



UNIVERSIDAD NACIONAL
AVENIDA DE
MEXICO



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE PSICOLOGÍA

“Patrones de actividad muscular del trapecio superior y del erector
espinae cervical durante trabajo estresante en computadora.”

TESIS

Que para obtener el título de

Licenciado en Psicología

Presenta:

LORENZO HERNÁNDEZ JUAN DANIEL

Directora: **Dra. Maria Dolores Rodríguez Ortiz.**

Revisora: **Dra. Patricia Edith Campos Coy**

Sinodales: **Dr. José Luis Díaz Meza**

Mtra. Irma Zaldívar Martínez

Lic. Katia Rodríguez González

México, DF, Septiembre 2015



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Agradecimientos

A mis padres y a mi hermana por su amor y apoyo

A la Dra. Dolores Rodríguez por su paciencia y guía

A mi revisora y sinodales por su tiempo y valiosos consejos

A mis amigos de la facultad por su cariño y comprensión

A mis compañeros del laboratorio por su tolerancia

Et vos, salvator meus, ne dimitteres.

ÍNDICE DE CONTENIDO

Resumen	5
Capítulo I. Antecedentes	
1. Dolor de cuello y hombro relacionado con el uso de la computadora (NSPRCU)	6
1.1 Manifestaciones clínicas	8
1.2 Pronóstico	11
1.3 Incidencia	11
1.3 Prevalencia	12
2. Factores etiológicos del NSPRCU	14
2.1 Factores ergonómicos y biomecánicos	14
2.2 Factores individuales	16
2.3 Diferencias por sexo	17
2.4 Percepción de estrés	19
2.4.1 Tecnoestrés	20
3. Fisiología del NSPRCU	22
3.1 Fibras superiores del trapecio	22
3.1.1 Función	24
3.1.2 Control neuromotor	24
3.2 Alteraciones neuromusculares en el NSPRCU	25
3.2.1 Hipótesis de unidades motoras	27
3.3 Respuesta ante el estrés	28
3.4 Desarrollo de dolor	31
4. Evaluación clínica	33
5. Uso de la electromiografía para el estudio del NSPRCU	34
5.1 Electromiografía de superficie (SEMG)	34
5.1.2 Análisis y cuantificación	35
5.1.2 Normalización de la señal de amplitud	35
5.2 Investigación experimental con SEMG del trapecio superior	36
5.2.1 Estudios ergonómicos	37
5.2.2 Estudios psicosociales	38
5.3 Investigación experimental con SEMG de músculos cervicales	41
5.4 Relación entre dolor y actividad de SEMG	43
5.4.1 Evaluación del dolor	43
5.4.2 Investigación experimental	44
6. Justificación	45
Capítulo II. Metodología	47
7. Pregunta de investigación	47

7.1 Objetivos	47
7.2 Hipótesis	48
7.3 Definición de variables	49
7.4 Tipo de estudio	49
7.5 Participantes	49
7.6 Escenario	50
7.7 Instrumentos	50
7.8 Aparatos	51
7.9 Material	51
7.10 Procedimiento	52
7.11 Análisis estadístico	54
Capítulo III. Resultados	55
Capítulo IV. Discusión	67
Capitulo V. Conclusiones	83
Referencias	85

Resumen

El dolor de cuello y hombros relacionado con el uso de la computadora (NSPRCU) es común en usuarios de dispositivos computarizados a nivel mundial. Aspectos ergonómicos han sido identificados como los factores de riesgo principales en la génesis del dolor crónico en esta patología, sin embargo, reciente evidencia científica ha sugerido que el estrés mental puede ser un factor de riesgo más importante. La meta del presente trabajo fue la de investigar el efecto de un estresor cognitivo sobre la señal de amplitud de electromiografía de superficie (SEMG) y la percepción de dolor muscular en una muestra de mujeres libres de dolor. Adicionalmente se analizó posibles asimetrías y correlaciones entre la actividad muscular y el dolor subjetivo. Participaron 32 mujeres, las cuales fueron distribuidas de forma aleatoria en 2 grupos: grupo experimental (bajo estrés cognitivo) y grupo control. El estudio consistió en registrar con SMEG el trapecio superior y erector spinae cervical (CES) durante una misma tarea de escritura común (transcripción de 3 textos) en computadora. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos en la señal de amplitud de SEMG del trapecio superior, pero la amplitud no aumentó progresivamente entre condiciones en ningún grupo. No se observaron diferencias significativas en la SEMG del CES, en la percepción de malestar muscular, asimetrías ni en las correlaciones de actividad de SEMG-malestar muscular. Los resultados antes descritos son similares a los reportados por investigaciones previas, los cuales sugieren que: 1) el CES no presenta la misma reactividad ante estrés del trapecio superior, 2) la aparición de dolor y asimetrías son secundarias a la actividad muscular elevada en el NSPRCU.

PALABRAS CLAVE: dolor de cuello y hombros relacionado con el uso de la computadora (NSPRCU), electromiografía de superficie (SEMG), malestar muscular, trapecio superior, erector spinae cervical (CES), estrés.

Capítulo I. Antecedentes

1. Dolor de cuello y hombro relacionado con el uso de la computadora (NSPRCU).

El tiempo promedio que la sociedad moderna pasa frente a una computadora aumenta de forma dramática año con año. El uso de este dispositivo ya es obligado en el ambiente labora y educativo. Una gran diversidad de estudios científicos han reportado una asociación entre el uso frecuente de la computadora y el dolor de cuello y hombros; sin embargo, un conocimiento detallado de las relaciones este uso, la actividad muscular y los síntomas músculo-esqueléticos es todavía incipiente (Green, 2008; Thomée, Härenstam, Hagberg, 2012).

El crecimiento de la computarización en el ámbito laboral comenzó en los años setenta. En el 2009, el 75% de los puestos laborales en países nórdicos requerían del uso obligado de la computadora. Se consideró que su uso en el trabajo reduciría la sobrecarga física a la que estaban expuestos una gran parte de los trabajadores (p.ej. la introducción de máquinas que realizan el trabajo pesado y que pueden ser controladas por medio de computadoras), al grado de reducir substancialmente la prevalencia de lesiones graves e incapacidad en el trabajo (Grimby, 2010; Thomée et al. 2012).

Sin embargo, en estos nuevos trabajadores se observó una alta incidencia de reportes de dolor músculo-esquelético en cuello y hombros, incluso si la carga física era mínima. Los datos de aseguradoras suecas muestran que en los últimos 10 años, el 18% de los pagos por incapacidad realizados por dolor músculo-esqueléticos correspondieron a algún tipo de dolor de cuello y hombros. Sorprendentemente, hay una considerable falta de información relativa a su naturaleza, en contraste con la existente del dolor lumbar (Ming, Närhi, Siivola, 2004; Green, 2008).

El dolor músculo-esquelético en general es muy común en la población mundial y es una de las causas más frecuentes de incapacidad laboral; por ejemplo, en los

Estados Unidos, este tipo de dolor es la causa de más de 131 millones de visitas de pacientes a los servicios médicos en el año. De acuerdo a la Asociación Internacional para el Estudio del Dolor (IASP), el impacto económico de este tipo de dolor se encuentra segundo lugar, solo después de las enfermedades cardiovasculares (Grimby, 2010).

El dolor de cuello y hombro relacionado con el uso de la computadora (NSPRCU) se define como un trastorno psicofisiológico de la región del cuello y hombros causado o agravado por el continuo y repetitivo uso de la computadora en el trabajo (Misailidou, Malliou, Beneka, Karagiannidis, Godolias, 2010). El término “computadora” se refiere a computadoras personales de escritorio (o PC), laptops, video terminales y terminales de sistemas digitales, con o sin el uso de teclados y de otros dispositivos (como mouse, micrófono, etc.) (Green, 2008). Recientes estudios han incluido a los celulares, “*tablets*”, consolas de videojuegos y dispositivos móviles de videojuegos (Hakala, Rimpela, Saarni, Salminen 2006; Rajagopal, Rosli, Rintai, Rustim, Benadus, Usai, 2012).

En la literatura científica se considera al NSPRCU como parte de los trastornos músculo-esqueléticos relacionados con el trabajo (WRMSD). Estos trastornos surgen cuando existe una exposición a actividades laborales y condiciones de trabajo que contribuyen de forma significativa a su desarrollo o exacerbación, pero que no actúan como el único factor determinante (Hoy, Protani, De, Buchbinder, 2010).

En un inicio, la literatura científica consideró a la población en riesgo latente de padecer NSPRCU a todo obrero/oficinista que usará cualquier dispositivo computarizado por más de 6 horas diarias. Sin embargo, en la era moderna de la tecnología digital, nuevas poblaciones se han anexado a la problemática: Diversos estudios y censos han reportado que los estudiantes a partir de los 16 años pasan más horas por día trabajando en la computadora que los profesionistas, y además tienden a reportar un mayor número de quejas músculo-esqueléticas (Szeto, Strakerb,

O'Sullivan, 2005; Hakala et al 2006; Noack-Cooper, Sommerich, Mirka, 2009; Rajagopal et al. 2012).

Criterios de diagnóstico clínico para la vigilancia sanitaria de cualquier tipo de WRMSD en Europa y Norteamérica aún no están descritos ni unificados. Los médicos e investigadores han recurrido a diferentes cuerpos de conocimiento para justificar los criterios utilizados. Lo específico que pueden ser las en que se desarrollan estos desórdenes (como sucede con el NSPRCU) ha impedido la creación de clasificaciones sistemáticas y estandarizadas (Hoy et al. 2010).

El aumento significativo de la incidencia y de la prevalencia de las WRMSD en el miembro superior es mayor que el miembro inferior, llegando a ser de casi el 60 % en ciertos puestos de trabajo. En algunos países (como Noruega y Bélgica), este tema ha tomado un interés especial, ya que dichos gobiernos estudian la posibilidad de incluir ciertos desórdenes músculo-esqueléticos en la lista de enfermedades profesionales que pueden recibir una indemnización (Naidoo y Atiquil, 2008; Waersted, Hanvold, Veiersted, 2010).

1.1 Manifestaciones clínicas

El NSPRCU forma parte de un gran número de WRMSD considerados como afecciones músculo-esqueléticas no específicas, es decir, en las que un diagnóstico no puede ser determinado por medio de un examen físico pero se reporta la presencia de dolor e incapacidad física. De acuerdo a las fuentes de datos en el Reino Unido, aproximadamente el 50% de los casos que se presentan con dolor en miembros superiores se clasifican como condiciones no específicas de las extremidades superiores (Hoy et al. 2010).

El dolor es el síntoma primordial del NSPRCU. El dolor ha sido definido de acuerdo al IASP como una experiencia emocional no placentera asociada con daño en tejido o descrito en términos de dicho daño. Profesionales de la salud han basado la evaluación y tratamiento del dolor en el modelo biomecánica, el cual considera al dolor

y su incapacidad asociada como solo síntomas de una patología en tejido. La multidimensionalidad del NSPRCU ha conllevado el uso de un modelo bio-psico-social en el diagnóstico y tratamiento moderno de dicho desorden. El modelo bio-psico-social considera la experiencia del dolor como un sistema que se compone de la fisiología del dolor, de las actitudes y creencias personales sobre el dolor, de rasgos psicológicos de estrés, de conductas de dolor exhibidas y de parámetros sociales de el ambiente que rodea a la persona. (Misailidou et al. 2010).

También este modelo considera 3 dimensiones de la experiencia del dolor: daño en tejido resulta en percepción subjetiva de dolor (dimensión subjetiva). Cuando la percepción de dolor provoca sufrimiento, la dimensión psicológica es alcanzada. Finalmente, la dimensión social se adhiere cuando el sufrimiento provoca conductas de dolor que dificultan al sujeto asumir su rol social (Misailidou et al. 2010). El dolor que se presenta en el NSPRCU es de tipo *músculo-esquelético*. Una definición generalmente aceptada del dolor *músculo-esquelético* es difícil de encontrar. Se puede definir como aquel dolor percibido en alguna porción o relacionado con el sistema músculo-esquelético (Grimby, 2010).

Otros síntomas iniciales del NSPRCU son rigidez y fatiga muscular en la zona de hombros y cuello. Si existe historia previa de hernia del disco o compresión nerviosa, este puede ser mayor y estar acompañado por alteraciones sensoriales, como parestesia y adormecimiento. El NSPRCU crónico es descrito como una sensación dispersa de hiperalgesia en la piel, ligamentos y músculos durante la palpación manual y durante movimientos activos y pasivos del cuello y hombro (Ming et al. 2004, Larsson et al. 2007; Green, 2008; Waersted et al. 2010).

La IASP en su clasificación de dolor crónico define a cualquier tipo de dolor de cuello y hombros como aquel dolor experimentado desde la línea de la nuca superior (hueso occipital) hasta la parte superior de la espalda, en su extensión lateral hacia los bordes externos y superiores de la escapula. Es muy común que el dolor pueda irradiarse hacia los brazos, la cabeza, la musculatura lateral del cuello y el pecho. El

dolor no solo se extiende a las vertebrales cervicales, incluso puede llegar a afectar a las vertebrales torácicas. Se ha observado en varios estudios que los sujetos sintomáticos comúnmente reportan mayor dolor en la región posterior de cuello (desde la vertebra C1 hasta la vertebra T3) que en las regiones bilateral y anterior del cuello (Green, 2008; Misailidou et al. 2010).

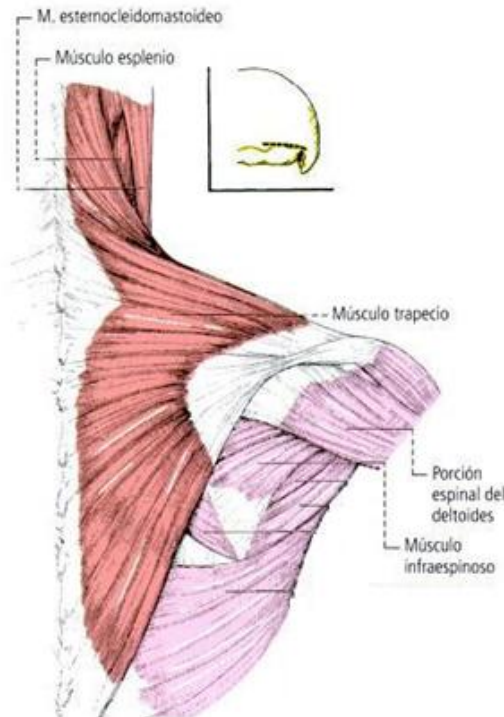


Figura 1. Principales músculo del cuello y hombros afectados en el NSPRCU. Tomado de Biel (2009).

Los músculos de la región del hombro más afectados son el músculo trapecio (en sus 3 porciones), el músculo infraespinoso y los deltoides (en su porción anterior y posterior); mientras que los músculos del cuello más afectados pueden dividirse por regiones: Región anterior (el erector spinae cervical o CES) y región lateral (el esternocleidomastoideo el flexor cervical profundo, el escaleno, el esplenio). Sin embargo, sujetos sintomáticos reportan que el músculo trapecio superior es la zona con mayor concentración de dolor y déficit motor (ver figura 1). La presencia de mayor intensidad de dolor en el lado dominante (diestro o zurdo) es un dato que se reporta en algunas investigaciones (Ming et al. 2004, Wahlstrom, 2005; Forsman, Thorn, 2007;

Larsson et al. 2007; Green, 2008; Misailidou et al. 2010; Waersted et al. 2010; Kill, 2011).

Síntomas psicológicos como irritabilidad, fatiga mental y problemas de atención-memoria han sido asociados con uso intensivo de la computadora en el trabajo y hogar (Visser y van Dieën, 2006; Hoy et al. 2010). Literatura epidemiológica ha reportado una alta comorbilidad del NPRCU con trastornos psiquiátricos como depresión, trastorno de ansiedad generalizada e insomnio. La relación neurofisiológica entre el uso frecuente de la computadora y síntomas psiquiátricos siguen siendo desconocida. (Thomé et al. 2012).

1.2 Pronóstico

En base a su duración, el NSPRCU se divide en 2 tipos, tipo agudo y tipo crónico. En el tipo agudo, el dolor puede presentarse intermitentemente, puede durar por lo menos un día completo y puede desaparecer temporal o permanentemente en menos de 3 meses; se presentan dificultades para girar la cabeza, para cargar objetos, para dormir y cansancio físico continuo. En el tipo crónico, el dolor se presenta de forma diaria, y puede durar más de seis meses, la persona presenta dolor severo en cuello, hombros y brazos, lo que dificulta muchos movimientos del tren superior; la presencia de migrañas, insomnio, fatiga física y ansiedad es común (Ming et al. 2004; Larsson, Søggaard, Rosendal, 2007; Misailidou et al. 2010).

1.3 Incidencia

Debido a que la mayoría de las investigaciones relacionadas con el NSPRCU son retrospectivas, es difícil estimar el número de nuevos casos. La incidencia de un año de esta patología en la población inglesa en un rango de entre 18-75 años de edad ha sido reportada un 17.9%. La incidencia en usuarios de computadora varía de 23.5% para seis meses, y 34.4% para un año. En recientes revisiones, los oficinistas y usuarios de computadoras experimentan la mayor incidencia de dolor de cuello y hombros entre toda la población en general, con reportes que señalan una incidencia de entre 36-57.7% por 1 año (Wahlstrom, 2005; Green, 2008).

1.4 Prevalencia

Los desórdenes músculo-esqueléticos representan unas de las demandas de salud pública más comunes y costosas en Europa y América del Norte. Su costo en los países nórdicos es aproximadamente de un 0.5-2% del PIB total (Larsson et al. 2007). Existe una vasta cantidad de literatura epidemiológica que ha considerado al NSP como un problema mayor de salud en muchas ocupaciones. El término dolor de cuello y hombro cubre un espectro que varía desde dolor autoreportado hasta diagnósticos clínicos bien definidos. La prevalencia del NSP es difícil de comparar entre estudios y países, ya que los datos son tan variados como las muestras y las ventanas de tiempo estudiadas (Wahlstrom, 2005; Green, 2008).

En la población finlandesa, la prevalencia del NSP ha mostrado un incremento sostenido en las últimas 3 décadas y ocupa el segundo lugar en los trastornos músculo-esquelético. En la población laboral en general, se estima que la prevalencia de este tipo de dolor se encuentra en un rango de entre 20-30%. En la población canadiense, una prevalencia mayor a 6 meses de NSPRCU es común en el 50% de la población adulta mayor a 30 años. Las mujeres presentan mayor NSP que los hombres y desarrollan mayor dolor persistente y la mayoría de ellas reportan no experimentar una completa remisión de sus síntomas (Wahlstrom, 2005; Larsson et al. 2007).

Dentro de ciertas ocupaciones la prevalencia es aún mayor que en la población en general; entre usuarios daneses de computadoras, una prevalencia de 12 meses de con NSP crónico fue de aproximadamente un 45%, donde la incidencia de casos correspondió a 25% para mujeres y 15% para hombres. Las consecuencias de NSP pueden variar desde episodios menores de corta duración con actividad limitada, episodios recurrentes con capacidad laboral disminuida hasta episodios con dolor severo e incapacidad laboral. Las consecuencias laborales pueden variar desde una incapacidad laboral corta, una baja temporal por enfermedad, y hasta un retiro por incapacidad con pensión (Wahlstrom, 2005; Larsson et al. 2007).

A partir de los últimos 10 años, los niños han sido expuestos a actividades relacionadas con la computadora desde edades muy tempranas, por lo que la salud de futuras fuerzas de trabajo merece consideración científica y gubernamental. El adolescente actual tiende a pasar más de 5 horas por día frente a la computadora, lo que lo convierte en una población en riesgo latente, por lo que no es aventurado suponer que gran parte de esta población ya podría padecer NSPRCU mucho antes de entrar al ámbito laboral (Green, 2008; Rajagopal et al. 2012).

En México carecemos de estudios epidemiológicos sobre la frecuencia y prevalencia del dolor crónico en la población de general. Cifras del Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS) acerca de los 20 principales motivos de consulta, durante el período de 1991 a 2002, sugieren que por lo menos el 5% de los individuos que acudieron a los centros de medicina familiar presentaron algún tipo de dolor muscular claramente documentado. Las mujeres presentan mayor incidencia de algún tipo de dolor muscular en la población mexicana, los síndromes dolorosos observados con mayor frecuencia en mujeres son artritis, fibromialgia, cefaleas, dolor cervical y lumbar (Covarrubias, Guevara, Gutiérrez, Betancourt, Córdova, 2010 a).

En México, se ha observado que el 13% de la población (edad de 20 a 59 años) que acude a las Unidades de Medicina Familiar del Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS) manifiesta dolor en la espalda. De acuerdo con los reportes del Instituto Mexicano del Seguro Social el 12% de las consultas proporcionadas durante el 2003 en las Unidades de Medicina Familiar, correspondieron a dolor en alguna parte de la espalda (Covarrubias, 2010 b). Lamentablemente, los datos antes mencionados no mencionan dolor de la espalda específicos, por lo tanto, el número de cuántos casos se refieren a algún tipo de dolor en hombros y cuello sigue siendo una incógnita en nuestro país.

Solo el estudio Vernaza y Torres (2005) ha estudiado de forma indirecta la epidemiología del NSPRCU en población latinoamericana: Los autores reportaron que el 57 % de los trabajadores administrativos de una universidad en Colombia presentaron síntomas de dolor muscular. Las lesiones más frecuentes se encontraron

en la zona lumbar (56,6 %), hombros (53,1 %) y el cuello (49,0%). En dicho estudio, también se observó que los trabajadores que pasan mayor tiempo trabajando sentados o usando una computadora presentan mayores quejas musculares en cuello y hombros que en la zona lumbar o brazos.

2. Factores etiológicos del NSPRCU

El NSPRCU es multifactorial en su etiología y en su impacto al individuo. El origen y los mecanismos neurofisiológicos exactos continúan en debate. Se ha observado que diversas estructuras pueden causar dolor en el área del cuello y el hombro. Síntomas de dolor en el cuello y hombros pueden coexistir y frecuentemente no presentar un daño físico en las fibras musculares (Ming et al. 2004; Forsman, Thorn, 2007; Kill, 2011).

2.1 Factores ergonómicos y biomecánicos

El trabajo en la computadora por lo general requiere de cierto mobiliario (p.ej. sillas, escritorios) y de otros dispositivos (p.ej. pantallas o monitores, teclado y mouse) para su adecuado uso, y el impacto de todos estos factores sobre el estilo de trabajo y el individuo en si es lo que se conoce como ergonomía, término que no se refiere exclusivamente al ámbito laboral (Johnston, Jull, Darnell, Jimmieson, Souvlis, 2008 a).

La carga muscular en el cuello, hombros y espalda está directamente relacionada por el tipo de estación de trabajo y por la técnica de trabajo individual. Aspectos ergonómicos como la distancia entre pantalla y usuario, altura en la colocación de la pantalla, peso del teclado y mouse, distancia entre el teclado y el usuario, distancia entre el mouse y el usuario, ubicación del teclado y mouse en el escritorio, pueden contribuir al desarrollo de dolor (Johnston et al. 2008 a).

Una postura ergonómicamente correcta requiere que el teclado y el monitor deban estar frente al cuerpo, la línea de visión debe ser hacia el frente y no hacia arriba, abajo o hacia los lados; la ubicación del teclado no debe presentar ninguna

inclinación, los antebrazos deben ubicarse de forma paralela al piso, al mismo nivel que la posición del teclado y con soporte por parte de la silla o escritorio, lo que asegura una postura neutral (a 90°) del brazo y hombro. La espalda siempre debe estar recta y apoyada sobre un respaldo (Ming et al. 2004; Johnston et al. 2008 a).

Cualquier cambio de esta posición neutral ha sido frecuentemente asociado con dolor agudo en trapecio y deltoides (Johnston et al. 2008 a; Waersted et al. 2010). Colocar la pantalla a un lado del sujeto y no enfrente de él (que es la posición correcta) incita la adopción de posturas incómodas o no naturales, las cuales pueden provocar una sobre activación de la musculatura cervical que puede terminar en lesiones y dolor (Green, et al. 2008; Ming et al. 2004).

El mantenimiento de una postura estática del tronco superior del cuerpo es necesario si la persona suele trabajar sentada frente a la computadora varias horas por día. El uso de la computadora también requiere de movimientos repetitivos de los miembros superiores principalmente de las manos y dedos, los músculos en la región del cuello y hombros actúan como estabilizadores de estos movimientos (Ming et al. 2004; Cagnie, Danneels, Van Tiggelen, De Loose, Cambier, 2007; Larsson et al. 2007).

La adopción de una postura ergonómicamente correcta cuando se trabaja en la computadora puede disminuir la sobrecarga muscular, sin embargo, si dicha postura se prolonga por horas, esta requerirá de una sobre contracción estática del músculo trapecio superior para mantener los brazos en ángulos correctos. Dicha actividad muscular puede sobre activar las fibras musculares y los ligamentos al grado de volverlos débiles. Si los tejidos continúan con una alta sobrecarga muscular, lesiones isquémicas comienzan a acumularse. Además como resultado de la continua inflamación y dolor, se puede presentar una compresión nerviosa, inflamación y deterioro (Ming et al. 2004; Cagnie, et al. 2007; Green, et al. 2008).

Es común que cuando se usa la computadora por varias horas seguidas, se adopte una flexión voluntaria del cuello por delante del eje corporal (movimiento no

natural) como medida para mejorar la visión sobre la pantalla, sin embargo esta flexión provoca que los pequeños músculos cervicales del cuello deban trabajar el doble de lo que comúnmente lo hacen, por lo que gradualmente estos pierden el soporte que le dan a la columna. Diversos estudios en han reportado una relación positiva entre la flexión del cuello mayor a 20° y el dolor de cuello (Ming et al. 2004; Cagnie et al. 2007).

Extensa investigación epidemiológica ha reportado una incidencia de dolor crónico si se usa el mouse más de 30 horas a la semana, y con el uso del teclado por más de 15 horas por semana (Johnston et al. 2008 a). Este tipo de dolor se presenta con mayor incidencia en cuello y hombro que en mano y brazo (Gerr, Marcus, Monteilh, 2004; Waersted et al. 2010).

Se ha reportado que aquellos trabajadores que pasan más del 95% del tiempo trabajando sentados tienen el doble de riesgo de padecer dolor de cuello en comparación con aquellos que casi no se sientan durante el trabajo. Pasar 5 o más horas por día sentado frente a la computadora es un factor de riesgo ampliamente aceptado. El permanecer sentado por largos periodos de tiempo, usualmente provoca una curvatura de la columna anormal, incrementando la presión en los discos intervertebrales, ligamentos y músculos (Gerr et al. 2004; Cagnie et al. 2007).

2.2 Factores individuales

Cambios físicos en los tejidos que se desarrollan con la edad puede provocar dolor en el cuello. Conforme la edad aumenta, los discos intervertebrales comienzan un proceso degenerativo natural que provoca que pierdan su alineación, se hundan y se pierda el espacio entre ellos, lo que desencadena dolor, dislocación y pérdida del rango de movimiento. La degeneración de los discos con la edad es inevitable, pero factores como una buena higiene en la postura y una adecuada fuerza de flexión del cuello pueden reducir el riesgo y la extensión de la degeneración. Historial previo de uso intensivo de la computadora pueden agravar esta condición (Ming et al. 2004).

La relación entre el sobrepeso y el NSPRCU es muy circunstancial, algunos investigadores consideran que la obesidad tiende a sensibilizar los nociceptores y a dificultar los movimientos diarios. Algunos estudios han encontrado que el sobrepeso es un factor determinante en el NSPRCU, pero otras investigaciones no han encontrado dicha asociación (Ming et al. 2004). Tener actividades pasivas durante el tiempo libre (p.ej. ver televisión) está asociado con un incremento en la prevalencia de NSRPCU. La actividad física durante el tiempo libre reduce cualquier experiencia de dolor muscular (Green et al. 2008).

Usuarios de computadora con historial previo de dolor muscular son más propensos a experimentar NSPRCU. Recientes investigaciones sugieren que la percepción individual de tensión muscular es un factor de riesgo. Sin importar el sexo, cualquier trabajador que perciba y reporte tensión muscular en el cuello durante una semana, presenta un mayor rango de incidencia de dolor, comparados con aquellos que no lo perciben (Green et al. 2008).

2.3 Diferencias por sexo

El dolor músculo-esquelético es más frecuente en mujeres que en hombres, las causas exactas de esta relación siguen en estudio y debate. Una gran cantidad de estudios epidemiológicos reportan una mayor prevalencia de síntomas músculo-esqueléticos en mujeres que en hombres sin importar la edad, religión, posición socioeconómica, profesión/ocupación, etc. Sin ser la excepción, entre usuarios de computadora la prevalencia de NSPRCU es mayor en mujeres que hombres a pesar la digitalización de muchas tareas laborales haya disminuido el nivel de esfuerzo físico requerido y aumentado el nivel de esfuerzo cognitivo, lo que indirectamente conlleva a una igualdad de condiciones por sexo en diversas áreas laborales y educativas (Grimby, 2010).

Factores ergonómicos parecen tener influencia en las diferencias por sexo entre usuarios de computadora: la gran mayoría del mobiliario y equipamiento de cómputo está diseñado en base a la antropometría masculina, y por consiguiente son

ergonómicamente inapropiadas para mujeres. Las mujeres tienen menor tamaño y fuerza en hombros, por lo que los tamaños estándares de los teclados las obligan a estirarse de más para poder trabajar con la computadora y además deben mantener este esfuerzo y postura todo el tiempo; estudios de laboratorio han reportado que las mujeres necesitan aplicar mayor fuerza y usar un rango de movimiento mayor en comparación con los hombres al usar el mouse (Ming et al. 2004; Cagnie et al. 2007).

Se ha documentado en la literatura científica posibles diferencias biológicas en la percepción de dolor entre hombres y mujeres: las mujeres parecen presentar umbrales de dolor muscular más bajos y una mayor respuesta a dolor muscular inducido por químicos en comparación con los hombres. Con la edad, las mujeres presentan déficits en la recuperación de heridas por la reducción natural en niveles de estrógeno (Grimby et al. 2010).

Dolor en el trapecio superior es más común en mujeres que en hombres. En estudios de laboratorio y de campo que registran actividad muscular por medio de electromiografía de superficie (SEMG), no han encontrado diferencias significativas por sexo en el nivel de actividad muscular, sin embargo, es frecuente que las mujeres reporten mayores niveles de tensión muscular bajo manipulaciones experimentales (Grimby, 2010).

Estudios epidemiológicos han sugerido que el uso del brasier puede ser un factor que contribuya a la aparición del dolor en el trapecio superior, debido a que el peso del mismo busto causa que los tirantes presionen más fuerte dicho músculo. Inclusive se ha reportado que pasar 24 horas sin brasier puede reducir dolor en hombro y trapecio superior (Park y Oh, 2014)

Park y Oh (2014) registraron con SEMG el trapecio superior de 14 mujeres libres de dolor durante una elevación de hombros y durante un test de dolor inducido por presión, los autores reportaron diferencias significativas en los valores de SEMG en el grupo con

brasier en comparación con el grupo sin brasier, pero dichas diferencias no se observaron en los puntajes de dolor.

2.4 Percepción de estrés

El estrés es un concepto típicamente psicofisiológico, ya que relaciona un proceso psicológico (la percepción de una situación amenazante o desafiante) con una manifestación fisiológica (un patrón de activación somática, visceral y cortical). Cuando el estrés se vuelve crónico puede generar un estado continuo de activación que puede generar patologías a distintos niveles: debilitamiento muscular, úlceras gástricas, colitis, afecciones al sistema inmune, etc. (Martínez, 2011). Existen numerosos modelos teóricos del estrés, sin embargo no existe una predilección por alguno en la literatura científica:

- Modelo de estrés como respuesta: propone que el estrés es básicamente una característica interna del organismo, un estado de desequilibrio biológico provocado por determinadas situaciones amenazantes o desafiantes. El ambiente simplemente proporciona las condiciones para que se produzca la reacción de estrés (Vila, 2009).
- Modelo de estrés como estímulo: entiende al estrés como una característica externa del ambiente, el estímulo (o estresor) que provoca el desequilibrio biológico. El organismo reacciona ante el estrés, no con estrés. Los estresores no solo son de aquellos que pongan en riesgo la supervivencia (como un depredador), sino también existen estresores de corte más psicológico y emocional, como la amenaza de despido laboral. Existen diferentes criterios de clasificación de los estresores, tan variadas como sus características puedan ser (Vila, 2009).
- Modelo transaccional del estrés: plantea una interacción entre la situación y el organismo, interacción que se asume medida por procesos cognitivos relacionados con la evaluación psicológica de la situación y de la respuesta que el organismo da ante esta situación. Las personas no son meras víctimas del estrés, ellas también generan estrés. Su manera de apreciar tanto los sucesos

ambientales como sus propios recursos para hacerles frente son los verdaderos determinantes de la naturaleza del estrés (Vila, 2009).

2.4.2 Tecnoestrés

Tanto en el campo laboral, académico e incluso en el hogar, los hábitos y rutinas de trabajo han experimentado cambios drásticos con la incorporación de las computadoras personales, iniciadas a principios de los años ochenta y seguidas por el auge del Internet y la telefonía móvil. El uso frecuente de la computadora ha sido asociado con un incremento en la percepción de esfuerzo mental y estrés. La computadora puede influir en el bienestar psicosocial de los usuarios en un sentido positivo (entusiasmo, experiencias óptimas, etc.) como negativo (fatiga, ansiedad, etc.) (Joseph-Bravo y de Gortari, 2007; Molina, Gutiérrez, Hernández, Contreras, 2008).

El concepto de tecnoestrés está directamente relacionado con los efectos psicosociales negativos del uso de la computadora. Fue acuñado por primera vez por el psiquiatra norteamericano Craig Brod en 1984 en su libro *"Technostress: The Human Cost of the Computer Revolution"*. Lo define como: "una enfermedad de adaptación causada por la falta de habilidad para tratar con las nuevas tecnologías del ordenador de manera saludable". El tecnoestrés es resultado de un proceso perceptivo de desajuste entre demandas y recursos disponibles y está caracterizado por dos dimensiones centrales: 1) síntomas afectivos o ansiedad relacionada con el alto nivel de activación psicofisiológica del organismo, y 2) el desarrollo de actitudes negativas hacia la computadora (Martinez, 2011).

La digitalización de muchas tareas (como redacción, lectura, dibujo, diseño, contabilidad, etc.) ha hecho que la computadora sea la herramienta focal de trabajo en el ámbito laboral, educativo y recreativo. Se considera que cualquier tarea en computadora puede transformarse en estresante cuando conlleva ciertas demandas o requerimientos (implícitos o explícitos en su realización) (Martinez, 2011). Por las características inherentes del uso de la computadora (actividad estática con bajo esfuerzo físico), las demandas que se imponen al trabajo son más cognitivas que

físicas. Una demanda cognitiva es aquella que involucra un grado de dificultad o de esfuerzo mental para su realización (Eatough et al. 2012).

El incremento de las demandas cognitivas sobre el trabajo en la computadora está directamente relacionado con su implementación vertiginosa. En un principio la implementación de la computadora supone una ventaja mejorando la rapidez en la elaboración de la tarea y facilitando la comunicación con otras personas, sin embargo, también provoca una sobrecarga de trabajo al usuario, que puede ser cuantitativa (demasiadas cosas que hacer en el tiempo disponible) o cualitativa (cosas demasiado complejas que superan las propias competencias para realizarlas) (Martinez, 2011).

Una sobrecarga de trabajo es comúnmente citada en diversos estudios como un estresor significativo. Este tipo de trabajo imposibilita o disminuye los descansos. Por ejemplo, datos oficiales de censos económicos en Alemania indican que las fechas límites de entrega y la presión de tiempo fueron los principales estresores en el trabajo. La presión de tiempo (como las fechas límites de entrega) es quizás la demanda cognitiva más común cuando se trabaja en la computadora (Eatough et al. 2012).

Se ha observado que los trabajadores y estudiantes señalan reportan que se encuentran sometidos frecuentemente a demandas de trabajo que superan el tiempo disponible para poder llegar a realizar las tareas a tiempo, esta presión de tiempo en muchas ocasiones viene causada por el ritmo de trabajo que imponen las máquinas, las cuales hacen posible trabajar en cualquier momento, en cualquier lugar y a mayor velocidad en comparación con otros medios (Martinez, 2011).

Se considera que existen 2 vías de acción del estrés en la aparición de dolores musculoesqueléticos en usuario de computadora:

- La primera vía es el efecto directo de dichos factores sobre la carga biomecánica del individuo. La información percibida (p.ej. las demandas de trabajo), fuerza al individuo a acelerar sus movimientos (como presionar más fuerte las teclas) o a adoptar una postura no natural para poder llevar a cabo las demandas, incrementando la carga biomecánica. De las capacidades funcionales del

individuo y su percepción del estrés dependerá si este desarrolla los síntomas (dolor) e incapacidad (Lanfranchi y Duveau, 2008).

- La segunda vía de influencia se establece cuando estos factores psicosociales son evaluados por las personas como amenazas potenciales las cuales deben tener resolución. El estrés percibido es el que evocará respuestas fisiológicas por parte del sistema nervioso central, el sistema nervioso autónomo, el sistema endocrino y el sistema inmunológico (Lanfranchi y Duveau, 2008).

3. Fisiología del NSPRCU

3.1 Fibras superiores del trapecio.

El músculo trapecio humano tiene una compleja anatomía integrada por fibras con una orientación tipo hoja pinada. Es el músculo más superficial de la parte superior de la espalda, cuyo nombre deriva de la forma irregular (asemejándose a un romboide) que sus fibras ocupan. El trapecio es un musculo largo y estrecho, cuyo origen inicia en la línea superior de la nuca, después atraviesa el ligamento de la nuca a nivel de la vértebra C7, del proceso espinoso de la vértebra C7 se dirige a la vértebra T12 y a los ligamentos supraespinosos. Entre las vértebras C6 y T3, la inserción del músculo es de tipo aponeurótica, es decir, tiene forma de diamante, el cual se extiende hacia afuera del borde de la vértebra T1 (Westad, 2005; Biel, 2009).

El cuerpo muscular del trapecio está compuesto por 3 fascículos de fibras: fibras superiores (descienden desde la línea nual hasta el tercio lateral de la clavícula), fibras medias (se insertan en el borde posterior del acromion y en la espina escapular) y fibras inferiores (terminan en una fascia triangular) (Biel, 2009).

Las fibras superiores del músculo trapecio suelen ser divididas en 2 grupos:

- Fibras cervicales o erector spinae cervical (CES): se conforma por las fibras descendentes o cervicales que viajan inferolateralmente desde la vertebra C1 para insertarse sistemáticamente en el borde posterior de la clavícula, a nivel

de la vértebra C6. Son las fibras más superficiales y más grandes de la parte posterior del cuello. (Westad, 2005; Biel, 2009).

- Fibras transversales o trapecio superior: pasan horizontalmente entre las vertebras C7 y T1 para después insertarse en el borde más profundo del acromion y del borde superior de la cresta de la espina escapular (Westad, 2005; Biel, 2009).

En la literatura científica existe una confusión en el uso del término *trapecio superior*, la mayoría de la literatura moderna comúnmente nombra las fibras transversales (omitiendo al CES) con el nombre de trapecio superior. Para evitar confusiones, en el presente estudio se usarán para fines prácticos y explicativos los términos de trapecio superior y CES como conceptos independientes, también se usará el termino de fibras superiores del trapecio (nombre que es la denominación anatómica correcta) cuando se englobe ambos conceptos, sin olvidar que todos los nombres anteriores se refieren al mismo músculo.

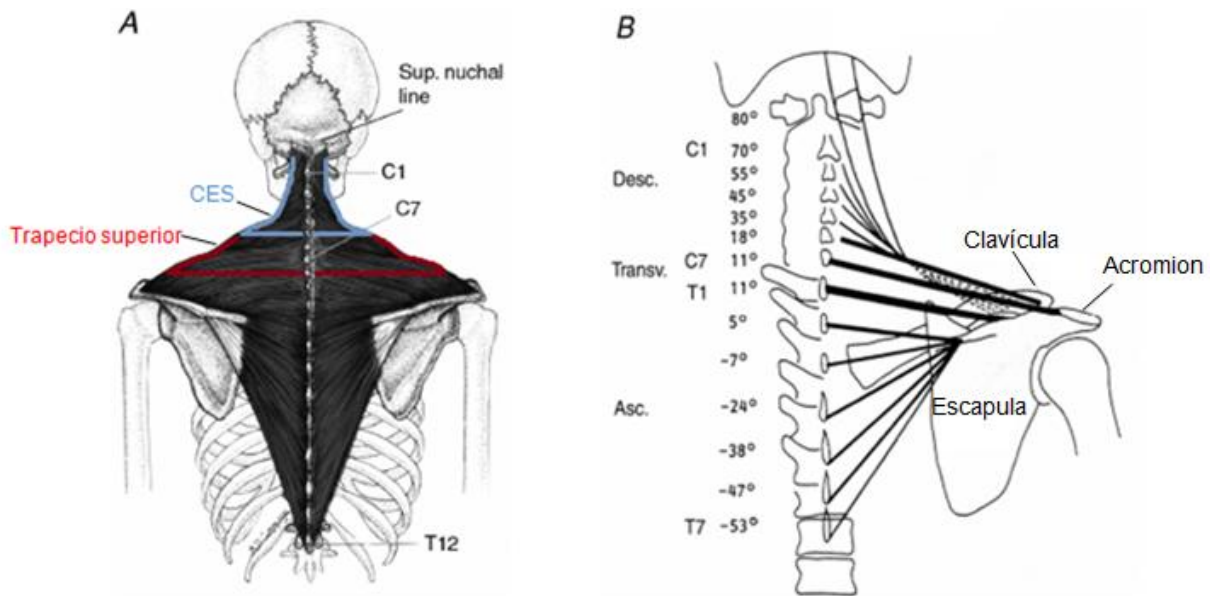


Figura 2. Músculo trapecio superior y erector espinae cervical/CES (A), inserción y orientación de las fibras musculares. Tomado de Westad (2005).

3.1.1 Función

El músculo trapecio está involucrado en un amplio rango de movimientos, la mayoría de ellos en sinergia con otros músculos. La extensión del cuello es producida por la contracción bilateral de las fibras descendentes (superiores) del trapecio, mientras que la flexión lateral del cuello es producida por la contracción unilateral de las fibras inferiores (Westad, 2005; Biel, 2009).

Las fibras superiores de trapecio tiran hacia atrás la clavícula, el acromion y la espina escapular; pero estas fibras tiene una capacidad limitada para mover hacia arriba a la clavícula. La elevación de la escapula se produce por la contracción de las fibras transversales (superiores) del trapecio, pero después de que dicho movimiento haya sido iniciado por otros músculos, como el serrato anterior. Este movimiento no solo permite el encogimiento de los hombros, sino también previene la depresión de los hombros cuando la cintura escapular está siendo empujada hacia abajo (por ejemplo cuando cargamos un objeto pesado con las manos). El rol de todas las fibras superiores (ascendentes y transversales) del trapecio es mover la base de la espina hacia abajo y mantener el equilibrio horizontal y vertical de la escapula (Westad, 2005; Biel, 2009).

Estas fibras tienen un espesor de 5 mm. El fascículo del trapecio a nivel de la vértebra C7 corresponde a la zona de colocación de electrodos estándar descrito extensivamente en la literatura científica. Esta zona tiene una composición de 49-76% de fibras musculares tipo 1. El registro fisiológico del fascículo a nivel de C7 debe de ser máximo de 2.2cm² por electrodos, lo cual corresponde a más de 50 000 fibras musculares. El número exacto de unidades motoras y de inervación a estas unidades en este músculo es aún desconocido (Westad, 2005; Biel, 2009).

3.1.2 Control neuromotor

El input motor hacia las fibras superiores del trapecio deriva del nervio accesorio (XI par craneal), pero también de las ramas profundas del plexo cervical. Parece que estas fibras están inervadas predominantemente por el nervio accesorio, mientras que

partes inferiores del trapecio recibe inervación proveniente de segmentos cervicales de la espina dorsal. El nervio accesorio se divide en dos partes: una parte espinal y una parte craneal. La parte craneal se une a ramas del nervio vago, tomando funciones del mismo nervio, por lo que muchos autores consideran al nervio accesorio como el nervio accesorio espinal (Westad, 2005).

El nervio espinal accesorio proporciona inervación motora del sistema nervioso central para dos músculos: el músculo esternocleidomastoideo y el músculo trapecio. Las fibras que forman el nervio espinal accesorio se forman por las neuronas motoras inferiores localizadas en los segmentos superiores de la médula espinal. Este grupo de neuronas, llamado el núcleo espinal accesorio, está situado en el asta lateral de la médula espinal. Esto está en contraste con la mayoría de otras motoneuronas, cuyos cuerpos celulares se encuentran en el asta anterior de la médula espinal. Entre los investigadores hay desacuerdo en cuanto a la terminología utilizada para describir el tipo de información transportada por el nervio accesorio, se considera que este nervio transmite información somática general eferente, la cual puede ser motora, propioceptiva y de dolor (Westad, 2005).

3.2 Alteraciones neuromusculares en el NSPRCU

Existen dificultades para determinar qué tipo e intensidad de carga biomecánica es la causante del dolor y daño muscular:

- De acuerdo a varios estudios biomecánicos, las actividades laborales catalogadas como “duras” o “pesadas” (p.ej. doblado de metales) que requieren de gran esfuerzo físico no necesariamente resultan en dolor y lesiones por si solas, al parecer la estrategia gestual muscular de los trabajadores juega un papel importante (Lanfranchi y Duveau, 2008).
- El dolor muscular puede presentarse en situaciones en las que la intensidad de las demandas físicas es bajo, pero donde el estrés y la carga mental tienen un papel primordial (como en el caso del NSPRCU) (Lanfranchi y Duveau, 2008).

- Puede existir una tensión muscular elevada durante tareas cognitivas que involucren alta carga mental o estrés (tarea de Stroop, tarea de cálculo mental) sin la presencia de ninguna actividad física (Lanfranchi y Duveau, 2008).

En el NSPRCU, sujetos sintomáticos han mostrado mayores alteraciones fisiológicas en las fibras superiores del trapecio en comparación con otros músculos: se ha observado un incremento en la concentración sanguínea de creatina cinasa (marcador de daño muscular) en este músculo (Visser y van Dieën, 2006). Muestras de biopsias han sido usadas para estudiar anomalías en fibras musculares; las fibras superiores del trapecio se componen en su mayoría por fibras tipo 1; en sujetos con dolor crónico se han encontrado fibras musculares con zonas que carecían de actividad de enzimas mitocondriales, este tipo de fibras se le denominó fibras *moth-eaten* (las cuales son signos de alteraciones metabólicas) y aun cuando han sido encontradas en sujetos sanos, el número presente en sujetos sintomáticos es mucho mayor (Westad, 2005).

Estudios anatómicos han encontrado que el músculo trapecio sano presenta un pobre suministro de capilares y una densidad de volumen mitocondrial baja comparado con otros músculos del tren superior. La densidad mitocondrial está relacionada con la capacidad de oxidación, por lo que el músculo trapecio tiene una baja capacidad de resistencia aeróbica. Se ha observado la presencia de diversas alteraciones en el suministro de sangre en sujetos sintomáticos, por ejemplo: (1) una disminución local de micro circulación en las fibras superiores del trapecio en sujetos con dolor; (2) la temperatura de la mano durante el uso de teclado incrementa más en sujetos control que en sujetos sintomáticos (Visser et al. 2006).

También al parecer el metabolismo anaeróbico está alterado en sujetos sintomáticos, el cual se halla incrementado durante ejercicios que requieren poca fuerza. El nivel de metabolitos asociados con el metabolismo anaeróbico correlaciona significativamente con la intensidad del dolor. En algunas investigaciones se ha reportado una diferencia en el flujo sanguíneo de las fibras superiores del trapecio, el

cual se mantiene incrementado durante una recuperación de 20 minutos en sujetos sintomáticos mientras que en sujetos sanos los niveles vuelven rápidamente a un valor de línea base; esto sugiere que la circulación local en dicho músculo está reducida. Las alteraciones en la circulación juegan un papel importante en el NPRCU, pero no se conoce con exactitud si estas son causa o consecuencia, ya que inclusive se conocen casos donde puede presentarse el dolor sin ninguna alteración vascular (Visser et al. 2006).

3.2.1 Hipótesis de unidades motoras

La investigación experimental en animales ha mostrado claramente que la carga de baja intensidad puede provocar inflamación y daño muscular, siempre y cuando la carga sea estática y de larga duración. Sin embargo, no se han encontrado indicadores de inflamación aguda en humanos expuestos bajo este tipo de carga, pero si presencia de fibrosis muscular y de sustancias anti inflamatorias, lo que sugiere un proceso preventivo a la inflamación (Visser et al. 2006).

Se desconoce con exactitud en el humano como esta carga de baja intensidad puede desarrollar daño y dolor muscular. Algunos estudios han encontrado que la actividad muscular estática y de bajo esfuerzo interrumpe el descanso muscular (conocido como *lagunas* en el registro de SEMG) (Visser et al. 2006). La teoría más aceptada que explica este fenómeno es la hipótesis de las *unidades motoras musculares*. Esta hipótesis sostiene que en las fibras superiores del trapecio existe un fenómeno de reclutamiento anormal: las mismas unidades motoras de bajo umbral son siempre reclutadas primero y continúan disparando aún durante la relajación muscular, resultando en una fatiga excesiva (Visser et al. 2006).

La falta de distribución de la carga entre todas las unidades motoras durante actividades físicas prolongadas que impliquen una fuerza de baja intensidad, o durante tareas psicológicas (que impliquen estrés) es un patrón neuromuscular de las fibras superiores del trapecio que difiere del patrón normal de otros músculos del tronco superior, a su vez, es una característica importante de este músculo para el desarrollo

del NSPRCU. Se postula que las pequeñas fibras tipo 1 se encuentran activadas durante este tipo de tareas (Westad, 2005; Visser et al. 2006).

3.3 Respuesta ante el estrés

La respuesta del organismo ante una situación amenazante constituye un claro ejemplo de integración neuroendocrina, ya que se desencadenan una serie de reacciones que preparan al organismo a la respuesta de huida, miedo o enfrentamiento. La respuesta ante el estrés consiste en los cambios fisiológicos y conductuales ante dicha respuesta, así como las regiones activadas del SNC (en particular el sistema límbico: amígdala, corteza frontal, hipocampo e hipotálamo) y los neurotransmisores involucrados (Joseph-Bravo y de Gortari, 2007; Duval, González, Rabia, 2010).

La reactividad psicofisiológica constituye el principal mecanismo explicativo del estrés como factor de riesgo para la salud. La reactividad psicofisiológica tiene 2 vías de acción:

- Vía neuroquímica o sistema simpático-adrenal-medular (SAM): su activación provoca una elevación en la presión sanguínea y ritmo cardiaco, con un incremento en la secreción de adrenalina y noradrenalina, así como una liberación de energía (vía lípidos y glucosa) en el torrente sanguíneo. Este sistema se conoce como el mecanismo activo de defensa para la respuesta de pelea/huida (Joseph-Bravo y de Gortari, 2007; Vila, 2009).
- Vía neuroendocrina o sistema hipotálamo-pituitario-adrenocortical (HPA): logra la activación fisiológica a través de la secreción de hormonas (catecolaminas, glucocorticoides, neuropeptidos, etc.) por diferentes glándulas internas que vierten su contenido directamente al sistema circulatorio estimulando el funcionamiento de los órganos y tejidos. Su activación provoca una elevación en la secreción de cortisol desde la corteza adrenal, este sistema representa el mecanismo de soporte del sistema SAM. El efecto catabólico del cortisol, también afecta a los músculos (Joseph-Bravo y de Gortari, 2007; Vila, 2009).

La activación del sistema nervioso simpático durante estrés provoca cambios en los sistemas fisiológicos y procesos metabólicos, los cuales acompañan y soportan las demandas motoras para poder desarrollar la pelea o la huida. La activación simpática puede directamente influir en la función y control motor por medio de la modulación de la circulación muscular local, contractibilidad muscular, actividad propioceptiva, etc. (Roatta, Arendt-Nielsen, Farina, 2008).

La adrenalina y noradrenalina son las sustancias secretadas en mayor cantidad por la activación simpática al estrés; estas sustancias afectan una gran cantidad de sistemas: causan la aceleración del ritmo cardíaco, el incremento en la contracción cardíaca, incremento en la presión arterial, vasodilatación de arterias en los músculos requeridos, vasoconstricción de arterias en los músculos no requeridos, dilatación de pupilas, incremento en la ventilación, reducción de la actividad digestiva, liberación de glucosa del hígado, liberación de glucosa del tejido muscular, etc. (Roatta et al. 2008; Everly y Lating, 2012).

Si la activación de redes fisiológicas por el estrés se vuelve crónica, también repercutirá en los músculos y tendones:

- Incremento excesivo del tono muscular por la activación de la formación reticular en el tronco cerebral (Everly y Lating, 2012).
- Un decremento en la micro circulación de los músculos y tendones si el estrés se vuelve crónico, lo que resulta en fatiga (Everly y Lating, 2012).
- La aparición de micro lesiones (p.ej. edemas) por la continua activación del cortex suprarrenal (Everly y Lating, 2012).
- Inflamación de tendones por la secreción de citocinas por el sistema inmunológico (Everly y Lating, 2012).

El interés en los efectos de la activación simpática en los músculos ha crecido debido a la observación clínica y epidemiológica de que el estrés y la hiperactividad simpática son factores de riesgo en el desarrollo y mantenimiento de desórdenes músculo-esquelético. Esfuerzo cognitivo puede provocar actividad muscular voluntaria,

incluso para ser considerado como un factor independiente de la postura. La influencia de actividad mental sobre actividad muscular ha sido demostrada desde hace décadas, sin embargo los mecanismos neurofisiológicos involucrados siguen en debate (Westad, 2005; Roatta et al. 2008).

El estrés mental en condiciones de laboratorio ha mostrado ser efectivo para incrementar la actividad de SEMG de las fibras superiores del trapecio superior, frontal, antebrazos y músculos del hombro en sujetos sanos. La asociación entre estrés y la actividad muscular varía desde una débil tendencia, hasta una relación dependiente donde mayores niveles de estrés se asocian con mayores niveles de actividad muscular. La actividad muscular inducida por estrés mental es relativamente baja en comparación a la causada por demandas físicas. El músculo trapecio superior ha mostrado ser quizás el músculo más sensible ante estrés mental, e inclusive su sensibilidad a estímulos emocionales es comparable solo a la de los músculos faciales (Johnston, 2007).

Estudios de laboratorio que inducen estrés cognitivo han mostrado que las unidades motoras con bajo umbral pueden estar activas incluso en ausencia de demandas físicas. Lundberg, Forsman, Zachau, Ekloè, Palmerud, Melin y Kadefors (2002) fueron los primeros en demostrar experimentalmente que la exposición a un estresor cognitivo (tarea de Stroop) en ausencia de esfuerzo físico puede mantener sobreactivas las unidades motoras de bajo umbral del trapecio superior. La actividad muscular observada en registros de SEMG durante estrés mental ha mostrado una baja amplitud, la cual ha sido identificada como una actividad sostenida de unidades motoras. Disparos sostenidos de estas unidades motoras son necesarios para la sobrecarga de unidades motoras individuales de acuerdo a dicha hipótesis, pero no existen estudios similares realizados sobre el CES (Westad, 2005).

Por otra parte, las vías noradrenergicas pueden estar involucradas como moduladoras de la actividad del trapecio durante estrés cognitivo. Las neuronas adrenérgicas del locus coeruleus son activadas (no exclusivamente) por estímulos

estresantes. Estas neuronas envían proyecciones a un gran número de aéreas del sistema nervioso; en el humano, se conoce la existencia de un número considerable de inervaciones noradrenergicas hacia el núcleo espinal accesorio. Se ha hipotetizado que la sobre activación de las unidades motoras de bajo umbral en las fibras superiores del trapecio durante estrés mental es causada por el continuo suministro de noradrenalina proveniente del locus coeruleus, suministro que actúa como un mecanismo excitatorio sobre estas unidades motoras, el cual sobrepasa los mecanismos inhibitorios, suprimiendo los periodos de silencio de las unidades motoras de bajo umbral (Westad, 2005).

3.4 Desarrollo de dolor

El dolor es uno de las percepciones somáticas con su propia red neuronal especializada. Sin embargo, la experiencia del dolor basada en información nocieptiva está sujeta a una extensa modificación basada en factores individuales y ambientales, tales como las expectativas, el aprendizaje, la cultura, el tipo de personalidad, etc., por ejemplo, las expectativas sobre el estímulo dañino juegan un fuerte papel en la experiencia del dolor (Visser et al. 2006).

Los nociceptores son receptores especializados que sirven como sensores de lesión (o de estímulos dañinos). Se conoce muy bien que el dolor muscular se origina en las terminaciones libres (un tipo de nociceptor) localizadas en el tejido muscular. Estos nociceptores responden a estímulos potenciales de daño tisular, convirtiéndose en sensores de dolor. Ellos son sensitivos a inputs mecánicos, químicos e inclusive a inputs no específicos; también pueden ser activados por la liberación de diferentes sustancias metabólicas relacionados con la contracción muscular, como el potasio, hidrogeno o ácido láctico (Westad, 2005).

La sensación de dolor muscular es mediada por los axones musculares del grupo 3 (A δ) y 4 (C). Estas vías nerviosas se conectan en el asta dorsal de la medula espinal para continuar su viaje hacia el sistema nerviosos central, pero también pueden conectarse con diversas motoneuronas. Como resultado de la activación de las fibras

superiores del trapecio, los nervios musculares aferentes del grupo 3 y 4 se activan. Se ha sugerido que estas vías tienen efectos excitatorios en las motoneuronas gama, provocando 2 procesos: (1) un aumento en la tasa de disparo de las unidades motoras, y (2) activación de las motoneuronas alfa que inervan a los músculos; si las motoneuronas alfa se mantiene activas, estas a su vez sobre activaran a las motoneuronas gama, formándose un circuito llamado el circuito gama, el cual parece ser responsable del dolor muscular (Westad, 2005).

La hipótesis del circuito gama ha sido apoyada por algunos hallazgos neurofisiológicos. El sistema muscular gama juega un rol clave en la regulación de la rigidez o tensión muscular. Las fibras superiores del trapecio son ricas en motoneuronas gama. En sujetos con dolor crónico se ha demostrado que existe un incremento en actividad espontanea en el trapecio superior en comparación con áreas musculares adyacentes (Westad, 2005).

La continua activación de unidades motores de bajo umbral en las fibras superiores del trapecio provoca altas cargas metabólicas, esta carga es dañina para las fibras inervadas, resultando en fatiga, daño estructural y dolor. El hallazgo de fibras tipo “rojas rasgadas” y tipo “motheaten” en las fibras musculares tipo 1 apoyan indirectamente esta hipótesis. Si esta activación muscular de baja intensidad se vuelve crónica, va a provocar un mecanismo de fibrosis muscular, lo que desencadenara dolor en una primera instancia, y después de años, daño muscular. (Westad, 2005).

La fibrosis es el resultado de una acumulación de calcio en las células musculares debido a una estimulación de baja frecuencia. Esta acumulación de calcio se produce en músculos que contienen en su mayoría fibras del tipo 2 (nueva investigación ha encontrado que en fibras tipo 1 también puede existir este fenómeno). La estimulación prolongada de baja frecuencia induce una cascada de la enzima intracelular deshidrogenasa lactosa (LDH) en células musculares de fibras tipo 2, los indica daño en la membrana celular. La cascada de LDH va a degradar la membrana de

proteínas por la proteína calpaína. La calpaína va a acelerar el flujo de calcio y la desintegración proteica (Visser et al. 2006).

4. Evaluación clínica

Para poder tener el diagnóstico de NSPRCU, primero se necesita una buena discriminación entre varias patologías similares. El historial médico y los síntomas recurrentes de un paciente tienen que ser cuidadosamente analizados por medio de una evaluación médica extensa (Ming et al. 2004):

- Historial clínico que enfatice la localización del dolor, la postura que puede exacerbar o aliviar el dolor y los medicamentos terapéuticos usados.
- Examen físico, con especial énfasis en los signos de infecciones sistémicas, hipersensibilidad local y espasmos musculares.
- Examen neurológico, enfatizando el afecto y el estado de ánimo, debilidad muscular, atrofia muscular, pérdida sensorial, reflejos anormales de tendones, etc.
- Rayos X, resonancia magnética y escaneo óseo para excluir cualquier trauma, hernia de disco, tumores, etc.
- Evaluación psicométrica: debe contener dominios que examinen déficits motores en los músculos, incapacidades en las actividades diarias, problemas sociales (actividades cotidianas, deporte y trabajo), factores externos y personales (cogniciones negativas sobre el dolor, percepción general de la salud) (Misailidou et al. 2010).

El NSPRCU no siempre presenta una evidencia física de daño muscular, por lo que la mayoría de las pruebas diagnósticas tradicionales fallan en hacer un diagnóstico preciso de esta patología. Si el dolor existe sin ninguna otra causa específica, pero el sujeto tiene una historia de uso repetitivo de la computadora, el diagnóstico de NSPRCU puede hacerse (Ming et al. 2004; Humphrey, Nargol, Jones, Ratcliffe, Greenough, 2005).

En los últimos 15 años, una cantidad considerable de literatura científica ha demostrado la utilidad del uso de la electromiografía de superficie (SMEG) para la investigación y la clínica de diversos WRMSD. Dicha técnica nos provee información de la función dinámica muscular y de la columna, aspecto que es fundamental para comprender la etiología y para realizar un diagnóstico más preciso de muchos desordenes músculo-esqueléticos (Troiano, Naddeo, Sosso, Camarota, Merletti, Mesin, 2008).

5. Uso de la electromiografía de superficie para el estudio del NSPRCU

5.1 Electromiografía de superficie (SEMG)

Es el registro de la actividad eléctrica que precede de la contracción de las fibras musculares. El registro se realiza a través de electrodos de superficie y la señal registrada (denominada electromiograma o SEMG) refleja el conjunto de potenciales de acción presentes en la zona muscular donde se han colocado los electrodos. Esta forma de registro requiere consideraciones específicas sobre el tipo de electrodo a utilizar (no polarizable), el gel electrolito (hipertónico y abrasivo), la limpieza de la piel (con alcohol o acetona), y sobre todo el lugar exacto de colocación de los 2 electrodos activos que permiten el registro del músculo seleccionado (Vila, 2009).

La energía del electromiograma captada en la superficie de la piel consiste en cambios de una frecuencia muy alta, de entre 20 y 10 000 Hz aproximadamente. La amplitud varía desde fracciones de un microvolt hasta varios cientos. Cuando aumenta la actividad eléctrica del músculo, la señal de SEMG aumenta tanto en frecuencia como en amplitud, lo que obliga a utilizar pre-amplificadores de corriente alterna de gran sensibilidad y de alta frecuencia, lo que a su vez significa aumentar riesgo de captar interferencias no fisiológicas, lo que se soluciona utilizando filtro de paso, manteniendo baja la impedancia en los electrodos utilizando un electrodo de referencia (Criswell, 2011).

Existen 2 configuraciones de registro del SEMG, la monopolar y la bipolar. El montaje bipolar consiste en colocar un electrodo en cada sitio que se desea registrar y referirlos a un electrodo en común. En el montaje bipolar se colocan pares de electrodos alineados con las fibras del músculo, lo que produce mayor sensibilidad a las variaciones en el gradiente eléctrico entre los 2 electrodos y mayor selectividad; también los electrodos idealmente se colocan en paralelo con la dirección de las fibras musculares de interés (Criswell, 2011).

5.1.2 Análisis y cuantificación

La señal filtrada y amplificada se denomina SEMG crudo, el cual es difícil de interpretar y analizar. Para facilitar el análisis del SEMG crudo, este debe rectificarse, lo cual se consigue por medio de la conversión de los valores positivos y negativos en valores absolutos (Cacioppo, Tassinari, Berntson, 2007). El análisis se puede realizar en 2 dominios:

- Dominio de tiempo-amplitud: La cuantificación del SEMG en este dominio consiste en integrar los valores de amplitud en una constante de tiempo. Existen 2 métodos disponibles, el más común obtiene un promedio aritmético de la señal del SEMG rectificada y suavizada, el suavizado se logra incorporando la señal a una baja frecuencia); el método menos común consiste en obtener la raíz cuadrada del promedio de la suma de los cuadrados de cada amplitud (RMS). Ambos procesos producen un trazo de actividad de SEMG positiva y delimitada en tiempo y amplitud (Cacioppo et al. 2007).
- Dominio frecuencia-poder: Si lo que se quiere analizar es la frecuencia, es necesario llevar a cabo un análisis espectral que transforme el SEMG al dominio frecuencia-poder (Cacioppo et al. 2007).

5.1.3 Normalización de la señal de amplitud

La señal de SEMG puede ser fácilmente modificada por varios factores en un mismo individuo: tipo de músculo, potenciales de acción, ruido muscular, ruido eléctrico, conductancia eléctrica de la piel, colocación de electrodos, número de sitios registrados, tipo de amplificador, tipo de cables, tipos de electrodos, etc. Las comparaciones entre

sujetos, entre ensayos, entre días, entre colocaciones de electrodos o entre estudios carecen de cierta validez. Para poder realizar estas comparaciones se requiere que la señal de SEMG se exprese en términos de la señal obtenida durante condiciones estandarizadas y reproducibles, es decir, para lograr esta estandarización de la señal, se debe usar un método de normalización de la misma (Mathiassen, Winkel, Hagg, 1995; Pluess, Conrad y Wilhelm, 2009; Burden 2010).

No existen guías o estándares oficiales para la investigación de SEMG en humanos. La revisión realizada por Mathiassen et al. (1995) recopila y analiza los principales métodos de normalización existentes para el músculo trapecio, aportando una guía objetiva y practica de que método elegir dependiendo del tipo de población y tipo de estudio a efectuar. Dicha revisión ha sido extensamente usada y citada en la bibliografía científica del campo. Los autores recomiendan se use el método de contracciones voluntarias máximas (MVC) para la normalización si se trabaja con una muestra de personas libres de dolor o de limitaciones físicas.

5.2 Investigación experimental con SEMG del trapecio superior.

La alta prevalencia de dolor en la zona del cuello, hombros y espalda en usuarios de computadora ha estimulado una variedad de estudios científicos sobre aspectos etiológicos, preventivos y de intervención. El uso de la SEMG permite hacer una observación más objetiva de la actividad muscular durante trabajo común en computadora, principalmente para observar que factores y qué tipo de actividad muscular se pueden relacionar con síntomas músculo-esqueléticos presentes en el NPRCU. La investigación científica que ha usado a la SEMG para analizar factores relacionados con el NSPRCU puede ser agrupada en 2 campos: *estudios ergonómicos* y *estudios psicosociales* (Samani, 2010; Kill, 2011).

En ambos campos, el trapecio superior es el predilecto en estudios de laboratorio así como en estudios de campo de corta y larga duración. Otros músculos como los delotides, el escaleno o el esplenio ha recibido escasa atención experimental (Kill, 2011). Las fibras superiores del trapecio su vez presenta una características favorables

para su estudio con SEMG: es un músculo superficial de fácil acceso con electrodos, además este tiende a modificar fácilmente su actividad ante cambios en la posición corporal y ante de estresores psicológicos y físicos (Szeto, Straker, O'Sullivan, 2005 a; Troiano, Naddeo, Sosso, Camarota, Merletti, Mesin, 2008).

5.2.1 Estudios ergonómicos.

El aspecto ergonómico más estudiado es la postura estática (de la cabeza y la columna) que se adopta al usar la computadora, la cual requiere de actividad sostenida de baja intensidad por parte del trapecio superior para su mantenimiento, aun si esta ergonómicamente correcta y la cual no se ve afectada por la velocidad o fuerza con la que se teclee (Ming et al. 2004; Cagnie, et al. 2007; Green, et al. 2008; Szeto, Straker, O'Sullivan, 2009; Samani, 2010).

Este tipo de investigación suele comparar la actividad muscular entre sujetos con dolor crónico y sujetos sanos bajo ciertas manipulaciones ergonómicas: comparación entre dispositivos (mouse vs teclado vs teclado+mouse) (Szeto et al. 2009); escritura neutra en computadora durante periodos largos de tiempo (Szeto et al. 2005); escritura en computadora durante cambios en el soporte del antebrazo (Moura, Acedo, Ludivice, dos Santos, Yukio, Apolinário, Andrade, 2011); efecto de diferentes tipos de postura durante escritura en computadora (Zennaro, Laubli, Krebs, Klipstein, Krueger, 2004).

Todos los estudios antes mencionados han reportado patrones musculares anormales (aumento en la amplitud de SEMG, mayores asimetrías, mayor fatiga y menores períodos de reposo muscular) en el trapecio superior en sujetos sintomáticos en comparación con sujetos sanos, inclusive estos últimos parecen no presentan cambios significativos en su respuesta muscular ante dichos factores; estos hallazgos también han sido observados en otros músculos, como el CES y el escaleno (Zennaro et al. 2004, Szeto et al. 2005, Szeto et al. 2009, Moura et al. 2011).

La presencia de asimetrías es otro factor ergonómico nuevo que ha recibido cierto interés científico. Se ha observado en operadores de video terminales un mayor

reporte de síntomas musculoesqueléticos en el trapecio superior y cuello del lado con el que se opera el mouse en comparación con el lado contralateral. Una prevalencia de 12 meses de síntomas en la zona de cuello y hombro en el lado con que se opera el mouse fue de 52%, mientras que en el lado contralateral la prevalencia fue de 19%. Otros estudios similares han mostrado asimetrías en la percepción de síntomas en brazo y mano pero no en hombro y cuello en este tipo de población laboral (Jensen, Finsen, Hansen, Christensen, 1999; Ming et al. 2004; Waersted et al. 2010).

Registros de SEMG en sujetos control y sintomáticos control han mostrado evidencia de mayores niveles de actividad muscular en el trapecio superior en el lado dominante en comparación con el lado no dominante durante tareas en computadora que requieren un uso intensivo del mouse por la mano dominante, sin importar la presencia (Crame, 2001; Blangsted et al. 2004; Johnston et al. 2008 b; Shahidi, Haight, Maluf, 2013) o ausencia (Szeto et al. 2005, Szeto et al. 2009) de algún estresor cognitivo durante la manipulación experimental.

5.2.2 Estudios psicosociales.

La corriente psicosocial tiende a analizar la influencia de diversos factores psicológicos y sociales, los cuales son reportados como parte del desarrollo de la sintomatología del NSPRCU. El estrés mental ha recibido la mayor atención experimental debido a su alta prevalencia e incidencia en sujetos sintomáticos en comparación a otros factores psicosociales (Samani, 2010; Kill, 2011). La actividad muscular inducida por estrés mental es relativamente baja en comparación a la causada por demandas físicas. Sin embargo, la tensión muscular por estrés puede causar una sobrecarga de solo unas pocas unidades motoras de las fibras superiores del trapecio (en comparación con la tensión muscular derivada de trabajo físico demandante) (Westad, 2005).

La reactividad anormal del trapecio superior ante estrés mental ha sido identificado en la literatura como un factor de riesgo principal en el desarrollo del NSPRCU (Willman et al. 2012). Experimentalmente se ha comprobado la efectividad de

diferentes tipos de condiciones y estresores para provocar dicha respuesta: la tarea de Stroop (Willmann y Bolmont, 2012), operaciones aritméticas mentales (Wijsman, Grundlehner, Penders, Hermens, 2010), tareas de conflicto social (Thieme, Rose, Pinkpank, Spies, Turk, Flor, 2006), test de Norinder, tareas de memoria (Wijsman et al. 2010), electroshock (Luijckx, Hermens, Boda, Vossen, van Os, 2014), etc.

La investigación de laboratorio sobre trabajo en computadora y estrés mental se ha centrado en el registro con SEMG del trapecio superior en *sujetos sanos* (Blangsted, Sogaard, Christensen, Sogaard, 2004; Schleifer, Spalding, Kerick, Cram, Ley, Hatfield, 2008; Shahidi et al. 2013) o comparaciones entre *sujetos sanos y sintomáticos* (Kallenberg, Hermens, Vollenbroek-Hutten, 2006; Thorn, Sogaard, Kallenberg, Sandsjo, Sogaard, Hermens, Kadefors, Forsman, 2007; Johnston, Jull, Darnell, Jimmieson, Souvlis, 2008 b; Chou, Chen, Chiou, 2011).

La forma más común de estrés mental relacionada con el uso cotidiano de la computadora son las demandas cognitivas impuestas. Las tareas de laboratorio usadas en este tipo de investigaciones tratan de emular el trabajo común que se realiza en computadora: tareas de copiado de números bajo estrés cognitivo y psicosocial (Blangsted et al. 2004), tareas de copiado y edición de textos en computadora (Kallenberg, et al. 2006; Thorn et al. 2007), toma de decisiones contra tiempo (Nilsen et al. 2007), tareas numéricas bajo estrés social (Schleifer et al. 2008), tareas de copiado de textos con presión de tiempo (Johnston et al. 2008 b; Chou et al. 2011), tareas psicomotoras bajo estrés cognitivo (Shahidi et al. 2013).

En sujetos sanos, se ha observado comúnmente un aumento de la amplitud promedio de SEMG (Schleifer et al. 2008; Johnston et al. 2008; Chou et al. 2011), aumentos progresivos del nivel de amplitud (Nilsen et al. 2007), decremento en los tiempo de descanso muscular o silencio electromiográfico (Schleifer et al. 2008) y presencia de fatiga muscular (Kallenberg, et al. 2006; Thorn et al. 2007) en el trapecio superior durante condiciones estresantes en comparación con condiciones neutras o control.

Diversa investigación experimental ha reportado diferencias en la actividad electromiografía del trapecio superior entre poblaciones (sintomáticos vs sanos): Kallenberg, et al. (2006) observó una mayor disminución del poder de frecuencia (indicativo de fatiga muscular) en sujetos sintomáticos; Thorn et al. (2007) reportaron menores tiempos de descanso muscular y mayor amplitud en sujetos sintomáticos; Chou et al. (2011) reportaron un aumento en la amplitud en la condición de estrés en sujetos sintomáticos, pero no en sujetos sanos. Sin embargo, Johnston et al. (2008 b) no reportaron ninguna diferencia en la actividad del trapecio superior entre grupos a lo largo de las condiciones experimentales.

El trapecio superior ha mostrado una respuesta poco adaptativa (mantenimiento de una activación muscular) ante una exposición prolongada de estrés mental, sin embargo, este concepto ha recibido poca atención científica. Nilsen, Sand, Stovner, Leistad y Westgaard (2007) estudiaron por medio de SEMG la actividad de varios músculos (trapecio superior, esplenio, frontal y temporal) de sujetos sanos durante una tarea estresante (toma de decisiones contra tiempo) en computadora por más de 1 hora. Los autores reportaron que solo el trapecio superior y el músculo frontal presentaron un mantenimiento de su actividad de SEMG durante toda la duración de la tarea, mientras que los otros músculos no modificaron su actividad a lo largo del registro.

Similarmente, Willmann y Bolmont (2012) analizaron la actividad de SEMG del trapecio superior y otros músculos (tríceps y bíceps) en sujetos sanos expuestos 2 tareas estresantes compuestas. Los autores observaron una activación en la actividad de SEMG de todos los músculos y en la percepción de estrés después de la primera tarea de Stroop; después de la segunda tarea de Stroop, todos los sujetos presentaron una disminución en la percepción de estrés y una actividad de SEMG de todos los músculos, menos el trapecio superior, el cual no sólo mantuvo su activación, también presentó un aumento significativo de actividad de SEMG.

Existen reportes en algunos estudios de incrementos de otras respuestas fisiológicas (como tasa cardiaca, frecuencia respiratoria, etc.) cuando el trabajo en computadora se conjuga con estrés, tanto en sujetos sanos y sintomáticos (Nilsen et al. 2007; Schleifer et al. 2008; Kill, 2011; Shahidi et al. 2013).

5.3 Investigación experimental con SEMG de músculos cervicales

La musculatura del cuello es muy reactiva al mantenimiento prolongado de la postura estática de la cabeza y a cambios en el ángulo del cuello. Estudios epidemiológicos han reportado una relación entre la postura de flexión de la cabeza por delante del eje corporal (que comúnmente se adopta al trabajar frente a un monitor) y un aumento en la percepción de dolor en la musculatura cervical; algunos estudios han demostrado una relación directa entre aumentos en la actividad de SEMG de músculos cervicales con aumentos en el ángulo de extensión de la cabeza en sujetos sanos (Falla, Jull, Russel, Vicenzino, 2007; Shahidi et al. 2013).

La activación de la musculatura del cuello se ha observado también en tareas cognitivas complejas: en tareas viso-espaciales que requieren enfocar con precisión los símbolos móviles presentes en una pantalla y un movimiento coordinado de las manos, se ha reportado un incremento sostenido en la actividad de la musculatura del cuello, la cual parece mejorar la precisión de los movimientos oculares y la tasa de aciertos, sin embargo la función de esta activación muscular sigue en debate (Johnston, 2007; Shahidi et al. 2012).

Algunos estudios experimentales han reportado la presencia de una menor amplitud de SEMG (Falla, Jull, Edwards, Koh, Rainoldi, 2004 a; Boudreau y Falla, 2013) y mayor fatiga muscular (Falla, Jull, Rainoldi, Merletti, 2004 b) en algunos músculos del cuello como el esternocleidomastoideo, el escaleno, el esplenio y el flexor cervical profundo en sujetos sintomáticos. Sin embargo los estudios antes mencionados no evaluaron dichos músculos durante tareas de computadora, sino durante test físicos y ortopédicos.

Estudios de laboratorio que evalúen algún músculo del cuello durante tareas de laboratorio que involucren estrés son escasos y suelen registrar musculatura cervical lateral: Shahidi et al. (2013) evaluaron con SEMG el esternocleidomastoideo y los extensores cervicales de sujetos sanos durante tareas bajo condiciones de estrés psicosocial sin encontrar cambios significativos en su actividad ni efecto por lateralidad; Johnston et al. (2008 b) reportaron aumentos en la amplitud del esternocleidomastoideo, escaleno anterior y extensores cervicales en oficinistas con dolor y sin dolor en comparación con sujetos control a lo largo de todas las condiciones experimentales, sin embargo no existieron asimetrías (lateralidad) entre los grupos. Nilsen et al. (2007) no reportaron un aumento de la amplitud del músculo esplenio (él cual solo fue registrado de forma unilateral) de sujetos sanos durante una tarea estresante de larga duración (1 hora).

Existe evidencia experimental que ha demostrado la reactividad del CES ante variables ergonómicas de postura cervical: Szeto et al. (2005) reportaron un aumento significativo de los valores de amplitud del CES izquierdo y derecho, durante una tarea de escritura en computadora de larga duración que propiciaba una flexión de la cabeza por parte de los participantes. Szeto et al. (2009) también reportan un aumento significativo de los valores de amplitud del CES izquierdo y derecho durante una tarea de uso intensivo del mouse y teclado que implicaba una continua flexión de la cabeza hacia adelante para incrementar la coordinación ojo-mano.

Mohd y Dawal (2015) reportaron un aumento significativo de la actividad de SMEG en el CES cuando se mantiene una postura que flexione el cuello más de 50° durante escritura en computadora. Lee, Lee y Park (2015) reportaron que solo el trapecio superior presentó una mayor fatiga muscular cuando se mantenía la cabeza en un ángulo mayor a 50° durante el uso de celular, mientras que el CES no presento ningún indicio de fatiga.

Chou et al. (2011) reportaron un aumento significativo de los valores de amplitud del CES en sujetos sanos y sintomáticos durante tareas de escritura bajo estrés, pero

este efecto se observa cuando se cambia de una posición de la cabeza adecuada a una no natural y sin efecto significativo por estrés; en este estudio solo se registró el CES del lado dominante de los participantes.

5.4 Relación entre dolor y actividad de SEMG

5.4.1 Evaluación del dolor

Debido a que el dolor es una experiencia subjetiva, un gran número de clínicos e investigadores se han enfocado en lo que la persona reporta sobre su propio dolor (por medio de escalas y cuestionarios). Esta aproximación tiene sus limitaciones porque la precisión del reporte no se puede comparar contra algún criterio como el estado mental o la habilidad de comunicación de la persona. El uso de cuestionarios y escalas de autoevaluación es común en la investigación experimental sobre dolor. Existe evidencia consistente de que dichos instrumentos proveen información valiosa sobre: (1) el impacto del dolor en el paciente; (2) la percepción del paciente sobre su funcionalidad, déficits y estado psicossomático; y (3) la efectividad de una intervención o tratamiento (Misailidou et al. 2010).

La predilección en el uso de escalas de dolor en investigaciones experimentales se debe a que: (1) dichas escalas han sido consideradas como la forma más fácil y rápida de autoevaluación, (2) las personas aprenden sus instrucciones de forma rápida y sin complicaciones; (3) sus mediciones han mostrado ser validas y confiables; (4) y son consideradas la medición más confiable sobre la intensidad de dolor (se ha demostrado que son menos confiables para evaluar otros aspectos de dolor como cualidad y distribución). Las escalas de dolor más usadas son la escala visual análoga (EVA) y la escala visual numérica (EVN) (Misailidou et al. 2010).

Sin embargo, el uso de una escala de dolor tiene limitaciones inherentes, ya que solo muestra un cambio rápido e inicial en la percepción somática, sin ahondar más extensivamente en otros aspectos de la experiencia del dolor, los cuales pueden llegar a ser más importantes para la investigación y la clínica. También se ha demostrado que

las escalas de dolor son más propensas a interpretaciones o creencias subjetivas que otros instrumentos más complejos, como los cuestionarios o los inventarios (Misailidou et al. 2010).

5.4.2 Investigación experimental

Existe una enorme cantidad de evidencia experimental que reporta (por medio de la SEMG) la existencia de diversos patrones musculares anormales en cuello, hombro y espalda en sujetos con dolor crónico. Sin embargo, se desconoce si dichos patrones musculares anormales ocurren secundariamente al dolor o son el mecanismo que provoca la tensión y dolor muscular en cualquier desorden músculo-esquelético. Se ha propuesto que la cronicidad de estos patrones musculares anormales (Westad, 2005; Kill, 2011).

Los primeros estudios que estudiaron al NSPRCU asumieron que altos niveles de actividad muscular durante el uso de la computadora representaba un alto riesgo para desarrollo dolor músculo-esquelético. Estudios de laboratorio modernos pocas veces han reportado que un alto nivel de actividad muscular pueda relacionarse con un incremento en escalas psicométricas de percepción de dolor (Szeto et al. 2005; Westad, 2005; Kill, 2011).

La hipótesis de que actividad muscular de baja intensidad puede provocar daño y dolor sigue siendo controversial. Estudios experimentales y de campo han reportado que sujetos sintomáticos tienden a presentar altos puntajes en escalas de dolor en el trapecio superior ante cualquier tipo de condición o manipulación (Szeto et al. 2005; Nilsen et al. 2007, Johnston et al. 2008 b, Szeto et al. 2009, Chou et al 2011).

Estudios de laboratorio que estudian población libre de dolor han reportado puntajes bajos y sin cambios en escalas de dolor tanto en manipulaciones ergonómicas (Szeto et al. 2005, Szeto et al. 2009) así como en tareas estresantes (Nilsen et al. 2007, Johnston et al. 2008, Schleifer et al. 2008; Chou et al. 2011). La mayoría de los estudios de laboratorio antes citados no realizaron correlaciones entre puntajes de escalas de

dolor y actividad de SEMG, y los pocos estudios que si lo han hecho han reportado asociaciones poco significativas entre percepciones de dolor subjetivo y actividad de SEMG (Westad, 2005; Johnston, 2007; Samani, 2010; Kill, 2011).

Westgaard (1999) fue el pionero en describir la relación entre estrés y dolor en el trapecio superior en estudios de laboratorio: el autor observó un patrón evidente cuando se dividió los datos de los sujetos con dolor entre aquellos que reportan estrés percibido y aquellos que no lo reportan, aun cuando el nivel de amplitud de SEMG fue el mismo, los sujetos que reportaron estrés puntuaron más alto en escalas de dolor que aquellos sujetos que reportaron poco o nulo estrés.

Estudios de laboratorio modernos han encontrado correlaciones significativas entre aumentos en la actividad de SEMG del trapecio superior con aumentos en puntajes de escalas de percepción de estrés en sujetos sanos durante tareas estresante (Willmann et al. 2012; Shahidi et al. 2013), sin embargo, estos estudios no evaluaron dolor o tensión muscular. Solo estudios epidemiológicos más actuales han reportado una relación de dolor-estrés-actividad muscular en músculos del cuello y hombros: aquellos usuarios de computadora que no reportan estrés presentan menos quejas musculo-esqueléticas en comparación a aquellos que perciben alto estrés (Green, 2008; Waersted et al. 2010).

6. Justificación

La tecnología basada en la computadora ha incrementado la intensidad con la que se trabaja, creando condiciones estresantes y poco saludables. En la última década, numerosos estudios han observado en usuarios de computadoras reportes frecuentes de desórdenes músculo-esqueléticos. El dolor de cuello y hombros relacionado con el uso de la computadora (NSPRCU) es un desorden relativamente nuevo que va en aumento en este tipo de población a nivel mundial (Naidoo et al. 2008).

Existe una carencia de información en cuanto a la etiología y a los factores de riesgo de dicho desorden. Se ha reportado consistentemente al trapecio superior como el área muscular que presenta la mayor disfuncionalidad en el NSPRCU. Por si sola la postura estática no puede explicar la disfuncionalidad muscular del trapecio superior en sujetos sintomáticos. Diversa investigación científica ha propuesto a la atípica reactividad de este músculo ante estrés psicológico como la causa etiológica más preponderante.

Estudios experimentales que investigan la etiología del NSPRCU suelen usar a la electromiografía de superficie (SEMG) sobre diversos músculos del cuello y hombros de sujetos sanos en diversas manipulaciones experimentales. Sin embargo, estudios similares que traten de comparar el efecto del estrés mental y la postura de forma conjunta sobre la actividad muscular directa y la percepción de malestar muscular durante el uso común de la computadora son escasos. Además, la gran mayoría de dichos estudios suelen registrar con SEMG solo al trapecio superior, pero no al erector spinae cervical (CES), aun cuando este último forma parte del mismo trapecio superior.

Capítulo II. Metodología

7. Pregunta de investigación

¿Realizar una tarea de escritura bajo estrés puede provocar cambios en la actividad de electromiografía y en la percepción de dolor muscular en el músculo trapecio superior y erector spinae cervical (CES)?.

7.1 Objetivos

Objetivo general

Determinar si los músculos trapecio superior y CES presentan un aumento de actividad de SEMG y en la percepción de dolor muscular en las participantes que realizan las tareas estresantes (grupo experimental) en comparación con las participantes que realizan las tareas control (grupo control).

Objetivos específicos

1. Comparar los niveles de amplitud de SEMG de los músculos trapecio superior y CES entre las participantes del grupo experimental y las participantes del grupo control en cada una de las 5 condiciones: 1) línea base, 2) tarea estresante A, 3) tarea estresante B, 4) tarea estresante C, 5) recuperación.
2. Determinar en cada grupo si el trapecio superior y CES modifican su nivel de amplitud de SEMG de línea base durante las condiciones de tareas estresantes y recuperación.
3. Determinar si existen diferencias (asimetrías) entre los niveles de amplitud de SEMG del lado izquierdo y el lado derecho de cada músculo registrado durante las 5 condiciones experimentales en cada grupo.
4. Evaluar la percepción de dolor muscular por medio de la escala visual numérica y comparar los puntajes entre los grupos.

5. Determinar si existe una relación entre el posible dolor muscular percibido y los niveles de amplitud de SEMG en ambos grupos.

7.2 Hipótesis

H1. Las participantes del grupo experimental presentarán mayor amplitud de SEMG en el músculo trapecio superior y CES en comparación con las participantes del grupo control.

H2. Las participantes del grupo experimental presentarán un aumento en sus puntajes de la escala visual numérica después de cada tarea estresante.

H4. Las participantes del grupo control no presentarán cambios en sus puntajes de la escala visual numérica a lo largo del estudio.

H5. La amplitud de SEMG del músculo trapecio superior y CES en las participantes del grupo experimental aumentará progresivamente de la condición de línea base a las condiciones de tareas de computadora.

H6. La amplitud de SEMG del músculo trapecio superior y CES en las participantes del grupo control no presentará cambios a lo largo de la prueba.

H7. La amplitud de SEMG del músculo trapecio superior y CES del lado derecho será significativamente mayor que la amplitud del lado izquierdo en el grupo experimental.

H8. En las participantes del grupo experimental, la amplitud de SEMG del trapecio superior y CES correlacionara significativamente con los puntajes de la escala visual numérica.

7.3 Definición de variables

Independientes

- *Estrés cognitivo*: se refiere a la tarea de copiado de Johnston et al. (2008) que provocó la respuesta de tensión muscular. Es una variable cuantitativa, continua e intervalar.

Dependientes

- *Actividad muscular*: definida como el promedio de amplitud de SEMG del músculo trapecio superior y CES. Es una variable cuantitativa, continua e intervalar.
- *Dolor muscular*: definida como el puntaje numérico mayor a cero de la escala visual numérica para dolor. Es una variable cuantitativa, discreta y ordinal.

7.4 Tipo de estudio

Se trata de un estudio experimental. El diseño factorial es de 2x5. Un factor *inter* con 2 grupos: 1-Grupo experimental, 2-Grupo control. Un factor *intra* con 5 niveles: 1-línea base, 2- tarea de computadora (A), 3-tarea de computadora (B), 4-tarea de computadora (C), 5-Recuperación.

7.5 Participantes

La muestra fue no probabilística conformada de participantes voluntarios. 31 participantes ingresaron al estudio de forma voluntaria entre los 18 y 30 años, los cuales fueron asignados de manera aleatoria en 2 grupos:

- Grupo experimental.
- Grupo control.

Criterios de inclusión: Participantes de género femenino con una edad de 18 a 30 años, que usan 1 hora (como mínimo) al día la computadora para transcribir y redactar información. Los participantes pueden abandonar el estudio en cualquier momento si así lo requieren.

Criterio de exclusión: Personas con antecedentes de enfermedades psiquiátricas, neurológicas y sistémicas. Personas con dolor músculo-esquelético en cualquier parte del cuerpo.

7.6 Escenario

El estudio se llevó a cabo en el Laboratorio de Retroalimentación Biológica y Psicofisiología Aplicada de la Facultad de Psicología de la UNAM, en una habitación de 1.3 x 2.1 m, ventilada e iluminada; se minimizaron los distractores y la puerta permaneció cerrada.

7.7 Instrumentos

1. *Mini-International Neuropsychiatric Interview (Sheehan et al. 1998)*, versión en español por Fernando, Bobes, Gibert, Soto y Soto (2000). La MINI es una entrevista diagnóstica estructurada de breve duración que explora los principales trastornos psiquiátricos del Eje 1 del DSM-IV y la CIE-10.
2. Inventario de ansiedad de Beck, versión validada en la ciudad metropolitana por Robles et al. (2001). Es una escala que mide de manera autoinformada el grado de ansiedad. Está especialmente diseñada para medir los síntomas de la ansiedad menos compartidos con los de la depresión; en particular, los relativos a los trastornos de angustia o pánico y ansiedad generalizada, de acuerdo con los criterios sintomáticos que se describen en el DSM-IV para su diagnóstico.
3. Escala visual numérica (E.V.N) para dolor: permite medir la intensidad del dolor que describe cada participante con la máxima reproducibilidad entre los observadores. Consiste en una línea horizontal en la que cada participante debe asignar su percepción de dolor un valor numérico entre dos puntos extremos (0 a 10). Con este tipo de escala se considera al dolor como un concepto unidimensional simple. La escala es discreta, no continua, pero para realizar análisis estadísticos pueden asumirse intervalos iguales entre categorías. Sus categorías son: 1-3: leve, 4-6: moderado-grave y > 6: muy intenso.

4. Tarea estresante en computadora: basada en la tarea de copiado de Johnston et al. (2008 b), la cual consiste en copiar un texto estándar. La tarea conlleva restricciones: tiempo (solo se tiene 10 minutos para completarla) y precisión (copiar el texto lo más exacto, respetando la ortografía). Se informó el tiempo transcurrido cada 2 minutos, y también se dio la indicación “no hacer pausas” de forma verbal y continúa. El texto se encontró escrito en una hoja, la cual estuvo a un costado de la computadora. El texto de cada una de las 3 aplicaciones de la tarea fue distinto, pero siempre con la misma extensión.

5. Tarea control en computadora: basada en la tarea de copiado Johnston et al. (2008 b), la cual es igual que la tarea estresante en tiempo y extensión; sin embargo, no tiene las mismas restricciones: no es requisito respetar la ortografía, y los participantes no conocieron el tiempo límite de trabajo. Los participantes trabajaron al ritmo que deseen, y dejaron de escribir cuando se les indicó (al finalizar 10 minutos). El texto de cada una de las 3 aplicaciones de la tarea fue distinto, pero con la misma extensión.

7.8 Aparatos

Equipo de registro psicofisiológico Biosignal con canales de registro para actividad electrodérmica, temperatura periférica, frecuencia cardíaca y cuatro canales para la actividad electromiográfica. Software Biosignal. Rango de sensibilidad= 0 a 800 microvolts, con filtro de frecuencias menores a 15 Hz y mayores de 400 Hz. El equipo fue desarrollado en el departamento de URIDES de la Facultad de Psicología, UNAM.

7.9 Material

Electrodos de superficie desechables pre-gelled de Ag\AgCl, de 1.1 cm de diámetro para actividad de electromiografía, torundas impregnadas de alcohol (para limpiar las zonas donde se colocan los electrodos en el registro de electromiografía y alcohol etílico sin desnaturalizar.

7.10 Procedimiento

Antes de que las participantes llegaran al laboratorio, se tomaron las medidas apropiadas de seguridad en todos los equipos electrónicos y se hizo la preparación de los materiales a emplear. Así mismo se le pidió a toda participante que dejaran teléfonos celulares, aretes y pulseras en otra habitación del laboratorio para que no interfirieran con el equipo. Se les explicó en qué consistió el estudio sin entrar en gran detalle; se les pidió que leyeran el consentimiento informado y lo firmaran si aceptaban los términos. Antes de instrumentar, se aplicó el *Mini-International Neuropsychiatric Interview* y el *Inventario de Ansiedad de Beck*, la función de estas escalas es descartar cualquier enfermedad psiquiátrica.

La instrumentación se realizó de la siguiente manera: se usaron electrodos desechables de SEMG (electrodos de Ag / AgCl en forma de disco con diámetro de 1,1 cm y la distancia entre electrodos de 2 cm), se colocó un montaje bipolar. Para registrar el músculo CES, se colocó 1 electrodo en la piel de forma lateral a un 1 cm de distancia de la vértebra C5, y un segundo electrodo de forma lateral a un 1 cm de distancia de la vértebra C6. Para el músculo trapecio superior, se colocaron 2 electrodos a lo largo de la cresta del hombro, aproximadamente a la mitad de la distancia entre el acromion y la vértebra C7, el espacio entre los 2 electrodos fue de un 2 cm. La piel se limpió con alcohol para reducir la impedancia por debajo de 10 kohms.

Después de la instrumentación, se adaptó la estación de trabajo a las demandas ergonómicas de cada participante (altura de silla, colocación del monitor, etc.). Se inició el registro de SEMG con 5 minutos de habituación, después se continuo con una línea base de 5 minutos en la que cada participante no realizó acción alguna (permanecieron sentadas de forma recta, con la cabeza recta también, y con los brazos a los costados); al finalizar este tiempo, se continuo con la normalización del SEMG, de acuerdo al método de Mathiassen et al. (1995): 3 contracciones voluntarias máximas con un descanso entre cada contracción de 2 minutos, el movimiento de normalización fue la elevación isométrica de los hombros con mancuernas de 1 kg por 5 segundos.

Al finalizar la normalización, se le pidió a cada participante que calificaran su grado de dolor muscular de la región del cuello y hombros usando la escala visual numérica. Después, se le explicó las instrucciones de la tarea en computadora a realizar, dependiendo del grupo al que pertenecían:

- *Grupo experimental*: “Debe copiar el texto que se encuentra a un costado de la computadora, transcribiéndolo lo más rápido y exacto posible, respetado siempre la ortografía (es decir, comas, puntos y acentos). La tarea debe completarse en 10 minutos, le informaré constantemente el tiempo transcurrido. No debe parar de escribir en ningún momento hasta finalizar la tarea o el tiempo marcado. Puede usar el mouse pad a su conveniencia”.
- *Grupo control*: “Debe transcribir el texto que se encuentra a un costado de la computadora, no es necesario respetar la ortografía del mismo. La velocidad de escritura será al ritmo que más le parezca cómodo, es decir, usted elige el ritmo de trabajo. Detendrá la transcripción en el momento en que se lo indique. Puede usar el mouse pad a su convención”.

Al finalizar el tiempo o al terminar la tarea por completo, se tuvo una pausa de 30 segundos en donde se pidió a las participantes volver a calificar el grado de dolor muscular usando la escala visual numérica. Se siguió el mismo procedimiento hasta completar 2 ensayos más de la tarea de computadora (en total 3 ensayos), entre cada ensayo se proporcionó 30 segundos de pausa y en cada pausa se volvió a evaluar el dolor muscular por medio de la escala visual numérica.

Para terminar el experimento, se llevó a cabo un registro de recuperación de 5 minutos, donde las participantes no realizaron ninguna actividad, permanecieron sentadas de forma recta, con la cabeza recta también, y con los brazos a los costados. Al finalizar estos 5 minutos, se retiraron los cables y electrodos, se preguntó si tenían alguna duda o comentario.

7.11 Análisis estadístico

1. Para comprobar diferencias en las variables demográficas edad y escolaridad entre los grupos, se usó la prueba de U de Mann-Whitney para muestras independientes. Para comparar diferencias entre grupos en los niveles de amplitud de SEMG de cada músculo se usó la prueba T de student,
2. Para observar diferencias entre condiciones de los niveles de amplitud de SEMG de los participantes de cada grupo se usó la prueba de varianza (ANOVA) de medidas repetidas para los músculos registrados. En caso de incumplimiento del supuesto de esfericidad de las matrices de varianzas se usó el factor de corrección épsilon en su estimación Huynh-Feldt, adicionalmente se efectuaron 5 comparaciones (*Línea Base - Tarea de computadora A; Tarea de computadora A - Tarea de computadora; Tarea de computadora B - Tarea de computadora; Tarea de computadora C – Recuperación y Línea base – Recuperación*) por pares por medio del ajuste de Bonferroni.
3. Para comprobar diferencias por asimetría (derecho vs izquierdo) en los niveles de amplitud de SEMG en cada grupo, se usó la prueba T de student para medidas repetidas.
4. Para observar diferencias entre grupos en los puntajes de la EVN, se usó la prueba de U de Mann-Whitney. Para comparar el nivel de malestar muscular de las participantes entre condiciones se usó la prueba de Friedman. Para averiguar si el estado de malestar muscular se relaciona con el nivel de amplitud del EMG se utilizó la correlación de Spearman.
5. Para analizar los datos de la normalización de la señal de SEMG, todos los promedios de amplitud por músculo y condición se convirtieron a porcentaje para su comparación con los promedios de amplitud de las contracciones voluntarias máximas de cada músculo.

Capítulo III. Resultados

Datos demográficos

Se evaluó una muestra total de 32 participantes, las cuales fueron aleatoriamente asignadas a cualquiera de los 2 grupos, al grupo experimental o al grupo control. La muestra estuvo conformada en su totalidad por mujeres con una media de edad de 22.3 (DE= 2.16), la edad mínima de la muestra fue de 18 años y la máxima de 27. No se observaron diferencias estadísticamente significativas entre grupos en cuanto a edad ($U=92.50$, $p=0.40$) y escolaridad ($U=112.50$, $p=1$). En la tabla 2 se muestran las características de las demográficas de ambos grupos.

Tabla 1. Variables demográficas de las participantes

Grupo	n (31)	Edad x (DE)	Sexo		Lateralidad		Edo. Civil	Escolaridad
			M	F	D	Z		
<i>Experimental</i>	16	21.93 (2.82)	0%	100%	100%	0%	100% Solteras	Licenciatura (13) Preparatoria (3)
<i>Control</i>	16	22.66 (2.05)	0%	100%	100%	0%	100% Solteras	Licenciatura (14) Preparatoria (2)

Nota: n= muestra total. x=media. (DE)= desviación estándar. M= masculino. F= femenino. D= diestro. Z= zurdo.

Ninguna de las participantes cumplió con los criterios diagnósticos de un desorden del comportamiento de acuerdo con el MINI. Todas las participantes tuvieron puntajes menores a 10 en el inventario de ansiedad de Beck ubicándose en las categorías de mínimo (puntaje de 0-6) y leve (puntaje de 7-15), ninguna participante

tuvo puntajes mayores a 15 que las colocarían en las categorías de moderado (puntaje de 16-30) y severo (puntaje >31). No se observaron diferencias estadísticamente significativas entre grupos en cuanto a puntajes del inventario de ansiedad de Beck (U=104.0, p=0.72).

Tabla 2. Cronograma del experimento	
Condición	Duración
Habitación	5 minutos
Línea Base	5 minutos
Contracción voluntaria máxima (MVC)	5 segundos
Descanso	2 minutos
Contracción voluntaria máxima (MVC)	5 segundos
Descanso	2 minutos
Contracción voluntaria máxima (MVC)	5 segundos
Descanso + EVN	2 minutos
Tarea de computadora A	10 minutos
Pausa + EVN	30 segundos
Tarea de computadora B	10 minutos
Pausa + EVN	30 segundos
Tarea de computadora C	10 minutos
Recuperación + EVN	5 minutos
<i>Tiempo total</i>	<i>52 minutos</i>

Normalización de la señal de amplitud de SEMG

Para la normalización de la señal de amplitud de SEMG se usó el método de contracciones voluntarias máximas (MVC) por medio de 3 elevaciones isométricas de ambos hombros. Siguiendo las recomendaciones hechas por Mathiassen et al. (1995), las 3 elevaciones isométricas por participante se promediaron en un solo dato. Los

valores promedio de la MVC del trapecio superior tanto derecho como izquierdo estuvieron dentro de un rango de amplitud promedio de 180-200 microvolts en ambos grupos. Los valores promedio de la MVC del CES tanto derecho como izquierdo estuvieron dentro de un rango de amplitud promedio de 50-60 microvolts en ambos grupos (ver figura 4).

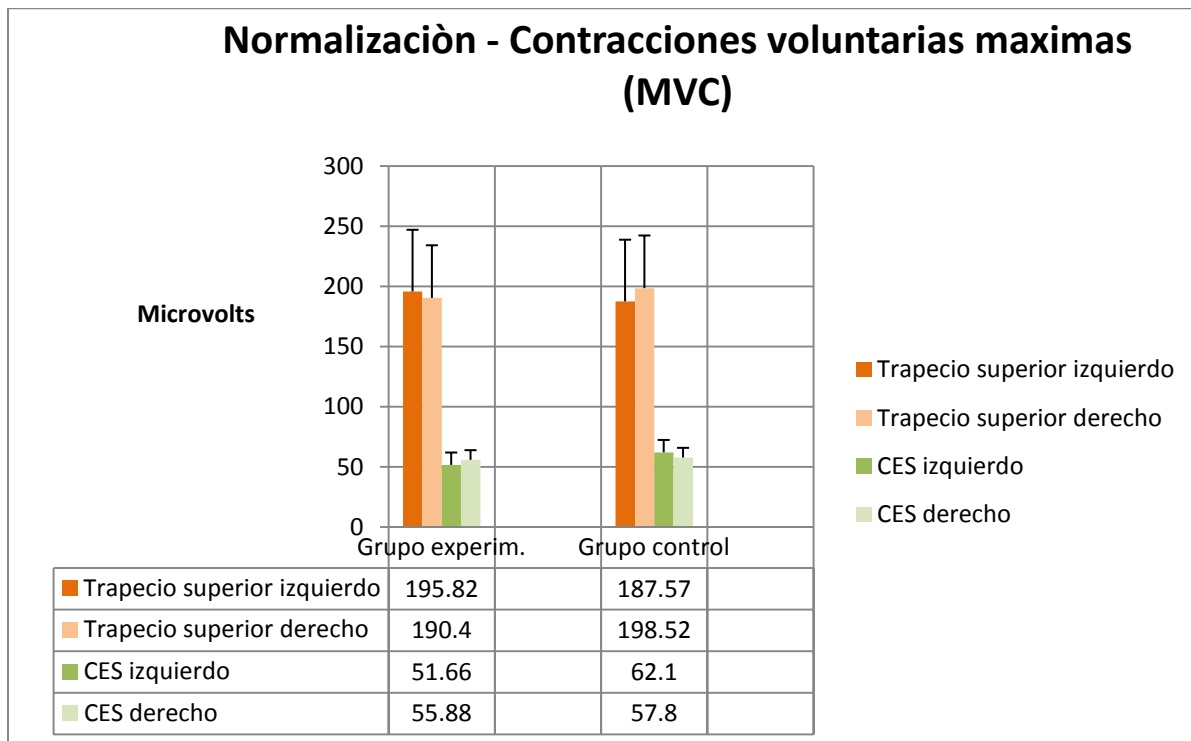


Figura 3: Promedio de los valores de amplitud por músculo durante la normalización de la señal de SEMG con el método de MVC.

Como lo recomiendan Mathiassen et al. (1995) y Burden (2010), todos los valores de amplitud de SEMG del trapecio superior y CES registrados a lo largo del estudio fueron convertidos a porcentaje en base al valor de MVC de cada músculo, este proceso sirve para reforzar la normalización dentro del estudio mismo. La conversión a porcentaje sucede de la siguiente manera: por ejemplo, durante la condición de línea base, las participantes del grupo experimental presentaron en promedio una amplitud de 6.19 microvolts en el trapecio superior izquierdo, este valor debe ser convertido a porcentaje tomando como base el valor promedio de MVC del dicho musculo y de dicho

grupo (195.82 microvolts), por lo tanto, el valor de 6.19 microvolts de línea base resulta ser un 3% del valor promedio de MVC del trapecio superior izquierdo en el grupo estrés.

En el grupo control, los valores promedio de amplitud de SEMG del músculo trapecio superior se agruparon dentro del rango del 2-4% y los del músculo CES en el rango del 6-8% del valor normativo de MVC sin importar el lado (izquierdo vs derecho) y la condición experimental. En el grupo experimental, el valor promedio de amplitud de SEMG del músculo trapecio superior izquierdo como derecho a lo largo del experimento se mantuvo en un rango de 3-7% del valor de normalización. El valor promedio de amplitud de SEMG del músculo CES izquierdo y derecho fue de 4% del valor normativo en todas las condiciones experimentales.

Dolor muscular y actividad de electromiografía

No se observaron diferencias estadísticamente significativas entre grupos en cuanto a los puntajes de la EVN (EVN 1, $U=119$, $p=0.72$; EVN 2, $U=107.50$, $p=0.42$; EVN 3, $U=110$, $p=0.53$; EVN 4, $U=109$, $p=0.54$). Tanto el grupo control como el grupo experimental tuvieron puntajes bajos de malestar muscular en la escala visual numérica a lo largo del estudio. Los puntajes de las 4 evaluaciones de la mayoría de las participantes de ambos grupos se agruparon en la categoría de malestar leve (puntaje de 1-3 en la EVN), solo una participante del grupo estrés desde la evaluación 1 presentó puntajes mayor a 5 en la EVN (ver figura 6).

La prueba de Friedman no arrojó diferencias significativas en la intensidad de malestar muscular (puntajes de la escala visual análoga) entre las condiciones experimentales tanto en el grupo control ($p=0.37$) como en el grupo estrés ($p=0.12$). Al hacer el análisis de la correlación de Spearman para los puntajes en la escala visual numérica y la actividad de SEMG de ambos grupos en cada una de las 5 condiciones experimental, no se encontró ninguna correlación significativa, todos los análisis presentaron una significancia mayor a 0.05 ($p>0.05$).

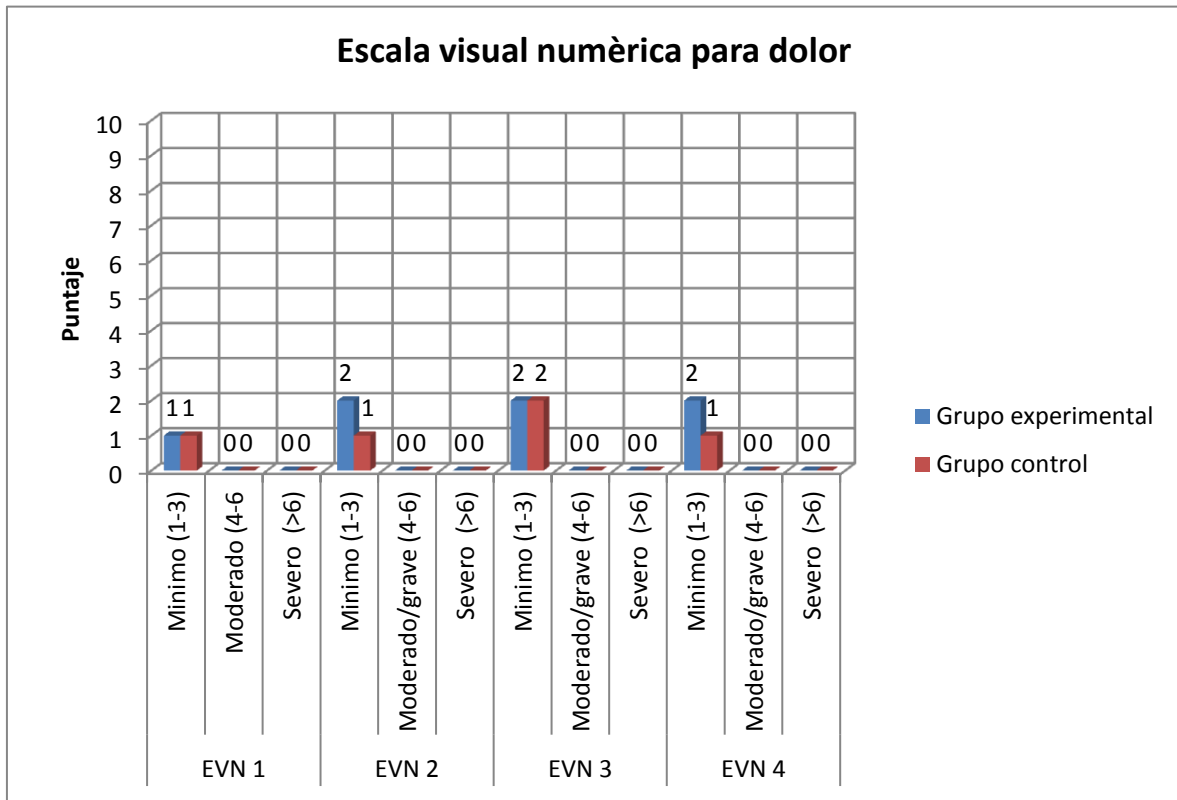


Figura 4. Distribución de las participantes según su puntaje en la escala visual numérica (EVN). El numero (0, 1 o 2) representa el puntaje más común (moda) de cada grupo a lo largo de las 4 evaluación con la EVN.

Niveles de amplitud de electromiografía entre grupos

Trapezio superior

- *Línea base*: No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre grupos en la amplitud de SEMG en el trapecio superior izquierdo ($t=2.32$, $p=0.46$) ($t=0.73$, $p=0.46$) y derecho ($t=1.05$, $p=0.29$) durante la condición de línea base.
- *Tarea de computadora A*: Se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre grupos en la amplitud de SEMG en el trapecio superior izquierdo ($t=3.58$, $p=0.01$) y derecho ($t=3.72$, $p=0.01$) durante la condición de tarea de computadora A.
- *Tarea de computadora B*: Se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre grupos en la amplitud de SEMG en el trapecio superior

izquierdo ($t=4.35$, $p=0.01$) y derecho ($t=3.95$, $p=0.01$) durante la condición de tarea de computadora B.

- *Tarea de computadora C:* Se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre grupos en la amplitud de SEMG en el trapecio superior izquierdo ($t=4.42$, $p=0.01$) y derecho ($t=4.57$, $p=0.01$) durante la condición de tarea de computadora C.
- *Recuperación:* No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre grupos en la amplitud de SEMG en el trapecio superior izquierdo ($t=1.59$, $p=0.12$) y derecho ($t=1.38$, $p=0.17$) durante la condición de línea base.

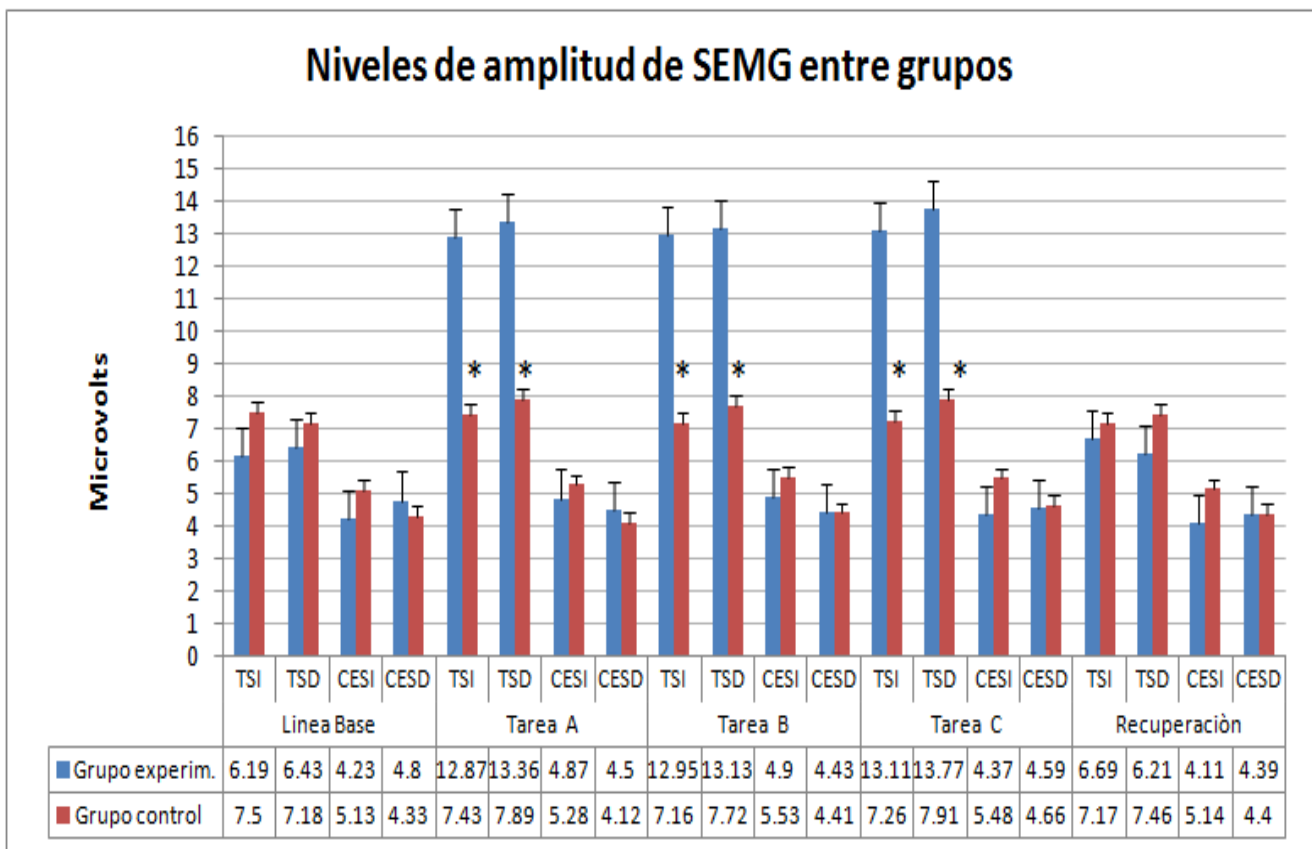


Figura 5. Comparación entre grupos de los valores promedio de la amplitud de SEMG del músculo trapecio superior izquierdo (TSI), trapecio superior derecho (TSD), erector espinae cervical izquierdo (CESI) y erector espinae cervical derecho (CESD) a lo largo de las fases experimentales. El asterisco (*) señala que músculos y que fases experimentales presentaron diferencias significativas con una $p \leq 0.01$.

Cambios en la actividad de electromiografía entre condiciones.

Grupo control

- *Trapezio superior izquierdo*: no mostró un efecto significativo entre condiciones [F (1.29, 34.41)= 0.583, p=0.61], las comparaciones por pares con ajuste de Bonferroni no encontraron ninguna diferencia significativa en la amplitud de SEMG en el CESD en el grupo experimental (significancia mayor a 0.05 o $p > 0.05$) en cada una de las 5 comparaciones (ver figura 8).
- *Trapezio superior derecho*: No mostró un efecto significativo entre condiciones [F (3.54, 53.17)= 0.519, $p > 0.51$], las comparaciones por pares con ajuste de Bonferroni no encontraron ninguna diferencia significativa en la amplitud de SEMG en el CESD en el grupo experimental (significancia mayor a 0.05 o $p > 0.05$) en cada una de las 5 comparaciones (ver figura 8).

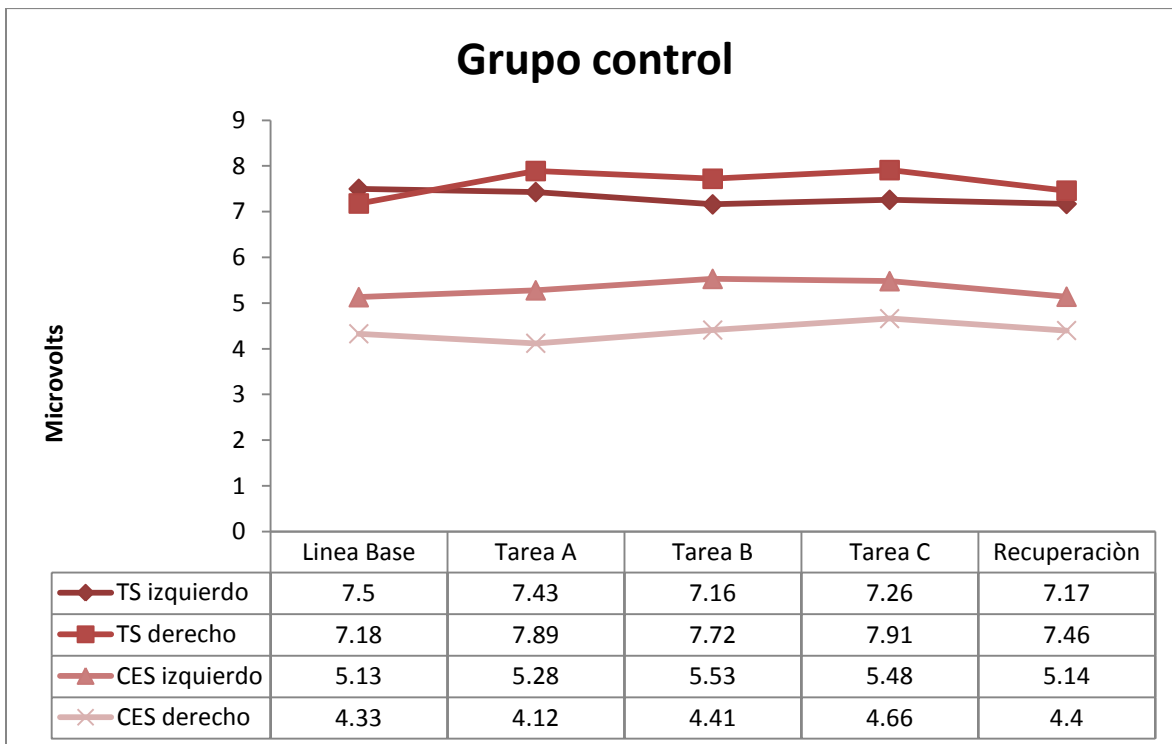


Figura 6. Cambios de los valores promedio de amplitud de SEMG del grupo control entre condiciones. No se encontró músculo o comparaciones entre condiciones significativas.

- *Erector spinae cervical izquierdo*: No mostró un efecto significativo entre condiciones [$F(3.96, 59.43) = 0.324, p=0.32$], las comparaciones por pares con ajuste de Bonferroni no encontraron ninguna diferencia significativa en la amplitud de SEMG en el CESD en el grupo experimental (significancia mayor a 0.05 o $p>0.05$) en cada una de las 5 comparaciones (ver figura 8).
- *Erector spinae cervical derecho*: No mostró un efecto significativo entre condiciones [$F(3.92, 58.81) = 0.152, p=0.15$], las comparaciones por pares con ajuste de Bonferroni no encontraron ninguna diferencia significativa en la amplitud de SEMG en el CESD en el grupo experimental (significancia mayor a 0.05 o $p>0.05$) en cada una de las 5 comparaciones (ver figura 8).

Grupo experimental

Trapezio superior izquierdo.

El músculo trapecio superior izquierdo mostró un efecto significativo entre condiciones [$F(1.14, 17.22) = 54.31, p=0.01$]; las comparaciones por pares con ajuste de Bonferroni indicaron diferencias estadísticamente significativas en la amplitud de SEMG en el trapecio superior izquierdo en el grupo experimental solo entre las siguientes condiciones experimentales:

- Línea Base - Tarea de computadora A: Existió un aumento significativo ($p=0.01$) de la amplitud promedio de EMG del trapecio superior izquierdo durante la tarea de computadora A ($x=12.87, DE=5.81$) en comparación con la amplitud promedio durante la línea base ($x=6.19, DE=2.55$) (ver figura 7).
- Tarea de computadora C - Recuperación: Existió un decremento significativo ($p=0.01$) de la amplitud promedio de SEMG del trapecio superior izquierdo durante la recuperación ($x=6.69, DE=2.78$) en comparación con la amplitud promedio durante la tarea de computadora C ($x=13.11, DE=3.19$) (ver figura 7).

Trapezio superior derecho.

El músculo trapecio superior derecho mostró un efecto significativo entre condiciones [F (1.12, 16.79)= 92.68, p=0.01], las comparaciones por pares con ajuste de Bonferroni indicaron diferencias estadísticamente significativas en la amplitud de SEMG en el trapecio superior izquierdo en el grupo experimental solo entre las siguientes condiciones experimentales:

- Línea Base - Tarea de computadora A: Existió un aumento significativo (p=0.01) de la amplitud promedio de SEMG del trapecio superior derecho durante la tarea de computadora A ($x=13.36$, $DE=4$) en comparación con la amplitud promedio durante la línea base ($x=6.43$, $DE=3.68$) (ver figura 7).
- Tarea de computadora C - Recuperación: Existió un decremento significativo (p=0.01) de la amplitud promedio de SEMG del trapecio superior derecho durante la recuperación ($x=6.21$, $DE= 4.81$) en comparación con la amplitud promedio durante la tarea de computadora C ($x=13.77$, $DE=5.28$) (ver figura 7).

Erector spinae cervical izquierdo.

El músculo erector spinae cervical izquierdo no mostró un efecto significativo entre condiciones [F (2.73, 40.98)= 0.213, p=0.87], las comparaciones por pares con ajuste de Bonferroni no encontraron ninguna diferencia significativa en la amplitud de SEMG en el CESI en el grupo experimental (significancia mayor a 0.05 o p>0.05) en cada una de las 5 comparaciones (ver figura 7).

Erector spinae cervical derecho.

El músculo erector spinae cervical derecho no mostró un efecto significativo entre condiciones [F (3.61, 54.19)= 0.246, p=0.24], las comparaciones por pares con ajuste de Bonferroni no encontraron ninguna diferencia significativa en la amplitud de SEMG en el CESD en el grupo experimental (significancia mayor a 0.05 o p>0.05) en cada una de las 5 comparaciones (ver figura 7).

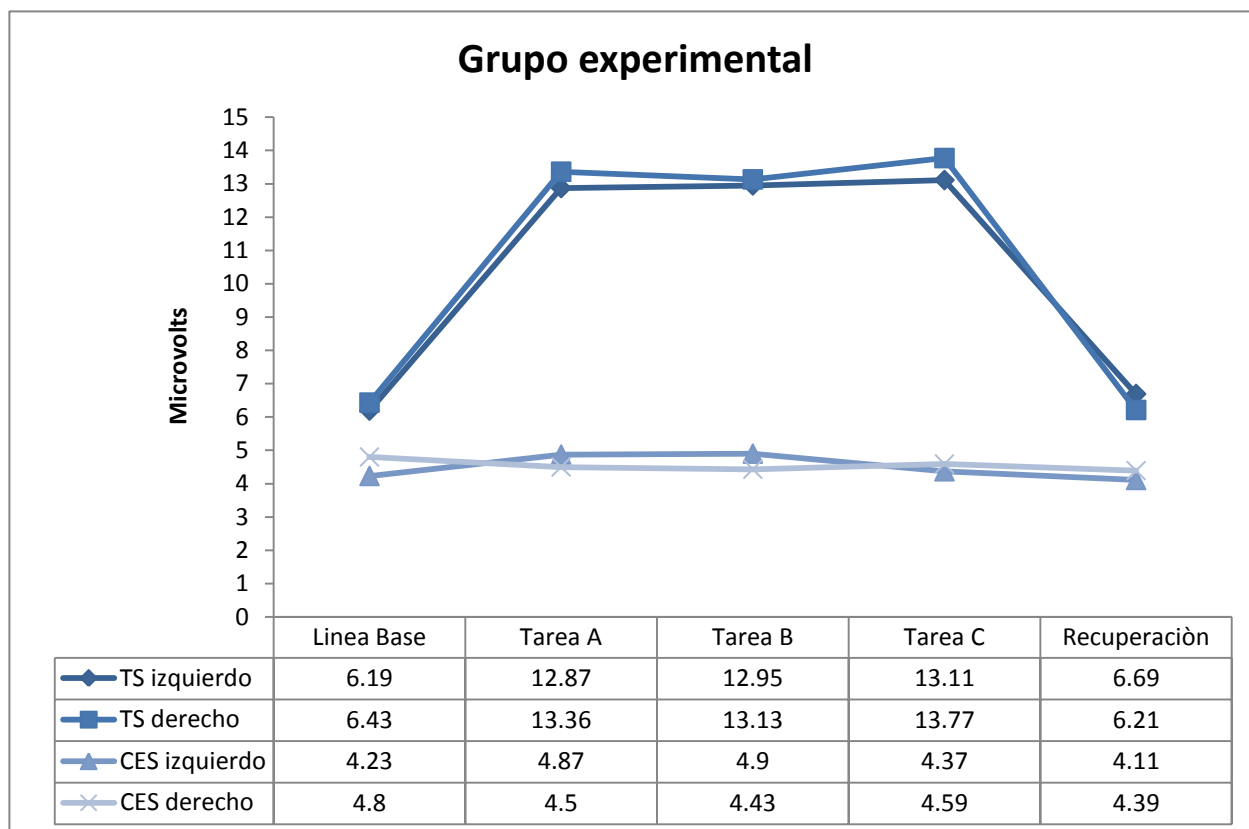


Figura 7. Cambios de valores promedio de la amplitud de SEMG del grupo experimental entre condiciones. El doble asterisco (**) señala los músculos y las comparaciones entre condiciones que fueron significativas con una $p \leq 0.01$.

Diferencias por asimetría en la actividad de electromiografía entre condiciones

Grupo control

Trapezio superior

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la comparación entre la amplitud promedio de SEMG del trapecio superior izquierdo y la amplitud del trapecio superior derecho durante cada una de las 5 fases experimentales (línea base, tarea de computadora A, tarea de computadora B, tarea de computadora C y recuperación) en el grupo control, todos los análisis presentaron una significancia mayor a 0.05 ($p > 0.05$) (ver figura 9).

Erector spinae cervical

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la comparación entre la amplitud promedio de SEMG del CESI y la amplitud del CESD durante cada una de las 5 fases experimentales (línea base, tarea de computadora A, tarea de computadora B, tarea de computadora C y recuperación) en el grupo control, todos los análisis presentaron una significancia mayor a 0.05 ($p > 0.05$) (ver figura 9).

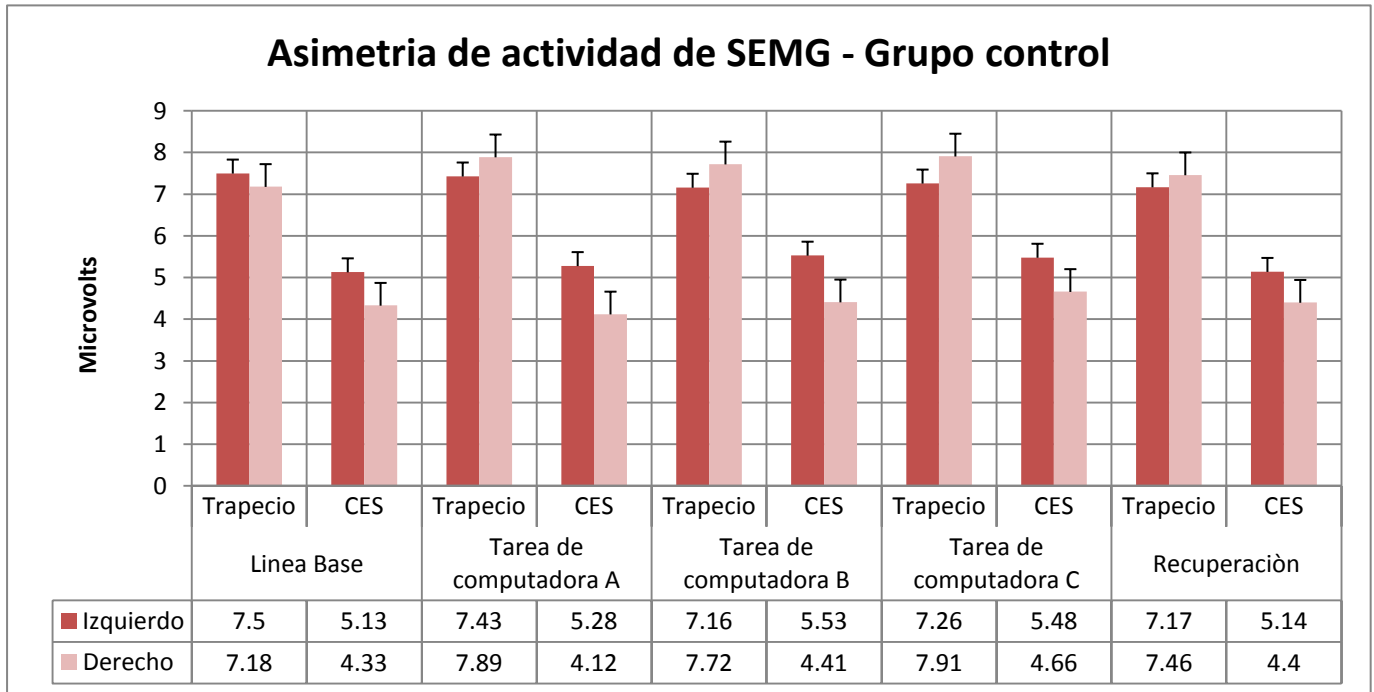


Figura 8. Comparación por asimetría (derecho vs izquierdo) de los valores promedio de amplitud de SEMG del grupo control a largo de las condiciones experimentales.

Grupo experimental

Trapezio superior

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la comparación entre la amplitud promedio de SEMG del trapecio superior izquierdo y la amplitud del trapecio superior derecho durante cada una de las 5 fases experimentales (línea base, tarea de computadora A, tarea de computadora B, tarea de computadora C y recuperación) en el grupo experimental, todos los análisis presentaron una significancia mayor a 0.05 ($p > 0.05$) (ver figura 9).

Erector spinae cervical

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la comparación entre la amplitud promedio de SEMG del CESI y la amplitud del CESD durante cada una de las 5 fases experimentales (línea base, tarea de computadora A, tarea de computadora B, tarea de computadora C y recuperación) en el grupo experimental, todos los análisis presentaron una significancia mayor a 0.05 ($p > 0.05$) (ver figura 9).

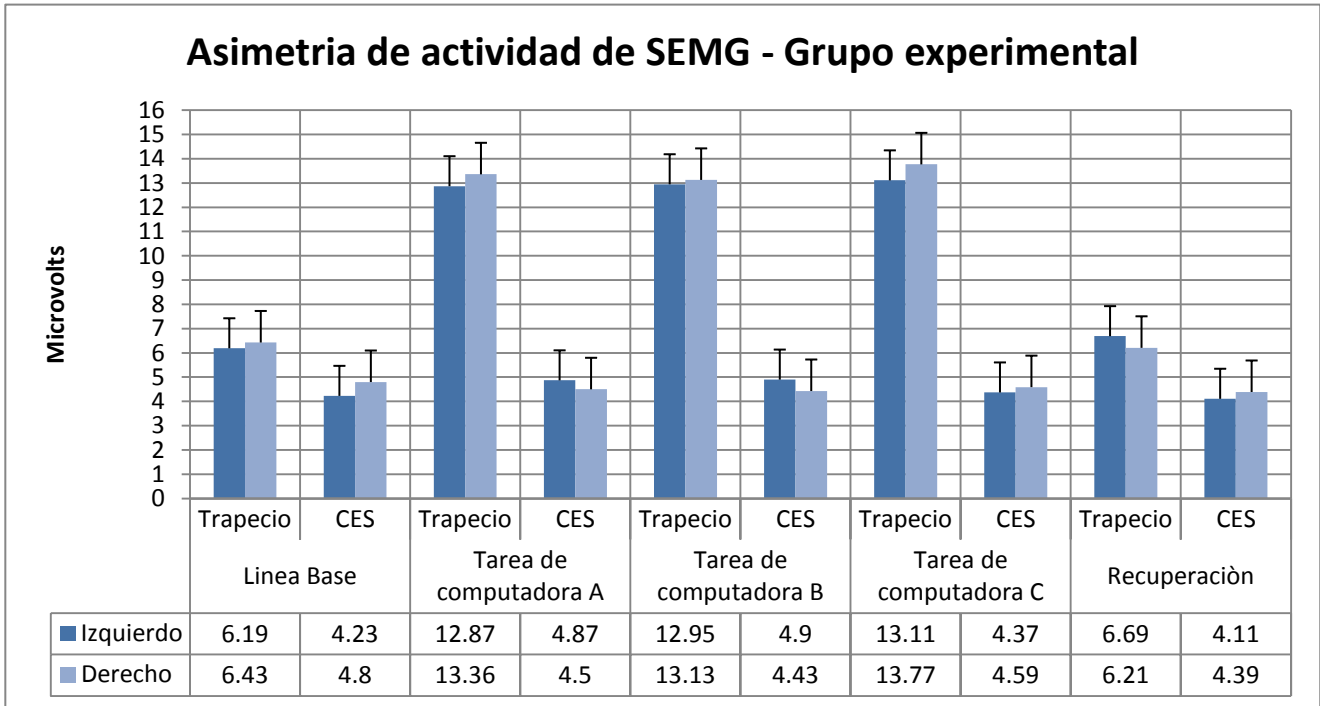


Figura 9. Comparación por asimetría (derecho vs izquierdo) de los valores promedio de la amplitud de SEMG del grupo experimental a largo de las condiciones experimentales.

Capítulo IV. Discusión

El objetivo del estudio fue analizar la influencia de una tarea estresante sobre la actividad de SEMG y percepción de dolor muscular en el trapecio superior y CES. El NSPRCU se ha considerado clásicamente como un desorden cuyo génesis radica en factores ergonómicos. Sin embargo, reciente investigación experimental ha demostrado la importancia que el estrés es una influencia de alto impacto para dicho desorden.

Normalización de la señal de amplitud de SEMG

Para poder comparar los datos de SEMG obtenidos en este estudio con los de investigaciones similares, se realizó una normalización de la señal de amplitud. Por el tipo de señal (amplitud) y población (libre de dolor), se eligió el método de contracciones voluntarias máximas (MVC), el cual consiste en ejecutar contracciones musculares de alta intensidad por un corto periodo de tiempo, contracción que permite observar la fuerza máxima de cierto músculo y de cierta persona en un momento dado.

En base a la literatura científica, se eligió la elevación isométrica de los hombros como MVC, ya que se ha demostrado que dicho ejercicio logra activar la totalidad de las fibras musculares del músculo trapecio (Burden, 2010). La normalización de la señal sirve como un parámetro que nos indica si la fuerza muscular máxima y la actividad muscular (durante la manipulación experimental) de la muestra elegida coincide con los valores de personas libres de dolor reportadas en la literatura científica.

En lo que respecta al presente estudio, sin importar el lado (izquierdo o derecho) y el grupo (experimental o control), todas participantes presentaron durante la MVC del trapecio superior y CES valores de amplitud promedio similares, con un rango promedio de 180-200 microvolts para el trapecio superior, y un rango de 50-60 microvolts para el CES (ver figura 4). Estos resultados sugieren que la fuerza máxima de los músculos registrados entre sujetos y por lado fue homogénea y sin diferencias significativas, lo cual era esperado.

Los estudios pioneros de Westgaard (1999) fueron los primeros en usar a la SEMG para evaluar la actividad muscular del trapecio durante condiciones experimentales de trabajo con posturas estáticas prolongadas, con poco o nulo esfuerzo físico, movimientos repetitivos (como la escritura en computadora) y bajo la influencia de algún tipo de estresor cognitivo. El registro de SEMG bajo estas condiciones muestra una actividad muscular promedio que puede ser tan baja como 1% o 5% del valor normativo de MVC (%EMG_{max}) o tan alta como un 20-30% del valor normativo. Dichos valores son bajos para estándares convencionales de carga biomecánica, pero aun así pueden representar activaciones musculares considerables e inclusive pueden desencadenar en molestias o dolor muscular. Los parámetros descritos por Westgaard (1999) han sido consistentemente replicados por casi todos los estudios posteriores del campo (Burden, 2010).

Valores de amplitud promedios dentro de un rango de 1-10% de la MVC del trapecio superior y CES ha sido consistentemente reportado durante tareas de escritura en computadora en adultos sanos (Szeto et al. 2009). En ambos grupos y sin importar la condición experimental, se observó una actividad de SEMG del trapecio superior y CES dentro del rango de 2-8% del valor normativo de MVC, lo cual es consistente con hallazgos reportados en la literatura (ver tabla 3).

Actividad muscular del trapecio superior

El objetivo principal del estudio fue el de comparar el efecto de un estresor cognitivo y de una postura estática sobre la actividad de SEMG del trapecio superior en sujetos sanos durante la escritura común en computadora.

Niveles de amplitud de electromiografía entre grupos

Tanto el grupo control y el grupo experimental no presentaron diferencias en la amplitud promedio de SEMG en el trapecio superior durante la línea base (ambos grupos presentaron entre 6 y 7 microvolts promedio). Estos valores promedio son similares a los reportados por Nilsen et al. (2007), Schleifer et al. (2008) y Chou et al.

(2011). Esta similitud de los valores de amplitud promedio sugiere una muestra homogénea.

Durante las tareas en computadora, se observaron las mayores diferencias estadísticas de todo el estudio: el grupo experimental presentó una amplitud promedio entre 12-13 micro volts en el trapecio superior durante las 3 tareas de computadora. La amplitud promedio del mismo músculo en el grupo control en las mismas 3 tareas fue de casi la mitad (5-7 micro volts) que lo observado en el grupo estrés. Estos resultados antes descritos son similar a los reportados por Nilsen et al. (2007), Johnston et al. (2008 b), Schleifer et al. (2008) y Chou et al. (2011) en población libre de dolor.

Durante la condición de recuperación, se esperaba diferencias entre ambos grupos en la actividad del trapecio superior, en donde el grupo experimental presentaría mayores niveles de amplitud promedio; pero no sucedió así, ambos grupos lograron llegar rápidamente a niveles de línea base, lo que significa que aun cuando la tarea estresante logro la activación fisiológica deseada, su impacto no fue tan profundo como para alterar la actividad muscular en ausencia de la misma tarea. El resultado anterior es similar al reportado por estudios previos (Blangsted et al. 2004; Johnston et al. 2008 b; Chou et al. 2011).

Tal como lo reporta Szeto et al. (2005) y Szeto et al. (2009), una postura estática prolongada (y ergonómicamente correcta) si puede provocar un aumento significativo de la actividad del trapecio superior en sujetos sanos y sintomáticos, pero este efecto tiene sus connotaciones: (1) el efecto de esta postura tiene una latencia larga (más de 60 minutos) en comparación al estrés mental (pocos minutos), y (2) es un menor en magnitud con respecto a la respuesta de este músculo ante una condición de estrés mental (Nilsen et al. 2007, Schleifer et al. 2008; Johnston et al. 2008; Chou et al. 2011; Willmann et al. 2012). Chou et al. (2011) reportan que la postura estática por sí sola no logra modificar la amplitud de SEMG del trapecio superior durante una tarea similar de escritura en computadora, sin embargo, la duración total de la tarea es corta (10

minutos) como para observar los cambios reportados por Szeto et al. (2005) y Szeto et al. (2009).

Si tanto la postura estática prologada como la presencia de algún estresor van a provocar una respuesta muscular por parte del trapecio superior, y también la exposición a ambas variables a largo plazo puede desencadenar NSPRC, ¿entonces donde radica la diferencia entre ambas?, sigue sin existir una respuesta con bastante sustento científico como para ser concluyente. Sin embargo, la explicación podría encontrarse en el tipo de actividad muscular que evocan ambas variables.

Todo el tiempo que se escribe en computadora, se requiere de una postura estática del torso, de los brazos y la cabeza, así como una actividad mecánica de las manos para presionar las teclas, toda esta carga biomecánica es posible gracias a la contracción estática y estabilizadora del músculo trapecio en su totalidad (sus 3 porciones en conjunto), sin embargo dicho músculo no interfiere o se ve afectado directamente por la velocidad y fuerza con la que se presionan las teclas o por el peso y forma del teclado (Johnston, 2007; Szeto et al. 2009; Shahidi et al. 2013).

Esta contracción estática del trapecio superior, debido a que es su movimiento biomecánica natural, va activar todas las fibras musculares y sus respectivas unidades motoras de forma sincrónica e uniforme. Y como toda contracción muscular, si esta se vuelve prolongada y con pocos periodos de descanso, como sucede en los usuarios frecuentes de computadora, va a desencadenar lesiones y dolor (Lundberg et al. (2002; Westad, 2005).

Mientras tanto, la percepción de estrés provocará una respuesta rápida y anormal en el trapecio superior (hipótesis de unidades motoras): las mismas unidades motoras de bajo umbral van a responder primero y sin descanso, disminuyendo los cambios en el orden de reclutamiento de fibras musculares, mientras que las demás unidades motoras presentan largos periodos de inactividad, fenómeno demostrado por primera vez por Lundberg et al. (2002). Este tipo de actividad muscular anormal va a

sobrecargar solo algunas unidades motoras y fibras musculares, provocando dolor y micro lesiones en poco tiempo.

La diferencia en la latencia de efecto entre la postura estática y una condición estresante o estresor puede ser de gran utilidad para la prevención del NSPRCU, ya que permite la aplicación de estrategias de intervención en diferentes tiempos. Por ejemplo, se puede crear un plan preventivo que primero se enfoque en reducir la presencia de cualquier estímulo o situación que genere un excesivo estrés. Mientras que cambios cada media hora de la postura estática (como las pausas activas) durante trabajo en computadora pueden garantizar una mejor salud biomecánica de la persona ya que no permite que dicha postura provoque sus efectos adversos (los cuales parecen presentarse a la hora del mantenimiento continua de la postura).

Cambios en la actividad de electromiografía entre condiciones.

El mantenimiento de una activación muscular (falta de adaptación) del trapecio superior ante una exposición continua de estrés cognitivo es una noción bastante novedosa en la literatura y es un fenómeno que solo se comparte con la musculatura facial; dicho fenómeno fue reportado por primera vez por Nilsen et al. (2007). Posteriormente, Willmann et al. (2012) demostró que después de una segunda tarea estresante, solo el trapecio superior (de un grupo de varios músculos registrados) mantiene una actividad de SEMG elevada, la cual puede ser de mayor magnitud que la actividad de la primera tarea estresante.

En el presente estudio se esperaba que la tarea estresante lograra elevar significativamente la actividad de SEMG y que dicho aumento no sólo se mantuviera en las subsiguientes tareas estresantes, sino que también aumentara lo suficiente como para observar diferencias significativas entre las tareas estresantes. El grupo control se comportó como se esperaba, el cual no presentó cambios significativos entre condiciones, esto continúa apoyando la hipótesis de que el mantenimiento de la postura estática no es el factor principal en la génesis de actividad muscular anormal durante el trabajo común en computadora.

En el grupo experimental, ambos lados del trapecio superior mostraron un efecto significativo entre condiciones. Las comparaciones por pares arrojaron cambios significativos en la amplitud promedio del trapecio superior (tanto izquierdo como derecho) entre la línea base y la tarea de computadora A (cambio de 6 a 13 microvolts aproximadamente), resultados similares a los reportados por Nilsen et al. (2007), Johnston et al. (2008 b), Chou et al. (2011) y Willmann et al. (2012). Estos resultados continúan apoyando la noción de que usar la computadora bajo un estresor es un factor de riesgo principal del NSRCU, el cual a su vez es independiente y antecesor de la postura estática.

Dicha elevación de la amplitud promedio de SEMG del trapecio superior durante la tarea estresante 1 se mantuvo constante y sin cambios significativos a lo largo de las otras 2 tareas, dentro del rango de 12-13 microvolts, y por lo tanto, el aumento progresivo de actividad muscular no se observó en el presente estudio. Estos resultados fueron similares a lo observado por Nilsen et al. (2007).

Todos los resultados antes descritos demuestran que el trapecio superior mantendrá su anormal respuesta muscular no sólo durante exposiciones cortas (como lo reportado en la mayoría de los estudios del campo) de estresores cognitivos, sino también durante tareas estresantes de larga (60 minutos sin pausas en el diseño experimental de Nilsen et al. 2012) o de mediana duración (10 minutos por tarea en el caso del presente estudio), lo cual es sumamente alarmante, ya que implica que si una tarea en computadora bajo estrés cognitivo puede durar 4 horas seguidas, durante todo ese tiempo el trapecio superior se mantendrá sobreactivo, lo cual a su vez disminuye el descanso muscular (principal factor de protección existente), y cuyo efecto es más nocivo para la salud si se conjuga con la conocidas consecuencias del mantenimiento prolongado de la postura estática que se requiere para usar la computadora por esas 4 horas hipotéticas.

Hasta la fecha, el hallazgo de un incremento significativo de activación muscular del trapecio superior descrito por Willmann et al. (2012) continúa siendo único en la

literatura, y la diferencia con los resultados reportados por otros estudios se puede explicar en base al tipo de tarea experimental usada, ya que dicha investigación conjugó de forma simultánea 3 tipos de estresores: tarea de Stroop, registro con videocámara e indicación de errores con sonido estridente; y esta conjugación puede considerarse mucho más estresante y compleja para los participantes que los estresores usados por Nilsen et al. (2007) y por el presente estudio; sin embargo, es solo una hipótesis, es necesaria más investigación experimental para ampliar dicho hallazgo.

Aún no existe una explicación fisiológica de la falta de adaptación ante estrés cognitivo por parte del trapecio superior, sería interesante realizar un registro más específico de ciertas unidades motoras del trapecio superior tal como lo realizado por Lundberg et al. (2002), pero por un periodo prolongado de tiempo, lo que podría vincular la hipótesis de unidades motoras con el fenómeno de falta de adaptación.

Otro objetivo del presente estudio fue observar un posible efecto prolongado del estresor usado sobre la actividad de SEMG del trapecio superior, efecto que se observaría durante la condición de recuperación, en donde el estresor ya no se presenta. En el grupo estrés, las comparaciones por pares no arrojaron diferencias significativas entre la línea base y recuperación, contrario a lo observado en poblaciones con dolor. En población libre de dolor sigue siendo desconocido el lapso de tiempo preciso en que un estresor puede comenzar a provocar más prolongados sobre la actividad muscular.

Diferencias por asimetría en la actividad de electromiografía entre condiciones.

La evidencia epidemiológica reporta que sujetos con NSPRCU crónico tienden a percibir mayor dolor en el lado dominante (derecho o izquierdo) de su cuerpo. Diversos autores han postulado que el uso unilateral del mouse (por parte de la mano dominante) puede ser el factor de riesgo de dichas asimetrías, cierta evidencia epidemiológica y experimental parece apoyar esta noción (Jensen et al. 1999; Ming et al. 2004; Waersted et al. 2010).

Estudios de laboratorio han encontrado que el uso intensivo del mouse puede incrementar la actividad de SEMG en el trapecio superior del lado dominante de los participantes, al grado de provocar diferencias significativas entre lados en la actividad muscular. Sin embargo, estas diferencias en los niveles de SEMG no son tan grandes como para influir en la aparición de una asimetría en la percepción de dolor subjetivo observada en sujetos sintomáticos (Crame, 2001; Blangsted et al. 2004; Szeto et al. 2009; Shahidi et al. 2013).

Uno de los objetivos del presente estudio fue el observar el efecto del uso de un estresor cognitivo sobre la aparición de asimetrías en la actividad de SEMG del trapecio superior; e indirectamente esta observación ayudaría a determinar si el uso unilateral del mouse puede ser o no un factor de riesgo primordial para la aparición de dichas asimetrías de actividad muscular y de percepción de dolor subjetivo.

Para eliminar la variable del uso unilateral del mouse, la tarea de copiado de texto usada requirió del mouse pad de una laptop, el cual necesita de ambas manos para su uso. También para reducir variabilidad, solo se usó participantes cuya dominancia fuese diestra. Tanto el grupo experimental como el grupo control no presentaron diferencias estadísticamente significativas entre el trapecio superior derecho (dominante) y el trapecio superior izquierdo (no dominante) a lo largo de las 5 condiciones experimentales; este resultado continúa apoyando la hipótesis del uso unilateral del mouse.

Estudios de laboratorio previos que analizaron el impacto de un estresor cognitivo sobre posibles asimetrías de actividad de SEMG del trapecio son escasos y presentan resultados similares a lo observado en el presente estudio (Johnston et al. 2008 b; Schleifer et al. 2008). Sin embargo es necesaria más investigación antes de excluir el efecto de cualquier estresor sobre posibles asimetrías, por ejemplo, estudios que analizaron el impacto de un estresor cognitivo de larga duración (Nilsen et al. 2007, Chou et al. 2011) o que combinaron el uso intensivo de mouse con algún estresor

cognitivo (Kallenberg et al. 2006) no realizan registro bilaterales del trapecio superior de los participantes.

Erector spinae cervical

La evidencia epidemiológica indica una alta prevalencia de dolor en diversos músculos del cuello en sujetos con NSPRCU. Cierta evidencia científica ha sugerido que el mantenimiento prolongado de la postura estática de la cabeza y cambios de posición del cuello durante trabajo en computadora pueden alterar la actividad de SEMG y la percepción de dolor en esta región en sujetos sanos y sujetos con dolor crónico. Se ha documentado que la musculatura del cuello también puede incrementar su actividad durante tareas viso-espaciales complejas, sin embargo una explicación a esta relación sigue en debate (Shahidi et al. 2013). El estudio del impacto de otros factores (como el estrés) sobre la musculatura del cuello es inclusive más escaso.

El CES ha sido identificado como la región de las fibras superiores del trapecio que tiene mayor injerencia en el control de la flexión y extensión del cuello y cabeza. Diversos estudios de laboratorio han reportado un aumento significativo de la amplitud de SEMG de dicho músculo cuando se flexiona la cabeza por delante del eje corporal (Szeto et al. 2005; Szeto et al. 2009; Chou et al. 2011; Mohd y Dawal, 2015). Se desconoce si esta región muscular presenta la atípica reacción ante estrés al igual que el trapecio superior, siendo ambos componentes de un mismo grupo muscular.

Uno de los principales objetivos del presente estudio fue observar el comportamiento muscular del CES en sujetos sanos durante tareas de escritura en computadora, con y sin estrés cognitivo asociado. Aun cuando el CES es el músculo más superficial y extenso de la parte posterior del cuello (abarca desde la vértebra C7 hasta la base del cráneo), ha sido poco estudiado en investigaciones epidemiológicas y experimentales del campo.

No existe una ubicación estándar para colocar electrodos en esta zona muscular (contrario a lo sucedido con el trapecio superior), por lo tanto, se eligió la ubicación

propuesta por Szeto et al. (2005) y posteriormente usada por Szeto et al (2009) y por Chou et al. (2011). Dicha ubicación es la única encontrada en la bibliografía científica del campo, sin embargo esta colocación ubica a los electrodos entre la vértebra cervical 5 y 6, zona que solo representa una parte pequeña de la superficie del CES.

En el presente estudio se esperaba observar en el grupo experimental: (1) un aumento significativo en la amplitud de SEMG en el CES izquierdo y derecho en las tareas estresante en comparación con los valores de línea base, (2) un aumento progresivo de amplitud de SEMG en ambos lados del CES entre las tareas estresantes (concepto no estudiado en esta porción del musculo), y (3) una diferencia significativa entre lados del CES entre condiciones. Por último se esperaba observar diferencias significativas entre los grupos, como en el caso del trapecio superior.

Los resultados no mostraron diferencias significativas en la amplitud de SEMG de este musculo entre grupos, entre condiciones por grupo y en lateralidad por grupo. Tanto el trapecio cervical izquierdo como derecho en ambos grupos presentó una amplitud promedio de SEMG estable de entre 4 y 5 microvolts durante las 5 condiciones experimentales, resultado que parece indicar un nulo efecto del estresor cognitivo para alterar la actividad muscular en este caso.

Existen contados estudios experimentales que han analizado la actividad de otros músculos del cuello durante tareas estresante en computadora, entre los músculos estudiados encontramos al escaleno y el esternocleidomastoideo (Johnston et al. 2008 b), el esplenio (Nilsen et al. 2007) y los extensores cervicales (Shahidi et al. 2012). Todos los anteriores estudios no han observado cambios significativos en la amplitud de SMEG, en la percepción de dolor y tensión muscular, o efectos por lateralidad en ninguno de dichos músculos.

En base a la evidencia científica, el CES y el trapecio superior parecen no compartir las mismas características neuromusculares e inclusive se podría argumentar que es necesaria su división anatómica para su correcto estudio. El trapecio superior se

compone en su mayoría por fibras musculares tipo 1 de 5mm de grosor, las cuales parecen contener las unidades motoras que responden anormalmente ante situaciones estresantes (Westad, 2005; Visser et al. 2006). Se desconoce si esta morfología la presenta el CES, ya que no existen estudios anatómicos y fisiológicos que hayan analizado a detalle a dicho músculo. También es desconocido si el CES puede presentar el fenómeno de hipótesis de unidades motoras ante estrés cognitivo, el cual fue demostrado por Lundberg et al. (2002) en el trapecio superior.

Es común que cuando la computadora, se tiende a inclinar la cabeza para poder ver mejor la pantalla y otros dispositivos, como el teclado y el mouse, y dicha flexión de la cabeza es mayor aun cuando se usa una tablet o un celular (Lee et al. 2015; Mohd y Dawal, 2015). El mantenimiento de esta postura flexionada del cuello y cabeza parece ser el responsable del aumento de la actividad de SEMG en la gran mayoría de los músculos que componen el cuello.

Extensa bibliografía científica ha reportado que el trapecio superior no modifica su actividad ante cambios en la postura del cuello o durante tareas viso-espaciales complejas, y solo se logra observar activaciones musculares durante estas condiciones si se conjugan con algún tipo de estresor cognitivo o psicosocial (Shahidi et al. 2012). Toda la evidencia científica sugiere que la activación de los músculos intrínsecos del cuello (como el CES) se puede presentar tanto en cambios en la posición del cuello (sobre todo en la flexión del cuello) como en trabajo cognitivo complejo en la computadora; mientras que el trapecio superior es mas responsivo a los estresores en relacionados con el uso de la computadora.

Discrepancias en los patrones musculares anormales en diversos músculos que estabilizan a la espina dorsal sugiere que la presencia de dolor en diferentes músculos puede tener diferentes etiologías. Se necesitan más estudios prospectivos para determinar que tan diferentes son los patrones de actividad muscular en respuesta a diferentes estresores biomecánicos y psicosociales durante el uso de la computadora.

Es necesario más investigación para poder afirmar sólidamente que el CES no responde anormalmente ante estrés cognitivo.

Dolor muscular

Un gran porcentaje de sujetos con NSPRCU crónico no presentan signos físicos de daño en las fibras musculares (Johnston, 2007). La hipótesis de que el estrés mental puede sobreactivar algunas unidades motoras del trapecio superior al grado de producir dolor, pero sin provocar daños en tejido, continúa siendo un concepto en desarrollo con limitada evidencia experimental (Green et al. 2008; Waersted 2010).

La evaluación objetiva de la percepción del dolor sigue siendo un aspecto en debate en la ciencia moderna. El reporte subjetivo de una persona continua siendo el mejor medio para conocer y evaluar dicha percepción. En el presente estudio se optó por el uso de la escala visual numérica (EVN) como medio para evaluar la percepción de dolor, debido a que esta escala es un instrumento de fácil aplicación y calificación, con buena fiabilidad y validez para detectar intensidad de dolor. También ha sido frecuentemente usada en todos los estudios similares del campo (por encima de otros instrumentos). Se decidió usar la EVN por sobre otras escalas debido a que presenta mejor sensibilidad para detectar pequeños cambios en la percepción muscular (Misailidou et al. 2010).

Uno de los objetivos del presente estudio fue el observar un efecto del estrés sobre la percepción muscular del trapecio superior y CES. Se evaluó un posible dolor muscular de la zona de hombros y cuello en 4 ocasiones durante el estudio: antes de la tarea A de computadora (evaluación 1 o basal) y después de dicha tarea (evaluación 2), después de la tarea B de computadora (evaluación 3) y después de la tarea C de computadora (evaluación 4).

Se esperaba observar en las participantes del grupo experimental un aumento progresivo en el puntaje a partir de la evaluación 2, al grado de poder ubicar el puntaje en la categoría de moderado/grave (puntaje 4-6), lo cual significaría una intensidad de

dolor subjetivo considerable. Mientras en el grupo control, se esperaba que las participantes presentaran bajos puntajes en la EVA, y que los puntajes no cambiaran de la evaluación 1 a la evaluación 4. Las pruebas estadísticas no encontraron ninguna diferencia significativa en los puntajes de la EVN entre los grupos o cambios significativos en los puntajes de las 4 evaluaciones psicométricas en cada grupo.

En gran parte de las participantes se observó que el puntaje de la evaluación 1 permanecía igual en las otras evaluaciones; mientras tanto, algunas participantes presentaron un aumento en sus puntajes en una evaluación, y después de dicho aumento, ya no modificaban su puntaje; también hay que mencionar que dicho aumento era de solo una unidad (por ejemplo, de puntaje 2 a 3). Que ambos grupos presentaran un comportamiento estable y similar de los puntajes de la EVN a lo largo del estudio sugiere que por lo menos en este estudio, la tarea estresante no logró modificar la percepción muscular.

Diversos estudios de laboratorio han fallado en provocar dolor muscular en la zona del cuello y hombros en sujetos sanos bajo condiciones de estrés experimental (Szeto et al. 2005; Kallenberg et al. 2006; Schleifer et al. 2008; Szeto et al. 2009; Chou et al. 2011). Los estudios de Nilsen et al. (2007) y Johnston et al. (2008 b) evaluaron percepción de dolor y tensión (de forma separada) muscular en la zona del cuello y hombros, y en ambos estudios se reporta sólo un aumento significativo en los puntajes de tensión muscular.

Westgaard (1999) fue el primero en reportar una relación entre estrés percibido y dolor muscular en sujetos sanos durante manipulaciones de laboratorio, sin embargo, el autor señala dos aspectos muy importantes para tomar en cuenta: (1) los sujetos sanos bajo situaciones estresantes no reportan dolor en sí, sino una sensación de tensión muscular descrita como “hombros y cuello rígidos”; (2) esta percepción de tensión muscular suele ser de baja intensidad y a desaparecer rápidamente al finalizar el estímulo o la tarea.

Algunos autores han postulado que la exposición a estrés a largo plazo va a provocar un anormal comportamiento de unidades motores de bajo umbral en las fibras tipo 1, el cual a su vez desencadenara procesos bioquímicos necesarios para la aparición del dolor. El hallazgo de fibras tipo “rojas rasgadas” y tipo “motheaten” (indicios de daño muscular) en las fibras musculares tipo 1 del trapecio superior en sujetos con NSPRCU crónico apoyan indirectamente la anterior hipótesis (Westad, 2005; Johnston, 2007)

Con SMEG se ha podido observar la presencia de patrones musculares anormales en varios músculos del cuello y hombros, tanto en sujetos sintomáticos y como en sujetos libres de dolor durante protocolos experimentales, siendo altos niveles de amplitud y descenso en el espectro de frecuencia (fatiga muscular) los hallazgos más consistentes Sin embargo, asociar dichos patrones con cambios en la percepción de dolor muscular continua siendo un tema de debate (Szeto et al. 2005; Kill, 2011). Por lo tanto, otro objetivo del presente estudio fue el analizar las posibles existencias de correlaciones significativas entre la amplitud de SEMG y los puntajes de la EVN para dolor en los grupos. La hipótesis principal fue que solo el grupo experimental presentaría correlaciones significativas entre aumentos en la actividad muscular y aumentos en los puntajes de la EVN para dolor.

El análisis de Spearman no encontró correlaciones significativas entre la actividad de SEMG del trapecio superior y CES, y los puntajes de la EVN en el grupo experimental, estos resultados son esperables cuando se observan los bajos puntajes de malestar muscular por parte de las participantes de este grupo. En el grupo control no se encontró correlaciones significativas, lo cual era esperado, de hecho ambos grupos se comportaron muy similares en este análisis.

Las correlaciones entre dolor muscular y patrones anormales de SEMG en el trapecio superior, CES y otros músculos circundantes en sujetos sanos durante tareas estresantes (Nilsen et al. 2007; Schleifer et al., 2008) o neutras (Szeto et al. 2005, 2009; Szeto et al., 2009) en computadora han sido poco significativas en varios estudios

previos. En sujetos sintomáticos se ha observado que las correlaciones significativas solo se presentan en aquellos sujetos que reportan dolor muy severo, pero no en aquellos que reportan dolor leve o moderado (Westgaard, 1999; Szeto et al. 2005; Szeto et al., 2009).

Reportes subjetivos de pacientes sintomáticos sobre cambios en sudoración y ritmo cardiaco tiene mejor correlación con cambios actuales en registros de conductancia de la piel y de electrocardiograma, en comparación con autoreportes de tensión o dolor muscular y su correlación con medidas de SEMG (Pluess et al. 2009). La relación entre actividad muscular anormal y dolor sigue siendo un tema de debate en muchos desordenes músculo-esqueléticos.

Si reunimos toda la evidencia científica antes descrita, podemos sugerir que en el NSPRCU: (1) los patrones musculares anormales de varios músculos de la región del cuello y hombro anteceden al dolor y a otros síntomas músculo-esqueléticos; (2) El dolor en el trapecio superior puede ser relacionado con exposición a cualquier tipo de estrés cuando se usa la computadora, mientras que dolor en el CES u otro músculo cervical puede vincularse con posturas que requieran de una flexión excesiva de la cabeza (lo cual es común cuando miramos un monitor por más de 20 minutos).

La evidencia epidemiológica y experimental sugiere que evaluar la percepción de tensión muscular y de estrés son más útiles para observar cambios significativos durante manipulaciones experimentales, y además predicen de mejor forma y correlacionan más significativamente con patrones anormales de actividad muscular en sujetos con NSPRCU y sujetos sanos (Nilsen et al. 200; Johnston et al. 2008 b; Willmann et al. 2012; Shahidi et al. 2013). Una posible relación entre dolor muscular y estrés en este tipo de desorden sigue careciendo de estudio epidemiológico y experimental. No existen estudios que analicen de forma conjunto correlaciones de percepción estrés y dolor muscular con actividad muscular de los hombros y cuello en manipulaciones experimentales (Nilsen et al. 2007; Green, 2008; Waersted et al. 2010).

Limitaciones

La muestra seleccionada para este estudio consistió en su mayoría de estudiantes de licenciatura de la Facultad de Psicología de la UNAM, lo cual puede dificultar cualquier intento de comparación con otros estudios del campo. Los resultados encontrados no pueden ser generalizables a los hombres, ya que existen diferencias biomecánicas de la zona del hombro y cuello (los hombres poseen mayor tamaño de fibras y mayor fuerza en el músculo trapecio), y en la percepción de dolor (las mujeres presentan umbrales de dolor muscular más bajos y una mayor respuesta al dolor muscular inducido por químicos) (Grimby et al. 2010).

El limitado rango de edad (18-27 años) y la procedencia (la muestra se compuso en su mayoría de estudiantes de la facultad de psicología) de las participantes restringe cualquier intento de generalización de los resultados a muestras o poblaciones más amplias. La muestra seleccionada para este estudio difiere en el uso de la computadora con respecto a las muestras usadas en la mayoría de los estudios descritos en el marco teórico, los cuales usan principalmente mujeres cuya actividad laboral consiste en la escritura intensiva y prolongada en computadora (por ejemplo, secretarias, mecanógrafas, etc.), lo cual dificulta una comparación de resultados inter estudios.

El uso de un estresor cognitivo tan específico limita cualquier generalización o relación de los resultados con un concepto general de estrés. No se registraron respuestas psicofisiológicas autónomas ni se evaluó psicométricamente la percepción de estrés de las participantes en esta investigación. Ambas mediciones nos proporcionan mayor información del estado de las participantes ante la exposición al estresor.

Capítulo V. Conclusiones

La etiología del NSPRCU es difícil de estudiar experimentalmente debido a la gran cantidad de factores involucrados en su desarrollo. El principal objetivo del presente estudio fue el de investigar el impacto de un estresor cognitivo sobre la señal de amplitud de SEMG y la percepción de dolor muscular del trapecio superior y CES en una muestra de mujeres libres de dolor. Se registró con SEMG a todas las participantes durante una misma tarea de escritura común (transcripción de 3 textos) en computadora. Las participantes fueron divididas en 2 grupos: grupo experimental (con estrés cognitivo) y grupo control. Adicionalmente, se analizó posibles asimetrías y una posible relación entre la actividad muscular y puntajes de una escala psicométrica de dolor.

Los resultados obtenidos indican que las participantes del grupo experimental elevaron significativamente su amplitud de SEMG del trapecio superior de la línea base a las tareas de computadora en comparación con las participantes del grupo control, pero esta señal de amplitud no aumentó progresivamente entre condiciones en ningún grupo. Dichos hallazgos no fueron observados en el CES. No se observaron diferencias significativas intragrupo en la percepción de malestar muscular, asimetrías y en las correlaciones actividad de SEMG-dolor muscular.

Los resultados obtenidos en el presente estudio apoyan la hipótesis de que la reactividad anormal del trapecio superior ante la presencia de un estresor es un factor etiológico independiente y más importante que la postura estática en la aparición del NSPRCU. La hipótesis de unidades motoras es la teoría que mejor explica cómo funciona la relación entre estrés percibido y actividad muscular. Al parecer, evaluar la percepción subjetiva de tensión muscular y estrés en población libre de dolor es más útil que la percepción de dolor para la predicción de sintomatología futura. La evidencia científica del presente estudio y de investigaciones previas apoya la noción de que el CES no parece presentar la reactividad ante estresores, aun cuando comparte morfología y fisiología con el trapecio superior.

La mencionada reactividad muscular ante estresores sigue siendo un fenómeno que carece de una explicación científica. Se ha sugerido una hipótesis evolutiva para explicar el rol del músculo trapecio ante amenazas físicas y emocionales, dicha hipótesis sugiere que la actividad de este músculo tiene un rol comunicativo importante en varias especie: Se ha observado que algunos animales (p.ej. perros y aves) elevan sus hombros ante enemigos; esta pose de hombros elevados trata de ayudar al animal a “verse más grande e intimidante”, lo cual puede favorecer la huida o evitación de posibles contrincantes (Johnston et al. 2007).

Referencias

- Biel, A. (2009). *Guía topográfica del cuerpo humano*. México: Paidotribo.
- Blangsted, A., Sjøgaard, K., Christensen, H., Sjøgaard, G. (2004). The effect of physical and psychosocial loads on the trapezius muscle activity during computer keying tasks and rest periods. *Eur J Appl Physiol*, vol. 91, pp. 253–258.
- Boudreau, S., Falla, D. (2013). Chronic neck pain alters muscle activation patterns to sudden movements. *Experimental Brain Research*, vol. 232, pp. 2011–2020.
- Burden, A. (2010). How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 20, pp. 1023–1035.
- Cacioppo J, Tassinari L, Berntson G. (2007). *Handbook of psychophysiology*. New York: Cambridge University Press.
- Cagnie, B., Danneels, E., Van Tiggelen, E., 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*, vol. 16, pp. 679-686.
- Covarrubias, A., Guevara, U., Gutiérrez, C., Betancourt, J., Córdova, J. (2010 A) Epidemiología del dolor crónico en México. *Revista mexicana de anestesiología*, vol.33, pp. 207-213.
- Covarrubias, A. (2010 b) Lumbalgia: un problema de salud pública. *Revista mexicana de anestesiología*, vol.33, pp. 106-109.
- Crane, R. (2001). EMG activity of the upper trapezius during computer mouse use in three locations. Tesis de maestría. San Jose State University.
- Chou, W., Chen, B., Chiou, W. (2011). The interaction effect of posture and psychological stress on neck-shoulder muscle activity in typing: a pilot study. *Ergonomics and Health Aspects of Work with Computers*, vol. 6779, pp. 22-29.
- Criswell, E. (2011). *Cram's introduction to surface electromyography*. EUA: Jones and Bartlett's Publishers.
- Duval, F., González, F., Rabia, H. (2010). Neurobiología del estrés. *Revista Chilena de Neuro-psiquiatria*, vol. 48, pp.: 307-318.
- Eatough, E., Way, J., Chang, C. (2012). Understanding the link between psychosocial work stressors and work-related musculoskeletal complaints. *Applied Ergonomics*, vol. 43, pp. 554-563.

- Everly, G., Lating, J. (2012). *A Clinical Guide to the Treatment of the Human Stress Response*, 3rd edition. EUA: Springer.
- Falla, A., Jull, G., Edwards, S., Koh, K., Rainoldi, A. (2004 a). Neuromuscular efficiency of the sternocleidomastoid and anterior scalene muscles in patients with chronic neck pain. *Disability and rehabilitation*, vol. 26, pp. 712–717.
- Falla, A., Jull, G., K., Rainoldi, A., Merletti, R. (2004 b). Neck flexor muscle fatigue is side specific in patients with unilateral neck pain. *European Journal of Pain*, vol. 8, pp.71–77.
- Falla, D., Jull, G., Russel, T., Vicenzino, B., Hodges, P. (2007). Effect of neck exercise on sitting posture in patients with chronic neck pain. *Journal of Physical Therapy*, vol. 87, pp. 408–17.
- Feuerstein, M., Shaw, W., Nicholas, R., Huang, G. (2004). From confounders to suspected risk factors: psychosocial factors and work-related upper extremity disorders. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 14, pp. 171–178.
- Forsman, M., Thorn , S. (2007). Mechanisms for Work Related Disorders Among Computer Workers. *Ergonomics and Health Aspects of Work with Computers*, vol. 4566, pp. 57-64
- Gerr, F., Marcus, M., Monteilh, C. (2004). Epidemiology of musculoskeletal disorders among computer users: lesson learned from the role of posture and keyboard use. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 14, pp. 25–31.
- Green, B. (2008). A literature review of neck pain associated with computer use: public health implications. *Journal of the Canadian Chiropractic Association*, vol. 52, pp. 161-167.
- Grimby, A. (2010). Epidemiological aspects of musculoskeletal pain in the upper body: Analyzing common and recurrent binary outcomes. Tesis doctoral no publicada. Institute of Medicine, University of Gothenburg
- Hakala, P., Rimpela, A., Saarni, L., Salminen, J. (2006). Frequent computer-related activities increase the risk of neck–shoulder and low back pain in adolescents. *European Journal of Public Health*, vol. 16, pp. 536–54.
- Hoy, D., Protani, M., De, R., Buchbinder, R. (2010). The epidemiology of neck pain. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, vol. 24, pp. 783–792.
- Jensen, C., Finsen, L., Hansen, K., Christensen, H. (1999). Upper trapezius muscle activity patterns during repetitive manual material handling and work with a computer mouse. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 9, pp. 317–325.

- Johnston, V. (2007). Biological pathways between occupational stress and work-related musculoskeletal disorders of the neck and upper extremity. *Physical Therapy Reviews*, vol. 12, pp. 335–345.
- Johnston, V., Jull, G., Darnell, R., Jimmieson, N., Souvlis, T. (2008 a). Associations between individual and workplace risk factors for self-reported neck pain and disability among female office workers. *Applied Ergonomics*, vol. 39, pp.171–182.
- Johnston, V., Jull, G., Darnell, R., Jimmieson, N., Souvlis, T. (2008 b). Alterations in cervical muscle activity in functional and stressful tasks in female office workers with neck pain. *Eur J Appl Physiol*, vol. 103, pp. 253–264.
- Joseph-Bravo, P., de Gortari, P. (2007). El estrés y sus efectos en el metabolismo y el aprendizaje. *Biotecnología*, vol. 14, pp. 65-76.
- Kallenberg, L., Hermens, H., Vollenbroek-Hutten, M. (2006). Distinction between computer workers with and without work-related neck–shoulder complaints based on multiple surface EMG parameters. *International Journal of Industrial Ergonomics*, vol. 36, pp. 921–929.
- Kill, H. (2011). The relation between stress, muscle activity, and shoulder/neck pain: a long-term field study on health care workers. Tesis de maestria no publicada. Norwegian University of Science and Technology.
- Korpinen, L., Pääkkönen, R. (2009). Mental symptoms and the use of new technical equipment. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*, vol. 15, pp. 385–400.
- Lanfranchi, B., Duveau, A. (2008). Explicative models of musculoskeletal disorders (MSD): From biomechanical and psychosocial factors to clinical analysis of ergonomics. *Revue européenne de psychologie appliqué*, vol. 58, pp. 201–213.
- Larsson, B., Sjøgaard, 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*, vol. 21, pp. 447–463.
- Lee, S., Lee, D., Park, J. (2015). Effect of the cervical flexion angle during smart phone use on muscle fatigue of the cervical erector spinae and upper trapezius. *Journal of Physical Therapy Science*, vol. 27, pp. 1847-1849.
- Luijckx, R., Hermens, J., Boda, L., Vossen, C., van Os, J. (2014). Experimentally Induced Stress Validated by EMG Activity. *PLoS ONE*. vol. 9.
- Lundberg, U., Forsman, M., Zachau, G., Ekloè, M., Palmerud, G., Melin, B., Kadefors, R. (2002). Effects of experimentally induced mental and physical stress on motor unit recruitment in the trapezius muscle. *Work & stress*, vol. 16, pp. 166-178.

- Martinez, J. (2011). *Tecnoestrés: ansiedad y adaptación a las nuevas tecnologías en la era digital*. Barcelona: Paidós.
- Mathiassen, S., Winkel, J., Hagg, G. (1995). Normalization of surface EMG amplitude from the upper trapezius muscle in ergonomic studies – a review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 4, pp. 197-236.
- Ming, Z., Närhi, M., Siivola, J. (2004). Neck and shoulder pain related to computer use. *Pathophysiology*, vol. 1, pp. 51–56.
- Misailidou, V., Malliou, P., Beneka, A., Karagiannidis, A., Godolias, G. (2010). Assessment of patients with neck pain: a review of definitions, selection criteria, and measurement tools. *Journal of Chiropractic Medicine*, vol. 9, pp. 49–59.
- Mohd, N., Dawal S. (2015) Effect of postural angle on back muscle activities in aging female workers performing computer tasks. *Journal of Physical Therapy Science*, vol. 27, pp.1967-1970.
- Molina, T., Gutiérrez, A., Hernández, L., Contreras, C. (2008). Estrés psicosocial: Algunos aspectos clínicos y experimentales. *Anales de psicología*, vol. 24, pp. 353-360.
- Moura, A., Acedo, A., Ludivice, A., dos Santos, M., Yukio, T., Apolinário, A., Andrade, P. (2011). Electromyography analysis of upper trapezius relaxation induced by interferential current in subjects with neck discomfort. *The journal of applied research*, vol. 11, pp. 11-19.
- Naidoo, R., Atiquil, S. (2008). Occupational use syndromes. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, vol. 22, pp. 677–691.
- Nilsen, K., Sand, S., Stovner, L., Leistad, R., Westgaard, R. (2007). Autonomic and muscular responses and recovery to one-hour laboratory mental stress in healthy subjects. *BMC Musculoskeletal Disorders*, vol. 8, pp.12-24.
- Noack-Cooper, K., Sommerich, C., Mirka, G. (2009). College students and computers: Assessment of usage patterns and musculoskeletal discomfort. *Working*, vol.32, pp. 285-98.
- Park, K., Oh, J. (2014) influence of wearing a brassiere on pain and EMG activity of the upper trapezius in women with upper trapezius region pain. *Journal of Physical Therapy Science*, vol.26, pp.1551-1552.
- Pluess, M., Conrad, A., Wilhelm, F. (2008) Muscle tension in generalized anxiety disorder: A critical review of the literatura. *Journal of Anxiety Disorders*, vol. 23, pp. 1-11.

- Rajagopal, V., Rosli, R., Rintai, P., Rustim, V., Benadus, R., Usai, W. (2012). The prevalence of computer-related musculoskeletal pain among college students: a cross-sectional, *Study American Medical Journal*, vol. 3, pp. 33-36.
- Roatta, S., Arendt-Nielsen, L., Farina, D. (2008). Sympathetic-induced changes in discharge rate and spike-triggered average twitch torque of low-threshold motor units in humans. *Journal of Physiology*, vol. 22, pp. 5561–5574.
- Samani, A. (2010). On advanced biofeedback and trapezius muscular activity during computer work. Aalborg: Center for Sensory-Motor Interaction (SMI), Department of Health Science and Technology, Aalborg University.
- Schleifer, L., Spalding, T., Kerick, S., Cram, J., Ley, R., Hatfield, B. (2008). Mental stress and trapezius muscle activation under psychomotor challenge: A focus on EMG gaps during computer work. *Psychophysiology*, vol. 45, pp. 356-365.
- Soriano, M. (2007). *Fundamentos de neurociencias*. Barcelona: Editorial UOC.
- Shahidi, B., Haight, A., Maluf, K. (2013). Differential effects of mental concentration and acute psychosocial stress on cervical muscle activity and posture. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 23, pp. 1082–1089.
- Szeto, G., Straker, L., O'Sullivan, P. (2005). A comparison of symptomatic and asymptomatic office workers performing monotonous keyboard work—1: Neck and shoulder muscle recruitment patterns. *Manual Therapy*, vol. 10, pp. 270–280.
- Szeto, G., Straker, L., O'Sullivan, P. (2009). During computing tasks symptomatic female office workers demonstrate a trend towards higher cervical postural muscle load than asymptomatic office workers: an experimental study. *Australian Journal of Physiotherapy*, vol. 55, pp. 257-262.
- Thiemea, K., Rose, U., Pinkpank, T., Spies, C., Turk, D., Flor, H. (2006). Psychophysiological responses in patients with fibromyalgia syndrome. *Journal of Psychosomatic Research*, vol. 61, pp. 671–679.
- Thomé, S., Härenstam, A., Hagberg, M. (2012). Computer use and stress, sleep disturbances, and symptoms of depression among young adults – a prospective cohort study. *BMC Psychiatry*, vol. 12, pp. 12:17.
- Thorn, S., Søgaard, K., Kallenberg, L., Sandsjö, L., Sjøgaard, G., Hermens, H., Kadefors, R., Forsman, M. (2007). Trapezius muscle rest time during standardised computer work – a comparison of female computer users with and without self-reported neck/shoulder complaints. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 17, pp. 420–427.
- Troiano, A., Naddeo, F., Sosso, E., Camarota, G., Merletti, R., Mesin, L. (2008). Assessment of force and fatigue in isometric contractions of the upper trapezius

muscle by surface EMG signal and perceived exertion scale. *Gait & Posture*, vol. 28, pp. 179–186.

Vernaza, P., Sierra, C. (2005) Dolor músculo-esquelético y su asociación con factores de riesgo ergonómicos, en trabajadores administrativos. *Revista de salud pública*, vol. 7, pp. 317-326.

Vila, J. (2009). *Una introducción a la psicofisiología clínica* (segunda edición. Madrid: Pirámide.

Visser, B., van Dieën, J. (2006). Pathophysiology of upper extremity muscle disorders. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 16, pp. 1–16.

Wærsted, M., Hanvold, T., Veiersted, K. (2010). Computer work and musculoskeletal disorders of the neck and upper extremity: A systematic review. *BMC Musculoskeletal Disorders*. Vol. 11, pp. 1471-2474.

Wahlstrom, J. (2005). Ergonomics, musculoskeletal disorders and computer work. *Occupational Medicine*, vol. 55, pp. 168–176.

Westad, C. (2005). Motor control of upper trapezius. Tesis doctoral no publicada. Norwegian University of Science and Technology.

Westgaard, R. (1999). Muscle activity as a releasing factor for pain in the shoulder and neck. *Cephalalgia*, vol. 19, pp. 1-8.

Willmann, M., Bolmont, B. (2012). The trapezius muscle uniquely lacks adaptive process in response to a repeated moderate cognitive stressor. *Neuroscience Letters*, vol. 506, pp. 166– 169.

Wijsman, J., Grundlehner, B., Penders, J., Hermens, H. (2010). Trapezius muscle EMG as predictor of mental stress. *ACM Transactions on Computational Logic*, vol. 5, pp. 155-163.

Zennaro, D., Laubli, T., Krebs, D., Klipstein, A., Krueger, H. (2004). Trapezius muscle motor unit activity in symptomatic participants. *Human factors*, vol. 46, pp. 254-266.