides sólo durante la tarea dinámica, mientras que ningún efecto de edad se observó para las medidas de EMG durante contracciones isométricas y RPE.

Figura 5



El desarrollo de fatiga muscular en estos músculos del hombro en ambas poblaciones probablemente esté asociado a sus funciones en el movimiento en tareas en que la velocidad para la tarea se prepara de forma que el brazo ha de realizar continuamente movimientos de alcance (Jin Qin et al., 2014). Por lo tanto, el peso de la extremidad superior debe ser mantenido constantemente debido a la gravedad, creando una carga estática sostenida en el músculo trapecio superior, además de la carga dinámica resultante del movimiento de alcance repetitivo. El ángulo de ataque para una tarea determina la resistencia que hay que mantener (Figura 6). La carga en el músculo deltoides se ve además principalmente afectada por la carga dinámica asociada con la cinemática de la parte superior del brazo. La tendencia no lineal observada en la amplitud del EMG del músculo deltoides puede deberse a un ajuste activo de la cinemática para combatir la fatiga muscular. Esto se apoya entre otros elementos de juicio por la presencia de una disminución del par de fuerza del hombro para aducción/abducción y por una mayor variabilidad cinemática del hombro en el tiempo. Es sabido que el músculo infraespinoso, como parte del manguito de los rotadores ayuda al giro lateral del húmero. Por ello la repetición de la rotación externa de la articulación del hombro es una razón probable de la manifestación EMG de la fatiga del músculo infraespinoso.

Figura 6



En el estudio de Qin (Jin Qin et al., 2014) el grupo de mayor edad presentó en el músculo trapecio superior un menor tiempo de reposo relativo durante la tarea que el grupo de jóvenes. En relación con estos resultados se habla de la “hipótesis de Cenicienta”. Ésta postula que una carga de trabajo de baja intensidad a largo plazo y con un bajo nivel de reposo muscular puede causar un sobreuso selectivo de fibras musculares de bajo umbral, dando lugar a trastornos musculo-esqueléticos relacionados con el trabajo –WMSD– (Deeney & O’Sullivan, 2009). Sobre la base de esta teoría, se ha planteado la hipótesis de que un bajo nivel de reposo muscular es un factor de riesgo para el desarrollo de WMSD. Los estudios han demostrado que una baja cantidad de períodos cortos de descanso muscular pueden predecir el desarrollo futuro de WMSD (Veiersted, Westgaard, & Andersen, 1993) incluyendo casos de trabajadores con daño a nivel de hombro y cuello (Hägg & Aström, 1997) (Sandsjö, Melin, Rissén, Dohns, & Lundberg, 2000).

## **FATIGA MUSCULAR, ACTIVIDAD REPETITIVA Y TAREAS VISUALES**

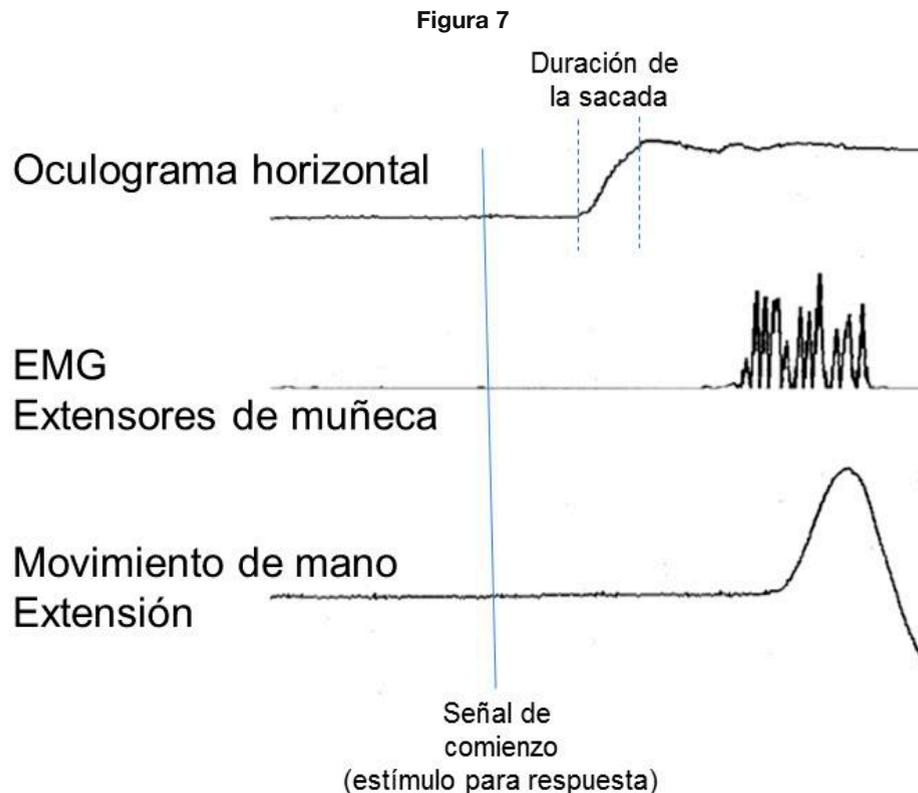
El tipo de trabajo en la sociedad actual exige en muchas ocupaciones una gran demanda en pasar largos periodos de tiempo laboral ejecutando tareas visuales repetitivas que conllevan rastreo visual repetitivo en pantalla con elevada fijación visual. Se observan tanto en la oficina como en la fábrica e incluso en el hogar. Esta demanda conduce a la fatiga visual y al malestar ocular, así como a un cansancio corporal general y mental. Gran parte de estas actividades se realizan con PVDs siendo la luz que emiten un factor relevante en esta fatiga. Durante las últimas décadas ha habido un gran empuje en la investigación sobre los efectos del resplandor reflejado de PVDs (Hultgren & Knave, 1974) (Shieh & Chen, 2005). Se sabe que la reflexión puede causar cambios en la convergencia entre los caracteres de pantalla y las reflexiones especulares ubicadas ópticamente tras la misma. La fatiga visual resultante parece ser neuromuscular en origen. Existen informes constatados y ya desde hace años relativos a trabajadores con pantallas de visualización que se quejan de síntomas de fatiga visual (Hultgren, Knave, & Werner, 1974) (Stewart, 1974) persistiendo informes en la misma línea en la actualidad (Camilleri, Malige, Fujimoto, & Rempel, 2013). Es sabido que la reflexión brillante puede ser una fuente de resplandor que interfiere con los mecanismos de focalización, ajuste de contraste y sensibilidad del órgano visual, y puede inducir fatiga visual y distracción. En general, las pantallas convencionales de cristal líquido (LCD) y las pantallas de tubos de rayos catódicos (CRT) sufren una reflexión en superficie que es pequeña debido a lo limitado de la influencia del ambiente. Sin embargo, esta reflexión de la superficie puede ser relevante hoy en día para pantallas de tipo reflectante como es el caso del papel electrónico, que utiliza la luz ambiente como fuente de iluminación. Dado que siempre hay una reflexión de la superficie de la

pantalla, resultante de la falta de coincidencia de los índices entre el aire y la superficie de la pantalla, se aplican a menudo tratamientos anti-reflexión y anti-reflejo a la superficie de la pantalla con el fin de minorar el estado de fatiga visual.

Se han hecho diversas investigaciones sobre el efecto de la iluminación ambiental en el rendimiento visual utilizando diferentes terminales con luz de fondo. Para las estaciones de trabajo tipo CRT, se sugería una iluminación ambiental de 150-500 lux (Helander & Rupp, 1984); mientras que para el trabajo con TFT-LCD, puede ser más apropiado el nivel de iluminación ambiental normal (450 lux) (Shieh y Lin, 2000). Sin embargo, el papel electrónico es diferente de estos dos dispositivos, ya que la iluminación ambiental es su única fuente de luz principal. Hasta el momento la investigación sobre el papel electrónico en relación con los efectos de iluminación requiere mayores esfuerzos. Es de esperar que la iluminación ambiental tenga un gran efecto sobre el acto de leer; y ya que el papel electrónico se lee en una amplia gama de condiciones de iluminación, la investigación de la luz ambiental se convierte en una cuestión crítica. Se espera que en los próximos años haya estudios que aclaren la relevancia de la iluminación en el uso de estos dispositivos y en especial en lo relativo a la fatiga visual por el rastreo repetitivo.

## FATIGA MUSCULAR, ACTIVIDAD REPETITIVA Y ACTIVIDADES DE TRANSPORTE EN RELACIÓN CON LA ACTIVIDAD VISUAL Y DE MIEMBRO SUPERIOR

Un punto de partida para este contexto laboral complejo es la noción de que los movimientos oculares tanto de acomodación como de convergencia están intrínsecamente integrados con la actividad funcional de la musculatura de estabilidad cefálica y de miembro superior, en especial de la zona escapular. Durante la conducción gran parte del tiempo la visión se halla en la distancia sin focalizar. Campbell (Campbell, 1954) en su día llegó a la conclusión de que los receptores implicados en el reflejo de acomodación son los conos de la fovea y que, en ausencia de un estímulo foveal, el reflejo de acomodación no está completamente provocado. Tras un estímulo externo para ejecutar una reacción manual con seguimiento ocular, aparece el movimiento ocular de direccionalidad foveal teniendo la sacada una duración limitada (Figura 7).

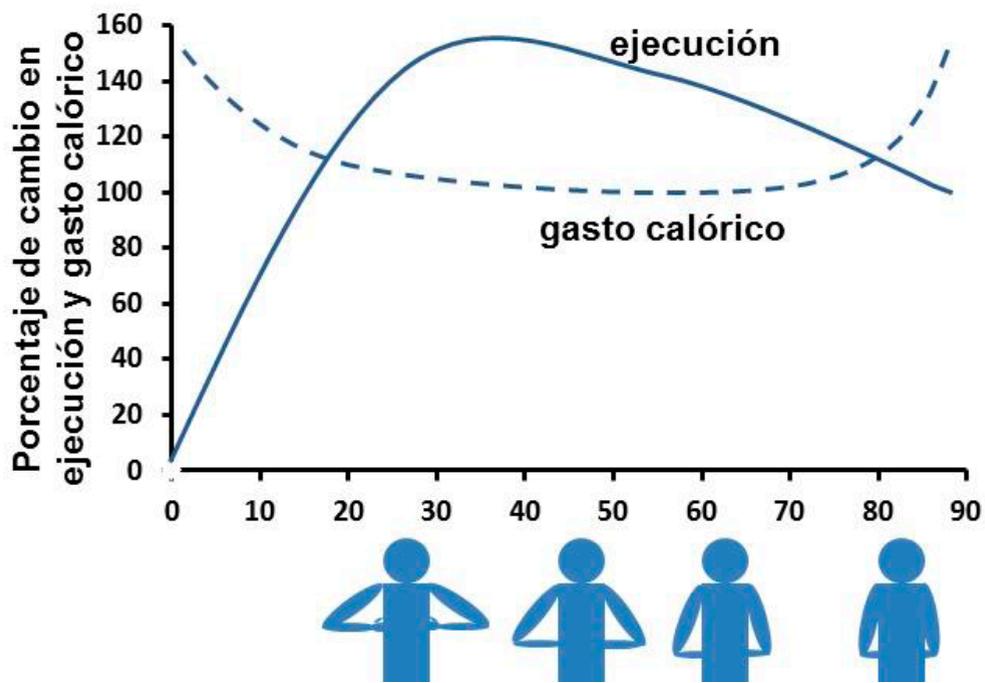


Es sabido que cuando se establecen unos objetivos visuales distantes de la fijación foveal ellos se convierten en estímulos sensoriales inadecuados para provocar una respuesta oportuna de acomodación (Campbell, 1954) (Gu & Legge, 1987). Ello conlleva a considerar que en situaciones de fatiga prolongada, si surge un evento cercano al que responder durante la conducción, la acomodación puede fallar en el tiempo. Una estabilización activa de la imagen se puede conseguir gracias a la colaboración de la musculatura de cuello y de área escapular y así minimizar la ocurrencia de una indeseada estimulación extra-foveal en visión próxima. Por lo tanto, la necesidad repetida de ordenar comandos neuronales para fijar con fuerza objetos diana visuales en distancia cercana (por ejemplo, el manejo de curvas en sucesión) durante unas condiciones visuales determinadas con fatiga en la acomodación y en la vergencia pueden tener un impacto funcional en los músculos cervicales y del área escapular. Esto se debe a que deben funcionar con un aumento de la carga mecánica y de forma añadida mediante la reducción en la variabilidad de la carga con el fin de estabilizar la mirada (Lie & Watten, 1987) (H. O. Richter, Andersson, Schneider, & Långström, 2005). Se sabe que los períodos sostenidos de acomodación ocular con carga en vergencia tienen un efecto significativo sobre la actividad muscular cervical de tal manera que una mayor carga en la actividad ocular lleva a una mayor actividad también del músculo trapecio. Estos resultados sugieren que una acomodación mantenida ojo-lente es capaz de provocar una respuesta estabilizadora postural. Por lo referido la fuerza de contracción del músculo ciliar, en situaciones como las comentadas, parece ser un desencadenante de un programa motor no sólo para los ojos sino también para el área escapular y por tanto sugiriendo un control central. Por ello se puede indicar que hay circuitos neuronales que tienen patrones motores que causan unos niveles fisiológicos de tensión muscular a nivel cervical y escapular que pueden covariar con las eferencias del músculo ciliar. La activación del músculo trapecio puede tener un origen atribuido a reflejos de vías ópticas y en relación con la actividad de musculatura cervical y escapular (Brian D. Corneil, Olivier, & Munoz, 2002) (Kapoula & Lê, 2006) (Hans O. Richter, Costello, Sponheim, Lee, & Pardo, 2004). El esfuerzo de acomodación y convergencia oculares tanto voluntarios como reflejos en respuesta a la fatiga oculomotora (que provoca una eferencia extra en los músculos oculares para contrarrestar este cansancio) puede, como consecuencia indeseada, provocar un aumento del tono - disfuncional - así como un aumento del esfuerzo cervical, escapular y en músculos de la zona alta de la espalda (H. O. Richter et al., 2005) (Valentino & Fabozzo, 1993). Por tanto, no sólo la actividad de fijación y acomodación pueden conllevar riesgos per se. Secundariamente y como parte de un patrón motor pueden facilitar la aparición de fatiga, con los riesgos sobreañadidos en el caso de la conducción, a nivel de musculatura reguladora proximal.

## FATIGA MUSCULAR, ACTIVIDAD REPETITIVA Y TRABAJO CON TECLADOS

El trabajo con teclados se suele incluir clasificatoriamente dentro de los trabajos físicos ligeros, por lo que se considera poco probable que pueda generar fatiga muscular como síntoma general o fatiga de todo el cuerpo. Sin embargo es frecuente la fatiga muscular localizada, existiendo muchos trabajadores que refieren cansancio, malestar o dolor en extremidades superiores, cintura escapular, cuello y espalda. El tecleo rápido requiere un control preciso de los dedos y por lo tanto una acción muscular estática de estabilización de la cintura escapular, brazo y tronco. En tareas de escritorio se sabe que según la relación del asiento y de la mesa de trabajo con la posición del sujeto el trabajo ejecutable y el gasto energético para su realización varían de forma inversa. Se genera un ángulo de convergencia entre la superficie de trabajo y el brazo de tal forma que en la zona angular central (Figura 8) se observa la existencia de unas posiciones preferenciales de mejor optimización de la actividad y retraso en la aparición de fatiga.

Figura 8



Se sobreañade que el trabajo muscular estático también aparece en la actividad de músculos cervicales y oculares. La fatiga muscular local observada en trabajadores con teclados se ha medido habitualmente con electromiografía (Lundervold, 1951) (Jonsson, 1978) (Zipp, Haider, Halpern, & Rohmert, 1983), así como con la combinación de cuestionarios y un detallado examen clínico (Hünting, Maeda, & Grandjean, 1979) (Maeda, Hünting, & Grandjean, 1980) (Hagberg, 1981) (Gunnarsson & Söderberg, 1983) (Nygård, Luopajarvi, Cedercreutz, & Ilmarinen, 1987).

La fatiga debida a los ajustes visuales mencionados se suele sobreañadir a la propia por la actividad de miembros superiores. En todos los ajustes de acomodación ojo-lente a un objetivo se activan de forma refleja unos procesos de estabilización corticales relacionando las eferencias ojo-cuello y área escapular entre sí para garantizar que el objetivo de la fijación se lleve a cabo en el área de la retina de mayor agudeza visual. Los patrones bilaterales de activación del músculo trapecio son consistentes con esta idea. Ello conlleva la posible aparición de dolor en cintura escapular que se solapa con el debido a la actividad manual. Existen resultados sobre dolor crónico que sugieren que el patrón neuromuscular subyacente de estabilización de la mirada puede ser también modificado en individuos afectados por mialgias crónicas asociadas al trabajo (Passatore & Roatta, 2006) (Hans O. Richter, Röijezon, Björklund, & Djupsjöbacka, 2010). Los husos musculares han sido propuestos como decisivos en jugar un papel relevante en el aumento del tono muscular y en la fisiopatología de los síndromes de dolor muscular (Björklund, Radovanovic, Ljubisavljevic, Windhorst, & Johansson, 2004) (Tock et al., 2005). No solo la actividad de tronco y miembro superior se ve modulada por la fijación visual sino que el cóliculo superior también recibe una gran cantidad de información aferente de los músculos del cuello y del área escapular. Si es anómala podría desempeñar un papel destacado en conformar una postura del sujeto demasiado rígida caracterizada por un exceso de activación muscular (Meulenbroek, Van Galen, Hulstijn, Hulstijn, & Bloemsaat, 2005).

## **TAREAS REPETIDAS Y RITMO EN EL TRABAJO**

El ritmo de trabajo se asocia a la frecuencia de ejecución de movimientos repetitivos, lo cual es un factor de relevancia en la exposición a diferentes niveles de carga biomecánica (Sundelin, 1993) (S. E. Mathiassen & Winkel, 1996) (Laursen, Jensen, & Sjøgaard, 1998). Por tanto aparece como una hipótesis razonable que el ritmo de trabajo es de relevancia al valorar el riesgo de desarrollar TME. También se sabe que el ritmo de trabajo afecta a la planificación motora y a los procesos de ejecución, ya que los ajustes correctores de movimiento son más difíciles de realizar a gran velocidad (Elliott, Hansen, Mendoza, & Tremblay, 2004). Por lo tanto, es razonable esperar que la frecuencia

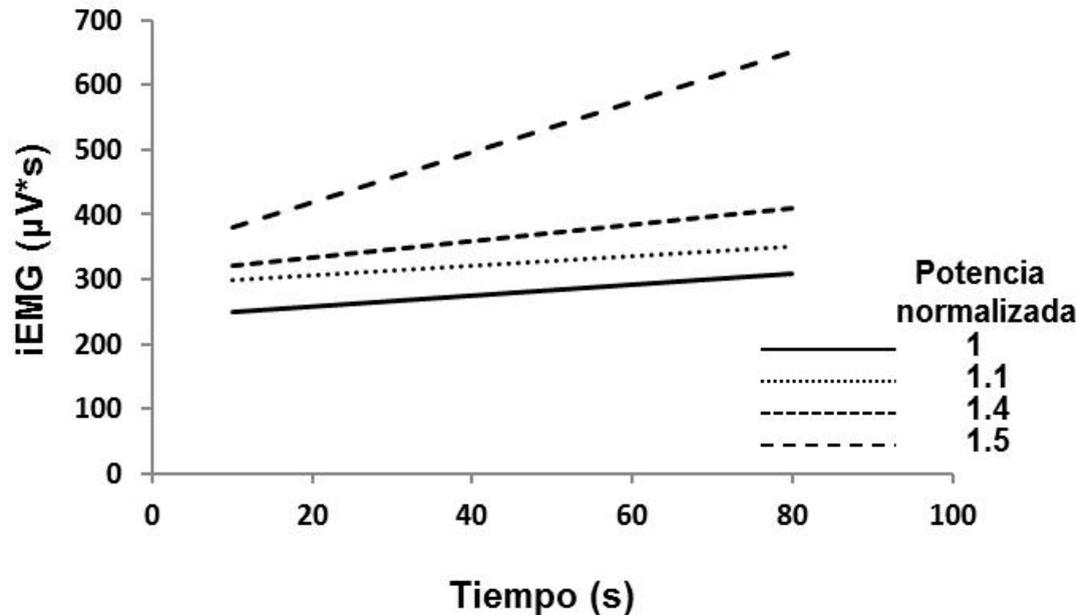
de una tarea o gesto en el trabajo influya en la organización motora y en su variabilidad y de esta forma pueda tener un efecto sobre el riesgo de padecer TME.

Hay pocos estudios que hayan explorado los efectos de la frecuencia en la variabilidad del ritmo motor, dando pruebas no concluyentes sobre el sentido o alcance del efecto. Darling y Stephenson (en Newell, 1993) en una investigación, preliminar, concluyeron que contrariamente a lo pensado por la ley de Fitts, la cantidad de variabilidad cinemática de movimientos de hombro y codo en tareas poliarticulares no ofreció ninguna restricción (*trade-off*) entre velocidad y exactitud, habiendo una mínima afectación por los cambios en la frecuencia. Recientemente se ha estudiado el efecto del ritmo de trabajo sobre el grado de variabilidad motora y sobre la fatiga posterior en una actividad de trabajo de ensamblaje ligero (Bosch, Mathiassen, Visser, de Looze, & van Dieën, 2011). Mientras que un ritmo de trabajo más rápido condujo a una mayor variabilidad en algunas variables cinemáticas tales como la velocidad y la aceleración de muñeca, no dio lugar a un tiempo de ciclo más variable estando acompañado por mayores errores en el rendimiento. En otro estudio de carniceros que realizaban un trabajo repetitivo de corte de carne (Christensen, Søgaard, Pilegaard, & Olsen, 2000), los trabajadores fueron clasificados como “lentos” o “rápidos” en función de sus tiempos de ciclo de trabajo. La electromiografía de los músculos del antebrazo indicó que hubo una tendencia a una mayor variabilidad para el grupo rápido que para el lento, pero la diferencia no fue estadísticamente significativa. Junto a estos estudios recientemente se ha comprobado que el trabajo repetitivo de baja carga realizado a mayor ritmo se caracteriza por una menor estructura de variabilidad de movimientos de brazo y tronco (P. Madeleine, 2010).

## **FATIGA MUSCULAR, VARIACIÓN DE TAREAS, PAUSAS Y NIVELES DE RENDIMIENTO**

La evaluación de los niveles de rendimiento no se considera en ocasiones una forma adecuada para medir la fatiga ya que la relación entre la disminución del rendimiento y la fatiga varía con los individuos. Se da la circunstancia de que cuando una persona comienza a sentirse cansada, puede elegir una de dos estrategias o bien aumentar la intensidad de esfuerzo o trabajar más lentamente. Si un músculo trabaja a una potencia determinada se observa que la cantidad de activación muscular aumenta con el tiempo. Esta progresión será proporcionalmente mayor y diferente para mayores potencias de trabajo (Figura 9).

Figura 9



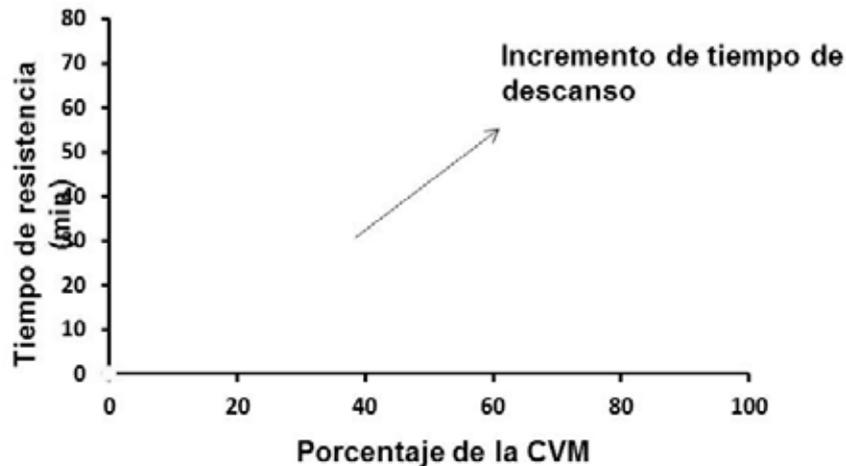
Para retrasar este aumento de activación la realización de descansos se contempla como una necesidad. Existen circunstancias relacionadas con la intensidad de trabajo donde hay una presión creciente para proporcionar a los trabajadores descansos adicionales. En ciertos lugares se considera que se requieren descansos regulares de al menos 15 minutos/hora para trabajos repetitivos que no implican variedad y rotación del lugar.

Las pausas regladas se caracterizan por:

- la falta de variación individual.
- la reducción en consonancia de descansos espontáneos ya que si el trabajador toma un descanso espontáneo y luego se ve obligado a tomar un descanso reglado, observa que hay menos tiempo en el día para realizar el trabajo.
- su posible inconveniencia en ciertos trabajos con ciclos de actividad largos; la interrupción por descanso reglado puede ser poco beneficiosa.

Pero sin embargo, la ejecución de pausas reglamentadas regulares y distribuidas de forma uniforme durante el día se necesitan si los trabajadores no toman descansos adecuados y porque puedan tener una presión real o percibida de conseguir el trabajo hecho en tiempo. La ejecución de pausas tiene efectos a nivel muscular: si a un mismo músculo se le dan tiempos de descanso mayor entre gesto y gesto, se retrasa el tiempo de fatiga y esto ocurre en los diferentes porcentajes de contracción voluntaria máxima (Figura 10).

Figura 10



Pero en muchas ocasiones el trabajador se considera como muy ocupado para tomar un descanso y lo va dejando hasta el final del día. También ocurre en aquellos que trabajan en grupo y no toman un descanso, porque todo el mundo está en el trabajo, o bien en situaciones en que existen incentivos, tales como dinero extra o promoción en la carrera que influyen en que el trabajador se mantenga trabajando, perdure la fatiga y la sensación de dolor y malestar.

La variación de la actividad puede ser un adyuvante de los descansos. En lo relativo a las manifestaciones de fatiga muscular en la señal EMG, un estudio demostró la posibilidad de una disminución en las manifestaciones objetivas de la misma debida a una mayor variación en la actividad (Yung, Mathiassen, & Wells, 2012). Sin embargo en

cuanto a la percepción subjetiva de molestia por fatiga, es decir nivel de activación y dolor, Rissén et al. (Rissén, Melin, Sandsjö, Dohns, & Lundberg, 2002) mostraron resultados opuestos: con mayor variación en la actividad, la experiencia de molestia de los sujetos disminuyó tal como se esperaba, pero el nivel de activación disminuyó. Se consideró que es posible que lo que ocurriera es que los empleados no estuvieran satisfechos con la rotación de tareas, ya que diferían mucho unas de otras, incluyendo tanto trabajo en caja registradora como reposición en las estanterías. Más recientes, los estudios de Yung, Mathiassen, y Wells (Yung et al., 2012) y de Luger (Luger et al., 2014) coinciden en lo relativo a que el índice de esfuerzo percibido disminuye como resultado de la mayor variación de la actividad. En la práctica, una variación de tarea se acompaña con frecuencia por un cambio en la intensidad promedio de la actividad, sin ser en ocasiones evidentes sus beneficios: en los estudios donde la intensidad ha cambiado junto con la introducción de la variación de tarea, las personas que normalmente sólo realizaban el trabajo (de alta intensidad) se beneficiaron con la introducción de la variación. Esto se reflejó principalmente en sus apreciaciones subjetivas (Horton et al., 2012) (Keir et al., 2011) (P. P. Kuijer et al., 1999) (P. P. F. M. Kuijer et al., 2004). Por el contrario, las personas que normalmente ejecutaban tareas de baja intensidad percibieron un deterioro después de la introducción de la rotación de tareas, como se refleja por ejemplo en su expresión subjetiva y frecuencia cardíaca (Horton et al., 2012) (Keir et al., 2011) (P. P. F. M. Kuijer et al., 2004). En cuanto al efecto adicional de cambio de intensidad Luger (Luger et al., 2014) y Raina y Dickerson (Raina & Dickerson, 2009) coinciden en el hecho de que cuando hay rotación de tarea y un aumento de la misma, los posibles beneficios percibidos pueden deberse más a la rotación.

## **PROBLEMAS METODOLÓGICOS EN LOS ESTUDIOS**

Como se va comprobando, los hallazgos encontrados en los diferentes estudios experimentales pueden tener su limitación en el diseño de cada estudio y en las condiciones experimentales escogidas. Las diferencias relacionadas con la edad en la fatiga muscular pueden ser específicas a las características generales de la tarea y de la población en estudio así como a las características particulares de la tarea como son el tipo de contracción, la intensidad, la velocidad, el ciclo de trabajo y el índice de fatiga utilizada, pudiendo influir en los resultados del estudio (Christie et al., 2011). En el estudio referido de Qin (Jin Qin et al., 2014) la duración de la tarea simulada fue de 80 minutos, una sexta parte de un día normal de trabajo de 8 horas. Es decir que hay constricciones experimentales que limitan el asemejarse a una tarea real.

Una extrapolación directa de los resultados a un entorno de trabajo real es difícil, porque el desarrollo de la fatiga muscular puede verse afectado por muchas variables como las mencionadas anteriormente. Pese a estas limitaciones, autores como Bosch, De Looze y Van Dieen (Bosch et al., 2007) ya han mostrado indicios de desarrollo de fatiga muscular durante el trabajo manual ligero en el transcurso de una jornada laboral de 8 horas.

Factores individuales aparte de la edad (por ejemplo, sexo, presencia o ausencia de dolor) también pueden afectar los resultados. Se puede tomar otro ejemplo. En el estudio de Côté (Côté, 2012) se estudiaron como participantes sólo mujeres; si las conclusiones se pueden aplicar a la población masculina necesitaría de una evaluación adicional. El estudio tuvo por otra parte como limitación el que los participantes sólo utilizaron su mano dominante durante la tarea. Aunque la prevalencia y la gravedad de TME así como la carga biomecánica son generalmente más altos en la mano dominante (J. Qin, Marshall, Mozrall, & Marschark, 2008), se requieren estudios para entender el reparto de carga entre ambos brazos en el trabajo a dos manos algo que es común en la industria.

Un factor que dificulta la interpretación de los resultados de los estudios es el hecho de que en algunos la intensidad del trabajo no ha sido constante entre condiciones. A partir de las descripciones en los respectivos artículos en lo relativo a las tareas hechas, se puede entender que la intensidad no ha sido constante entre condiciones en estudios como los de Horton, Nussbaum, y Agnew (Horton, Nussbaum, & Agnew, 2012), Keir, Sanei, y Holmes (Keir, Sanei, & Holmes, 2011), Kuijer, Visser y Kemper (P. P. Kuijer, Visser, & Kemper, 1999) y Kuijer et al. (P. P. F. M. Kuijer et al., 2004). Estas limitaciones delimitan el concluir que algunos estudios sugieran que el ritmo de trabajo es un determinante en potencia de la variabilidad motora durante los movimientos repetitivos del brazo, no estando todavía resuelta la naturaleza particular de esta dependencia.

En relación con los estudios analizados se considera que los estudios futuros deben incluir una mejor descripción de participantes del estudio así como la consideración de variables. Una limitación relacionada con los estudios experimentales se refiere a las limitaciones de controlar variables, en el caso que ocupa en lo relativo a las posturas y movimientos determinados de los sujetos objeto de exploración. Por ejemplo en el caso de estudios de fatiga ocular, el hecho de tener que alinear los ojos con el eje de un optómetro, reduce la capacidad de movimiento de la musculatura escapular y cervical lo que limita la valoración de resultados en el ámbito de la fatiga ocupacional.

La estabilización de la mirada debe de ser estudiada idealmente en condiciones en que se permita una libertad de movimiento de la cabeza (Martinez-Trujillo, Klier, Wang, & Crawford, 2003). En lo relativo a estos estudios, un tema

por resolver es cómo se distribuye entre los diferentes músculos la respuesta de estabilización por las necesidades de fijación ocular. El músculo trapecio es uno de los más frecuentemente estudiados pero muchos otros colaboran para estabilizar la cabeza, fijar el cuello y escápula y establecer unos patrones de movimiento adecuados (B. D. Corneil, Olivier, Richmond, Loeb, & Munoz, 2001). Hay que destacar que la EMG de superficie ofrece excelentes oportunidades para estudiar el control motor ejercido por el cerebro, es decir, cómo el sistema nervioso central envía ordenes eferentes a los efectores periféricos, y también proporciona importantes pistas sobre cómo el sistema visual influye en el procesamiento de estos procesos. Sin embargo la EMG de superficie puede no ser lo suficientemente sensible como para determinar si la respuesta de estabilización de la mirada surge no sólo en situaciones de fatiga evidente (o experimental) sino también en condiciones normales o menos extenuantes de acomodación de la visión y convergencia, ya que la participación de músculos más profundos puede pasar desapercibida.

El muestreo, considerado como los tiempos de medición en cada sujeto, también es de relevancia a la hora de ejecutar los estudios y puede limitar el alcance de conclusiones. Se puede tomar un estudio reciente como ejemplo. En el estudio de Qin (Jin Qin et al., 2014) las valoraciones subjetivas de esfuerzo en la región del hombro dieron cifras superiores con el tiempo en los dos grupos de edad estudiados, lo cual era coherente con las medidas de EMG. La comparación lado a lado entre el RPE y la amplitud del EMG medidos durante las pruebas isométricas mostraron una gran similitud, sobre todo en el músculo trapecio superior. Durante las pruebas isométricas no hubo efecto de la edad sobre la RPE y las medidas de EMG. Pese a las diferencias relacionadas con la edad, hubo falta de potencia en detectar la interacción entre la edad y la repetición algo que se podría explicar por ser el muestreo limitado. Sin embargo hemos de considerar que en estudios ocupacionales un mayor muestreo interrumpe más la tarea y puede dar lugar a una fatiga muscular adicional no deseada.

## **SISTEMAS DE EVALUACIÓN GENERAL**

En lo relativo a la evaluación de la actividad del sujeto y en el contexto planteado surgen dos partes a valorar, por un lado la evaluación de la actividad muscular en relación con la fatiga y los patrones musculares propios de la tarea de que se trate y por otro el de la actividad visual.

En lo relativo a función muscular y patrones de movimiento se suele hacer uso de valoraciones mediante electromiografía al permitir caracterizar la participación muscular en el gesto. La variación de tareas se defiende como un

medio para reducir el impacto de las cargas (como p. ej. en la región del hombro en tareas repetitivas mano-brazo). Con respecto a la variación temporal, se encuentran ciertos beneficios en mediciones objetivas como son la frecuencia cardiaca reducida y un ET aumentado así como en una reducción en las medidas subjetivas como malestar percibido. Sin embargo, las medidas de resultado objetivas que incluyen parámetros EMG, pueden no mostrar efectos en las manifestaciones de fatiga muscular. Esto podría ser explicado por el hecho de que el EMG refleja una pequeña parte del estado fisiológico del músculo mientras que los cambios posturales afectan a la activación de grupos musculares enmascarando mínimos cambios que pueden ocurrir debido a la fatiga. Por ello en algunas ocasiones se ha sugerido la sustitución de EMG de un músculo por una EMG multicanal que a estos efectos pudiera mejorar la obtención de datos. En cuanto a medir mediante la variación de la actividad, los resultados observados pueden mostrar efectos ambiguos, que podrían ser debidos al hecho de que los resultados no sean controlados en parámetros de tipo cantidad o intensidad de trabajo. Por lo tanto es difícil extraer conclusiones sobre el efecto de la variación de la actividad aunque en aquellos estudios en los que cambió también la intensidad de trabajo se encontraron efectos positivos cuando se introdujo la rotación entre tareas (pero sólo se ha visto en aquellas de altas exigencias musculares).

Respecto a la evaluación de la actividad visual pueden usarse sistemas cinemáticos como la medición de duración y exactitud de la sacada ocular. A nivel ya central, es de interés destacar que se ha desarrollado un sistema para examinar el funcionamiento visual mediante la medición de potenciales cerebrales relacionados con sucesos (ERPs) durante tareas de movimientos oculares (Yagi, 1981) (Kazai & Yagi, 2003). Cuando una persona realiza una tarea visual, el correspondiente registro de movimiento de los ojos ofrece un patrón en escalera que consta tanto de movimientos rápidos de los ojos (sacadas) como de fijaciones oculares. Un ERP específico puede obtenerse a través del EEG promedio al final de la sacada (es decir, al final de los movimientos oculares). Este ERP específico se llama potencial cerebral relacionado con la fijación ocular (EFRP). Los EFRP en sí constan de varios componentes (Yagi, 1981). El más prominente de los componentes positivos es la respuesta lambda, que tiene una latencia de aproximadamente 80 ms. El término EFRP lo podemos asimilar al término respuesta lambda. El EFRP cambia en función de diversos factores sensoriales y cognitivos, incluyendo entre ellos la atención visual elemento crítico en la actividad laboral bajo presión y en situaciones de fatiga (Yagi, 1981) (Yagi, Imanishi, Konishi, Akashi, & Kanaya, 1998).

Takeda et al. (Takeda, Sugai, & Yagi, 2001) han descrito que la amplitud de los EFRP disminuye durante una tarea visual de larga duración. Del grupo de Yagi se examinó la amplitud de los EFRP antes y después de una tarea de

seguimiento ocular, con el fin de evaluar la fatiga visual encontrando que la amplitud de los EFRP en respuesta al patrón estudiado fue menor después de la tarea de seguimiento visual que antes de la misma y concluyendo que la disminución observada en la amplitud de EFRP fue causada por la fatiga visual. Este estudio ha sugerido que una disminución de la amplitud de los EFRP puede servir como un índice de fatiga visual.

Otro grupo de estudios han utilizado varios métodos de evaluación de la legibilidad en VDT y fatiga visual. Boschman y Roufs (Boschman & Roufs, 1997) indicaron que el empleo de tareas de búsqueda de letras en pseudo-textos es una aproximación eficaz para la investigación de aspectos relativos a la legibilidad. El uso de pseudo-textos para la evaluación de la legibilidad puede evitar las diferencias individuales en la comprensión lectora, proporcionando a los sujetos una estimulación homogénea en cada combinación experimental, siendo de interés para el análisis estadístico. Por otro lado, la fatiga visual puede evaluarse a partir de medidas fisiológicas y psicológicas. Iwasaki y Akiya (en Kumashiro & International Symposium on Occupational Ergonomics, 1991) señalaron que una disminución en la frecuencia crítica de fusión (CFF; medición de la excitación cortical, del nivel de activación) refleja una disminución en la actividad a nivel de la retina o del nervio óptico, por lo que un cambio en la CFF se considera como un índice importante con el que poder medir la fatiga visual fisiológica (Chi & Lin, 1998). Por otra parte, muchos estudios han hecho uso de cuestionarios subjetivos para evaluar la fatiga visual psicológica (Shieh, 2000) (Shieh & Chen, 1997).

## **SISTEMAS DE EVALUACIÓN EN PATRONES DE MOVIMIENTO**

En lo relativo a fatiga muscular hay que recordar que las tareas se ejecutan con la participación de varios grupos musculares, solidarios en las mismas. Un problema básico es entender cómo se coordinan los músculos para realizar adecuadamente las tareas motoras (Ting & McKay, 2007) debido a la redundancia muscular, esto es la suplencia de unos por otros. La comprensión de la coordinación muscular también es importante para la planificación, después de una lesión, de la intervención terapéutica y así facilitar la vuelta al trabajo. La coordinación muscular puede ser estudiada tanto desde la óptica electromiográfica (EMG) como de fuerza. Debido a la falta de una metodología experimental precisa para estimar la fuerza muscular en un patrón de movimiento se considera que no se pueden validar modelos (Erdemir, McLean, Herzog, & van den Bogert, 2007) por lo que hasta la fecha la coordinación muscular se estudia principalmente a través de la actividad EMG de superficie (a pesar de no valorar músculos profundos). La interpretación de la EMG superficial, siendo necesaria, puede verse dificultada por facto-

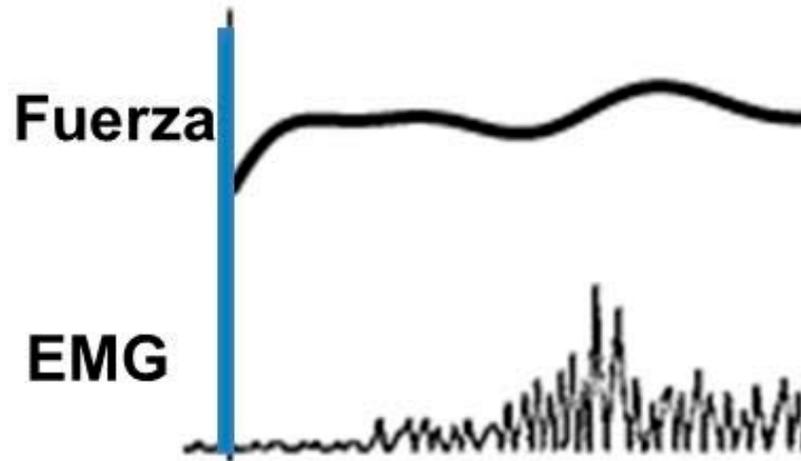
res que influyen en la señal (Farina, Merletti, & Enoka, 2004) y por el poco acuerdo existente en algunos métodos de procesamiento de señal (como son por ejemplo la normalización de la amplitud y la determinación de la aparición y final de la actividad). Por estos motivos es importante valorar adecuadamente la información extraída en lo relativo a nivel de actividad y a los tiempos de activación.

Existen pocos trabajos que valoren la actividad muscular en lo relativo a la EMG de las contracciones dinámicas en lo relativo a coordinación muscular. Esta escasez hace difícil el valorar la actividad muscular en estados de fatiga así como las suplencias posibles o existentes. Sin embargo existe un interés creciente en los métodos de extracción de sinergias musculares (Ting & McKay, 2007), considerando como algo clave de estos métodos que la EMG de superficie refleja la coordinación muscular. Por otra parte aunque se considera que la EMG de superficie también tiene sus limitaciones a la hora de permitir inferir la coordinación muscular, un adecuado encaje de las posibles limitaciones metodológicas permite estudiar la coordinación y con ello obtener información útil en lo relativo a patrones musculares y fatiga.

La EMG de superficie se prefiere generalmente a la intramuscular (de aguja) para el estudio de la coordinación muscular por diferentes razones: porque ésta puede dañar el tejido muscular y causar dolor durante el movimiento, limitando el número de músculos que se pueden grabar de forma simultánea, porque es invasiva y por lo tanto requiere personal médico y porque el volumen de la zona muscular de la que se pueden grabar señales es relativamente pequeño y por lo tanto puede no ser representativo de la masa total del músculo involucrado en la tarea (Frigo & Shiavi, 2005).

Los estudios que se centran en la coordinación muscular suelen reflejar perfiles de actividad muscular, es decir, patrones de movimiento. Esto es importante porque permite caracterizar la temporalidad de activación muscular y sus cambios en situaciones de fatiga en tareas repetidas. Para obtener un perfil de actividad EMG, primero se hace una rectificación de la señal con un filtrado de paso bajo (Kleissen, 1990)(Frigo & Shiavi, 2005). A continuación la señal resultante se relaciona con eventos mecánicos que se registran durante la tarea (por ejemplo disruptores activados por el comienzo de una actividad cinemática o señales de fuerza) y en muchas ocasiones se normaliza la señal con el tiempo (Figura 11: Respuesta muscular ya rectificada –RMS- de recto femoral ante un estiramiento, normalizada a la fuerza resultante).

Figura 11



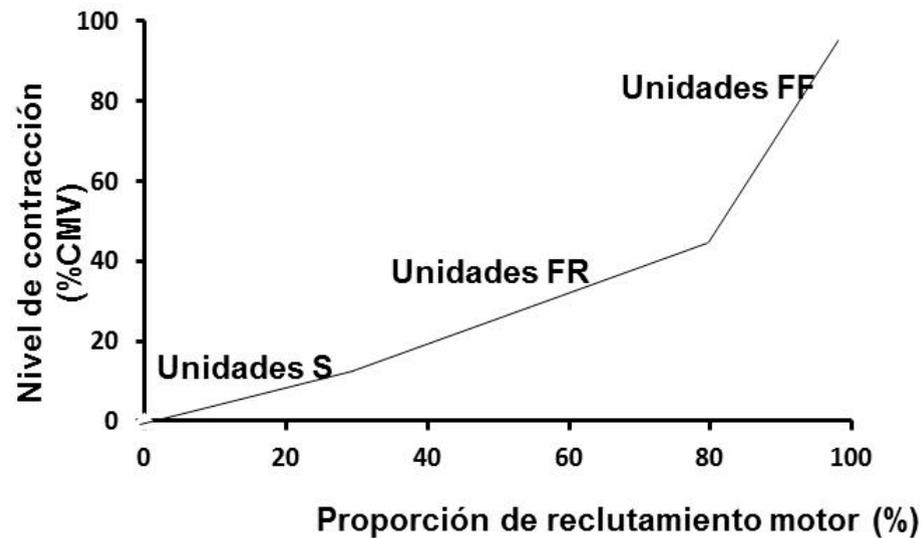
En el caso de tareas repetidas se obtiene un perfil representativo de la actividad EMG de cada músculo promediando las envolventes (área bajo la curva) de un número de ciclos consecutivos (Frigo & Shiavi, 2005)(Hug & Dorel, 2009). Este proceso de promediado facilita también la mejora de la relación señal-ruido (Bruce, Goldman, & Mead, 1977). Aunque se ha demostrado que con unos 10 ciclos puede ser suficiente para producir un patrón representativo, se suele promediar un número de ciclos superior (20-40 ciclos) (Murray, Mollinger, Gardner, & Sepic, 1984) (Frigo & Shiavi, 2005)(Kadaba, Wootten, Gainey, & Cochran, 1985). A partir de este perfil EMG, se puede extraer la información sobre la temporalidad de la activación muscular, la forma de la misma y su nivel de actividad (Ericson, 1986)(Perry, 1992). En muchas ocasiones como medida más simple se refleja el promedio del nivel de actividad EMG durante todo el ciclo o período. Sin embargo, en ocasiones no es de interés esta medida como es el caso de querer registrar picos de actividad o caracterizar la curva de activación en el tiempo para no resultar en una pérdida de información pertinente. Por ello suelen registrarse los tiempos de activación y finalización de la actividad muscular además del volumen de la misma (el área bajo la curva). De esta forma se facilita el caracterizar los cambios en la coordinación muscular.

Un segundo paso implica la extracción de sinergias musculares, algo frecuente ya que aunque los perfiles de EMG parezcan diferentes para cada músculo, ciertas características como el comienzo de actividad, pueden ser comunes a muchos músculos (Davis & Vaughan, 1993). Un avance se ha dado en los últimos años con la aparición de una técnica que es capaz de descomponer los patrones EMG registrados a partir de numerosos músculos en unas pocas sinergias musculares (M. C. Tresch, Saltiel, & Bizzi, 1999)(Matthew C. Tresch, Cheung, & Avella, 2006). Éstas pueden definirse mediante los músculos activados en sincronía (con perfiles similares de EMG) (Yuri P. Ivanenko et al., 2003)(Avella & Bizzi, 2005)(Torres-Oviedo, Macpherson, & Ting, 2006)(Ting & McKay, 2007). El algoritmo de descomposición utilizado para identificar sinergias musculares posee dos componentes: un componente fijo (denominado “ vectores de sinergia muscular “), que representa el peso relativo de cada músculo en cada sinergia y un componente variable en el tiempo (denominado “coeficiente de sinergia de activación”), que representa la contribución relativa de esa sinergia muscular en el patrón motor general (Torres-Oviedo & Ting, 2007)(Hug, Turpin, Guével, & Dorel, 2010). Se presume que cada sinergia muscular está modulada por una única señal del cerebro (Ting & McKay, 2007). En consecuencia, este sistema proporciona una estrategia atractiva, simplificada, para el control de movimientos complejos, ya que reduce el número de patrones de salida que el sistema nervioso debe especificar para un gran número de músculos (Raasch & Zajac, 1999). Ello podría permitir el valorar en un antes/después de una lesión el cómo se recupera un patrón determinado en lugar de valorar la acción individual de cada músculo. Se ha demostrado por ejemplo que durante la marcha cinco sinergias musculares representan la mayor parte de la variabilidad en las señales de EMG de superficie de 32 músculos (Yuri P. Ivanenko, Poppele, & Lacquaniti, 2006). Numerosos estudios han proporcionado pruebas que apoyan la hipótesis de que el sistema nervioso central produce el movimiento a través de la combinación de grupos de sinergias musculares (M. C. Tresch et al., 1999)(Torres-Oviedo et al., 2006)(Torres-Oviedo & Ting, 2007). Sin embargo otros autores sugieren que las sinergias musculares reflejan limitaciones de trabajo en lugar de reflejar una estrategia de control neural (Kutch, Kuo, Bloch, & Rymer, 2008)(Valero-Cuevas, Venkadesan, & Todorov, 2009). Se hace muy útil para el estudio de la coordinación muscular, especialmente cuando se refieren a tareas en las que participan múltiples grupos musculares, como es el caso de tareas laborales repetitivas complejas. Todo ello pese a estas diferencias y debido a que el método es capaz de describir múltiples patrones de actividad muscular de una manera integradora.

El análisis de EMG permite obtener información añadida de utilidad si se hacen transformaciones de los datos mediante el análisis en el dominio de frecuencia. Utilizando transformación de ondículas (wavelet transform) sistema por el que la señal de EMG se descompone en sus intensidades tanto en el dominio tiempo como en el dominio frecuencia (representación tiempo-frecuencia), algunos autores (V. von Tscharner, 2000)(Vinzenc von Tscharner,

2002)(Wakeling, Pascual, Nigg, & Tscharnner, 2001)(Wakeling, Tscharnner, Nigg, & Stergiou, 2001)(Wang, Zatsiorsky, & Latash, 2005) han aportado datos valiosos en relación con patrones de intensidad EMG. Esta transformación permite obtener más información acerca de la activación muscular, especialmente en lo relativo a las estrategias de reclutamiento de unidades motoras y del tipo de fibra muscular (Vinzenc von Tscharnner, 2002) (Vinzenc von Tscharnner & Nigg, 2008). Hay un orden predeterminado de reclutamiento (Figura 12), si se requiere menor reclutamiento de tipos de fibras la fatiga tardará más en aparecer.

Figura 12



Se ha usado para caracterizar la actividad en pacientes afectados por distonía muscular (Wang et al., 2005) así como Von Tscharnner y Valderrabano (Vinzenc von Tscharnner & Valderrabano, 2010) la han usado para establecer una clasificación de patrones de activación de varios músculos relacionada con el caminar en pacientes con osteoartritis. La capacidad de inferir información mediante un análisis espectral de la EMG de superficie en lo relativo a reclutamiento de unidades motoras y tipos de fibras se basa en dos supuestos (Farina, 2008): primero que la velocidad media de conducción de la unidad motora activa está relacionada con las proporciones del tipo fibra y segundo que

los cambios en las propiedades espectrales están vinculados a los cambios en la velocidad de conducción media. Parece ser que estos supuestos no están validados por completo (Farina, 2008)(Vinzenz von Tschärner & Nigg, 2008). Por tanto estas pequeñas matizaciones han de tenerse en consideración cuando sea oportuno.

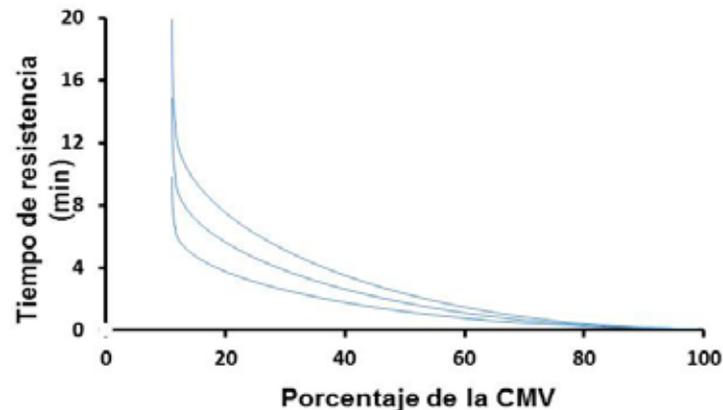
La EMG de superficie como técnica está ampliamente aceptada (Soderberg & Knutson, 2000)(Farina et al., 2004) pero en su uso hay que tener en cuenta estos condicionantes referidos, así como otros relacionados con el procesamiento de señal. Han de considerarse al valorar los fenómenos de fatiga en tareas repetidas con amplia participación muscular. Uno de ellos es la cancelación de amplitud, que se refiere a la cancelación de las fases positivas y negativas de los potenciales de acción de las unidades motoras (Farina et al., 2004). Esta cancelación de amplitud de la EMG de superficie podría llegar al 62% (Keenan, Farina, Maluf, Merletti, & Enoka, 2005). Sin embargo la normalización EMG de los valores con respecto a la contracción máxima voluntaria isométrica resuelve en parte este problema, pero es posible que induzca una sobreestimación de la actividad EMG en los niveles intermedios de actividad muscular (Keenan et al., 2005). Por tanto la cancelación de amplitud puede interferir con la sensibilidad del nivel absoluto de actividad de EMG en respuesta al aumento de impulso neural para altos niveles de excitación y por ello se debe de tener precaución cuando se comparan actividades EMG registradas durante diferentes tareas. En el caso de evaluación de situaciones con fatiga hay que añadir que la cancelación de amplitud se magnifica con la fatiga (Keenan et al., 2005), principalmente debido a que la disminución en la velocidad de conducción de la fibra muscular aumenta la duración de los potenciales de unidad motora, lo que conduce a un mayor solapamiento entre los potenciales. En consecuencia, se debe de tener cuidado cuando se estudia la influencia de la fatiga en la coordinación muscular y en especial cuando se valora el nivel de la actividad muscular.

Los efectos de cancelación de la amplitud se pueden disminuir notablemente por la normalización de la señal de EMG con respecto a una contracción voluntaria máxima isométrica. Por otra parte, para ciertos estudios en los que lo esencial es la forma del patrón o la temporalidad (por ejemplo para una tarea repetida plurisegmentaria), la cancelación de amplitud no parece ser un gran problema. Si se realiza la normalización se debe de tener cuidado para normalizar las señales de EMG con respecto a una contracción voluntaria isométrica, incluso si las comparaciones de los patrones de EMG se llevan a cabo a lo largo de la misma sesión experimental (es decir, sin tener que reemplazar, con posible cambio de posición, los electrodos de EMG). Otro problema que puede surgir es el de la contaminación de la señal EMG por la actividad eléctrica de un músculo cercano (*crosstalk*). Se sabe que la transmisión de la señal depende del espesor de la capa subcutánea (Solomonow et al., 1994) y del sistema de detección que se emplee (De Luca & Merletti, 1988). Por otra parte existe interferencia mutua entre dos músculos cercanos

durante movimientos dinámicos, como la marcha. Este fenómeno podría explicar en parte la alta variabilidad inter-individual de los patrones EMG a menudo referidos en actividades complejas de miembros inferiores (Hug, Drouet, Champoux, Couturier, & Dorel, 2008)(Hug et al., 2010)(Guidetti, Rivellini, & Figura, 1996). Además a este fenómeno se asocia de hecho la variabilidad entre los sujetos en la proporción de uso de músculos, así como la debida a las diferencias en la colocación de electrodos. Las interferencias pueden parecer ser señales generadas por el músculo, haciendo que él sea considerado activo cuando no lo está (Chiti et al., 2008). La contaminación de la señal es una de las fuentes de error más importantes en la interpretación de EMG de superficie. El problema se puede amplificar en el análisis de sinergias musculares ya que puede exagerar una correlación positiva entre músculos y por tanto dar lugar a una interpretación errónea de sinergias musculares y con ello modificar la valoración de su co-activación en casos de fatiga. El problema no parece grande si se considera que los electrodos de superficie estén correctamente colocados y se ha demostrado que tanto la EMG de superficie como los electrodos intramusculares producen patrones similares de EMG (Y. P. Ivanenko, Poppele, & Lacquaniti, 2004)(Chapman, Vicenzino, Blanch, Knox, & Hodges, 2010). Como cada músculo tiene diferente porcentaje de tipos de fibras, su curva de fuerza mantenida en el tiempo es diferente entre ellos y con ello lo será el grado de fatiga; en caso de una interpretación errónea se puede estar valorando la curva de un músculo en lugar de la de otro (Figura 13).

Cuando se evalúa la actividad muscular mantenida, como es el caso cuando se valora el grado de actividad en el tiempo para ver signos de fatiga, un fenómeno añadido que hay que considerar es que la actividad muscular no es similar en todas sus zonas, sino que hay una variación espacial.

Figura 13



Como se comprueba en los animales (Chanaud, Pratt, & Loeb, 1991) y en los seres humanos (Holtermann, Roeleveld, & Karlsson, 2005), la actividad muscular no es uniforme en el músculo. El nivel de actividad EMG (registro de superficie o profundo) puede variar en distintos lugares del músculo; además de la ubicación relativa con respecto a las placas terminales (donde se generan los potenciales de acción) y los tendones (donde se extinguen los potenciales de acción), existe una heterogeneidad en la distribución espacial de tipos fibra muscular, de variación con el movimiento en su relación mecánica con las articulaciones que incluye (Chanaud et al., 1991) y en la posibilidad de contaminación con otros músculos. Al estudiar fatiga muscular en tareas repetidas, la localización de los electrodos de registro es importante, ya que se van a obtener señales de una localización concreta que hay que elegir. La localización determinará las variaciones que puedan encontrarse en los registros sucesivos (al ser tarea repetida) así como los problemas que puedan verse en relación con las diferencias según localización. Esto hace que al registrar y analizar señales de diferentes músculos que actúen conjuntamente la posibilidad de inexactitudes y errores puede reducirse o aumentarse según la elección inicial de lugares de registro, así como según tarea encomendada a los sujetos (grado de actividad dinámica y participación en el tiempo de diferentes músculos).

Cuando se estudia la coordinación muscular, la variabilidad espacial de la actividad muscular puede complicar la interpretación de la señal EMG superficial principalmente por dos razones: por el desplazamiento relativo de los electrodos con respecto al músculo ya que suele estudiarse la fatiga en la coordinación muscular durante una tarea repetida en un ejercicio dinámico y por la variabilidad interindividual de la colocación de los electrodos y, por tanto, del lugar de registro. La primera limitación puede reducirse mediante EMG de superficie de alta densidad (probar la actividad EMG sobre un área mayor) pero hasta ahora el potencial de este enfoque aún no ha sido determinado, teniendo en cuenta que hay limitaciones a su uso como el número reducido de músculos que se pueden estudiar simultáneamente y el gran número de canales a procesar posteriormente. La segunda limitación puede reducirse colocando el electrodo siempre en la misma ubicación en los diferentes sujetos que, sin embargo, no es fácil debido a que la morfología puede variar entre ellos. Mesin et al. recomiendan que cuando se usa un solo par de electrodos por músculo, ambos deben ser colocados en un lado de la zona de inervación y para todo el rango del movimiento (Mesin, Smith, Hugo, Viljoen, & Hanekom, 2009).

Con lo expuesto, puede decirse que en los casos en que la interferencia es limitada, la forma del patrón EMG en su conjunto no varía mucho con una diferente colocación de electrodos, pero sí que puede variar la estimación del inicio, final y nivel de actividad de los músculos. Esto puede evitarse si la colocación de los electrodos es rigurosa: aunque la variabilidad espacial puede dar una ligera variabilidad entre sujetos y en los resultados obtenidos

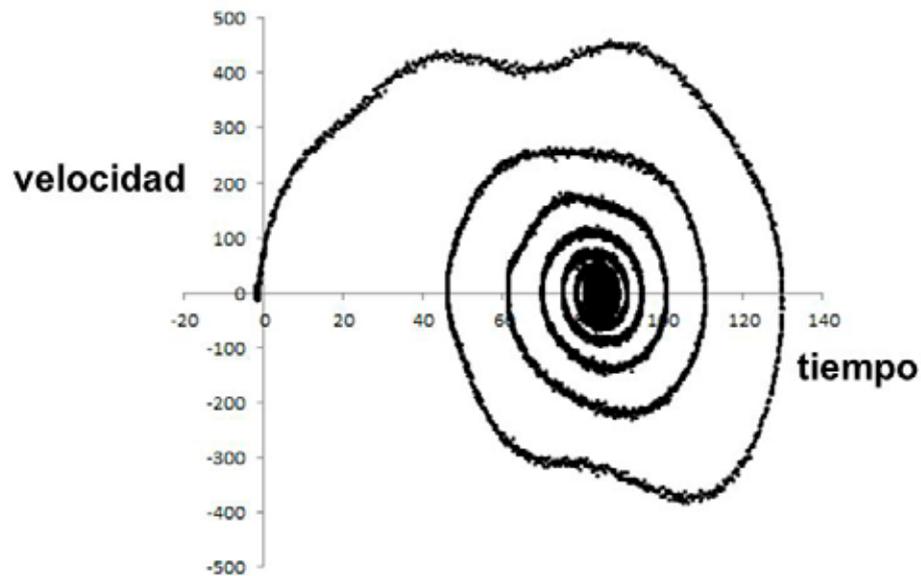
en diferentes momentos, no es un problema importante al estudiar la fatiga en tareas repetidas con coordinación muscular si se realizan las adecuadas normalizaciones en el análisis de señal.

El procesamiento de señal también es importante, y dentro de él el suavizado de la envolvente (área bajo la curva). Por ello la elección del filtro de paso de bajas frecuencias para la envolvente es una consideración importante para el análisis de resultados. Debe de elegirse de modo que haya una lógica en base a la biofísica para la interpretación de la señal de salida (David A. Winter, 2009). Se utiliza una amplia variedad de filtros de paso bajo a partir de 3 Hz -para el análisis de la marcha (D. A. Winter & Yack, 1987)- a 40 Hz (Guidetti et al., 1996) lo que lleva a diferentes patrones de EMG. Kamen y Gabriel (Kamen & Gabriel, 2010) recomendaron que un filtro de paso bajo se fije en un nivel que conserve el 95% de la potencia total del movimiento que se estudie tal como demuestra Shiavi et al. (Shiavi, Frigo, & Pedotti, 1998) para el análisis de ciclos consecutivos de la marcha requiriéndose (estimándose como apropiada) una frecuencia mínima de corte de aproximadamente 9 Hz. La lógica detrás de esta recomendación es que la frecuencia de registro no puede obviar la frecuencia de movimiento, dependiendo por lo tanto del estudio. Para comparar adecuadamente los patrones de EMG (es decir, para comparar los patrones EMG con el mismo suavizado) de un movimiento puede estimarse una frecuencia de muestreo como mínimo de 5 veces la del gesto en estudio (por ejemplo 9 Hz puede ser apropiada para un movimiento de ciclo realizado en 1,8 Hz (que sería la frecuencia de paso en el caminar del estudio de Shiavi et al. (Shiavi et al., 1998); 5 Hz para un movimiento de ciclo más lento realizado a 1 Hz ). Hay que tener en cuenta que si diferentes sujetos mueven a diferentes frecuencias, hay que tener un criterio común a la hora de tomar muestras. Así mismo si se compara el mismo sujeto a diferentes frecuencias de tarea hay que valorar cual ha de ser la frecuencia de muestreo.

Ya que tanto la variabilidad interindividual de los perfiles de EMG (Kleissen, 1990) como la detección de inicio y final de la activación muscular (Hodges y Bui, 1996) pueden estar influidos por el filtro de paso bajo, se debe de tener cuidado al comparar los resultados de los estudios que utilizan diferentes frecuencias de corte. En el caso específico de estudios sobre sinergias musculares, como suele ser el caso en el estudio de patrones bajo fatiga, la elección de la frecuencia de corte de paso bajo es de primordial importancia en el análisis y valoración de sinergias que expliquen el mayor porcentaje de la varianza del patrón. Se ha indicado (Hug et al., 2010) que por ejemplo al seleccionar el menor número de sinergias que representa el 90% de la varianza explicada a partir de datos obtenidos de EMG, el número de sinergias musculares varía entre tres (para una frecuencia de corte de paso bajo fijado en 3 o 9 Hz) y cinco (para una frecuencia de corte de paso bajo fijo de 40 Hz). Este es un tema metodológico frecuentemente obviado en los estudios de sinergias musculares, a pesar de su gran importancia.

Al evaluar patrones repetidos en tareas seleccionadas, otro elemento a considerar es la normalización de la escala de tiempo. Es sabido que con el fin de obtener un perfil representativo de EMG así como para aumentar la relación señal/ruido (Bruce et al., 1977) se promedian ciclos consecutivos. Debido a que la duración del ciclo puede variar de ciclo a ciclo, se requiere primero interpolar cada ciclo con el fin de tener un número igual de puntos para su posterior promedio. Dependiendo de la duración del ciclo (y por lo tanto, la velocidad de movimiento) hay que valorar la cantidad de puntos de muestreo (100-400 indican Shiavi y Green (Shiavi & Green, 1983)) y todo ello en relación con la frecuencia de muestreo. Para comparar los patrones de EMG en cada sujeto (diferentes ciclos) o entre individuos es necesario utilizar una técnica de normalización de tiempo de manera que se pueda comparar punto por punto la actividad EMG. Un método comúnmente utilizado para normalizar es convertir linealmente el eje de tiempo del ciclo registrado experimentalmente a un eje que represente el porcentaje del ciclo (D. A. Winter & Yack, 1987) (Shiavi et al., 1998)(Hug et al., 2010). Hay símiles en el campo de la cinemática (Figura 14: Cambio angular en el tiempo en sucesivos ciclos de un frenado pendular articular). Sin embargo, el problema siguiente que aparece es la variabilidad intraindividual e interindividual en la cinemática en la duración de las diferentes fases dentro del ciclo (Decker, Berge, Renous, & Penin, 2007)(Gregor, Broker, & Ryan, 1991)(Soper & Hume, 2004)(D. A. Winter & Yack, 1987)(Guidetti et al., 1996).

Figura 14

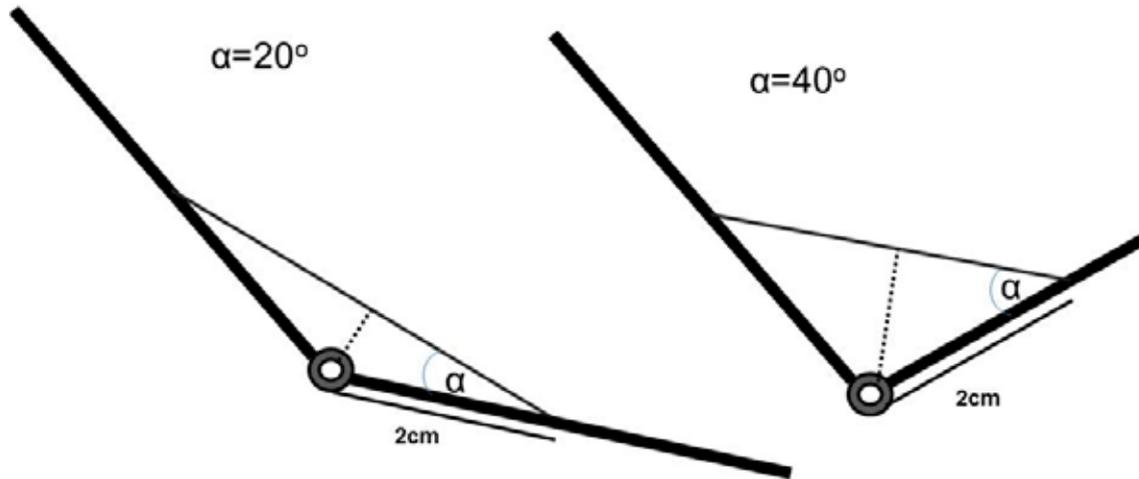


La proporción puede ser muy variable entre una fase de impulsión, una fase de recuperación, una fase de apoyo o una fase de frenado. A ello se suma que las diferentes fases de actividad muscular pueden no corresponderse entre ciclos o entre sujetos en su relación con las fases en otros músculos (complementarios, sinergistas, frenadores, antagonistas...).

Por lo tanto hay que tener cuidado al comparar los patrones de EMG y especialmente cuando se comparan los tiempos de activación muscular entre sujetos. Una solución para resolver este problema parece ser el normalizar la EMG con respecto a los datos cinemáticos. Por ejemplo en algunos estudios centrados en el pedaleo los datos de EMG se sincronizan y se normalizan con respecto al ángulo de la biela (Ericson, 1986)(L. Li & Caldwell, 1998) (Dorel, Couturier, & Hug, 2009). Esto es más sencillo en tareas en las que se trabaja en cadena cerrada como es el caso ya que la limitación mecánica (grados de libertad) facilita una mejor reproducibilidad del gesto. Sin embargo para otras actividades (por ejemplo caminar, coger y dejar objetos) es más difícil de determinar una referencia que asegure que la cinemática sea similar en todos los ciclos. Algunas técnicas de alineación o el análisis de Procrustes se han utilizado para la comparación de los patrones de tiempo normalizado (Sadeghi et al., 2000)(Decker et al., 2007) aunque hasta la fecha estas técnicas han sido escasamente utilizadas para el estudio de la coordinación muscular.

Otro elemento a considerar en la evaluación de patrones de actividad muscular repetida es la normalización en la amplitud del EMG tal como se recomienda por diversos autores (E. M. Winter & Brookes, 1991)(Soderberg & Knutson, 2000) y esto así tanto entre los diferentes músculos como entre los diferentes sujetos. En la mayoría de casos, la actividad EMG se valora en relación con un registro anterior tomado como control de una contracción voluntaria máxima isométrica realizada en una posición de longitud muscular determinada (Dubo et al., 1976)(Arsenault, Winter, Marteniuk, & Hayes, 1986). En situaciones en las que es difícil de obtener la contracción voluntaria máxima isométrica (como puede ser con el trapecio) la normalización se puede realizar con respecto a contracciones submáximas aunque sea menos fiable (Yang & Winter, 1984). Estas normalizaciones se critican ya que se hacen las mediciones en un ángulo estático arbitrario pudiendo dar posibles interpretaciones erróneas (Mirka, 1991) ya que se usa como elemento comparativo de movimientos dinámicos, que son lo habitual en los estudios de coordinación muscular. El ángulo elegido es importante ya que está demostrado que la activación voluntaria depende del ángulo usado (Prasartwuth, Allen, Butler, Gandevia, & Taylor, 2006); es menor en el ángulo de máxima flexión en comparación con el ángulo de máxima extensión. Para un trabajo efectivo determinado se requiere más esfuerzo total en ciertas angulaciones (20 grados en el ejemplo de la Figura 15) lo que provoca una fatiga precoz.

Figura 15



A resultados de ello, pueden darse situaciones extrañas como que se halle un nivel de actividad superior al 100% de IMVC (Hautier et al., 2000)(Jobe, Moynes, Tibone, & Perry, 1984). Por otra parte, no hay que olvidar que si se estudia coordinación muscular mediante el registro simultáneo de numerosos músculos estos procedimientos de normalización pueden consumir mucho tiempo y ser por lo tanto difíciles de realizar.

Los métodos de normalización pueden ser utilizados para obtener un grado aproximado de la actividad muscular o para determinar la temporalidad y cantidad de señal de los principales músculos involucrados en un movimiento determinado. En ocasiones se recomienda la normalización para disminuir la influencia de señales captadas simultáneamente de otros músculos (*crosstalk*) (Keenan et al., 2005) así como en estudios que examinan los cambios en el nivel de actividad muscular producidos por factores como la posición corporal o la carga de trabajo.

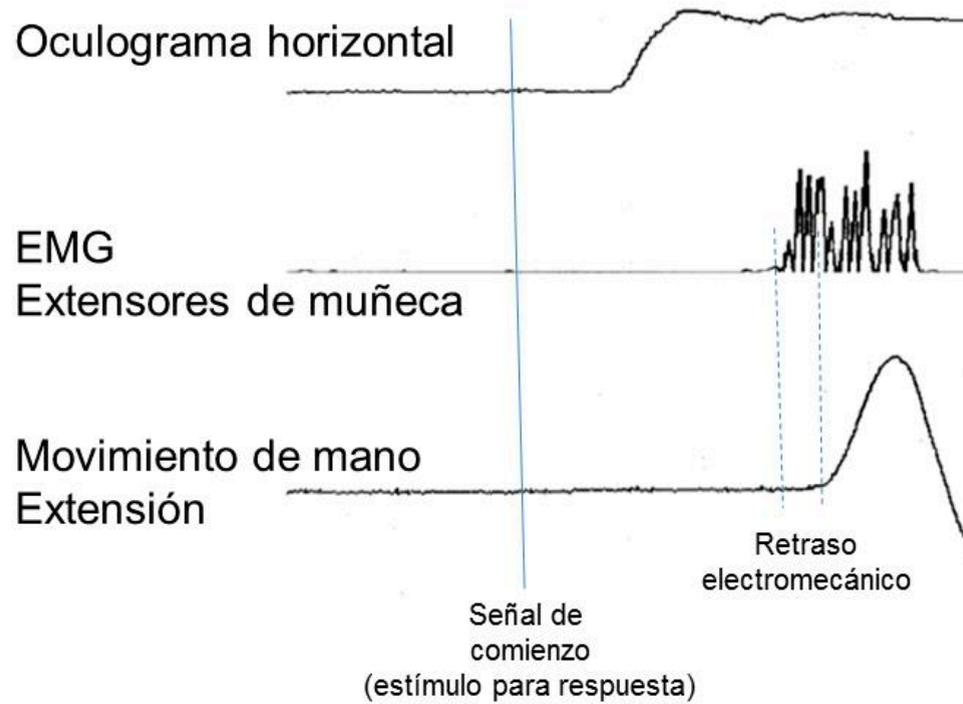
La interpretación clínica de la dinámica de datos EMG, su temporalidad, generalmente se basa en evaluaciones de los tiempos de activación/desactivación muscular. Para una mejor comprensión de los cambios en el tiempo suele ser necesario un correlato cinemático en complemento a la EMG, haciendo en ocasiones innecesario el conocer el nivel de actividad muscular (ausencia de requisito de la normalización de amplitud). Para detectar con precisión el

inicio y final por lo general, se elige un valor umbral EMG un número de veces más allá de la desviación estándar de la media de la actividad basal o un porcentaje fijo del pico de EMG (G. H. Staude, 2001). A esta condición de umbral se le pide en ocasiones una duración mínima durante la que la señal ha de estar por encima del umbral, sin existir una concordancia entre los investigadores sobre el umbral (Hodges & Bui, 1996). Otros métodos hacen uso de algoritmos (Bonato, Alessio, & Knaflitz, 1998). Ya que se ha demostrado que hay un cambio de contenido de frecuencias de la señal EMG en el inicio de la activación muscular, se desarrollan métodos más avanzados centrados en el análisis tiempo-frecuencia (Merlo, Farina, & Merletti, 2003)(G. Staude & Wolf, 1999)(X. Li & Aruin, 2005).

Hay que considerar la posible variabilidad en la evaluación EMG de patrones musculares en actividades ocupacionales. Hay dos fuentes generales de variabilidad; una está relacionada a la adaptación del proceso de control (variabilidad entre pruebas y entre días), y la otra al proceso de medición. La primera se ha estudiado en diferentes actividades repetitivas (Kadaba et al., 1985)(Kevin P. Granata, Padua, & Abel, 2005)(Guidetti et al., 1996). Una buena capacidad de repetición no necesariamente indica que no haya variabilidad entre sesiones y hay que dudar de las conclusiones relativas a la modificación de los patrones EMG si la magnitud de los cambios registrados es menor que la variabilidad intrasesión. En otras situaciones en que el nivel de actividad muscular se compara entre diferentes tareas/ocupaciones durante la misma sesión de análisis, se podría recomendar que se cuantificara la capacidad de repetición. Si bien la variabilidad intrasesión se refiere principalmente a la propia de la coordinación muscular, aquella entre días refleja la variabilidad de factores que pueda haber tanto de coordinación muscular como de registro (incluyendo fenómenos como cambios en la impedancia entre piel y electrodo y posición de éste). Ésta última, si se hacen normalizaciones, no suele ser un gran problema y permite comprobar una buena reproducibilidad de registros (Kadaba et al., 1985)(K. P. Granata, Ikeda, & Abel, 2000)(Laplaud, Hug, & Grélot, 2006).

Otro factor que hay que considerar al valorar cómo en una situación de fatiga en tareas en que participan varios músculos, éstos se activan, viene dado por la medición del retraso electromecánico (Figura 16). Los cambios en la coordinación muscular (temporalidad) se deducen a menudo de los cambios en su temporalidad de activación (Billaut, Basset, & Falgairrette, 2005)(Samozino, Horvais, & Hintzy, 2007). Debido al retraso electromecánico (esto es, el tiempo que transcurre entre la activación muscular y la producción de fuerza muscular –desplazamiento articular–), los tiempos de comienzo de activación muscular puede ser modificados sin cambios evidentes en los patrones de fuerza (Samozino et al., 2007).

Figura 16

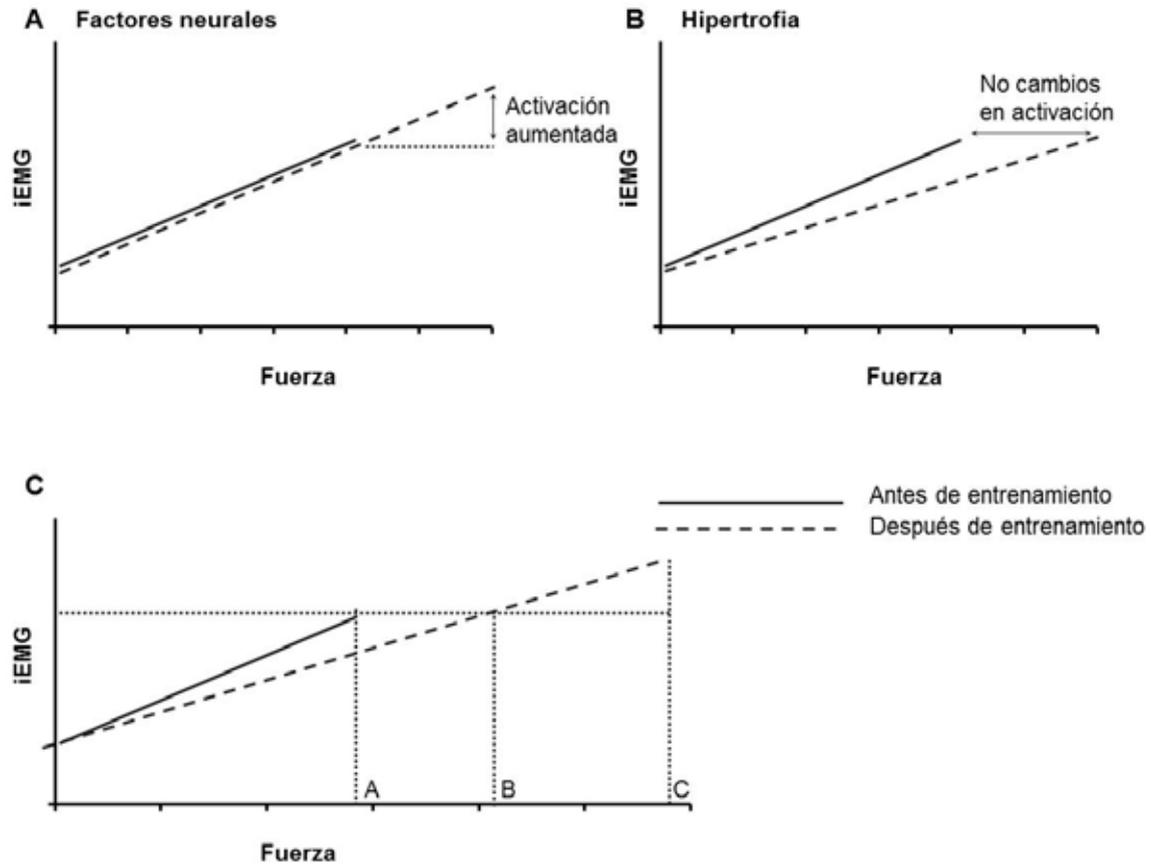


El retraso electromecánico está fuertemente influenciado por las propiedades mecánicas del tendón y aponeurosis, variables según estado funcional y entre sujetos (Abellaneda, Guissard, & Duchateau, 2009) viniendo dado por la propagación de fuerza a lo largo del componente pasivo del elemento elástico (tendón y aponeurosis). Cavanagh y Komi (Cavanagh & Komi, 1979) han indicado valores individuales de retraso electromecánico que van desde unos 40 ms a unos 80 ms, conllevando una posible variabilidad inter-individual en el inicio de la actividad EMG sin variabilidad en el inicio de la producción de fuerza. Por ello es difícil valorar la distribución de fuerza entre los músculos de forma individual para producir una determinada combinación conjunta. Hemos de considerar la posibilidad de que los cambios en la temporalidad de la actividad muscular deban interpretarse teniendo en cuenta que pueden o no pueden estar vinculados a cambios en los patrones de fuerza.

En relación con los elementos de medición hay que destacar que la presencia de fatiga neuromuscular puede modificar el tiempo de activación de los músculos implicados en el movimiento en estudio. Sabiendo que el retraso electromecánico aumenta con la fatiga, diversos autores han planteado la hipótesis de que el tiempo de activación muscular también pueda estar modificado (Knaflitz & Molinari, 2003)(Pääsuke, Ereline, & Gapeyeva, 1999)(Billaut et al., 2005)(Sarre & Lepers, 2005). Mientras que algunos autores no han demostrado ningún cambio significativo (Knaflitz & Molinari, 2003) (Sarre & Lepers, 2005), Billaut et al. (Billaut et al., 2005) han indicado la existencia de cambios con la aparición de la fatiga (lo que no significa que haya necesariamente un cambio en el tiempo en la producción de fuerza muscular o que la coordinación muscular se altere).

Numerosos estudios se han centrado en las alteraciones EMG en el nivel de actividad de músculos de extremidades inferiores durante ejercicios fatigantes (Petrofsky, 1979)(Housh et al., 2000)(Hautier et al., 2000)(Billaut et al., 2005)(Kellis & Liassou, 2009)(Patras et al., 2009). La mayoría de estos estudios han interpretado un aumento en la relación de actividad EMG/fuerza como un signo de fatiga neuromuscular incluyendo como posibles causas tanto un reclutamiento adicional de unidades motoras para compensar la disminución en fuerza de contracción de las fibras musculares fatigadas (Edwards & Lippold, 1956) como un aumento de la frecuencia de disparo así como de sincronización en el reclutamiento de unidades motoras (Gandevia, 2001) como un enlentecimiento en la velocidad de conducción del potencial de acción de la fibra muscular (Lindstrom, Magnusson, & Petersén, 1970). Como efecto adverso de la fatiga (y modificador de la medición) podría suponerse que la misma induce cambios en la coordinación de los músculos participantes. Por tanto, un aumento en el nivel de actividad EMG no está necesariamente vinculado a fatiga muscular y podría haber sido inducido por la compensación entre los músculos. De la misma manera, la ausencia de cambios en la actividad EMG de un músculo dado no indica necesariamente que no haya una disminución en la producción de fuerza a este nivel muscular y por lo tanto que haya una ausencia de fatiga. De hecho, un mismo nivel de actividad EMG de un músculo podría estar vinculado a una producción menor de fuerza debido a la alteración de sus propiedades contráctiles (Figura 17). Por lo tanto, es difícil disociar los efectos de la fatiga neuromuscular y los cambios de patrones de coordinación muscular.

Figura 17



Durante una situación de fatiga puede haber aumento de actividad muscular a carga constante, pero puede deberse a un cambio de estrategia de coordinación muscular (aumento en la producción de fuerza muscular para unos músculos para compensar la fatiga en otros, es decir sin fatiga en aquellos) o bien deberse a un cambio en el reclutamiento de unidades motoras y frecuencia de disparo con cambios en la sincronización muscular y la ralentización en la velocidad de conducción del potencial de acción de la fibra muscular. Con el fin de aislar mejor los efectos directos de la fatiga neuromuscular de los cambios en la coordinación muscular, es posible medir los componentes neurales (onda M, activación voluntaria, nivel de actividad máxima) y propiedades contráctiles (contracción muscular) de un grupo de músculos en diferentes instantes de un ejercicio que conlleve fatiga. De esta manera, Lepers et al. (Lepers, Maffiuletti, Rochette, Brugniaux, & Millet, 2002) midiendo las propiedades (neuronales y contráctiles) de cuádriceps en un ejercicio de varias horas refieren que las propiedades contráctiles se alteran de manera significativa después de la primera hora, mientras que las órdenes centrales se modifican más al final del ejercicio. A estos efectos hay que indicar que esta información sólo se puede obtener de manera simultánea en algunos músculos. Podría decirse que al estudiar la coordinación muscular en relación con la fatiga además del análisis de EMG de superficie y valorar los cambios en los patrones (actividad y sincronización muscular) sería probablemente adecuado el explorar ciertos fenómenos a nivel neural (onda M, activación voluntaria, nivel de actividad máxima) y a nivel de propiedades contráctiles (contracción muscular) de los músculos más fatigables de forma comparativa antes y al final del ejercicio. A ello se puede sumar el realizar un análisis tiempo-frecuencia (transformación de ondas) lo que daría información sobre los cambios en la temporalidad de la activación muscular, del nivel de actividad muscular y de la frecuencia EMG en los periodos de movimiento que interesen (Vinzenc von Tscharnner, 2002).

## INTERVENCIONES

Por lo expuesto, en la prevención de TME en lo relativo a tareas repetitivas y fatiga hay diferentes elementos que hay que considerar que incluyen elementos de la propia tarea, como son la carga, su ritmo, las modificaciones de la misma y pausas, elementos propios del sujeto como es la edad y la capacidad de activación adecuada de musculatura principalmente de miembros superiores, tronco y ocular, sin obviar las percepciones de fatiga y disconfort que puedan aparecer.

### Modificaciones intratarea.

Los trabajos que implican tareas repetitivas, tales como los trabajos de ensamblaje de ciclo corto o de despiece, siguen siendo frecuentes y se asocian a un aumento en la prevalencia de los trastornos musculoesqueléticos de origen laboral (TME), en particular en miembro superior (National Research Council & Institute of Medicine, 2001) (Buckle & Devereux, 2002) (Svend Erik Mathiassen, 2006) (Larsson, Søgaard, & Rosendal, 2007). Se ha sugerido que la ausencia de variación es una causa importante de estos trastornos musculoesqueléticos. Por ello las tareas cíclicas asociadas a una baja variabilidad ciclo a ciclo en el movimiento articular, en la coordinación interarticular y en la actividad muscular entre repeticiones sucesivas pueden predisponer a la fatiga y, con el tiempo, a cuadros dolorosos (Svend Erik Mathiassen, Möller, & Forsman, 2003) (P. Madeleine, 2010) (D. Srinivasan & Mathiassen, 2012). La variabilidad ciclo a ciclo, de acuerdo con la literatura de control motor, debe de estar presente incluso cuando una persona intenta repetir de forma idéntica una tarea concreta (Newell, 1993). Varios estudios han sugerido que el aumento de la variabilidad motora puede tener un efecto positivo en la mitigación del avance de fatiga en las extremidades superiores (Palmerud, Sporrang, Herberts, & Kadefors, 1998) (Falla & Farina, 2007) (Pascal Madeleine & Farina, 2008) (Jaap H. van Dieën, Westebring-van der Putten, Kingma, & de Looze, 2009).

La variabilidad motora permite también utilizar grados de libertad redundantes, tanto a nivel individual muscular, como a nivel entre músculos y entre articulaciones (Cote, Feldman, Mathieu, & Levin, 2008) (Pascal Madeleine & Farina, 2008) (Holtermann, Grönlund, Ingebrigtsen, Karlsson, & Roeleveld, 2010). Dichas intervenciones pueden ser una manera de reducir TME y de preservar el rendimiento (Côté, Raymond, Mathieu, Feldman, & Levin, 2005) (Cote et al., 2008) (Selen, Beek, & van Dieën, 2007) (Fuller, Fung, & Côté, 2011). Aparte de la cantidad de variabilidad ciclo a ciclo, la estructura de la misma (variabilidad) también ha sido propuesta como origen de información

relevante para entender el control motor de la tarea (Sosnoff, Valantine, & Newell, 2006), y se ha sugerido que su estructura se relaciona con el eje aparición/ausencia de dolor cervical y en hombro así como en la mayor o menor capacidad de realización de trabajos repetitivos utilizando las extremidades superiores (P. Madeleine & Madsen, 2009) (P. Madeleine, 2010).

En una reciente revisión sobre la variabilidad motora (D. Srinivasan & Mathiassen, 2012), los autores concluyen que la misma, representada tanto por su tamaño como por su estructura, es un tema relevante en el contexto laboral, asociada al estudio del trabajo repetitivo, fatiga y dolor. Todo ello nos lleva a considerar la intervención investigadora en varias áreas clave para poder comprender las relaciones entre la variabilidad motora y estos resultados. Una pregunta clave en investigación es comprender mejor que elementos externos en el diseño del trabajo pueden utilizarse para manipular sistemáticamente la variabilidad motora. Por tanto, aunque la variabilidad motora se produce en cierta medida entre ciclos de tareas repetitivas, puede ser modulada sistemáticamente mediante la manipulación de diversos factores que incluyen:

- ritmo de trabajo.
- demandas de precisión.
- la configuración del puesto de trabajo.
- el manejo de cargas cognitivas.

La investigación sobre estos aspectos es necesaria, tanto para aflorar posibles intervenciones que puedan promover la variabilidad motora en el entorno del trabajo y, a un nivel más básico, para investigar las relaciones entre la variabilidad motora y los resultados fisiológicos relevantes en lo relativo a TME.

No sólo la variabilidad dentro de la tarea sino el ritmo de ejecución puede ser una variable de intervención en la prevención de TME por tareas repetidas y fatiga. El trabajo repetitivo de ciclos cortos se sospecha que se asocia a un mayor riesgo de trastornos en las extremidades superiores, hombros y cuello (Björkstén, Almby, & Jansson, 1994) (David & Buckle, 1997). Las tareas manuales de precisión de ciclo corto pueden encontrarse en ramas variadas de la industria (Fallentin et al., 2001) (Hansson et al., 2006) (Nordander et al., 2008), en el procesamiento de alimentos (Ohlsson et al., 1994) (Juul-Kristensen et al., 2002) y en actividades de clasificación de cartas (Thomsen, Hansson, Mikkelsen, & Lauritzen, 2002).

En tareas de ciclo repetido se ha observado la disminución en el rango promedio de movimiento al subir la frecuencia (Bosch et al., 2011). Datos similares han sido hallados en otro estudio (D. Srinivasan, Samani, Mathiassen, & Madeleine, 2015) considerando en éste de forma añadida que una disminución en el área media bajo la curva de movimiento se puede interpretar como una consecuencia de la disminución de la amplitud del mismo, así como una reducción del tiempo de ciclo. El estudio de Bosch et al. (Bosch et al., 2011), registró una disminución en el rendimiento con el aumento en el ritmo de trabajo, algo de lo que disiente el estudio de Srinivasan (D. Srinivasan et al., 2015). Ambos trabajos tienen diferencias ya que en el de Bosch los sujetos realizaron la tarea de trabajo durante 2 horas, mientras que en el de Srinivasan fueron sesiones de 7-8 minutos.

Así que, aunque Bosch et al. (Bosch et al., 2011) encontraron que el tamaño de la variabilidad motora aumentó con la frecuencia (para algunas de las variables calculadas tales como la velocidad y aceleraciones), en el estudio de Srinivasan (D. Srinivasan et al., 2015) cuando el ritmo se incrementó, tanto el tamaño como la estructura de la variabilidad motora se redujeron sistemáticamente, indicando así que se mantiene el rendimiento, aunque a costa de una menor flexibilidad en el control motor. Investigaciones previas centradas en el efecto de ritmo en los movimientos repetitivos han sugerido que el aumento del ritmo no es recomendable, ya que las cargas musculares aumentan y pueden reducir el rendimiento (Odenrick et al. en Adams & International Ergonomics Association, 1988) (Sundelin, 1993) (S. E. Mathiassen & Winkel, 1996) (Laurson et al., 1998) (Davis, Marras, Heaney, Waters, & Gupta, 2002) (Visser, De Looze, De Graaff, & Van Dieën, 2004) (Bosch et al., 2011). El estudio de Srinivasan mostró que un ritmo más rápido puede ser problemático, incluso en situaciones en las que el cambio del mismo no da lugar a cambios ni en la ejecución ni en las cargas soportadas por los músculos. De este modo en el estudio de Srinivasan (D. Srinivasan et al., 2015) han encontrado que la variabilidad motora disminuyó con el aumento de la frecuencia, lo que podría, a la larga, conducir a resultados indeseables como son la fatiga muscular o una sobre-solicitación. Esta hipótesis está apoyada por estudios que muestran que una activación muscular más homogénea se asocia a un menor tiempo de resistencia y una tasa mayor de fatiga (J. H. van Dieën, Oude Vrielink, & Toussaint, 1993) (Farina, Leclerc, Arendt-Nielsen, Buttelli, & Madeleine, 2008) (Jaap H. van Dieën et al., 2009). La idea de que una mayor variabilidad motora puede ser un “factor protector” al reducir la aparición de TME debidos a un trabajo repetitivo ha sido propuesta y discutida en diversos estudios (Svend Erik Mathiassen et al., 2003) (Svend Erik Mathiassen, 2006) (Pascal Madeleine, Mathiassen, & Arendt-Nielsen, 2008) (Côté, 2012). En la situación actual se requerirían estudios de campo longitudinales que confirmaran cualquier relación causal entre la variabilidad motora y los TME en tareas repetitivas realizadas en un contexto real de trabajo.

## **Pausas de tiempo, carga, cambios en la tarea y ritmo de trabajo.**

En la prevención de TME parece evidente que la naturaleza, duración y frecuencia de las pausas en el trabajo han de ser evaluadas en cada caso individual. Un régimen reglado de 10 minutos de descanso tras una hora de trabajo continuo puede ser adecuado para personas que están metiendo datos, actividad en la que hay una mínima variedad de funciones, un ciclo de trabajo corto y a los trabajadores puede venirles bien tener sus descansos al mismo tiempo. Sin embargo, por ejemplo, en actividades de consulta de datos donde el ciclo de trabajo es relativamente más largo y hay una variedad de actividades intercaladas, el trabajador puede preferir tomar descansos espontáneos. Así, un régimen de descansos particular adecuado para un trabajo (entrada de datos) puede no ser apropiado a otros aparentemente parecidos (operadores de teclados).

Se podría abordar el problema del trabajo continuo mediante la introducción de periodos de descanso adicionales. Se ha demostrado que las pausas adicionales son capaces de reducir eficazmente el desarrollo de la fatiga (Hagberg & Sundelin, 1986) (Henning, Jacques, Kissel, Sullivan, & Alters-Webb, 1997) (Samani, Holtermann, Sogaard, & Madeleine, 2009). Diferentes estudios también han demostrado que la introducción de pausas activas podría ser aún más eficaz (Henning et al., 1997), aunque no todo el mundo está de acuerdo (van den Heuvel, de Looze, Hildebrandt, & Thé, 2003). Sin embargo, desde la perspectiva de la productividad, tales descansos no son siempre posibles o deseables.

La variación en la tarea, definida como el cambio en la exposición a la carga de trabajo en el tiempo (Svend Erik Mathiassen, 2006), puede ser un método alternativo para la prevención de TME por tarea repetitiva en el hombro. Pueden distinguirse diferentes tipos de variación en la tarea. El primer tipo de variación es la variación temporal en la que el tipo de actividad y la cantidad de trabajo no cambian, sólo cambia su patrón en el tiempo (por ejemplo, un cambio en el tiempo de ciclo (TC) con un ciclo de trabajo constante (DC)). Otro tipo de variación es la variación de la actividad en la que el tipo de actividad cambia en términos de patrón de fuerza o patrón de movimiento (por ejemplo, la rotación de tareas). En la práctica, una variación de la actividad (por ejemplo, mediante la rotación de puestos) se acompaña a menudo con variaciones en el patrón temporal.

Modificaciones en la variación temporal son el resultado de acortar TC asegurando así que los periodos de trabajo continuo se interrumpen con mayor frecuencia. En consecuencia, unas interrupciones frecuentes pueden impedir que el músculo llegue a la fatiga. Por lo tanto, con una variación temporal mayor, se espera que las manifestaciones

de fatiga muscular en la señal EMG (mayor amplitud y frecuencias más bajas) aparezcan con menos frecuencia o retrasen su aparición, haya menor presión arterial, menor frecuencia cardiaca, mayor ET y menor malestar percibido. En el estudio de Iridiastadi y Nussbaum (2006) los dos grupos de bajo versus alto TC mostraron, en promedio, que no hay diferencias en el ciclo de trabajo y en la intensidad, lo que permite pensar en una relación de los resultados del estudio con una variación temporal. En lo relativo a la reducción en las manifestaciones de la fatiga muscular en la señal EMG, los estudios valorados no han observado una combinación de disminución de la amplitud y aumento de frecuencia. En sólo un estudio, se observó la esperada disminución de la amplitud (Yassierli & Nussbaum, 2007) aunque se acompañó por una disminución de frecuencia, en lugar del esperado aumento de la frecuencia. En otros dos estudios no se encontró ningún efecto correspondiente a la disminución prevista en las manifestaciones de la fatiga muscular (Iridiastadi & Nussbaum, 2006) (Svend Erik Mathiassen, 1993). Estos estudios dirigen a pensar en la posibilidad de que las variaciones de tarea, al menos como han sido estudiadas, no son suficiente razón para poder obtener unas mejoras en signos de fatiga y sean recomendadas en la prevención de daño por fatiga en tareas repetitivas. Pese a ellos otros estudios recientes (Luger, Bosch, Veeger, & de Looze, 2014) confirman que los sujetos pueden mantener la ejecución de la tarea con una variación temporal mayor (TC cortos) (Svend Erik Mathiassen, 1993) (Yassierli et al., 2007). Un aumento de la ET también puede ser el resultado de interrupciones más frecuentes (CTs más cortos) lo que puede llevar a una mayor motivación y capacidad de mantener el trabajo durante un período de tiempo más largo. El estudio de Iridiastadi y Nussbaum (Iridiastadi & Nussbaum, 2006) también encontró un aumento de ET como un resultado de una mayor variación temporal, aunque las diferencias no fueron significativas. Por tanto las intervenciones con espaciaciones en el tiempo sí que parecen tener efecto en la reducción de fatiga.

Si el hecho de una variación de tareas facilita una reducción de fatiga, una mejor percepción subjetiva y menos problemas de salud es algo que requiere ser validado. Aunque actualmente no existe una clara evidencia que apoye una variación de la actividad como algo a ser implementado, se considera que una variación de la actividad para dar lugar a un trabajo más completo, más complejo, que resulta en una mayor motivación, reduce la monotonía y la posible aversión a la tarea (P. P. Kuijer et al., 1999).

Se puede considerar que la variación temporal puede aplicarse mediante la introducción de interrupciones más frecuentes. Se da el caso de que las actividades habituales son más ricas en variación que las propuestas a nivel de laboratorio, por lo que las posibilidades de rotación son en principio más frecuentes, pudiendo en su caso reducir la monotonía de la tarea. El hecho de que no haya pruebas claras de que la variación de tarea mejore ciertos

parámetros no conlleva a renunciar a su aplicación. Y por otra parte hay que recordar que una misma tarea, aunque pueda parecer homogénea en su conjunto, puede llevar implícitamente variaciones internas ya que no hay tarea que conste de un sólo movimiento.

Por tanto la variación de actividad se ejecuta en muchas ocasiones por sistemas de rotación o de racionalización de esfuerzo, y una mayor variación de la misma facilita más alternancias entre tareas de trabajo. Una mayor diversidad de tareas en el trabajo podría por tanto reducir la fatiga muscular pero es objeto de estudio. De esta forma se espera que la aplicación de una mayor variación de actividad de lugar en el registro de la señal EMG en las manifestaciones de fatiga muscular a una reducción de las mismas (menor amplitud y una frecuencia más alta que en casos de fatiga), menor frecuencia cardiaca, menor presión arterial así como reducir el malestar percibido. Es evidente que se requieren más estudios que indiquen la pauta a seguir en lo relativo a cambios de tarea.

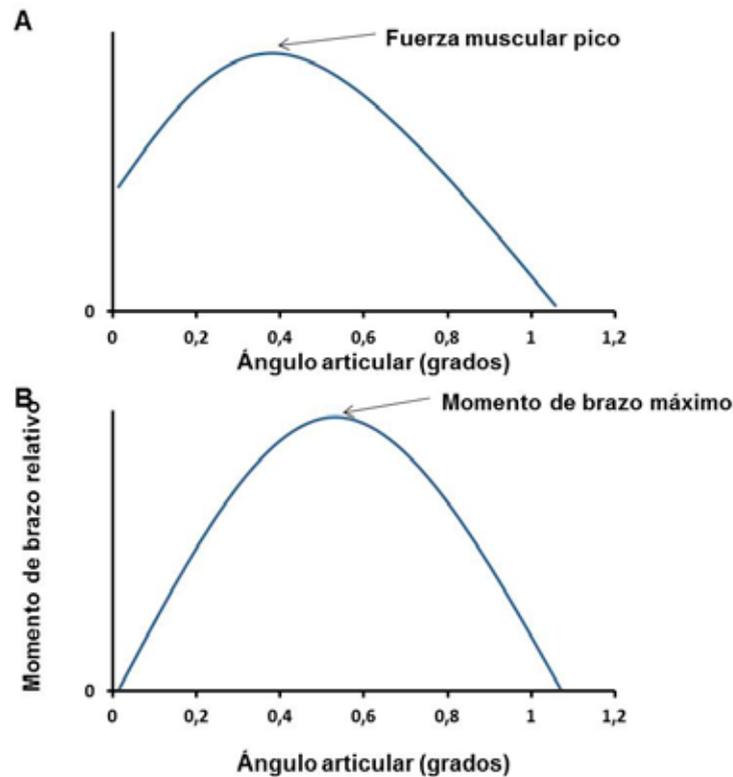
### **Edad de la persona y tipología de actividad muscular.**

En las decisiones de distribución y variación de tareas para la prevención de TME hay que tener en cuenta varios factores: la naturaleza del trabajo a realizar, disponer de una amplia batería de tareas, así como su aceptación tanto por la dirección como por los trabajadores, así como valorar las competencias y habilidades de los empleados en relación con la edad (Allwood & Lee, 2004) (Balogh, Ohlsson, Hansson, Engström, & Skerfving, 2006) (Christmansson, Fridén, & Sollerman, 1999). Rantanen y colaboradores (Rantanen et al., 1999) defienden que el efecto resultante de la disminución de fuerza causada por la interacción de la fatiga y el envejecimiento contribuye de forma importante a la discapacidad en los ancianos. Por tanto en evitación de TME y como recomendación en prevención sanitaria se considera necesaria la adecuación del lugar de trabajo para los trabajadores de más edad y con ello reducir los riesgos de daño humeral. Pueden ser estrategias de prevención eficaces con la edad las intervenciones temporales de diseño de tareas tales como la variación y rotación de trabajo, así como los descansos más frecuentes e intermitentes en lugar de ejecutar tareas continuas repetitivas. Además, hay suficiente evidencia en la literatura que demuestra que tanto los adultos jóvenes como los mayores podrían beneficiarse del entrenamiento en fuerza/resistencia en términos de aumento de fuerza, resistencia, adaptación neuromuscular, así como una mejor resistencia a la fatiga (Costill, Coyle, Fink, Lesmes, & Witzmann, 1979) (Hainaut & Duchateau, 1989) (Van Roie, Delecluse, Coudyzer, Boonen, & Bautmans, 2013) (Walker et al., 2014). Otro elemento de intervención puede valorar la adscripción de tareas según edades. Los cambios en el sistema neuromuscular (por ejemplo, disminución de la

fuerza muscular y propiedades contráctiles más lentas) relacionados con la edad pueden ser mecanismos de interacción posible entre la edad y el modo de contracción en lo relativo a la fatiga muscular (Kent-Braun, 2009).

Todo ello ha de considerarse junto con la edad los condicionantes articulares y musculares que no son coincidentes (Figura 18): existe una zona angular donde la fuerza muscular es máxima estando en relación con la disposición de las miofibrillas dentro del músculo y por otra parte es en otra zona angular donde se puede generar mecánicamente un momento angular máximo por lo que de una toma en consideración conjunta de ambos rangos o zonas angulares va a depender el rango de mayor utilidad (tanto para fuerza como para momento). Un mayor conocimiento sobre el efecto de tales intervenciones sobre la carga biomecánica puede ayudar a una mejor planificación del trabajo para reducir los riesgos de TME tanto para los trabajadores jóvenes como para los mayores.

Figura 18



El aumentar la variación temporal en el trabajo ofrece ciertos efectos positivos en algunos parámetros de resultado aunque se hayan observado en estudios de laboratorio sobre actividades isométricas aisladas. Esto da un apoyo limitado para su introducción en entornos de la vida real mediante la aplicación de interrupciones más frecuentes en el trabajo en actividades monótonas (trabajos de montaje, trabajos de recogida y depositar objetos, o trabajo de embalaje). Aunque hay pruebas consistentes en la literatura científica sugiriendo que los adultos mayores son más resistentes a la fatiga muscular que los adultos jóvenes durante contracciones musculares isométricas (Hunter et al., 2005) (Yassierli et al., 2007), algunos estudios han sugerido que esta ventaja relacionada con la edad se pierde durante las contracciones dinámicas (Yoon, Schlinder-Delap, & Hunter, 2013); algún estudio incluso sugiere un efecto invertido de la edad durante las contracciones dinámicas (Avin & Law, 2011) (Christie, Snook, & Kent-Braun, 2011). Los resultados de Qin (Jin Qin et al., 2014) ofrecen pruebas de que los adultos mayores (hecho en mujeres) no son más resistentes a la fatiga que los adultos jóvenes. El estudio se hizo con tareas dinámicas simuladas de baja intensidad en músculos del hombro. Además en el estudio de Qin (Jin Qin et al., 2014), algunos parámetros musculares de EMG indicaron que los adultos mayores tienden a desarrollar más rápidamente fatiga muscular, y pueden tener potencialmente un mayor riesgo de síntomas musculoesqueléticos en el músculo trapecio. En el estudio de Qin (Jin Qin et al., 2014) el efecto de modificación con la edad fue encontrado durante las contracciones dinámicas pero no en las isométricas. Una explicación podría ser la pérdida, con el envejecimiento, de fibras de tipo II y de unidades motoras rápidas (Lexell, Taylor, & Sjöström, 1988) (Lindström, Lexell, Gerdle, & Downham, 1997). Se sabe que la proporción de fibras musculares de tipo II (de contracción rápida) es de aproximadamente el 30% en la parte descendente del músculo trapecio (Lindman, Eriksson, & Thornell, 1991) así como del 50% en los músculos deltoides y músculo infraespinoso (R. C. Srinivasan, Lungren, Langenderfer, & Hughes, 2007). Los cambios relacionados con la edad en la composición de fibras musculares pueden afectar negativamente a la fatiga entre los participantes de más edad durante las contracciones dinámicas, sobre todo a una velocidad rápida. Avin and Law sugirieron que el enlentecimiento de los tiempos de contracción y relajación que se produce con el envejecimiento puede causar un desplazamiento hacia abajo en la curva de fuerza-velocidad y por lo tanto dar lugar a una disminución de la capacidad para mantener la potencia (fuerza velocidad) con el tiempo (Avin & Law, 2011). Este cambio en las propiedades musculares relacionado con la edad podría afectar a la generación de energía durante las contracciones dinámicas, pero no así durante las contracciones isométricas. Callahan y Kent-Braun (Callahan & Kent-Braun, 2011) han puesto a prueba la hipótesis de que los cambios relacionados con la edad sobre la relación fuerza-velocidad influyen en la respuesta de la fatiga de una manera velocidad-dependiente. Los resultados indican que el grupo de mayor edad se fatigó más que el grupo de jóvenes durante las contracciones dinámicas realizadas a una velocidad angular relativamente alta, mientras que lo contrario era cierto durante las contracciones isométricas.

Además de la disminución de la función muscular debido al desarrollo de procesos relacionados con la edad, la pérdida de fuerza con la edad puede aumentar la probabilidad de aparición o gravedad del daño presente a nivel muscular para un esfuerzo determinado. Esto puede en parte explicar por qué la mediana de días de baja laboral debido a lesiones y enfermedades aumenta considerablemente con la edad (Ryan, 2011). La diferencia de respuesta del músculo trapecio superior relacionada con la edad observada en el grupo de más edad es especialmente llamativa porque esta región es una zona frecuente de dolor relacionado con el trabajo (Veiersted & Westgaard, 1993). Los trabajadores de más edad es probable que cuando se exponen al trabajo repetitivo prolongado estén sometidos a un riesgo mayor de dolor en el músculo trapecio así como a otros síntomas que los trabajadores más jóvenes. Por tanto es un factor de intervención preventiva a tener en cuenta.

### **Fatiga muscular localizada (cervical, miembro superior y tronco y coordinación visual).**

En lo relativo a intervenciones a nivel visual hay que evitar ciertas circunstancias que empeoran la actividad laboral. Una ergonomía visual pobre, como puede ser aquella dada por una iluminación inadecuada, un deslumbramiento debilitador, una corrección incorrecta de lente, unas exigencias de visión cercana, o trabajos que requieren visualización 3-D, largas horas en microscopía, o periodos prolongados de trabajo sin descanso, pueden aumentar la incomodidad visual (Blehm, Vishnu, Khattak, Mitra, & Yee, 2005) (Kreczy, Kofler, & Gschwendtner, 1999) (Wee, Moon, Lee, & Jeon, 2012) (Wolkoff, Kärcher, & Mayer, 2012) (Yan, Hu, Chen, & Lu, 2008). El disconfort visual además de ser un riesgo en tareas como la conducción de vehículos es un síntoma común entre los trabajadores que hacen uso de tecnologías de la información, y también se ha relacionado con malestar a nivel cervical y de cintura escapular (Bhandari, Choudhary, & Doshi, 2008) (Cagnie, Danneels, Van Tiggelen, De Loose, & Cambier, 2007) (Helland et al., 2008) (Hans O. Richter, Zetterlund, & Lundqvist, 2011) (Robertson, Ciriello, & Garabet, 2013) (Rosenfield, 2011) (Woods, 2005). La intervención en diferentes áreas de rehabilitación a nivel visual ha de considerarse valorando las diferentes funciones implicadas. El poder llevar un objeto (en estos casos por ejemplo, una pantalla de ordenador o un teléfono inteligente) a una distancia cercana que permita una focalización clara y visión adecuada requiere tres mecanismos oculares que han de trabajar juntos: (1) un aumento en la potencia óptica ocular (acomodación de la lente ocular), (2) un movimiento hacia el interior de los ojos (convergencia), y (3) un cambio en el diámetro pupilar. La acomodación de la lente ocular permite una imagen clara de los objetos a diferentes distancias, y se consigue mediante la actividad de los músculos ciliares. La convergencia es necesaria para mantener la visión binocular normal sin duplicidades (es decir, mirar con ambos ojos), y se controla por los músculos extraoculares. El tamaño de la pu-

pila cambia la profundidad de focalización, y se controla por el iris (Levin, Kaufman, & Adler, 2011). En condiciones normales de visión, acomodación y convergencia se acoplan de forma sinérgica. Cuando un objeto borroso se pone en focalización, tanto la acomodación como la convergencia se activan para contrarrestar la imagen borrosa. Del mismo modo, tanto la convergencia como la acomodación permiten contrarrestar la visión doble (Miles, Judge, & Optican, 1987). Se da la circunstancia que el proceso de mantener un objeto cercano en el enfoque sólo es posible si los ojos están estacionarios con respecto al objeto focalizado. El reflejo vestibulo-ocular es un mecanismo importante para mantener la mirada estable. Si, por ejemplo, la cabeza se gira a la derecha, el reflejo hace que los ojos giren a la izquierda, a fin de mantener la mirada estable en el objeto enfocado (Levin et al., 2011). Una posible explicación de la relación existente entre la fatiga visual y la del cuello y cintura escapular es la estrecha relación de los ojos con cuello y cintura escapular para estabilizar la mirada (Bizzi, Kalil, & Tagliasco, 1971) (Brian D. Corneil, Munoz, Chapman, Admans, & Cushing, 2008) (H. O. Richter, Bänziger, & Forsman, 2011) (Tu & Keating, 2000).

Una intervención en función visual ha de considerar por tanto también la participación de musculatura de cuello y cintura escapular. En la actualidad, la demostración de una relación entre las demandas visuales y la actividad muscular en cuello y cintura escapular en trabajos que requieran visión cercana ofrece estos resultados sugerentes (Brewer et al., 2006) (Lie & Watten, 1987) (H. O. Richter et al., 2011). En una condición de desadaptación experimental por lente binocular, Richter et al. (2011a) demostró que la activación del músculo trapecio comenzó a aumentar cuando los sujetos comenzaban a compensar el fallo en visión clara inducido experimentalmente, es decir, los sujetos que habían aumentado la acomodación de la lente ocular, mostraban también niveles altos de actividad muscular. Una hipótesis que surge de este resultado es que la acomodación de la lente ocular, a través de la actividad del músculo ciliar, es un mecanismo de mediación que subyace al aumento de la actividad del músculo trapecio. Una manera de estudiar el efecto aislado de la acomodación es a través de la visión monocular (es decir, la visualización con un ojo). Esto es debido a que la visión monocular no requiere de la convergencia de forma activa cuando un objeto en cercanía se intenta focalizar. La ejecución con éxito bajo visión monocular sólo requiere de una contracción sostenida de los músculos ciliares para superar la borrosidad mientras que la convergencia no es requerida (Franzén, Richter, & Stark, 2000). Otra hipótesis que surge del estudio de Richter et al. (H. O. Richter et al., 2011) es que es la incongruencia entre la acomodación y la convergencia lo que da lugar a la activación del músculo trapecio. La incongruencia se produce cuando hay demandas conflictivas entre acomodación y convergencia. Está demostrado que la incongruencia puede causar fatiga visual relacionada con el trabajo (Birnbbaum, 1984) (Ukai & Howarth, 2008), y en clínica, la insuficiencia de convergencia se asocia con molestias musculo-esqueléticas (Borsting et al., 2003) (Sucher, 1994). La incongruencia entre acomodación y convergencia puede crearse haciendo que

los sujetos centren binocularmente en un objeto cercano a través de lentes especiales de cerca. Por tanto puede contemplarse el entrenamiento de las diferentes funciones visuales de forma conjunta y por separado, para así incidir en los componentes que sean de mayor interés.

### **Percepción de fatiga y discomfort.**

Se contemplan posibilidades de intervención en lo relativo a las percepciones subjetivas de fatiga o discomfort. Un estudio (Yassierli & Nussbaum, 2007) encontró una caída de 1,8 en la escala de Borg CR-10 en el caso de una tarea con más variación (TC más corto). Mathiassen (Svend Erik Mathiassen, 1993) encontró una disminución de 2,3 en la misma escala CR-10 de Borg, pero sin ser significativa, lo que podría ser debido a un pequeño tamaño de muestra. Las caídas podrían explicarse bien por una menor fatiga muscular, aunque no fuera vista en la señal de EMG, o bien por un mecanismo psicológico: una mayor variación temporal (menos monotonía) podría ser más atractiva para los sujetos y por lo tanto resultar en una mayor motivación y satisfacción en el trabajo (Bongers, Ijmker, van den Heuvel, & Blatter, 2006). En otro estudio (Iridiastadi & Nussbaum, 2006), no se halló ningún efecto en la variación en la percepción de malestar, quizá debido a la intensidad de la tarea de trabajo (10-30% MVC) que era algo menor que la intensidad de tarea en otros estudios (15-40% MVC). En resumen, se han encontrado ciertos efectos positivos de la variación temporal en la tarea en las percepciones subjetivas y en las manifestaciones en la señal EMG de la fatiga muscular. En aquellos casos en que no ha sido evidente la diferencia se podrían explicar por el hecho de que la cintura escapular es una región muy compleja que hace que sea difícil de medir si un músculo se fatiga o existen coactivaciones en la ejecución solidaria entre músculos para un movimiento determinado (Iridiastadi & Nussbaum, 2006). Por ejemplo, se podría esperar que el deltoides medio fuera el músculo principal en la abducción de hombro (Yassierli et al., 2007), aunque otros músculos como el músculo trapecio y el músculo infraespinoso, probablemente también participan.

### **Sistemas y recursos metodológicos.**

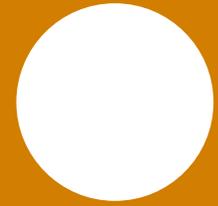
En relación con la metodología de los estudios hay que indicar que los trabajos futuros en tareas repetidas y fatiga deben de incluir una mejor descripción de participantes del estudio así como la consideración de variables. Hay que valorar el tamaño del muestreo ya que en estudios ocupacionales un mayor muestreo interrumpe más la tarea

y puede dar lugar a una fatiga muscular adicional no deseada. Los protocolos han incluido en su mayoría niveles de intensidad relativamente altos o al máximo de la capacidad individual. Es muy probable que tales condiciones experimentales no representen la exposición física a un trabajo manual repetitivo ligero como acontece en muchas actividades laborales. Por ello las conclusiones de los estudios tienen un cierto carácter limitado. Trabajos futuros han de considerar tareas de duración prolongada y baja intensidad.

La coordinación muscular puede ser estudiada tanto desde la óptica electromiográfica (EMG) como de fuerza. En lo relativo a función muscular y patrones de movimiento se suele hacer uso de valoraciones mediante electromiografía al permitir caracterizar la participación muscular en el gesto. Se han utilizado diversos parámetros para valorar la fuerza principalmente fuerza máxima y capacidad de producir fuerza rápidamente. Esta última se considera actualmente una expresión relevante de la fuerza (se considera como una fuerza explosiva o rápida) (Thompson, Ryan, Sobolewski, Conchola, & Cramer, 2013) y ha de valorarse en la metodología de futuros estudios. Es de interés estudiar la coordinación muscular en relación con la fatiga y valorar los cambios en los patrones (actividad y sincronización muscular) con la repetición de la tarea. Añadidamente sería oportuno el explorar ciertos fenómenos a nivel neural (onda M, activación voluntaria, nivel de actividad máxima) y a nivel de propiedades contráctiles (contracción muscular) de los músculos más fatigables de forma comparativa antes y al final de la prueba. Durante los últimos años existe un interés creciente en los métodos de extracción de sinergias musculares (Ting & McKay, 2007). Su estudio específico podría permitir el valorar en un antes/después de una lesión el cómo se recupera un patrón determinado en lugar de valorar la acción individual de cada músculo. Hay que valorar la inclusión de estudiar la capacidad de reposicionamiento rápido del cuerpo y la reequilibración cuando se manipulan objetos pesados de forma repetida (Thompson, Ryan, Sobolewski, Smith, et al., 2013)(Jakobsen, Sundstrup, Krstrup, & Aagaard, 2011) (Stone et al., 2003) pues están en relación con la prevención de lesiones vinculadas al trabajo tales como caídas o daño musculoesquelético (Keyserling, Herrin, Chaffin, et al., 1980)(Keyserling, Herrin, & Chaffin, 1980)(Shishlov, Schoenfisch, Myers, & Lipscomb, 2011).

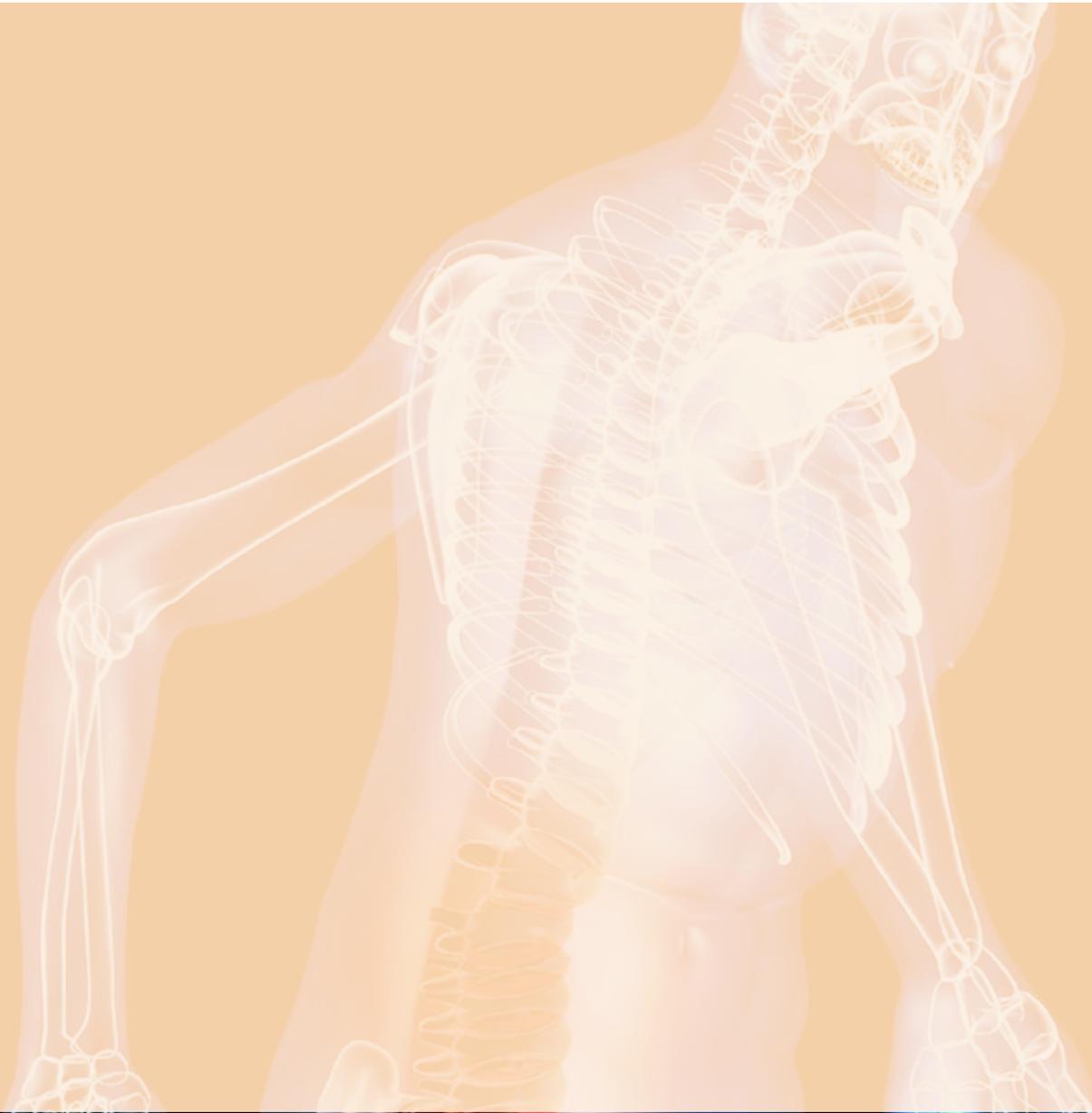
Respecto a la evaluación de la actividad visual pueden usarse sistemas cinemáticos como la medición de duración y exactitud de la sacada ocular. A nivel ya central, es de interés destacar que se ha desarrollado un sistema para examinar el funcionamiento visual mediante la medición de potenciales cerebrales relacionados con sucesos (ERPs) durante tareas de movimientos oculares (Yagi, 1981) (Kazai & Yagi, 2003).





# Bibliografía

# 3



- Adams, A. S., & International Ergonomics Association (Eds.). (1988). *Ergonomics international 88: proceedings of the Tenth Congress of the International Ergonomics Association*, 1 - 5 August 1988, Sydney, Australia. London: Taylor & Francis.
- Allwood, J. M., & Lee, W. L. (2004). The impact of job rotation on problem solving skills. *International Journal of Production Research*, 42 (5), 865–881. <http://doi.org/10.1080/00207540310001631566>.
- Andersen, J. H., Kaergaard, A., Frost, P., Thomsen, J. F., Bonde, J. P., Fallentin, N., Mikkelsen, S. (2002). Physical, psychosocial, and individual risk factors for neck/shoulder pain with pressure tenderness in the muscles among workers performing monotonous, repetitive work. *Spine*, 27 (6), 660–667.
- Andrews, D. M., Potvin, J. R., Christina Calder, I., Cort, J. A., Agnew, M., & Stephens, A. (2008). Acceptable peak forces and impulses during manual hose insertions in the automobile industry. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 38 (2), 193–201. <http://doi.org/10.1016/j.ergon.2007.02.001>.
- Avin, K. G., & Law, L. A. F. (2011). Age-related differences in muscle fatigue vary by contraction type: a meta-analysis. *Physical Therapy*, 91 (8), 1153–1165. <http://doi.org/10.2522/ptj.20100333>.
- Balogh, I., Ohlsson, K., Hansson, G.-Å., Engström, T., & Skerfving, S. (2006). Increasing the degree of automation in a production system: Consequences for the physical workload. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 36 (4), 353–365. <http://doi.org/10.1016/j.ergon.2004.09.009>.
- Baudry, S., Klass, M., Pasquet, B., & Duchateau, J. (2007). Age-related fatigability of the ankle dorsiflexor muscles during concentric and eccentric contractions. *European Journal of Applied Physiology*, 100 (5), 515–525. <http://doi.org/10.1007/s00421-006-0206-9>.
- Bhandari, D. J., Choudhary, S., & Doshi, V. G. (2008). A community-based study of asthenopia in computer operators. *Indian Journal of Ophthalmology*, 56 (1), 51–55.
- Birnbaum, M. H. (1984). Nearpoint visual stress: a physiological model. *Journal of the American Optometric Association*, 55 (11), 825–835.

- Bizzi, E., Kalil, R. E., & Tagliasco, V. (1971). Eye-head coordination in monkeys: evidence for centrally patterned organization. *Science (New York, N.Y.)*, 173 (3995), 452–454. <http://doi.org/10.1126/science.173.3995.452>.
- Björklund, M., Radovanovic, S., Ljubisavljevic, M., Windhorst, U., & Johansson, H. (2004). Muscle stretch-induced modulation of noxiously activated dorsal horn neurons of feline spinal cord. *Neuroscience Research*, 48 (2), 175–184.
- Björkstén, M. G., Almby, B., & Jansson, E. S. (1994). Hand and shoulder ailments among laboratory technicians using modern plunger-operated pipettes. *Applied Ergonomics*, 25 (2), 88–94.
- Björkstén, M., & Jonsson, B. (1977). Endurance limit of force in long-term intermittent static contractions. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 3 (1), 23–27.
- Blehm, C., Vishnu, S., Khattak, A., Mitra, S., & Yee, R. W. (2005). Computer vision syndrome: a review. *Survey of Ophthalmology*, 50 (3), 253–262. <http://doi.org/10.1016/j.survophthal.2005.02.008>.
- Bongers, P. M., Ijmker, S., van den Heuvel, S., & Blatter, B. M. (2006). Epidemiology of work related neck and upper limb problems: Psychosocial and personal risk factors (Part I) and effective interventions from a bio behavioural perspective (Part II). *Journal of Occupational Rehabilitation*, 16 (3), 272–295. <http://doi.org/10.1007/s10926-006-9044-1>.
- Borsting, E., Rouse, M. W., Deland, P. N., Hovett, S., Kimura, D., Park, M., & Stephens, B. (2003). Association of symptoms and convergence and accommodative insufficiency in school-age children. *Optometry (St. Louis, Mo.)*, 74 (1), 25–34.
- Boschman, M. C., & Roufs, J. A. J. (1997). Text quality metrics for visual display units. *Displays*, 18 (1), 45–64. [http://doi.org/10.1016/S0141-9382\(97\)00004-8](http://doi.org/10.1016/S0141-9382(97)00004-8).

- Bosch, T., de Looze, M. P., Kingma, I., Visser, B., & van Dieën, J. H. (2009). Electromyographical manifestations of muscle fatigue during different levels of simulated light manual assembly work. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 19 (4), e246–256. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.04.014>.
- Bosch, T., de Looze, M. P., & van Dieën, J. H. (2007). Development of fatigue and discomfort in the upper trapezius muscle during light manual work. *Ergonomics*, 50 (2), 161–177. <http://doi.org/10.1080/00140130600900282>.
- Bosch, T., Mathiassen, S. E., Visser, B., de Looze, M. P., & van Dieën, J. H. (2011). The effect of work pace on workload, motor variability and fatigue during simulated light assembly work. *Ergonomics*, 54 (2), 154–168. <http://doi.org/10.1080/00140139.2010.538723>.
- Brewer, S., Van Eerd, D., Amick, B. C., Irvin, E., Daum, K. M., Gerr, F., ... Rempel, D. (2006). Workplace interventions to prevent musculoskeletal and visual symptoms and disorders among computer users: a systematic review. *Journal of Occupational Rehabilitation*, 16 (3), 325–358. <http://doi.org/10.1007/s10926-006-9031-6>.
- Buckle, P. W., & Devereux, J. J. (2002). The nature of work-related neck and upper limb musculoskeletal disorders. *Applied Ergonomics*, 33 (3), 207–217.
- Cagnie, B., Danneels, L., Van Tiggelen, D., De Loose, V., & Cambier, D. (2007). Individual and work related risk factors for neck pain among office workers: a cross sectional study. *European Spine Journal: Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 16 (5), 679–686. <http://doi.org/10.1007/s00586-006-0269-7>.
- Caldwell, L. S. (1963). Relative muscle loading and endurance. *Journal of Engineering Psychology*, 2 (4), 155–161.

- Callahan, D. M., Foulis, S. A., & Kent-Braun, J. A. (2009). Age-related fatigue resistance in the knee extensor muscles is specific to contraction mode. *Muscle & Nerve*, 39 (5), 692–702. <http://doi.org/10.1002/mus.21278>.
- Callahan, D. M., & Kent-Braun, J. A. (2011). Effect of old age on human skeletal muscle force-velocity and fatigue properties. *Journal of Applied Physiology* (Bethesda, Md.: 1985), 111 (5), 1345–1352. <http://doi.org/10.1152/jappphysiol.00367.2011>.
- Camilleri, M. J., Malige, A., Fujimoto, J., & Rempel, D. M. (2013). Touch displays: the effects of palm rejection technology on productivity, comfort, biomechanics and positioning. *Ergonomics*, 56 (12), 1850–1862. <http://doi.org/10.1080/00140139.2013.847211>.
- Campbell, F. W. (1954). The minimum quantity of light required to elicit the accommodation reflex in man. *The Journal of Physiology*, 123 (2), 357–366.
- Chi, C. F., & Lin, F. T. (1998). A comparison of seven visual fatigue assessment techniques in three data-acquisition VDT tasks. *Human Factors*, 40 (4), 577–590.
- Christensen, H., Sogaard, K., Pilegaard, M., & Olsen, H. B. (2000). The importance of the work/rest pattern as a risk factor in repetitive monotonous work. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 25 (4), 367–373. [http://doi.org/10.1016/S0169-8141\(99\)00025-6](http://doi.org/10.1016/S0169-8141(99)00025-6).
- Christie, A., Snook, E. M., & Kent-Braun, J. A. (2011). Systematic review and meta-analysis of skeletal muscle fatigue in old age. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43 (4), 568–577. <http://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181f9b1c4>.
- Christmansson, M., Fridén, J., & Sollerman, C. (1999). Task design, psycho-social work climate and upper extremity pain disorders--effects of an organisational redesign on manual repetitive assembly jobs. *Applied Ergonomics*, 30 (5), 463–472.

- Ciriello, V. M., Webster, B. S., & Dempsey, P. G. (2002). Maximal acceptable torques of highly repetitive screw driving, ulnar deviation, and handgrip tasks for 7-hour workdays. *AIHA Journal: A Journal for the Science of Occupational and Environmental Health and Safety*, 63 (5), 594–604.
- Corneil, B. D., Munoz, D. P., Chapman, B. B., Admans, T., & Cushing, S. L. (2008). Neuromuscular consequences of reflexive covert orienting. *Nature Neuroscience*, 11 (1), 13–15. <http://doi.org/10.1038/nn2023>.
- Corneil, B. D., Olivier, E., & Munoz, D. P. (2002). Neck muscle responses to stimulation of monkey superior colliculus. II. Gaze shift initiation and volitional head movements. *Journal of Neurophysiology*, 88 (4), 2000–2018.
- Corneil, B. D., Olivier, E., Richmond, F. J., Loeb, G. E., & Munoz, D. P. (2001). Neck muscles in the rhesus monkey. II. Electromyographic patterns of activation underlying postures and movements. *Journal of Neurophysiology*, 86 (4), 1729–1749.
- Costill, D. L., Coyle, E. F., Fink, W. F., Lesmes, G. R., & Witzmann, F. A. (1979). Adaptations in skeletal muscle following strength training. *Journal of Applied Physiology: Respiratory, Environmental and Exercise Physiology*, 46 (1), 96–99.
- Côté, J. N. (2012). A critical review on physical factors and functional characteristics that may explain a sex/gender difference in work-related neck/shoulder disorders. *Ergonomics*, 55 (2), 173–182. <http://doi.org/10.1080/00140139.2011.586061>.
- Cote, J. N., Feldman, A. G., Mathieu, P. A., & Levin, M. F. (2008). Effects of fatigue on intermuscular coordination during repetitive hammering. *Motor Control*, 12 (2), 79–92.
- Côté, J. N., Raymond, D., Mathieu, P. A., Feldman, A. G., & Levin, M. F. (2005). Differences in multi-joint kinematic patterns of repetitive hammering in healthy, fatigued and shoulder-injured individuals. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 20 (6), 581–590. <http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.02.012>.

- David, G., & Buckle, P. (1997). A questionnaire survey of the ergonomic problems associated with pipettes and their usage with specific reference to work-related upper limb disorders. *Applied Ergonomics*, 28 (4), 257–262.
- Davis, K. G., Marras, W. S., Heaney, C. A., Waters, T. R., & Gupta, P. (2002). The impact of mental processing and pacing on spine loading: 2002 Volvo Award in biomechanics. *Spine*, 27 (23), 2645–2653. <http://doi.org/10.1097/01.BRS.0000035263.63619.15>.
- Deeney, C., & O’Sullivan, L. (2009). Work related psychosocial risks and musculoskeletal disorders: potential risk factors, causation and evaluation methods. *Work (Reading, Mass.)*, 34 (2), 239–248. <http://doi.org/10.3233/WOR-2009-0921>.
- De Looze, M., Bosch, T., & van Dieën, J. (2009). Manifestations of shoulder fatigue in prolonged activities involving low-force contractions. *Ergonomics*, 52 (4), 428–437. <http://doi.org/10.1080/00140130802707709>.
- Dennerlein, J. T., Ciriello, V. M., Kerin, K. J., & Johnson, P. W. (2003). Fatigue in the forearm resulting from low-level repetitive ulnar deviation. *AIHA Journal: A Journal for the Science of Occupational and Environmental Health and Safety*, 64 (6), 799–805. <http://doi.org/10.1202/515.1>.
- Elliott, D., Hansen, S., Mendoza, J., & Tremblay, L. (2004). Learning to optimize speed, accuracy, and energy expenditure: a framework for understanding speed-accuracy relations in goal-directed aiming. *Journal of Motor Behavior*, 36 (3), 339–351. <http://doi.org/10.3200/JMBR.36.3.339-351>.
- Enoka, R. M., & Duchateau, J. (2008). Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *The Journal of Physiology*, 586 (1), 11–23. <http://doi.org/10.1113/jphysiol.2007.139477>.
- Falla, D., & Farina, D. (2007). Periodic increases in force during sustained contraction reduce fatigue and facilitate spatial redistribution of trapezius muscle activity. *Experimental Brain Research*, 182 (1), 99–107. <http://doi.org/10.1007/s00221-007-0974-4>.

- Fallentin, N., Juul-Kristensen, B., Mikkelsen, S., Andersen, J. H., Bonde, J. P., Frost, P., & Endahl, L. (2001). Physical exposure assessment in monotonous repetitive work--the PRIM study. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 27 (1), 21–29.
- Farina, D., Leclerc, F., Arendt-Nielsen, L., Buttelli, O., & Madeleine, P. (2008). The change in spatial distribution of upper trapezius muscle activity is correlated to contraction duration. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 18 (1), 16–25. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.08.005>.
- Franzén, O., Richter, H., & Stark, L. (2000). Accommodation and vergence mechanisms in the visual system. Basel: Springer Basel AG. Retrieved from <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-0348-7586-8>.
- Fuller, J. R., Fung, J., & Côté, J. N. (2011). Time-dependent adaptations to posture and movement characteristics during the development of repetitive reaching induced fatigue. *Experimental Brain Research. Experimentelle Hirnforschung. Expérimentation Cérébrale*, 211 (1), 133–143. <http://doi.org/10.1007/s00221-011-2661-8>.
- Grooten, W. J. A., Wiktorin, C., Norrman, L., Josephson, M., Tornqvist, E. W., Alfredsson, L., & MUSIC-Norrtälje Study Group. (2004). Seeking care for neck/shoulder pain: a prospective study of work-related risk factors in a healthy population. *Journal of Occupational and Environmental Medicine / American College of Occupational and Environmental Medicine*, 46 (2), 138–146. <http://doi.org/10.1097/01.jom.0000112181.06324.42>.
- Gunnarsson, E., & Söderberg, I. (1983). Eye strain resulting from VDT work at the Swedish telecommunications administration. *Applied Ergonomics*, 14 (1), 61–69.
- Gu, Y., & Legge, G. E. (1987). Accommodation to stimuli in peripheral vision. *Journal of the Optical Society of America A*, 4 (8), 1681. <http://doi.org/10.1364/JOSAA.4.001681>.
- Hagberg, M. (1981). Electromyographic signs of shoulder muscular fatigue in two elevated arm positions. *American Journal of Physical Medicine*, 60 (3), 111–121.

- Hagberg, M., & Sundelin, G. (1986). Discomfort and load on the upper trapezius muscle when operating a wordprocessor. *Ergonomics*, 29 (12), 1637–1645. <http://doi.org/10.1080/00140138608967275>.
- Hägg, G. M., & Aström, A. (1997). Load pattern and pressure pain threshold in the upper trapezius muscle and psychosocial factors in medical secretaries with and without shoulder/neck disorders. *International Archives of Occupational and Environmental Health*, 69 (6), 423–432.
- Hainaut, K., & Duchateau, J. (1989). Muscle fatigue, effects of training and disuse. *Muscle & Nerve*, 12 (8), 660–669. <http://doi.org/10.1002/mus.880120807>.
- Hansson, G.-A., Arvidsson, I., Ohlsson, K., Nordander, C., Mathiassen, S. E., Skerfving, S., & Balogh, I. (2006). Precision of measurements of physical workload during standardised manual handling. Part II: Inclination of head, upper back, neck and upper arms. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 16 (2), 125–136. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2005.06.009>.
- Helander, M. G., & Rupp, B. A. (1984). An overview of standards and guidelines for visual display terminals. *Applied Ergonomics*, 15 (3), 185–195. [http://doi.org/10.1016/0003-6870\(84\)90060-7](http://doi.org/10.1016/0003-6870(84)90060-7).
- Helland, M., Horgen, G., Kvikstad, T. M., Garthus, T., Bruenech, J. R., & Aarås, A. (2008). Musculoskeletal, visual and psychosocial stress in VDU operators after moving to an ergonomically designed office landscape. *Applied Ergonomics*, 39 (3), 284–295. <http://doi.org/10.1016/j.apergo.2007.10.005>.
- Henning, R. A., Jacques, P., Kissel, G. V., Sullivan, A. B., & Alteras-Webb, S. M. (1997). Frequent short rest breaks from computer work: effects on productivity and well-being at two field sites. *Ergonomics*, 40 (1), 78–91. <http://doi.org/10.1080/001401397188396>.
- Holtermann, A., Grönlund, C., Ingebrigtsen, J., Karlsson, J. S., & Roeleveld, K. (2010). Duration of differential activations is functionally related to fatigue prevention during low-level contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 20 (2), 241–245. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.04.011>.

- Horton, L. M., Nussbaum, M. A., & Agnew, M. J. (2012). Effects of rotation frequency and task order on localised muscle fatigue and performance during repetitive static shoulder exertions. *Ergonomics*, 55 (10), 1205–1217. <http://doi.org/10.1080/00140139.2012.704406>.
- Hultgren, G. V., & Knave, B. (1974). Discomfort glare and disturbances from light reflections in an office landscape with CRT display terminals. *Applied Ergonomics*, 5 (1), 2–8.
- Hultgren, G. V., Knave, B., & Werner, M. (1974). Eye discomfort when reading microfilm in different enlargers. *Applied Ergonomics*, 5 (4), 194–200.
- Hunter, S. K., Critchlow, A., & Enoka, R. M. (2005). Muscle endurance is greater for old men compared with strength-matched young men. *Journal of Applied Physiology* (Bethesda, Md.: 1985), 99 (3), 890–897. <http://doi.org/10.1152/jappphysiol.00243.2005>.
- Hünting, W., Maeda, K., & Grandjean, E. (1979). [Posture and muscular fatigue during work with a book-keeping machine]. *Sozial- Und Präventivmedizin*, 24 (4), 284–285.
- Iridiastadi, H., & Nussbaum, M. A. (2006). Muscle fatigue and endurance during repetitive intermittent static efforts: development of prediction models. *Ergonomics*, 49 (4), 344–360. <http://doi.org/10.1080/00140130500475666>.
- Jonsson, B. (1978). Quantitative electromyographic evaluation of muscular load during work. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine. Supplement*, 6, 69–74.
- Juul-Kristensen, B., Fallentin, N., Hansson, G.-å, Madeleine, P., Andersen, J., & Ekdahl, C. (2002). Physical workload during manual and mechanical deboning of poultry. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 29 (2), 107–115. [http://doi.org/10.1016/S0169-8141\(01\)00051-8](http://doi.org/10.1016/S0169-8141(01)00051-8).
- Kapoula, Z., & Lê, T.-T. (2006). Effects of distance and gaze position on postural stability in young and old subjects. *Experimental Brain Research*, 173 (3), 438–445. <http://doi.org/10.1007/s00221-006-0382-1>.

- Kazai, K., & Yagi, A. (2003). Comparison between the lambda response of eye-fixation-related potentials and the P100 component of pattern-reversal visual evoked potentials. *Cognitive, Affective & Behavioral Neuroscience*, 3 (1), 46–56.
- Keir, P. J., Sanei, K., & Holmes, M. W. R. (2011). Task rotation effects on upper extremity and back muscle activity. *Applied Ergonomics*, 42 (6), 814–819. <http://doi.org/10.1016/j.apergo.2011.01.006>.
- Kent-Braun, J. A. (2009). Skeletal muscle fatigue in old age: whose advantage? *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 37 (1), 3–9. <http://doi.org/10.1097/JES.0b013e318190ea2e>.
- Kreczy, A., Kofler, M., & Gschwendtner, A. (1999). Underestimated health hazard: proposal for an ergonomic microscope workstation. *Lancet (London, England)*, 354 (9191), 1701–1702. [http://doi.org/10.1016/S0140-6736\(99\)03131-1](http://doi.org/10.1016/S0140-6736(99)03131-1).
- Kuijjer, P. P. F. M., de Vries, W. H. K., van der Beek, A. J., van Dieën, J. H., Visser, B., & Frings-Dresen, M. H. W. (2004). Effect of job rotation on work demands, workload, and recovery of refuse truck drivers and collectors. *Human Factors*, 46 (3), 437–448.
- Kuijjer, P. P., Visser, B., & Kemper, H. C. (1999). Job rotation as a factor in reducing physical workload at a refuse collecting department. *Ergonomics*, 42 (9), 1167–1178. <http://doi.org/10.1080/001401399185054>.
- Kuijpers, T., van der Windt, D. A. W. M., van der Heijden, G. J. M. G., Twisk, J. W. R., Vergouwe, Y., & Bouter, L. M. (2006). A prediction rule for shoulder pain related sick leave: a prospective cohort study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 7, 97. <http://doi.org/10.1186/1471-2474-7-97>.
- Kumashiro, M., & International Symposium on Occupational Ergonomics (Eds.). (1991). *Towards human work: solutions to problems in occupational health and safety*. London: Taylor & Francis.
- Larsson, B., Sogaard, K., & Rosendal, L. (2007). Work related neck-shoulder pain: a review on magnitude, risk factors, biochemical characteristics, clinical picture and preventive interventions. *Best Practice & Research. Clinical Rheumatology*, 21 (3), 447–463. <http://doi.org/10.1016/j.berh.2007.02.015>.

- Laursen, B., Jensen, B. R., & Sjøgaard, G. (1998). Effect of speed and precision demands on human shoulder muscle electromyography during a repetitive task. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 78 (6), 544–548. <http://doi.org/10.1007/s004210050458>.
- Leclerc, A., Chastang, J.-F., Niedhammer, I., Landre, M.-F., Roquelaure, Y., & Study Group on Repetitive Work. (2004). Incidence of shoulder pain in repetitive work. *Occupational and Environmental Medicine*, 61 (1), 39–44.
- Levin, L. A., Kaufman, P. L., & Adler, F. H. (Eds.). (2011). *Adler's physiology of the eye: [expert consult ; activate at expertconsult.com ; searchable full text online]* (11. ed). Edinburgh: Saunders Elsevier.
- Lexell, J., Taylor, C. C., & Sjöström, M. (1988). What is the cause of the ageing atrophy? Total number, size and proportion of different fiber types studied in whole vastus lateralis muscle from 15- to 83-year-old men. *Journal of the Neurological Sciences*, 84 (2-3), 275–294.
- Lie, I., & Watten, R. G. (1987). Oculomotor factors in the aetiology of occupational cervicobrachial diseases (OCD). *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 56 (2), 151–156. <http://doi.org/10.1007/BF00640638>.
- Lindman, R., Eriksson, A., & Thornell, L. E. (1991). Fiber type composition of the human female trapezius muscle: enzyme-histochemical characteristics. *The American Journal of Anatomy*, 190 (4), 385–392. <http://doi.org/10.1002/aja.1001900406>.
- Lindström, B., Lexell, J., Gerdle, B., & Downham, D. (1997). Skeletal muscle fatigue and endurance in young and old men and women. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 52 (1), B59–66.
- Luger, T., Bosch, T., Veeger, D., & de Looze, M. (2014). The influence of task variation on manifestation of fatigue is ambiguous – a literature review. *Ergonomics*, 57 (2), 162–174. <http://doi.org/10.1080/00140139.2014.885088>.

- Luime, J. J., Kuiper, J. I., Koes, B. W., Verhaar, J. A. N., Miedema, H. S., & Burdorf, A. (2004). Work-related risk factors for the incidence and recurrence of shoulder and neck complaints among nursing-home and elderly-care workers. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 30 (4), 279–286.
- Lundervold, A. (1951). Electromyographic investigations during sedentary work, especially typewriting. *The British Journal of Physical Medicine: Including Its Application to Industry*, 14 (2), 32–36.
- Madeleine, P. (2010). On functional motor adaptations: from the quantification of motor strategies to the prevention of musculoskeletal disorders in the neck-shoulder region. *Acta Physiologica (Oxford, England)*, 199 Suppl 679, 1–46. <http://doi.org/10.1111/j.1748-1716.2010.02145.x>.
- Madeleine, P., & Farina, D. (2008). Time to task failure in shoulder elevation is associated to increase in amplitude and to spatial heterogeneity of upper trapezius mechanomyographic signals. *European Journal of Applied Physiology*, 102 (3), 325–333. <http://doi.org/10.1007/s00421-007-0589-2>.
- Madeleine, P., & Madsen, T. M. T. (2009). Changes in the amount and structure of motor variability during a deboning process are associated with work experience and neck-shoulder discomfort. *Applied Ergonomics*, 40 (5), 887–894. <http://doi.org/10.1016/j.apergo.2008.12.006>.
- Madeleine, P., Mathiassen, S. E., & Arendt-Nielsen, L. (2008). Changes in the degree of motor variability associated with experimental and chronic neck-shoulder pain during a standardised repetitive arm movement. *Experimental Brain Research. Experimentelle Hirnforschung. Expérimentation Cérébrale*, 185 (4), 689–698. <http://doi.org/10.1007/s00221-007-1199-2>.
- Maeda, K., Hünting, W., & Grandjean, E. (1980). Localized fatigue in accounting-machine operators. *Journal of Occupational Medicine.: Official Publication of the Industrial Medical Association*, 22 (12), 810–816.
- Martinez-Trujillo, J. C., Klier, E. M., Wang, H., & Crawford, J. D. (2003). Contribution of head movement to gaze command coding in monkey frontal cortex and superior colliculus. *Journal of Neurophysiology*, 90 (4), 2770–2776. <http://doi.org/10.1152/jn.00330.2003>.

- Mathiassen, S. E. (1993). The influence of exercise/rest schedule on the physiological and psychophysical response to isometric shoulder-neck exercise. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 67 (6), 528–539. <http://doi.org/10.1007/BF00241650>.
- Mathiassen, S. E. (2006). Diversity and variation in biomechanical exposure: what is it, and why would we like to know? *Applied Ergonomics*, 37 (4), 419–427. <http://doi.org/10.1016/j.apergo.2006.04.006>.
- Mathiassen, S. E., Möller, T., & Forsman, M. (2003). Variability in mechanical exposure within and between individuals performing a highly constrained industrial work task. *Ergonomics*, 46 (8), 800–824. <http://doi.org/10.1080/0014013031000090125>.
- Mathiassen, S. E., & Winkel, J. (1996). Physiological comparison of three interventions in light assembly work: reduced work pace, increased break allowance and shortened working days. *International Archives of Occupational and Environmental Health*, 68 (2), 94–108.
- Meulenbroek, R. G. J., Van Galen, G. P., Hulstijn, M., Hulstijn, W., & Bloemsaat, G. (2005). Muscular co-contraction covaries with task load to control the flow of motion in fine motor tasks. *Biological Psychology*, 68 (3), 331–352. <http://doi.org/10.1016/j.biopsycho.2004.06.002>.
- Miles, F. A., Judge, S. J., & Optican, L. M. (1987). Optically induced changes in the couplings between vergence and accommodation. *The Journal of Neuroscience: The Official Journal of the Society for Neuroscience*, 7 (8), 2576–2589.
- Miranda, H., Punnett, L., Viikari-Juntura, E., Heliövaara, M., & Knekt, P. (2008). Physical work and chronic shoulder disorder. Results of a prospective population-based study. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 67 (2), 218–223. <http://doi.org/10.1136/ard.2007.069419>.
- Mital, A., Nicholson, A. S., & Ayoub, M. M. (1997). *A guide to manual materials handling* (2. ed). London: Taylor & Francis.

- Möller, T., Mathiassen, S. E., Franzon, H., & Kihlberg, S. (2004). Job enlargement and mechanical exposure variability in cyclic assembly work. *Ergonomics*, 47 (1), 19–40. <http://doi.org/10.1080/0014013032000121651>.
- Moore, A., & Wells, R. (2005). Effect of cycle time and duty cycle on psychophysically determined acceptable levels in a highly repetitive task. *Ergonomics*, 48 (7), 859–873. <http://doi.org/10.1080/00140130512331332909>.
- National Research Council, & Institute of Medicine (Eds.). (2001). *Musculoskeletal disorders and the workplace: low back and upper extremities*. Washington, D.C: National Academy Press.
- Newell, K. M. (Ed.). (1993). *Variability and motor control*. Champaign, Ill: Human Kinetics Publ.
- Nordander, C., Ohlsson, K., Akesson, I., Arvidsson, I., Balogh, I., Hansson, G.-A., ... Skerfving, S. (2009). Risk of musculoskeletal disorders among females and males in repetitive/constrained work. *Ergonomics*, 52 (10), 1226–1239. <http://doi.org/10.1080/00140130903056071>.
- Nordander, C., Ohlsson, K., Balogh, I., Hansson, G.-A., Axmon, A., Persson, R., & Skerfving, S. (2008). Gender differences in workers with identical repetitive industrial tasks: exposure and musculoskeletal disorders. *International Archives of Occupational and Environmental Health*, 81 (8), 939–947. <http://doi.org/10.1007/s00420-007-0286-9>.
- Nussbaum, M. A. (2001). Static and dynamic myoelectric measures of shoulder muscle fatigue during intermittent dynamic exertions of low to moderate intensity. *European Journal of Applied Physiology*, 85 (3-4), 299–309.
- Nygård, C. H., Luopajarvi, T., Cedercreutz, G., & Ilmarinen, J. (1987). Musculoskeletal capacity of employees aged 44 to 58 years in physical, mental and mixed types of work. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 56 (5), 555–561.

- Ohlsson, K., Hansson, G. A., Balogh, I., Strömberg, U., Pålsson, B., Nordander, C., ... Skerfving, S. (1994). Disorders of the neck and upper limbs in women in the fish processing industry. *Occupational and Environmental Medicine*, 51 (12), 826–832.
- Palmerud, G., Sporrang, H., Herberts, P., & Kadefors, R. (1998). Consequences of trapezius relaxation on the distribution of shoulder muscle forces: an electromyographic study. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 8 (3), 185–193.
- Passatore, M., & Roatta, S. (2006). Influence of sympathetic nervous system on sensorimotor function: whiplash associated disorders (WAD) as a model. *European Journal of Applied Physiology*, 98 (5), 423–449. <http://doi.org/10.1007/s00421-006-0312-8>.
- Potvin, J. R. (2012). Predicting maximum acceptable efforts for repetitive tasks: an equation based on duty cycle. *Human Factors*, 54 (2), 175–188.
- Potvin, J. R., Christy Calder, I., Cort, J. A., Agnew, M. J., & Stephens, A. (2006). Maximal acceptable forces for manual insertions using a pulp pinch, oblique grasp and finger press. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 36 (9), 779–787. <http://doi.org/10.1016/j.ergon.2006.06.005>.
- Qin, J., Lin, J.-H., Buchholz, B., & Xu, X. (2014). Shoulder muscle fatigue development in young and older female adults during a repetitive manual task. *Ergonomics*, 57 (8), 1201–1212. <http://doi.org/10.1080/00140139.2014.914576>.
- Qin, J., Marshall, M., Mozrall, J., & Marschark, M. (2008). Effects of pace and stress on upper extremity kinematic responses in sign language interpreters. *Ergonomics*, 51 (3), 274–289. <http://doi.org/10.1080/00140130701617025>.
- Raina, S. M., & Dickerson, C. R. (2009). The influence of job rotation and task order on muscle fatigue: a deltoid example. *Work (Reading, Mass.)*, 34 (2), 205–213. <http://doi.org/10.3233/WOR-2009-0917>.

- Rantanen, T., Guralnik, J. M., Sakari-Rantala, R., Leveille, S., Simonsick, E. M., Ling, S., & Fried, L. P. (1999). Disability, physical activity, and muscle strength in older women: the Women's Health and Aging Study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80 (2), 130–135.
- Rempel, D. M., Harrison, R. J., & Barnhart, S. (1992). Work-related cumulative trauma disorders of the upper extremity. *JAMA*, 267 (6), 838–842.
- Richter, H. O., Andersson, J., Schneider, H., & Långström, B. (2005). Neuroanatomical correlates of voluntary inhibition of accommodation/vergence under monocular open-loop viewing conditions. *The European Journal of Neuroscience*, 21 (11), 3077–3088. <http://doi.org/10.1111/j.1460-9568.2005.04140.x>.
- Richter, H. O., Bänziger, T., & Forsman, M. (2011). Eye-lens accommodation load and static trapezius muscle activity. *European Journal of Applied Physiology*, 111 (1), 29–36. <http://doi.org/10.1007/s00421-010-1629-x>.
- Richter, H. O., Costello, P., Sponheim, S. R., Lee, J. T., & Pardo, J. V. (2004). Functional neuroanatomy of the human near/far response to blur cues: eye-lens accommodation/vergence to point targets varying in depth. *The European Journal of Neuroscience*, 20 (10), 2722–2732. <http://doi.org/10.1111/j.1460-9568.2004.03743.x>.
- Richter, H. O., Røijezon, U., Björklund, M., & Djupsjöbacka, M. (2010). Long-term adaptation to neck/shoulder pain and perceptual performance in a hand laterality motor imagery test. *Perception*, 39 (1), 119–130.
- Richter, H. O., Zetterlund, C., & Lundqvist, L.-O. (2011). Eye-neck interactions triggered by visually deficient computer work. *Work (Reading, Mass.)*, 39 (1), 67–78. <http://doi.org/10.3233/WOR-2011-1152>.
- Rissén, D., Melin, B., Sandsjö, L., Dohms, I., & Lundberg, U. (2002). Psychophysiological stress reactions, trapezius muscle activity, and neck and shoulder pain among female cashiers before and after introduction of job rotation. *Work & Stress*, 16 (2), 127–137. <http://doi.org/10.1080/02678370210141530>.

- Robertson, M. M., Ciriello, V. M., & Garabet, A. M. (2013). Office ergonomics training and a sit-stand workstation: effects on musculoskeletal and visual symptoms and performance of office workers. *Applied Ergonomics*, 44 (1), 73–85. <http://doi.org/10.1016/j.apergo.2012.05.001>.
- Rohmert, W. (1973a). Problems in determining rest allowances Part 1: use of modern methods to evaluate stress and strain in static muscular work. *Applied Ergonomics*, 4 (2), 91–95.
- Rohmert, W. (1973b). Problems of determination of rest allowances Part 2: determining rest allowances in different human tasks. *Applied Ergonomics*, 4 (3), 158–162.
- Roquelaure, Y., Ha, C., Rouillon, C., Fouquet, N., Leclerc, A., Descatha, A., ... Members of Occupational Health Services of the Pays de la Loire Region. (2009). Risk factors for upper-extremity musculoskeletal disorders in the working population. *Arthritis and Rheumatism*, 61 (10), 1425–1434. <http://doi.org/10.1002/art.24740>.
- Rosenfield, M. (2011). Computer vision syndrome: a review of ocular causes and potential treatments. *Ophthalmic & Physiological Optics: The Journal of the British College of Ophthalmic Opticians (Optometrists)*, 31 (5), 502–515. <http://doi.org/10.1111/j.1475-1313.2011.00834.x>.
- Ryan, M. M. (2011). Handbook of U.S. labor statistics employment, earning, prices, productivity, and other labor data. Lanham, Md.: Bernan Press. Retrieved from <http://public.eblib.com/choice/publicfullrecord.aspx?p=683536>.
- Samani, A., Holtermann, A., Søgaard, K., & Madeleine, P. (2009). Active pauses induce more variable electromyographic pattern of the trapezius muscle activity during computer work. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 19 (6), e430–437. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.11.011>.
- Sandsjö, L., Melin, B., Rissén, D., Dohns, I., & Lundberg, U. (2000). Trapezius muscle activity, neck and shoulder pain, and subjective experiences during monotonous work in women. *European Journal of Applied Physiology*, 83 (2-3), 235–238. <http://doi.org/10.1007/s004210000284>.

- Selen, L. P. J., Beek, P. J., & van Dieën, J. H. (2007). Fatigue-induced changes of impedance and performance in target tracking. *Experimental Brain Research*, 181 (1), 99–108. <http://doi.org/10.1007/s00221-007-0909-0>.
- Shieh, K.-K. (2000). Effects of reflection and polarity on LCD viewing distance. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 25 (3), 275–282. [http://doi.org/10.1016/S0169-8141\(99\)00018-9](http://doi.org/10.1016/S0169-8141(99)00018-9).
- Shieh, K.-K., & Chen, M.-H. (2005). Effects of display medium and luminance contrast on concept formation and EEG response. *Perceptual and Motor Skills*, 100 (3 Pt 2), 943–954. <http://doi.org/10.2466/pms.100.3c.943-954>.
- Shieh, K.-K., & Chen, M.-T. (1997). Effects of screen color combination, work-break schedule, and workspace on VDT viewing distance. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 20 (1), 11–18. [http://doi.org/10.1016/S0169-8141\(96\)00026-1](http://doi.org/10.1016/S0169-8141(96)00026-1).
- Snook, S. H., & Ciriello, V. M. (1991). The design of manual handling tasks: revised tables of maximum acceptable weights and forces. *Ergonomics*, 34 (9), 1197–1213. <http://doi.org/10.1080/00140139108964855>.
- Snook, S. H., Vaillancourt, D. R., Ciriello, V. M., & Webster, B. S. (1995). Psychophysical studies of repetitive wrist flexion and extension. *Ergonomics*, 38 (7), 1488–1507. <http://doi.org/10.1080/00140139508925204>.
- Snook, S. H., Vaillancourt, D. R., Ciriello, V. M., & Webster, B. S. (1997). Maximum acceptable forces for repetitive ulnar deviation of the wrist. *American Industrial Hygiene Association Journal*, 58 (7), 509–517. <http://doi.org/10.1080/15428119791012603>.
- Sommerich, C. M., McGlothlin, J. D., & Marras, W. S. (1993). Occupational risk factors associated with soft tissue disorders of the shoulder: a review of recent investigations in the literature. *Ergonomics*, 36 (6), 697–717. <http://doi.org/10.1080/00140139308967931>.

- Sosnoff, J. J., Valentine, A. D., & Newell, K. M. (2006). Independence between the amount and structure of variability at low force levels. *Neuroscience Letters*, 392 (3), 165–169. <http://doi.org/10.1016/j.neulet.2005.09.010>.
- Srinivasan, D., & Mathiassen, S. E. (2012). Motor variability in occupational health and performance. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 27 (10), 979–993. <http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.08.007>.
- Srinivasan, D., Samani, A., Mathiassen, S. E., & Madeleine, P. (2015). The size and structure of arm movement variability decreased with work pace in a standardised repetitive precision task. *Ergonomics*, 58 (1), 128–139. <http://doi.org/10.1080/00140139.2014.957736>.
- Srinivasan, R. C., Lungren, M. P., Langenderfer, J. E., & Hughes, R. E. (2007). Fiber type composition and maximum shortening velocity of muscles crossing the human shoulder. *Clinical Anatomy*, 20 (2), 144–149. <http://doi.org/10.1002/ca.20349>.
- Stewart, T. F. (1974). Ergonomic aspects of man-computer problem solving. *Applied Ergonomics*, 5 (4), 209–212.
- Sucher, D. F. (1994). The association of headache and monocular blur effect in a clinical population. *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry*, 71 (11), 707–712.
- Sundelin, G. (1993). Patterns of electromyographic shoulder muscle fatigue during MTM-paced repetitive arm work with and without pauses. *International Archives of Occupational and Environmental Health*, 64 (7), 485–493.
- Szeto, G. P. Y., Straker, L. M., & O’Sullivan, P. B. (2005). A comparison of symptomatic and asymptomatic office workers performing monotonous keyboard work--1: neck and shoulder muscle recruitment patterns. *Manual Therapy*, 10 (4), 270–280. <http://doi.org/10.1016/j.math.2005.01.004>.

- Takala, E.-P. (2002). Static muscular load, an increasing hazard in modern information technology. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 28 (4), 211–213.
- Takeda, Y., Sugai, M., & Yagi, A. (2001). Eye fixation related potentials in a proof reading task. *International Journal of Psychophysiology: Official Journal of the International Organization of Psychophysiology*, 40 (3), 181–186.
- Thomsen, J. F., Hansson, G.-A., Mikkelsen, S., & Lauritzen, M. (2002). Carpal tunnel syndrome in repetitive work: a follow-up study. *American Journal of Industrial Medicine*, 42 (4), 344–353. <http://doi.org/10.1002/ajim.10115>.
- Tock, Y., Inbar, G. F., Steinberg, Y., Ljubisavljevic, M., Thunberg, J., Windhorst, U., & Johansson, H. (2005). Estimation of muscle spindle information rate by pattern matching and the effect of gamma system activity on parallel spindles. *Biological Cybernetics*, 92 (5), 316–332. <http://doi.org/10.1007/s00422-005-0552-4>.
- Tu, T. A., & Keating, E. G. (2000). Electrical stimulation of the frontal eye field in a monkey produces combined eye and head movements. *Journal of Neurophysiology*, 84 (2), 1103–1106.
- Ukai, K., & Howarth, P. A. (2008). Visual fatigue caused by viewing stereoscopic motion images: Background, theories, and observations. *Displays*, 29 (2), 106–116. <http://doi.org/10.1016/j.displa.2007.09.004>.
- Valentino, B., & Fabozzo, A. (1993). Interaction between the muscles of the neck and the extraocular muscles of the myopic eye. An electromyographic study. *Surgical and Radiologic Anatomy: SRA*, 15 (4), 321–323.
- Van den Heuvel, S. G., de Looze, M. P., Hildebrandt, V. H., & Thé, K. H. (2003). Effects of software programs stimulating regular breaks and exercises on work-related neck and upper-limb disorders. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 29 (2), 106–116. <http://doi.org/10.5271/sjweh.712>.

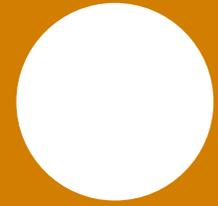
- Van der Heijden, G. J. (1999). Shoulder disorders: a state-of-the-art review. *Baillière's Best Practice & Research. Clinical Rheumatology*, 13 (2), 287–309. <http://doi.org/10.1053/berh.1999.0021>.
- Vandewalle, H., Vautier, J. F., Kachouri, M., Lechevalier, J. M., & Monod, H. (1997). Work-exhaustion time relationships and the critical power concept. A critical review. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 37 (2), 89–102.
- Van Dieën, J. H., Oude Vrielink, H. H., & Toussaint, H. M. (1993). An investigation into the relevance of the pattern of temporal activation with respect to erector spinae muscle endurance. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 66 (1), 70–75.
- Van Dieën, J. H., Westebring-van der Putten, E. P., Kingma, I., & de Looze, M. P. (2009). Low-level activity of the trunk extensor muscles causes electromyographic manifestations of fatigue in absence of decreased oxygenation. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 19 (3), 398–406. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.11.010>.
- Van Rijn, R. M., Huisstede, B. M., Koes, B. W., & Burdorf, A. (2010). Associations between work-related factors and specific disorders of the shoulder--a systematic review of the literature. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 36 (3), 189–201.
- Van Roie, E., Delecluse, C., Coudyzer, W., Boonen, S., & Bautmans, I. (2013). Strength training at high versus low external resistance in older adults: effects on muscle volume, muscle strength, and force-velocity characteristics. *Experimental Gerontology*, 48 (11), 1351–1361. <http://doi.org/10.1016/j.exger.2013.08.010>.
- Veiersted, K. B., & Westgaard, R. H. (1993). Development of trapezius myalgia among female workers performing light manual work. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 19 (4), 277–283.

- Veiersted, K. B., Westgaard, R. H., & Andersen, P. (1993). Electromyographic evaluation of muscular work pattern as a predictor of trapezius myalgia. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 19 (4), 284–290.
- Visser, B., De Looze, M., De Graaff, M., & Van Dieën, J. (2004). Effects of precision demands and mental pressure on muscle activation and hand forces in computer mouse tasks. *Ergonomics*, 47 (2), 202–217. <http://doi.org/10.1080/00140130310001617967>.
- Walker, S., Peltonen, H., Sautel, J., Scaramella, C., Kraemer, W. J., Avela, J., & Häkkinen, K. (2014). Neuromuscular adaptations to constant vs. variable resistance training in older men. *International Journal of Sports Medicine*, 35 (1), 69–74. <http://doi.org/10.1055/s-0033-1343404>.
- Waters, T. R., Putz-Anderson, V., Garg, A., & Fine, L. J. (1993). Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks. *Ergonomics*, 36 (7), 749–776. <http://doi.org/10.1080/00140139308967940>.
- Wee, S. W., Moon, N. J., Lee, W. K., & Jeon, S. (2012). Ophthalmological factors influencing visual asthenopia as a result of viewing 3D displays. *The British Journal of Ophthalmology*, 96 (11), 1391–1394. <http://doi.org/10.1136/bjophthalmol-2012-301690>.
- Westgaard, R. H., & Winkel, J. (1996). Guidelines for occupational musculoskeletal load as a basis for intervention: a critical review. *Applied Ergonomics*, 27 (2), 79–88.
- Wolkoff, P., Kärcher, T., & Mayer, H. (2012). Problems of the “outer eyes” in the office environment: an ergophthalmologic approach. *Journal of Occupational and Environmental Medicine / American College of Occupational and Environmental Medicine*, 54 (5), 621–631. <http://doi.org/10.1097/JOM.0b013e31824d2e04>.
- Woods, V. (2005). Musculoskeletal disorders and visual strain in intensive data processing workers. *Occupational Medicine (Oxford, England)*, 55 (2), 121–127. <http://doi.org/10.1093/occmed/kqi029>.

- Yagi, A. (1981). Visual signal detection and lambda responses. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 52 (6), 604–610.
- Yagi, A., Imanishi, S., Konishi, H., Akashi, Y., & Kanaya, S. (1998). Brain potentials associated with eye fixations during visual tasks under different lighting systems. *Ergonomics*, 41 (5), 670–677. <http://doi.org/10.1080/001401398186838>.
- Yan, Z., Hu, L., Chen, H., & Lu, F. (2008). Computer Vision Syndrome: A widely spreading but largely unknown epidemic among computer users. *Computers in Human Behavior*, 24 (5), 2026–2042. <http://doi.org/10.1016/j.chb.2007.09.004>.
- Yassierli, null, & Nussbaum, M. A. (2007). Muscle fatigue during intermittent isokinetic shoulder abduction: age effects and utility of electromyographic measures. *Ergonomics*, 50 (7), 1110–1126. <http://doi.org/10.1080/00140130701308716>.
- Yassierli, null, Nussbaum, M. A., Iridiastadi, H., & Wojcik, L. A. (2007). The influence of age on isometric endurance and fatigue is muscle dependent: a study of shoulder abduction and torso extension. *Ergonomics*, 50 (1), 26–45. <http://doi.org/10.1080/00140130600967323>.
- Yoon, T., Schlinder-Delap, B., & Hunter, S. K. (2013). Fatigability and recovery of arm muscles with advanced age for dynamic and isometric contractions. *Experimental Gerontology*, 48 (2), 259–268. <http://doi.org/10.1016/j.exger.2012.10.006>.
- Yung, M., Mathiassen, S. E., & Wells, R. P. (2012). Variation of force amplitude and its effects on local fatigue. *European Journal of Applied Physiology*, 112 (11), 3865–3879. <http://doi.org/10.1007/s00421-012-2375-z>.
- Zipp, P., Haider, E., Halpern, N., & Rohmert, W. (1983). Keyboard design through physiological strain measurements. *Applied Ergonomics*, 14 (2), 117–122.



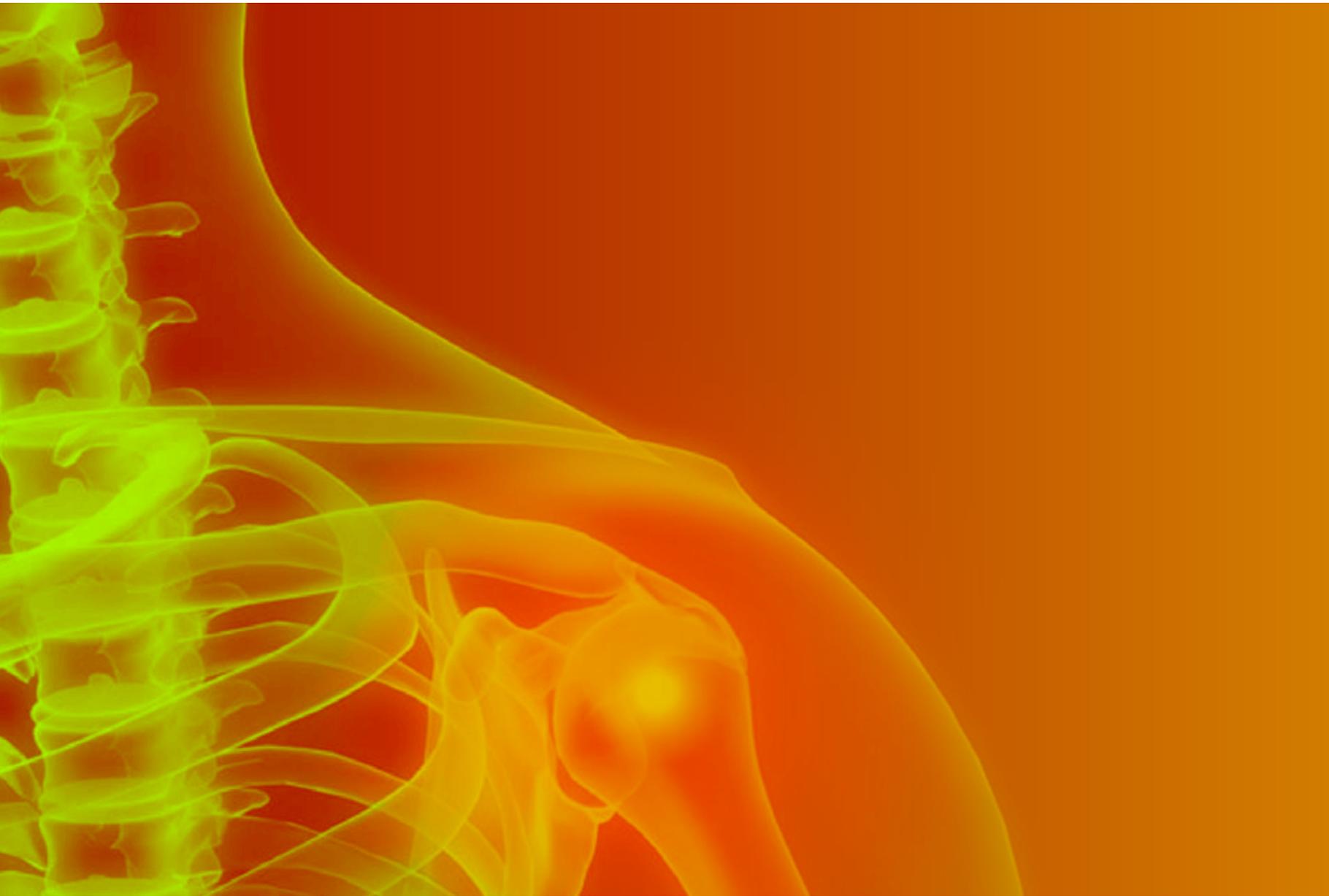
Anexo





## ACRÓNIMOS

CFF	Frecuencia de fusión crítica
CRT	Pantallas de tubos de rayos catódicos
DC	Ciclo de trabajo
EFRP	Potencial cerebral relacionado con la fijación ocular
EMG	Electromiografía
ERPs	Potenciales cerebrales relacionados con sucesos
ET	Tiempo de resistencia ( <i>endurance time</i> )
LCD	Pantallas convencionales de cristal líquido
MAE	Esfuerzo máximo aceptable
MPF	Frecuencia de potencia mediana
MVC	Contracción voluntaria máxima
NIOSH	National Institute for Occupational Safety and Health
PVD	Pantalla de visualización de datos
RMS	Respuesta muscular rectificada
RPE	Tasa de esfuerzo percibido
TC	Tiempo de ciclo
TME	Trastornos músculo-esqueléticos
WMSD	TME relacionados con el trabajo







**GUÍA**

# **trastornos músculo-esqueléticos**

**Tareas repetitivas y fatiga física**

Valoración Neuromuscular y su interés laboral



**Secretaría de Salud Laboral y Medio Ambiente  
UGT-CEC**





**ÚNETE**  
**POR TUS DERECHOS**



**Riesgos  
Laborales**  
**19952015** Aniversario de la Ley de Prevención