



UNIVERSIDAD ANDRÉS BELLO

FACULTAD DE REHABILITACIÓN

ESCUELA DE KINESIOLOGÍA

**COMPORTAMIENTO ELECTROMIOGRÁFICO Y  
ESPIROMETRICO DEL SISTEMA RESPIRATORIO, EN  
EL CONTEXTO DEL USO DE VÁLVULA UMBRAL CON  
CARGA INCREMENTAL, EN MUJERES NO  
SEDENTARIAS ENTRE 19 A 25 AÑOS: UN ESTUDIO  
DESCRIPTIVO**

Tesis para optar al grado de Licenciado en Kinesiología

**AUTORES**

JUAN IGNACIO AVENDAÑO LOBOS

MACARENA PAZ BARAHONA BUSTAMANTE

MARÍA ISABEL CORNEJO CÁRDENAS

JOSÉ MANUEL INOSTROZA QUINTANILLA

**PROFESOR GUÍA: LEÓNIDAS EDUARDO ARIAS POBLETE**

**Santiago de Chile**

**2015**

## **CALIFICACIONES**

Profesor Guía: Klgo. Leónidas Eduardo Arias Poblete.

## **AGRADECIMIENTOS**

En primer lugar queremos agradecer a nuestro Profesor guía, Klgo. Leónidas Eduardo Arias Poblete, por su dedicación y trabajo con nuestra investigación.

Además queremos agradecer a quienes nos acompañaron durante toda nuestra formación académica la cual concluye con esta investigación. Nuestras familias por darnos su apoyo incondicional, por creer en nosotros, entendernos, y alentarnos en los momentos difíciles. Y a nuestros amigos por su comprensión, y muestras de cariño.

## **RESUMEN**

La actividad del diafragma, músculo principal de la inspiración y ECOM e intercostales como músculos secundarios, resulta de gran importancia para determinar el comportamiento del sistema respiratorio durante la actividad diaria y a mayores demandas, sin embargo, esto no ha sido motivo de estudio con variables de EMG y espirometría en Chile. En el contexto anterior, este estudio caracterizó y describió el comportamiento electromiográfico de los músculos mencionados y espirométrico de las variables CVL y CI, en sujetos de género femenino, no sedentarios. Se estableció un porcentaje de actividad muscular máxima en relación a los distintos volúmenes espirométricos logrados bajo ciertas resistencias.

La población de estudio fueron mujeres entre 19 y 25 años, estudiantes de la carrera de educación física de la Universidad Nacional Andrés Bello que se encuentren cursando entre primer y quinto año durante el 2015. Considerando que la investigación se enmarcó en el contexto de un estudio piloto, se seleccionó a los alumnos que cursaban 2º año, escogiendo 2 secciones de la asignatura de fisiología del ejercicio II y que cumplieran con los criterios de inclusión y exclusión.

Para este estudio, se procedió a posicionar los electrodos según indica la bibliografía en los músculos diafragma, intercostales y ECOM, utilizando el electromiógrafo DELSYS Bagnoli-16 EMG system. Las variables espirométricas fueron analizadas según el espirómetro CPFSD USB™ Medgraphics spirometer y las resistencias fueron entregadas a través de una válvula Threshold. A partir de esto, se midió en el sujeto la PiMax, para luego realizar la medición de CVL y CI basal y entregar distintas resistencias ponderadas en base a su PiMax inicial.

Finalmente, se obtuvo que el promedio de los sujetos logró la máxima actividad muscular al 40% de su PiMax para los músculos diafragma, ECOM e intercostales, mientras que, en los parámetros espirométricos se ve una leve disminución en los valores promedios de CVL y CI para los distintos porcentajes de cargas en sujetos que llegaron al 40% y, en el sujeto que llegó al 50% se evidencia menor dispersión en sus resultados de estas variables.

## TABLA DE CONTENIDO

1.	INTRODUCCIÓN .....	7
2.	PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN.....	9
2.1	PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN .....	11
2.2	DELIMITACIONES DE LA INVESTIGACIÓN .....	11
2.2.1	Limite espacial .....	11
2.2.2	Limite cronológico .....	11
2.2.3	Limite conceptual.....	12
2.3	OBJETIVOS .....	12
2.3.1	Objetivo general .....	12
2.3.2	Objetivos específicos .....	12
3.	MARCO TEÓRICO.....	13
3.1	SISTEMA RESPIRATORIO .....	13
3.1.1	Anatomía y fisiología de los músculos respiratorios .....	13
3.1.1.1	Músculos inspiratorios.....	13
3.1.2	Determinantes de la mecánica ventilatoria .....	14
3.1.2.1	Activación muscular .....	15
3.1.2.2	Variación de presiones.....	15
3.1.2.3	Características de la muestra.....	16
3.1.3	Evaluación mecánica ventilatoria .....	20
3.1.3.1	Función pulmonar a través de la Espirometría .....	20
3.1.3.1.1	Equipos espirométricos .....	21
3.1.3.1.2	Procedimientos .....	22
3.1.3.1.3	Criterios de aceptabilidad y reproducibilidad .....	24
3.1.3.1.4	Valores de referencia.....	24
3.1.3.2	Válvula Threshold IMT .....	25
3.1.3.3	Electromiografía .....	27
3.1.3.3.1	Electromiografía de superficie .....	27
3.1.3.3.2	Generación de la señal muscular.....	27
3.1.3.3.3	Colocación de electrodos .....	28
3.1.3.3.4	Factores que afectan la señal .....	31

3.1.3.3.5	Procesamiento de la señal .....	31
4.	DISEÑO METODOLÓGICO .....	33
4.1	TIPO DE INVESTIGACIÓN O ESTUDIO .....	33
4.2	POBLACIÓN Y MUESTRA .....	33
4.3	ASPECTOS ÉTICOS DE LA INVESTIGACIÓN .....	35
4.4	VARIABLES .....	36
4.5	MATERIALES Y MÉTODOS .....	37
4.5.1	Materiales .....	37
4.5.2	Recolección de datos y mediciones .....	39
4.5.3	Prueba piloto .....	42
4.6	TÉCNICAS PARA EL ANÁLISIS DE INFORMACIÓN .....	42
4.6.1	Variables Electrofisiológicas .....	42
4.6.2	Variables Espirométricas .....	46
4.6.3	Análisis de datos .....	48
5.	RESULTADOS DE LA INVESTIGACIÓN .....	49
5.1	PERFIL DE ACTIVACION MUSCULAR .....	49
5.2	AMPLITUD DE ACTIVACION MUSCULAR .....	52
5.2.1	Amplitud de activación muscular con un 40% de carga máxima. ....	52
5.2.2	Amplitud de activación muscular con un 50% de carga máxima .....	56
5.3.2	Capacidad inspiratoria y capacidad vital lenta al 50% de carga máxima .....	62
6.	DISCUSIÓN .....	65
7.	CONCLUSIÓN .....	70
8.	BIBLIOGRAFÍA .....	71
9.	GLOSARIO .....	80
10.	MATERIAL COMPLEMENTARIO .....	81
10.1	ANEXO N°1: DISTRIBUCIÓN CRONOLÓGICA DE LA INVESTIGACIÓN .....	81
10.2	ANEXO N°2: ENCUESTA CON CRITERIOS DE INCLUSIÓN Y EXCLUSIÓN .....	82
10.3	ANEXO N°3: CONSENTIMIENTO INFORMADO .....	84
10.4	ANEXO N°4: PROCEDIMIENTO ESPIROMETRÍA. ....	88

## 1. INTRODUCCIÓN

Es aceptado por la comunidad científica que el sistema respiratorio puede limitar el ejercicio en personas con enfermedades pulmonares o cardiovasculares. ¿Hasta qué punto el sistema respiratorio puede jugar un papel importante en la limitación del rendimiento en personas sanas y en deportistas? ¿Cuáles son los factores respiratorios que pueden limitar el rendimiento físico?

Se sabe que el diafragma es el principal músculo de la inspiración, el cual actúa como bomba logrando la variación de los volúmenes y consigo el intercambio gaseoso. Sin embargo, existen preguntas que aún no tienen una respuesta clara, por ejemplo; ¿Es el diafragma capaz de responder por sí solo a aumentos de carga en la mecánica ventilatoria? ¿Tiene un peak de actividad en su comportamiento? Si bien, la literatura menciona cambios a nivel volumétrico cuando el diafragma comienza a trabajar venciendo cargas desde los 20 cm de H<sub>2</sub>O y que comienza a disminuir su frecuencia de descarga al llegar a los 40 cm de H<sub>2</sub>O [1], no existe la suficiente evidencia en sujetos no sedentarios.

Actualmente, existen escasos estudios relacionados a entrenamientos de la musculatura respiratoria, y la gran mayoría los relaciona a sujetos con patologías, estos plantean un entrenamiento a un 30% de la presión inspiratoria máxima con válvula Threshold [2], generando diversos beneficios como un aumento de fuerza muscular inspiratoria y de la resistencia, ya sea en sujetos entrenados y no entrenados, desarrollando una mayor capacidad funcional durante la realización de ejercicio, aumentando la presión inspiratoria máxima, disminuyendo la percepción de la disnea y otorgando una mejora en la capacidad para realizar actividades físicas, lo que conlleva a una satisfacción en la calidad de vida [3, 4,5,6].

Sin embargo, es desconocido para la población chilena el patrón de activación de la musculatura respiratoria, principalmente el diafragma, considerando también, musculatura secundaria de la inspiración como lo son intercostales externos y ECOM. Por ende, hablar de entrenamiento muscular respiratorio bajo protocolos estereotipados puede ser contraproducente para la población Chilena y más aún para sujetos no sedentarios.

Es por esta razón, que surge la inquietud de desarrollar como primer peldaño de un estudio a gran escala en Chile, una investigación que logre evidenciar el comportamiento del sistema respiratorio mediante un *estudio piloto, no experimental, transeccional, descriptivo*, evaluando a mujeres no sedentarias entre 19 y 25 años de la Universidad Andrés Bello. Esto se desarrolló mediante un análisis espirométrico y electromiográfico de los músculos diafragma, intercostales y ECOM a distintas cargas con una válvula threshold, en base al valor de la PiMax del sujeto.

Finalmente, se presenta la siguiente interrogante, la que será respondida en relación a toda la investigación, ¿Cuál es el comportamiento de las variables derivadas de la electromiografía y espirometría, en el contexto del uso de válvula umbral con carga incremental, en mujeres no sedentarias entre 19 a 25 años, analizado en la UNAB durante el mes de marzo de 2015?.



## 2. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

La actividad física es definida por la OMS, “como cualquier movimiento corporal producido por los músculos esqueléticos que exija gasto de energía mayor al de reposo” [7]. Para que un sujeto sea considerado activo o no sedentario debe practicar una actividad física con una frecuencia de 3 o más veces a la semana con una duración de 30 minutos cada vez [8]. En Chile el porcentaje de personas sedentarias según la Encuesta Nacional de Salud de los años 2009-2010, es de un 90,8%, siendo de 87,8% para mujeres y de 89,4% para hombres [9]. Lo cual demuestra que tan solo un 9,2% de la población es considerada activa, y al ser un número significativamente menor respecto a los sujetos que no realizan actividad física, no se le brinda la importancia que debería.

Se ha estudiado que el sistema respiratorio es un factor limitante en el rendimiento en atletas de resistencia, y que el entrenamiento específico de la musculatura respiratoria puede mejorar su rendimiento. Inbar y cols entrenaron de forma específica los músculos respiratorios de un grupo de atletas de resistencia con el fin de valorar su influencia sobre la capacidad aeróbica. Durante 10 semanas y seis sesiones por semana, con una duración de 30 minutos, los atletas recibieron un entrenamiento de los músculos inspiratorios con una resistencia igual al 80% de la presión inspiratoria máxima. Los resultados mostraron un aumento de la fuerza y de la resistencia de los músculos inspiradores, pero no se observaron cambios en los parámetros ergoespirométricos máximos ( $V_{E_{max}}$ ), saturación arterial de oxígeno, ni del  $VO_{2max}$  [3]. Gething y cols. valoraron el efecto de 10 semanas de entrenamiento de los músculos inspiratorios sobre el rendimiento en deportistas, los cuáles desarrollaron un test de carga constante. Obtuvieron como resultado que, después del periodo de entrenamiento, se atenuaba la frecuencia la ventilación pulmonar y la percepción subjetiva de esfuerzo, mejorando además el tiempo hasta el agotamiento [3].

Se conoce que el principal músculo inspiratorio es el diafragma, responsable de movilizar más de las dos terceras partes del aire que entra en los pulmones durante la

respiración tranquila [10]. Sin embargo, existen más músculos que acompañan al diafragma en la inspiración como los intercostales externos y cuando las demandas respiratorias son máximas participan los esternocleidomastoideos (ECOM). Se demostró que existe una variación de los volúmenes totales al someter esta musculatura a diferentes cargas desde 10 cm de H<sub>2</sub>O hasta 40 cm de H<sub>2</sub>O, estos cambios ocurren en las mujeres a los 20 cm H<sub>2</sub>O en comparación a los hombres que ocurre a los 30 cm H<sub>2</sub>O [1], estas diferencias deben tenerse en cuenta durante el entrenamiento muscular inspiratorio para rehabilitación pulmonar. En cuanto a la evaluación de los componentes de frecuencia electromiográfica en la actividad de los músculos responsables de la movilización de aire, como lo son el diafragma y el ECOM, se deja de manifiesto que estos últimos, presentan una disminución en su frecuencia de activación a los 30 cm de H<sub>2</sub>O y el diafragma a los 40 cm de H<sub>2</sub>O [1].

Sin embargo, no existen estudios en Chile que hayan realizado un análisis electromiográfico y espirométrico durante el uso de válvula umbral con carga incremental en mujeres no sedentarias entre 19 a 25 años. En este contexto, al utilizar la variable electromiográfica de “amplitud de la señal” o sea el nivel de actividad del músculo, nos ayudaría a establecer a que carga inspiratoria se produce la mayor demanda muscular. Además la medición de las variables espirométricas, “Capacidad vital (CV)” haciendo alusión al máximo volumen de aire que puede ser exhalado luego de una inspiración máxima, y a la “Capacidad Inspiratoria (CI)” que es el volumen máximo de aire que puede ser inhalado desde la capacidad residual funcional (CRF), nos podría orientar a la hora de establecer, cuál es la cantidad de volumen pulmonar que se moviliza a diferentes cargas.

Es necesario instaurar parámetros, sobre la relación que existe entre la carga incremental aplicada sobre el sistema respiratorio y las variables tanto espirométricas, como electromiográficas ya mencionadas. Ya que, a partir de estos resultados sería

preciso plantearse nuevas metodologías, protocolos y planificaciones del entrenamiento físico de la musculatura respiratoria, en el contexto de mujeres no sedentarias.

## **2.1 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN**

*¿Cuál es el comportamiento de las variables derivadas de la electromiografía de superficie (EMGs) y espirometría, en el contexto del uso de válvula umbral con carga incremental, en mujeres no sedentarias entre 19 a 25 años, analizado en la UNAB durante el mes de Marzo del 2015?*

## **2.2 DELIMITACIONES DE LA INVESTIGACIÓN**

### **2.2.1 Limite espacial**

El presente trabajo de investigación se aplicó en mujeres de 19 a 25 años estudiantes de la carrera de Educación Física de la Universidad Andrés Bello. Es por esta razón que, las mediciones se realizaron en la sede Campus Casona Las Condes perteneciente a la UNAB, en el edificio C5 sala C005 (Laboratorio de Análisis de Movimiento).

### **2.2.2 Limite cronológico**

En base a lo que se quiso investigar, se realizó una delimitación cronológica de la investigación. Para esto se estimó alrededor de un año y medio, contando desde marzo del 2014 a julio del 2015. A partir de marzo 2014 se dedicaron 6 meses para realizar el sustento teórico de la investigación, planteando la pregunta de investigación y el problema, dos meses para la revisión del proyecto de tesis por el comité de ética. Durante el año 2015, se realizó en el mes de marzo la toma de muestra y análisis de los resultados,

y los siguientes meses del año 2015 se dedicaron para el análisis y discusión de datos, más la creación de la conclusión y revisión del proyecto final (Anexo N°1).

### **2.2.3 Limite conceptual**

Esta investigación centrara su análisis teórico en dos grandes ejes temáticos dentro de ellos la electromiografía (EMG) y espirometría con los valores de capacidad vital lenta (CV) y capacidad inspiratoria (CI).

## **2.3 OBJETIVOS**

### **2.3.1 Objetivo general**

Describir el comportamiento del sistema respiratorio durante el uso de válvula umbral con carga incremental, en mujeres no sedentarias, de 19 a 25 años de la Universidad Andrés Bello.

### **2.3.2 Objetivos específicos**

1. Caracterizar la amplitud de la señal muscular del diafragma, ECOM e intercostales a través del registro electromiográfico, bajo empleo de válvula umbral con carga incremental.
2. Medir las variables CV y CI durante el uso de la válvula umbral con carga incremental, a través del registro espirométrico.

### **3. MARCO TEÓRICO**

#### **3.1 SISTEMA RESPIRATORIO**

##### **3.1.1 Anatomía y fisiología de los músculos respiratorios**

Los músculos del sistema respiratorio son morfológicamente y funcionalmente músculos esqueléticos. El grupo de músculos inspiratorios está conformado por el diafragma, ECOM, paraesternales, intercostales externos y escalenos. El grupo de músculos espiratorios incluye los intercostales internos, recto abdominal, oblicuo interno y externo y el músculo transverso del abdomen. Durante bajo esfuerzo respiratorio (reposo), sólo los músculos inspiratorios se activan, siendo la espiración un momento pasivo. Sin embargo cuando las demandas aumentan sobre el sistema respiratorio (ejercicio), los músculos espiratorios se activan [11].

##### **3.1.1.1 Músculos inspiratorios**

El principal músculo inspiratorio es el diafragma, consiste en una delgada lámina en forma de cúpula que se origina de un tendón central, una porción costal, con fibras musculares orientadas radialmente hacia anterior, que se insertan en el apéndice xifoides (fibras esternales), lateralmente en la porción interna de las costillas 10 a 12 y cartílagos costales correspondientes (fibras costales) y una porción crural en donde la disposición de las fibras es más compleja, se inserta en la región antero lateral de las primeras 3 vértebras lumbares y sobre la aponeurosis del ligamento arqueado. El diafragma está inervado por los nervios frénicos derecho e izquierdo de los segmentos cervicales 3, 4,5 [12]. El tipo de fibras que componen este músculo son; las fibras lentas tipo I (60% aprox.) que su metabolismo es oxidativo, y el otro 40% restante está conformado por fibras rápidas tipo IIa y IIb (20% cada una aproximadamente) las cuales tienen un metabolismo glicolítico [13].

Los músculos intercostales externos, ECOM y los escalenos son músculos accesorios de la inspiración, es decir, se activan cuando las demandas ventilatorias aumentan [14]. Los músculos intercostales externos, son capas delgadas de fibras musculares que se ubican superficialmente y se originan en el borde inferior de la costilla superior para ir a insertarse en el borde superior de la costilla inferior, por lo tanto conectan las costillas adyacentes y transcurren hacia abajo y ventral. Son inervados por los nervios intercostales [12]. El ECOM se origina en el esternón y clavícula, sus fibras se dirigen hacia el proceso mastoideo y línea nuchal superior, y están inervados por la porción espinal del nervio accesorio. Los escalenos se originan en los procesos transversos de las vértebras cervicales, el escaleno anterior se origina de la III a la IV vértebra cervical, el escaleno medio II a la VI vértebra cervical y el escaleno posterior de la IV a la VI vértebra cervical, los dos primeros se insertan en la primera costilla y la porción posterior en la segunda costilla. Son inervados por los ramos ventrales de nervios espinales [15].

### **3.1.2 Determinantes de la mecánica ventilatoria**

La ventilación es un proceso mecánico donde el aire alveolar se renueva cíclicamente para el intercambio gaseoso. La parte mecánica del sistema respiratorio está formada por un componente muscular, como se dijo anteriormente el principal músculo es el diafragma, que actúa como bomba, un sistema de conducción que genera una resistencia al paso del aire, y el parénquima pulmonar. El aparato ventilatorio toraco pulmonar es una estructura con propiedades elásticas, el cual está formado por la caja torácica y los pulmones, que ejercen fuerzas en sentido opuesto dando como resultado un estado de equilibrio en el sistema respiratorio. Las características elásticas del pulmón y de la pared torácica, y sus determinantes influyen en los volúmenes y capacidades pulmonares, al igual que la contracción de la musculatura respiratoria. Además de las características mecánicas, existen otros factores que pueden influir en la magnitud de los volúmenes

pulmonares tales como factores fisiológicos (edad, género y sistema hormonal), factores antropométricos (peso y talla) y el entrenamiento, que serán descritos más adelante.

### **3.1.2.1 Activación muscular**

A CRF, el diafragma se encuentra ampliamente en contacto con la parrilla costal, formando la llamada área de aposición entre estas dos estructuras. Al contraerse en la inspiración, aumenta el diámetro longitudinal del tórax descendiendo hacia el abdomen y aumentando la presión abdominal. Mientras que, debido a la mecánica de su contracción genera el aumento de los diámetros antero posterior y lateral, por el movimiento en asa de balde generado en las costillas. El aumento de la presión intraabdominal también contribuye a la expansión de la parrilla costal inferior, que transmitirá la presión intraabdominal por el área de aposición [16]. Además la contracción de los intercostales externos, permite la tracción de las costillas hacia arriba y adelante, lo cual permite el aumento de los diámetros lateral y antero-posterior del tórax [14]. Por otro lado, el músculo ECOM solo es reclutado después de aproximadamente el 70 % de la capacidad inspiratoria máxima cuando el volumen corriente (VC) aumenta por hipercapnia o aproximadamente en el 35% de la PiMax durante un esfuerzo inspiratorio estático en la CRF. Durante la respiración tranquila los escalenos y ECOM participan escasamente, sin embargo existe un predominio de la actividad de los escalenos por sobre el ECOM al tener una mayor ventaja mecánica [17].

### **3.1.2.2 Variación de presiones**

La variación de las presiones durante la ventilación, se debe principalmente a las fuerzas musculares participantes en relación a las presiones producidas por el ambiente. La presión atmosférica ( $P_{atm}$ ) es convencionalmente determinada en 0, desde aquí las distintas presiones adoptan un valor en relación a esta, oscilando en función de las condiciones estáticas o dinámicas, en las cuales nos encontremos. La presión alveolar

(Palv) es la resultante de la suma entre la presión elástica (Pel) y la presión pleural (Ppl), mientras que la presión transpulmonar (Ptp) resulta de la diferencia entre la presión de la boca (igual a la Palv en reposo) y la Ppl. Con esto podemos determinar que, en condiciones estáticas la presión a nivel de la boca y vías aéreas es igual a 0, pero con movimientos respiratorios oscilaría sobre o bajo la presión atmosférica. La Ppl es normalmente sub-atmosférica, ya que, se define como la presión existente entre las capas pleurales arrastradas en direcciones opuestas por el pulmón y el tórax, resultando como fuerza neta una presión que tiende a la expansión, determinando la negatividad de la presión pleural. La Ptp en reposo adoptaría valores dependiendo de la presión pleural [16]. Finalmente, la presión atmosférica debe hacerse mayor o las presiones pulmonares deben hacerse menores para que se logre el ingreso de aire, consecuentemente con esto, es el diafragma quien se encarga de hacer las presiones pulmonares más negativas y con esto permitir el ingreso del aire hasta un punto de equilibrio y donde luego se permite la salida de este.

### **3.1.2.3 Características de la muestra**

Si bien los volúmenes pulmonares van directamente relacionados con las características mecánicas y musculares de la pared torácica, hay diversos factores fisiológicos que van a influir en ellos, los más atingentes de mencionar son la edad, factores antropométricos, sexo, y nivel de entrenamiento de los sujetos de estudio.

En relación a la edad, se conoce que durante la etapa de lactancia y niñez la caja torácica es muy distensible en comparación con un adulto, al contrario de lo que sucede con la capacidad elástica del pulmón, la cual es menos distensible a menor edad. Además de debe considerar que después de los primeros días de nacimiento, los volúmenes pulmonares comienzan a aumentar progresivamente hasta los 10-20 años, de acuerdo al crecimiento corporal de la persona [18].López Chicharro menciona que el Consumo máximo de oxígeno (VO<sub>2</sub> máx.) va aumentando desde el nacimiento del ser humano, hasta llegar a un peak en un lapso de 18 y 25 años, para luego ir descendiendo



paulatinamente [19]. Ahora bien, Graeme Carrick-Ranson menciona que el VO<sub>2</sub> máx. va disminuyendo entre un 5% y un 20% en un periodo que va desde los 20 años en adelante [20].

Por otro lado, los factores antropométricos juegan un rol clave en la función respiratoria. Aspectos como la edad, estatura, peso y género son considerados en los protocolos de evaluación de las pruebas funcionales como la espirometría, en donde la forma de interpretar los resultados por medio de este examen es a través de un normograma, el cual exige conocer los datos anteriormente mencionados [21], ya que según las características de las personas se establecen los valores esperados.

La CFR se relaciona inversamente al peso de la persona, se cree que es por acción de las fuerzas elásticas de la caja torácica, y por el efecto de masa ejercido sobre esta. En sujetos con una condición nutricional normal, no existe directa relación entre el peso y el volumen residual, pero en sujetos que presentan algún grado de sobrepeso u obesidad puede haber un efecto de masa sobre la caja torácica, lo cual va a tener repercusiones en la mecánica ventilatoria y en los volúmenes pulmonares [18]. Adicionalmente, el sobrepeso y obesidad van a tener cierto nivel de impacto en la función cardio-respiratoria, ya que el tejido muscular tiende a la hipertrofia en respuesta a una sobrecarga mecánica, además, se produce una alteración en la relación longitud-Tensión generando como consecuencia una pérdida en la capacidad de generar una presión inspiratoria adecuada [22].

Como se mencionó en un principio, el nivel de entrenamiento de los usuarios es un factor clave, principalmente cuando se relaciona con el efecto físico que posee sobre los pulmones. En esta línea, hay estudios en niños y adolescentes nadadores entrenados, que muestran un aumento de los volúmenes, CRF, capacidad vital forzada (CVF) y capacidad pulmonar total (CPT), cuando éstos se comparan con una población que posee las mismas características antropométricas. Junto con esto, se deja de manifiesto que hay un aumento

de los volúmenes pulmonares, el cual incluso persiste años después de que la actividad se haya interrumpido o detenido [18].

Finalmente, el factor hormonal ligado principalmente al sexo femenino toma relevancia, es necesario tener claro que el ciclo menstrual es uno de los ritmos biológicos más importantes, el cual se basa en la interacción entre el hipotálamo, la hipófisis y varias hormonas ováricas, causando múltiples cambios en el cuerpo de la mujer. Puede ser dividido en tres fases; la fase folicular, que va del día 1 al 14 del ciclo menstrual, la fase ovárica, que corresponde al día 14 del ciclo menstrual y la fase lútea va desde el día 14 al 28, esto tomando en consideración un ciclo regular de 28 días [23]. En las cuales existen diferencias en los niveles de estrógenos y progesterona. En la fase folicular, hay bajo nivel de estrógenos y progesterona, en la fase ovárica, los niveles de estrógenos están altos y los de progesterona están bajos, y finalmente la fase lútea contiene una alta cantidad de estrógenos y bajos de progesteronas [24]. Estas variaciones hormonales se deben tener en cuenta ya que la evidencia demuestra que tienen un efecto directo con el nivel de fuerza muscular (de la musculatura respiratoria principalmente) y la influencia en los volúmenes pulmonares al cursar las distintas etapas del periodo menstrual. Williams JS realizó un estudio donde compara la respuesta ventilatoria y la fuerza de los músculos inspiratorios, en condiciones de reposo y ejercicio con carga incremental, durante las fases folicular y lútea del ciclo menstrual, obteniendo como resultado que no se observaron diferencias significativas entre ambas fases, para ninguna variable espirométrica, y en relación a la inspiración de máxima presión antes o después del ejercicio, tampoco hubieron diferencias significativas [25]. Sin embargo, Cehn Hi, realizó un estudio donde evaluó la función muscular respiratoria y las funciones pulmonares en las distintas fases del ciclo menstrual en mujeres adultas sanas, donde se concluyó que la resistencia de los músculos inspiratorios se ve afectada por el ciclo menstrual, ya que se observaron valores más altos de la resistencia en la fase lútea y menores en la fase folicular [26].

Gavali y cols. mostraron la influencia del ciclo menstrual en las funciones pulmonares en jóvenes estudiantes sanas de medicina, dejando en evidencia que las funciones pulmonares fueron mejores durante la fase lútea del ciclo menstrual en comparación a la fase folicular [27]. Nandhini y cols. quisieron identificar la variación en las funciones pulmonares con las fases del ciclo menstrual en mujeres adolescentes, en su estudio obtuvo que la media de la FEV<sub>1</sub>, FEV<sub>1</sub>/CVF% y FEF<sub>25%</sub> fue más alta durante la fase lútea en comparación a la folicular, por lo cual también deja de manifiesto que la función pulmonar en adolescentes es mejor en la fase lútea que en la fase folicular [28].

Constantini menciona que hay estudios donde muestran que los estrógenos podrían influir en el sistema cardiovascular, en el metabolismo, e incluso en el cerebro. En relación a las hormonas, la progesterona parece afectar principalmente la termorregulación, la ventilación, y en menor medida la elección del combustible para las necesidades energéticas. Sin embargo, el foco de atención estará centrado en relación a la respiración y ventilación, ya que, se menciona que las hormonas sexuales tienen cierta participación a nivel del sistema nervioso en el control de la respiración, afectando a neurotransmisores centrales, quimiorreceptores periféricos, y tal vez del pulmón y las vías respiratorias, por lo que es importante rescatar del estudio, que la progesterona induce a una mayor ventilación minuto, lo que en ciertas patologías podría producir una alcalosis respiratoria y junto con ello presenta una mejor respuesta al ejercicio máximo durante la fase lútea del ciclo menstrual. Además, la fuerza muscular es significativamente mayor en la fase ovulatoria [24]. Selma Bruno da Silva, realizó un estudio donde evaluó los volúmenes respiratorios con espirometría en 17 mujeres jóvenes, dos veces por semana durante tres ciclos menstruales sucesivos, como resultados de éste, se obtuvo que en general, los valores de los volúmenes medidos con espirometría (CVF, FEV<sub>1</sub>, FEV / CVF, FEF<sub>25-75</sub>) no tuvieron cambios significativos entre una u otra fase del ciclo menstrual femenino [29].

### **3.1.3 Evaluación mecánica ventilatoria**

La evaluación del mecanismo respiratorio se realiza a través de las pruebas de función pulmonar, las cuales permiten medir de una forma confiable, objetiva y cuantificable los componentes de la función respiratoria: ventilación, perfusión, relación ventilación perfusión, transporte gaseoso, mecánica respiratoria y control de la ventilación [30].

La espirometría es una prueba fundamental en la evaluación funcional respiratoria. Siendo un examen invaluable como prueba de detección de la salud respiratoria. El cual no permite realizar un diagnóstico etiológico, sino que informan el modo en que la patología o las condiciones ambientales alteran la fisiología normal [30,31].

#### **3.1.3.1 Función pulmonar a través de la Espirometría**

La espirometría mide los volúmenes y flujos pulmonares, a través del registro de una espiración forzada es decir, la persona debe realizar la maniobra en el menor tiempo posible o a través de una espiración no forzada sin importar el tiempo de la prueba. A partir de una inspiración máxima [32], las principales mediciones de la espirometría forzada son la capacidad vital forzada (CVF), el volumen espiratorio forzado en el primer segundo ( $VEF_1$ ) y el cociente  $VEF_1/CVF$  por su buena reproducibilidad, facilidad de su medición, y grado de correlación con la etapa de la enfermedad, condición funcional, morbilidad y mortalidad [33]. La CVF es el mayor volumen de aire, medido en litros, que puede ser exhalado por la boca con un máximo esfuerzo desde una inspiración máxima. El  $VEF_1$  es el volumen de aire exhalado durante el primer segundo de una espiración forzada desde una inspiración máxima, se expresa en litros. El cociente  $VEF_1/CVF$  es la proporción de la CVF exhalada en el primer segundo de la maniobra de CVF [31,34]. Además se pueden obtener otras variables a partir de una espirometría no forzada, tales como, el volumen corriente o tidal (VT) que representa la cantidad de aire inspirado o

espirado en cada respiración normal, el volumen de reserva inspiratoria (VRI) que es el volumen adicional de aire que se puede inspirar por sobre el volumen corriente normal, el volumen de reserva espiratorio (VRE) es la cantidad de aire que se puede espirar por una espiración forzada luego de una espiración normal, volumen residual (VR) es la cantidad de aire que queda en los pulmones después de una espiración máxima, CPT es la suma entre el VC y VR y representa la cantidad total de aire que pueden contener los pulmones. La CRF representa la suma entre el VR y VRE es la cantidad de aire que queda en los pulmones tras una espiración normal, la CV representa la máxima cantidad de aire que puede ser exhalada después de una inspiración máxima o es el máximo volumen de aire inhalado después de exhalación máxima y se calcula con la sumatoria de VT, VRI y VRE, y la CI que es el cambio de volumen registrado en la boca cuando se toma una inspiración profunda lenta sin vacilaciones, desde una posición de espiración final, es decir de CRF, a una posición de inspiración máxima, expresado en litros a BTPS [31].

En pacientes con patologías obstructivas como el EPOC la limitación del flujo espiratorio determina que durante el ejercicio, e incluso en actividades de la vida diaria, al aumentar la frecuencia respiratoria y disminuir el tiempo espiratorio se produzca una retención del aire. En tales circunstancias la hiperinsuflación pulmonar provoca un aumento de la CRF y, como la CPT no aumenta en ejercicio, necesariamente la CI disminuye [35,36]. Debido a esto la CI se utiliza para evaluar la hiperinflación dinámica en reposo como en ejercicio [34, 35, 36].

#### **3.1.3.1.1 Equipos espirométricos**

En la actualidad existen dos tipos de espirómetros: cerrados y abiertos, o de volumen y flujo respectivamente. Los espirómetros más utilizados son los denominados sistemas abiertos, existen diferentes tipos, pero los con más uso en la práctica clínica son los neumotacógrafos, los cuales miden el flujo a partir de una resistencia conocida que produce una diferencia de presión entre uno y otro lado del paso del aire, integran la señal a través de un sistema computarizado, y a partir de eso se calcula el volumen [33].

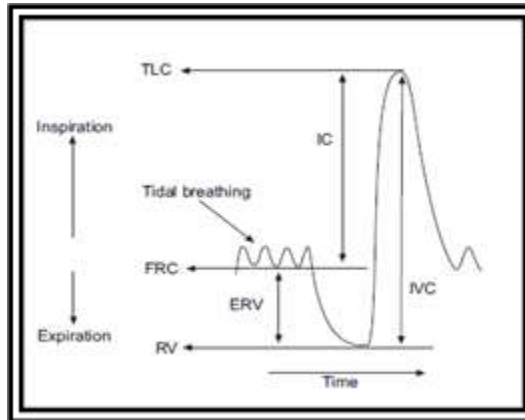
Los requisitos necesarios que deben tener los equipos de espirometría son, un volumen detectable mínimo de 30 ml, margen de medición de volumen de 0,5 a 8L con una exactitud de 5% o 100 ml y una precisión de 3% o 50 ml. La resistencia total al flujo de aire debe ser  $< 1,5 \text{ cmH}_2\text{O/ L/s}$  en un rango de 0 a 14 litros. Y se recomienda una jeringa de calibración de 3L certificada. Además el equipo debe permitir visualizar en la pantalla como mínimo la curva Flujo / Volumen para la correcta aceptabilidad de las mediciones en cada una de las maniobras [31,33].

#### **3.1.3.1.2 Procedimientos**

La Sociedad Americana de Tórax (ATS) plantea que la medición de la CV por medio de la espirometría puede ser obtenida a través de dos parámetros. Desde la capacidad vital espiratoria (CVE) que es el máximo volumen de aire exhalado a partir del punto de máxima inhalación o desde la capacidad vital inspiratoria (CVI) que es el máximo volumen de aire inhalado a partir del punto de máxima exhalación, alcanzada por una espiración lenta desde el final de la inspiración. Ambas maniobras no son forzadas, excepto al llegar al punto de VR o CPT, respectivamente, donde se requiere de un esfuerzo adicional. La figura N°1 muestra la grabación de CVI y la figura N°2 muestra una grabación de CVE [31].

Figura N°1: Capacidad vital Inspiratoria.

En la figura se aprecian cuatro ciclos respiratorios a VC, seguidos de una espiración máx. hasta el VR y partir de este punto se alcanza la CPT para registrar la CVI y CI.

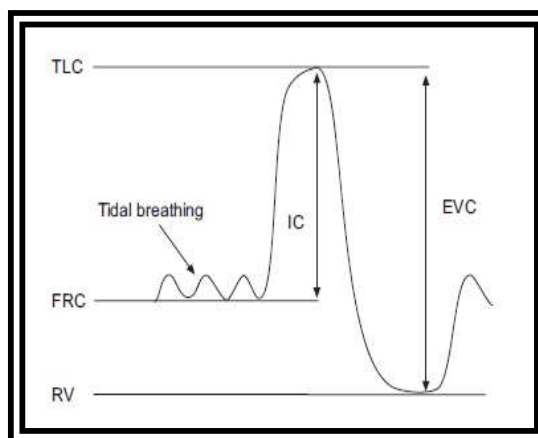


Fuente: Miller M. R. Hankinson J, Brusco V, Burgos F, Casaburri R, Coates A, et al. Series “ATS/ERS task force: Standardisation of lung function testing”.Standardisation of spirometry.

Eur Respir J .2006; 29: 319-338

Figura N°2: Capacidad vital Espiratoria

En la figura se observan tres ciclos respiratorios, seguidos de una inspiración máx. hasta la CPT y a partir de este punto se realiza una exhalación alcanzado el VR para registrar la CVE y CI.



Fuente: Miller M. R. Hankinson J, Brusco V, Burgos F, Casaburri R, Coates A, et al. Series “ATS/ERS task force: Standardisation of lung function testing”.Standardisation of spirometry.

Eur Respir J .2006; 29: 319-338.

#### **3.1.3.1.3 Criterios de aceptabilidad y reproducibilidad**

Se deben obtener tres maniobras como mínimo para conseguir los criterios de aceptabilidad y reproducibilidad de las mediciones de la capacidad vital e inspiratoria. El transcurso de la maniobra no debe tener artefactos, tales como; cierre de glotis, tos, esfuerzo espiratorio variable o evidencias de fuga de aire alrededor de la boquilla. Además debe haber una diferencia menor a 150 ml entre los dos mejores valores de CV y CI, de no ser así se deben realizar más intentos [31,33].

#### **3.1.3.1.4 Valores de referencia**

Los parámetros de las pruebas de función pulmonar varían según las características antropométricas del sujeto (género, talla, peso y raza). La interpretación de la espirometría se realiza a partir de los valores obtenidos por la persona en la maniobra, los que son comparados con un parámetro teórico que corresponderían a un individuo sano de sus mismas características antropométricas. Este parámetro teórico es obtenido a través de ecuaciones de predicción [37].

Para determinar los valores de capacidad inspiratoria a nivel internacional se utilizan las ecuaciones propuestas por Roca y cols; para adultos (20-65 años) [38] y Tantucci y cols; para adultos mayores (65-85 años) [4], estas ecuaciones solo son aplicables en la raza caucásica.

En Chile se utilizan los valores y las ecuaciones de referencia planteados por Knudson, los cuales son derivados de población anglosajona, recomendados para ser utilizados en nuestro país por la Sociedad Chilena de Enfermedades Respiratorias (SER, 1988). Para los valores propuestos, sin embargo, se han constatado limitaciones en su interpretación, especialmente en varones de edad avanzada [39].



### 3.1.3.2 Válvula Threshold IMT

La musculatura respiratoria se puede entrenar de manera selectiva, principalmente con el uso de la válvula umbral, obteniendo mejoras en la capacidad física de los individuos. Hay evidencia que demuestra que el entrenamiento de los músculos inspiratorios generaría un aumento de la PiMax, la tolerancia a la fatiga, la capacidad física y una mejora en la percepción de la disnea [40]. La válvula umbral (Threshold) es un dispositivo pequeño, portátil de fácil uso domiciliario, accesible para el usuario y que trabaja con carga independientemente del flujo inspiratorio (Figura N°3) [5]. Utiliza el principio de Nickerson y Keens el cual está diseñado para el entrenamiento de la musculatura inspiratoria [41]. En 1982 Nickerson y Keens establecieron un método para la medición de la resistencia de la musculatura respiratoria frente a carga umbrales, la cual consistía en el cálculo de la presión máxima sostenida, correspondiente a la presión inspiratoria más elevada que el sujeto era capaz de mantener. En sujetos sanos la PiMax sostenida corresponde al 68 % de la PiMax. Para el diafragma la presión diafragmática tolerada es de un 40% de la PiMax [42].

La válvula de carga umbral cumple la función de proporcionar una presión de manera constante y específica para el entrenamiento de la resistencia y la fuerza muscular inspiratoria durante toda la inspiración, independientemente del flujo de aire. Este instrumento posee una válvula de vía independiente la cual asegura una resistencia constante, con una presión ajustable en un rango entre 0 y 45 cmH<sub>2</sub>O que es establecida por el terapeuta [43]. Los pacientes inhalan a través de la válvula umbral, la cual proporcionan una resistencia accionado por un resorte, generando el trabajo de los músculos inspiratorios.

Figura 3: Válvula Umbral Threshold®

La siguiente Figura muestra la válvula Umbral o Threshold.



Fuente: Puppo H .Rehabilitación en pediatría .Rev Neumol Pediatr.2007; 2:26.

La válvula posee un mecanismo de apertura umbral, lo que implica que se debe generar una mínima presión para la apertura de la válvula y posibilitar el paso del flujo aéreo. Mediante el uso de un embolo permite mantener una carga controlada independientemente del patrón ventilatorio del individuo [44]. La resistencia muscular se verá cuantificada mediante la carga máxima que el individuo es capaz de respirar en un minuto antes de verse superado por la prueba, lo que se define como presión máxima tolerada. En sujetos sanos la presión máxima tolerada corresponde al 60% de la PiMax [44].

El entrenamiento de la musculatura inspiratoria obtendrá grandes beneficios en usuarios que presente una presión inspiratoria máxima de 60 cmH<sub>2</sub>O, limite que refleja la presencia de debilidad muscular. Es de real importancia para obtener resultados positivos trabajar con cargas constantes en la válvula umbral correspondientes al 30 – 40 % de la PiMax [45].

### **3.1.3.3 Electromiografía**

La EMG es definida como la disciplina encargada de la detección, análisis y uso de la señal eléctrica que emiten los músculos al contraerse [46]. Este potencial eléctrico puede ser detectado directamente mediante la inserción de electrodos intramusculares o de manera indirecta mediante la colocación de electrodos de superficie, ubicados justo por sobre la musculatura que se desea estudiar. Debido a su metodología no invasiva, los electrodos de superficie son ampliamente utilizados y preferidos por científicos, de distintas áreas tales como; del deporte, de la medicina y la rehabilitación. La EMG es capaz de detectar variables sobre la activación muscular como, por ejemplo, la intensidad de la contracción muscular, la representación eléctrica de la fatiga muscular y reclutamiento de unidades motoras [47].

#### **3.1.3.3.1 Electromiografía de superficie**

La EMG es la medida del potencial eléctrico en la piel como consecuencia de una contracción muscular. Este voltaje es detectado por electrodos colocados sobre la dermis. Cuando se utiliza un adecuado protocolo para la colocación de los electrodos, la tensión medida en la piel puede estar relacionada con la actividad de un músculo en específico. La señal se representa como un rastro que se desarrolla durante el tiempo, aumentando desde cero hasta décimos o cientos de microvoltios dependiendo del nivel de activación muscular [48].

#### **3.1.3.3.2 Generación de la señal muscular**

Los músculos están formados por miles de fibras musculares, las cuales están inervadas por neuronas motoras. La llamada Unidad Motora (UM) está compuesta por una alfa motoneurona y todas las fibras musculares que inerva [48]. Una vez que se produce una descarga de la motoneurona se generan potenciales de acción en las uniones neuromusculares del músculo, los cuales se propagan a lo largo de todas las fibras, hacia las regiones tendinosas. La suma de estos potenciales se denomina potenciales de acción

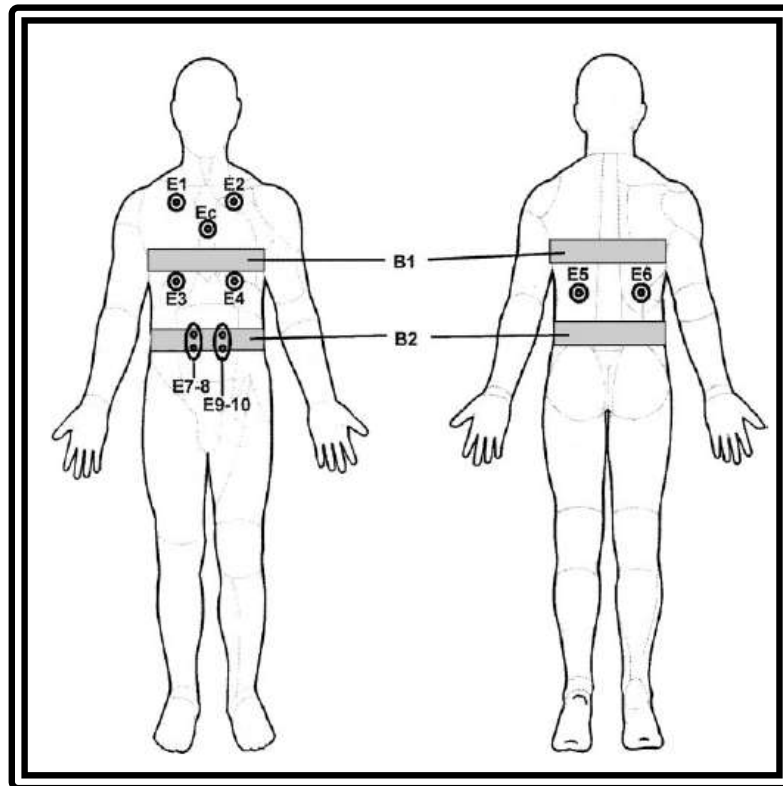
de unidad motora (MUAP) y son responsables de la contracción muscular. La intensidad con la que se contrae un músculo dependerá de la cantidad de UM que se activan y de su frecuencia de descarga, además de otros factores como lo son el tamaño, tipo de fibra y el estado funcional de la UM [47].

### **3.1.3.3.3 Colocación de electrodos**

La correcta posición de los electrodos es fundamental para el análisis de la señal electromiográfica del diafragma (EMGdi) obtenida a partir de la actividad eléctrica de este músculo. EMGdi se puede obtener utilizando electrodos de superficie en configuración monopolar y bipolar. Sin embargo estas grabaciones EMGdi no invasivas generalmente pueden estar contaminadas por la señal electrocardiográfica (ECG) [52]. Actualmente, no existe un consenso del posicionamiento ideal que deben tener los electrodos para captar de manera óptima la señal del músculo diafragma [52]. Sin embargo, lo más utilizado en la EMGdi, es colocar dos electrodos bilateralmente entre 7° y 8° espacio intercostal, sobre la línea axilar anterior y por posterior a la misma altura, como se logra apreciar en la figura N°4 [51,52]. Además, para situar de mejor forma el electrodo sobre este músculo, se le debe pedir una inspiración profunda a la persona, la cual debe ser observada en la pantalla de análisis de la señal en el electromiógrafo y así determinar si fue ubicado el músculo correctamente [51]. Mientras que para los intercostales la literatura plantea colocar electrodos bilateralmente en el segundo espacio intercostal, sobre la línea media clavicular [52].

Figura N°4: Posicionamiento de los electrodos en el músculo diafragma e intercostales.

Se observan los electrodos de los intercostales representados por E1 y E2, diafragma designados por E3, E4 por anterior y E5, E6 por posterior.



Fuente: E.J.W.Maarsingh, L.A.Van Eykern Respiratory muscle activity measured with a noninvasive EMG technique: technical aspects and reproducibility. J Appl Physiol 2000 88: 1955–1961.

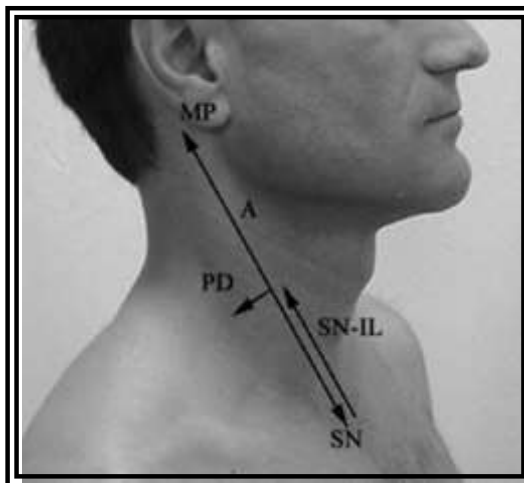
Mientras que para el músculo ECOM, nos guiaremos por un protocolo planteado por D Falla, basado en las líneas IZ, las cuales son las más adecuadas para la aplicación clínica e investigación [51] quien establece que, los electrodos deben ser bipolares y para ubicarlos sobre este músculo es necesario proyectar una línea desde la escotadura esternal al proceso mastoides, y luego marcar el primer tercio distal de esta línea. Posteriormente

dibujar una segunda línea perpendicular a la marca anterior. Y respecto a la orientación de los electrodos, al medir la porción esternal del ECOM, el electrodo es posicionado en la misma dirección que la línea que se forma al unir el proceso mastoideo con la escotadura esternal, si se desea medir la porción clavicular del ECOM, el electrodo se orienta en dirección de las fibras claviculares, quedando detrás de la porción esternal del ECOM, como se observa en la figura N° 5. El electrodo a tierra puede ser ubicado en el proceso espinoso de C7 o alrededor de la muñeca [51].

La posición y postura del usuario al momento de poner los electrodos, va a influenciar la calidad de la señal, es por esto que cuando se evalúa el ECOM (porción esternal y clavicular), se recomienda que el usuario se encuentre en posición sedente con una postura erguida [52].

#### La figura N°5: Posición de electrodos en el músculo esternocleidomastoideo

En esta figura se observa la línea IZ, la cual va desde el proceso mastoideo a la escotadura esternal (A). La posición de la IZ establecida según las siguientes medidas: (1) la distancia de la horquilla esternal a la línea de intersección (SN-IL) a lo largo de la línea de referencia y (2) la distancia perpendicular desde la línea de referencia a la IZ. Línea de intersección (PD).



Extraído de: Falla D, Dall P, Rainoldi A, Merletti R, Jull G .Location of innervation zones of sternocleidomastoid an scalene muscles- a basis for clinical and research electromyography applications. Clinical Neurophysiology .2002 ; 113:57-63.

#### **3.1.3.3.4 Factores que afectan la señal**

El electrodo capta la señal desde la membrana muscular y la transmite al equipo de EMG donde es procesada, esto se puede ver Interferido en la obtención y/o procesamiento de la señal, afectando los datos a extrapolar. Para la obtención de una señal electromiográfica fidedigna de la contracción del diafragma, se debe considerar elementos que pudiesen afectar la señal. Estos factores van desde la posición de los electrodos, hasta las características del medio y los tejidos, que si bien, el cuerpo humano es considerado un buen conductor eléctrico, esta conductividad depende de las características del tejido en cuestión, ya sea espesor, temperatura, entre otros. Estos parámetros pueden variar entre un sujeto y otro e incluso en distintas instancias de medición en el mismo sujeto [48].

Existen otras condicionantes que pueden afectar la obtención de la señal diafragmática mediante la EMG de superficie. Existe una dificultad anatómica imposible de aislar, ésta es la llamada cross-talk. El cross-talk lo entendemos como la señal de la musculatura circundante de la cual queremos evaluar, estas son captadas de igual manera por el electrodo, pero se ve minimizado con un buen posicionamiento. Este no debiera exceder el 10 a 15% del contenido total de la señal [48]. Otro aspecto importante es el ruido externo o no perteneciente a lo que queremos pesquisar. Es aquí, donde el ruido ambiental toma una relevancia negativa y puede interferir de manera importante en nuestra señal de interés. Podemos mencionar, el ruido producido por artefactos electromagnéticos u otros como fuentes eléctricas con conexión a tierra incorrecta [48].

#### **3.1.3.3.5 Procesamiento de la señal**

Las señales electromiográficas recolectadas se obtienen en su estado natural, estado en el cual se dificulta el uso y posterior análisis de estas. No obstante, el desarrollo de la tecnología ha permitido el acondicionamiento de esta señal mediante distintas técnicas, entre las cuales podemos mencionar:

- Amplificación: si bien los aparatos del electromiógrafo poseen la sensibilidad necesaria para captar señales eléctricas como los potenciales de acción, sigue siendo necesario la amplificación de estos en el rango de unas 50 a 2500 veces más [53].
- Filtrado: en la representación del potencial de acción puede observarse una sumatoria de ondas de diferente amplitud, frecuencia o fase, esto ocasiona que se generen ondas fuera de rangos fisiológicos durante los cambios en el disparo de los PA. En consecuencia, se recomienda eliminar ondas fuera de estos rangos, además de frecuencias de 50 Hz correspondientes a la red eléctrica [53].

Sumado a estas técnicas básicas se han desarrollado algoritmos más elaborados para el tratamiento de la información, si bien, muchos electromiógrafos traen dentro de sus facultades un buen manejo para el acondicionamiento de la señal, cabe destacar la importancia de técnicas o software que buscan desarrollar una señal más limpia. Entre estos podemos mencionar: ICA y la transformada de wavelet. El análisis de componentes independientes ICA, es un algoritmo que entrega mayor calidad de filtrado que los filtros tradicionales. Este, se basa en la premisa de que cada proyección es resultado de una combinación de representaciones originales en la EMG. ICA mediante un método estadístico busca proyecciones estadísticamente independientes o lo más independientemente posible en la EMG para poder eliminarlos posteriormente de la señal [54]. La Transformada de Wavelet busca un análisis de la señal en base a ventanas de tiempo con regiones de la gráfica de las frecuencias, esto permite generar grandes ventanas de tiempo en fracciones donde se necesita mayor precisión en altas y bajas frecuencias, pasando la señal por filtros y dividiéndola en varios segmentos, posteriormente estas se agrupan y logran reproducir una gráfica en 3 dimensiones, en donde, se observan frecuencias que coinciden en el mismo tiempo y regenerar una señal original más limpia [55].



## **4. DISEÑO METODOLÓGICO**

### **4.1 TIPO DE INVESTIGACIÓN O ESTUDIO**

En éste proyecto de investigación, se realizó un estudio no experimental, transeccional, descriptivo, no probabilístico por conveniencia. Enmarcado en el contexto de un estudio piloto, con el objetivo de realizar un análisis preliminar, antes de efectuar una investigación a gran escala.

### **4.2 POBLACIÓN Y MUESTRA**

Para esta investigación, la población objetivo fueron mujeres entre 19 y 25 años, no sedentarias, de nacionalidad chilena, región Metropolitana, ciudad de Santiago. Siendo, la población de estudio mujeres entre 19 y 25 años, estudiantes de la carrera de educación física de la Universidad Nacional Andrés bello que se encuentren cursando entre primer y quinto año durante el 2014. Pertenecientes al mismo país, región y ciudad.

Sin embargo, considerando que la presente investigación se enmarca en el contexto de un estudio piloto, se seleccionó a los alumnos que cursan 2º año, escogiendo 2 secciones de la asignatura de fisiología del ejercicio II y que cumplieran con los criterios de inclusión y exclusión enunciados en la tabla N°1.

Tabla N°1: Criterios de inclusión y exclusión para el estudio.

<b>Criterios de Inclusión</b>	<b>Criterios de Exclusión</b>
<p>Mujeres Edad entre 19 y 25 años</p>	Periodo Menstrual irregular
	Patologías Pulmonares agudas y crónicas (Asma, neumotórax de menos de un mes, fibrosis quística, bronquitis, etc.) mencionadas por el sujeto en estudio.
	Patologías Cardiovasculares (Infarto agudo al miocardio menor a un mes, sd. De hipertensión endocraneana, aneurisma aórtico y cerebral) mencionadas por el sujeto en estudio.
	Fumador (Persona que ha fumado por lo menos un cigarrillo en los últimos 6 meses).
<p>No sedentarias ( Sujeto que practique actividad física, con una frecuencia menor de 3 veces por semana, por un mínimo de 30 minutos)</p>	<p>Dolor torácico sin causa aparente. Cirugía torácica reciente.</p>
	Embarazo
<p>IMC entre 19 y 24.5</p>	

Fuente: Avendaño J.I, Barahona M.P, Cornejo M.I., Inostroza J.M.

Sin embargo, con fines prácticos y de factibilidad la unidad de análisis fueron las alumnas que cursan segundo año en la sección de Fisiología II de la carrera en cuestión, en donde el número total de jóvenes evaluadas fueron 15, sin embargo 5 fueron eliminadas debido a problemas técnicos en la recolección de los datos de espirometría.

### **4.3 ASPECTOS ÉTICOS DE LA INVESTIGACIÓN**

El estudio fue realizado sometiendo a pruebas a un grupo humano, es por esto la importancia de hacer valer los principios que se utilizan respecto a la ética y las regulaciones que hay que tener en una investigación. Además debe ser considerada la relación entre los investigadores y los sujetos de estudio, la cual debe basarse en la honestidad, la confianza y el respeto.

En 1979, la Comisión Nacional para la Protección de Investigación Biomédica y de Comportamiento creó el Informe Belmont – Principios Éticos y Directrices para la Protección de Sujetos Humanos de Investigación [56]. En el cual se redactaron cuatro principios esenciales (Respeto a las personas, Beneficencia, no maleficencia y Justicia) para la conducta ética de investigaciones con sujetos humanos [57], que son la base de los reglamentos y directrices actuales de los Derechos Humanos, en relación a la conducta ética en investigaciones.

Respecto a lo mencionado anteriormente en ésta investigación no se vulnera ninguno de éstos principios, debido a esto se tomaron las medidas necesarias que respaldan la integridad y condición de salud de los sujetos de estudio, es por ello que se les entregó un consentimiento informado (Anexo N°3) el cual debió ser firmado por las participantes, aquí se les explicó el procedimiento al cual fueron expuestas, y quedó explícito que debían tomar una decisión de forma voluntaria, y que podían retirarse del estudio cuando ellas estimaran conveniente, además se informó de los pro y contra de participar. Junto con ello cabe destacar que el estudio fue aprobado por el comité de ética de la Universidad Andrés Bello.

#### 4.4 VARIABLES

Las variables a utilizar fueron: amplitud de la señal, capacidad inspiratoria y capacidad vital lenta (Tabla N°2)

Tabla N°2: Tabla de variables para la medición del estudio descriptivo

<b>Medición</b>	<b>Tipo de variable</b>	<b>Escala de medición</b>	<b>Unidad de medida</b>	<b>Unidad de normalización</b>	<b>Definición operacional</b>
<b>Amplitud de la señal</b>	<b>Cuantitativa</b>	<b>Continua</b>	<b>mV</b>	<b>%</b>	<b>Datos recolectados con EMG serán analizados con software MatLab.</b>
<b>CI</b>	<b>Cuantitativa</b>	<b>Continua</b>	<b>mL</b>	<b>%</b>	<b>Datos recolectados con espirómetro que serán analizados con software BREEZESUITE diagnostic.</b>
<b>CV</b>	<b>Cuantitativa</b>	<b>Continua</b>	<b>mL</b>	<b>%</b>	

Fuente: Avendaño J.I, Barahona M.P, Cornejo M.I., Inostroza J.M.

## 4.5 MATERIALES Y MÉTODOS

### 4.5.1 Materiales

Los materiales utilizados para nuestra investigación se encuentran detallados a continuación en las siguientes tablas N°3, N°4, N°5 y N°6.

Tabla N°3: Tabla de materiales generales para el estudio descriptivo.

<b>Materiales generales de la medición</b>	<b>Unidades</b>
Alargador	2
Silla	1
Algodón	1
Tallímetro	1
Balanza	1
Jabón líquido desinfectante	1
Alcohol Desnaturalizado 1 litro	1
Consentimiento informado	30
Termómetro ambiental	1
Barómetro de mercurio	1
Rasuradora	30
Lápiz Dermatológico	2

Fuente: Avendaño J.I, Barahona M.P, Cornejo M.I., Inostroza J.M.

Tabla N°4: Tabla de materiales propios de electromiografía.

<b>Materiales propios de electromiografía</b>	<b>Unidades</b>
Electrodos bipolares de superficie	16
Gel ( Solución electrolítica)	2
Electromiógrafo DELSYS Bagnoli-16 EMG system	1
Monitor	1

Fuente: Avendaño J.I, Barahona M.P, Cornejo M.I., Inostroza J.M.

Tabla N°5: Tabla de materiales propios del espirómetro.

<b>Materiales propios del espirómetro</b>	<b>Unidades</b>
Espirómetro CPFS/D USB™ Medgraphics spirometer	1
Monitor	1
Boquilla	1
Neumotacometro	1
Clip nasal	2
Umbilical	1
Instrucciones de la prueba	30

Fuente: Avendaño J.I, Barahona M.P, Cornejo M.I., Inostroza J.M.

Tabla N°6: Tabla de materiales propios válvula Threshold.

<b>Materiales propios de la válvula threshold</b>	<b>Unidades</b>
Cuerpo principal	1
Escala	1
Boquilla	1
Clip nasal	2

Fuente: Avendaño J.I, Barahona M.P, Cornejo M.I., Inostroza J.M.

#### **4.5.2 Recolección de datos y mediciones**

Durante el periodo académico 2014, la Universidad Nacional Andrés Bello particularmente la carrera de Educación Física perteneciente a la Facultad de Humanidades y Educación presentó un total de 825 estudiantes de primero a quinto año. Para efectos de nuestra investigación se aplicó la encuesta con los criterios de inclusión y exclusión (Anexo N°2) a los alumnos pertenecientes a las asignaturas de fisiología del ejercicio II, dentro del número de alumnas favorables para nuestra investigación se seleccionaron a 15 por conveniencia las cuales formaron parte de nuestra unidad de análisis, sin embargo 5 fueron eliminadas por problemas técnicos en la adquisición de los datos de espirometría.

Fueron citadas durante el mes de marzo del año 2015, en la sede Campus Casona las Condes perteneciente a la Universidad Nacional Andrés Bello, en el edificio C5 sala Kin005. Al comenzar se les hizo entrega de un consentimiento informado (Anexo N°3), el cual explicaba el procedimiento al que iban a ser sometidas cada alumna. Una vez firmado dicho consentimiento, cada estudiante fue medida y pesadas, y se les pidió que llenara una hoja con sus datos personales los cuales eran necesarios para el procedimiento espirométrico.

Para comenzar la evaluación, se midió la PiMax, el sujeto debía estar sentado con la espalda junto al respaldo de la silla, se le dio la instrucción que se llevara la boquilla a la

boca sin introducir la lengua, ni morderla y tratara de sellar los labios alrededor de la misma. Se solicitó la maniobra que consistía en que respirara tranquila por 2 ciclos respiratorios, luego que botara todo el aire para posteriormente que inhalara tan fuerte y rápido como le fuese posible. Se obtuvieron 3 valores máximos, donde la diferencia era menor de un 10 %. Después de la evaluación de la PiMax, se pasó a colocar los electrodos para lo cual se le indico al sujeto que descubriera su tronco, para la colocación de los electrodos, en los músculos diafragma, ECOM e intercostales según la literatura [47,48, 49]. Como se muestra en la tabla N° 7.

Tabla N°7: Tabla de estructuras y su correspondiente orden en los canales pertenecientes al electromiógrafo.

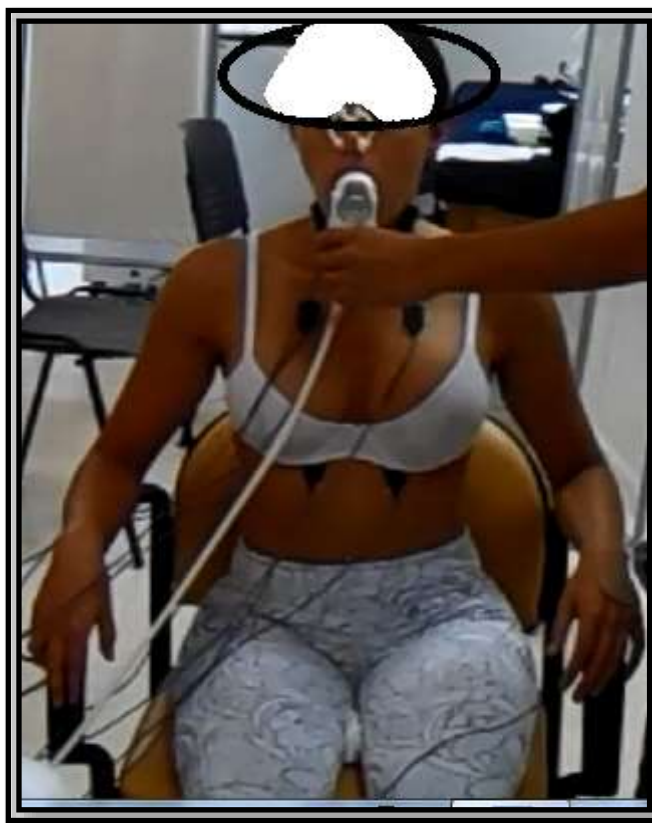
<b>Canales</b>	<b>Sitio anatómico de ubicación</b>
Canal 1	Línea medio clavicular derecha, segundo espacio intercostal.
Canal 2	Línea medio clavicular izquierda, segundo espacio intercostal
Canal 3	Línea axilar anterior derecha, entre el séptimo y octavo espacio intercostal.
Canal 4	Línea axilar anterior izquierda, entre el séptimo y octavo espacio intercostal.
Canal 5	2 cm bajo el ángulo inferior de la escapula en el hemitórax derecho.
Canal 6	2cm 2 cm bajo el ángulo inferior de la escapula en el hemitórax izquierdo.
Canal 7	ECOM derecho
Canal 8	ECOM izquierdo

Fuente: Avendaño J.I, Barahona M.P, Cornejo M.I., Inostroza J.M.



Posteriormente, para llevar a cabo la espirometría nos basamos en el protocolo establecido por la Sociedad Americana de tórax (Anexo N°4). El individuo debió estar sentado y relajado, en posición erguida mirando al frente sin cruzar las piernas para permitir una óptima evaluación de la CV y la CI (Figura N°6).

Figura N°6: Participante ejecutando la prueba de espirometría.



Fuente: Avendaño J.I, Barahona M.P, Cornejo M.I., Inostroza J.M.

Se le indico a la persona que se colocara la boquilla en el interior de la boca y además de una pinza nasal, posteriormente se le solicito que respirara tranquilo y con normalidad por la boca, luego que realizara una inhalación rápida tomando todo el aire posible. Posteriormente debía exhalar todo el aire hasta el fin del examen. Este procedimiento se realizó desde la condición basal, para luego continuar progresivamente al 10%, 20%, 30%,

40% y 50% de la PiMax. Según corresponda, lo cual estaba en función del nivel de carga que permitía la válvula. Finalmente se retiró la boquilla y la pinza nasal.

Por otro lado, es importante señalar que las mediciones de espirometría se realizaron de forma paralela con las de electromiografía, con el objetivo de ponderar las variables que entregaron ambos bioinstrumentos de forma paralela.

### **4.5.3 Prueba de ensayo**

Se realizó una medición de ensayo el día 09 de marzo del 2015, en el Laboratorio de Análisis del Movimiento (C5 sala 005), Facultad de Ciencias de la Rehabilitación de la UNAB. Se citaron a 2 participantes, con el propósito de consolidar la experticia en la colocación de los electrodos y evitar falencias durante las mediciones oficiales.

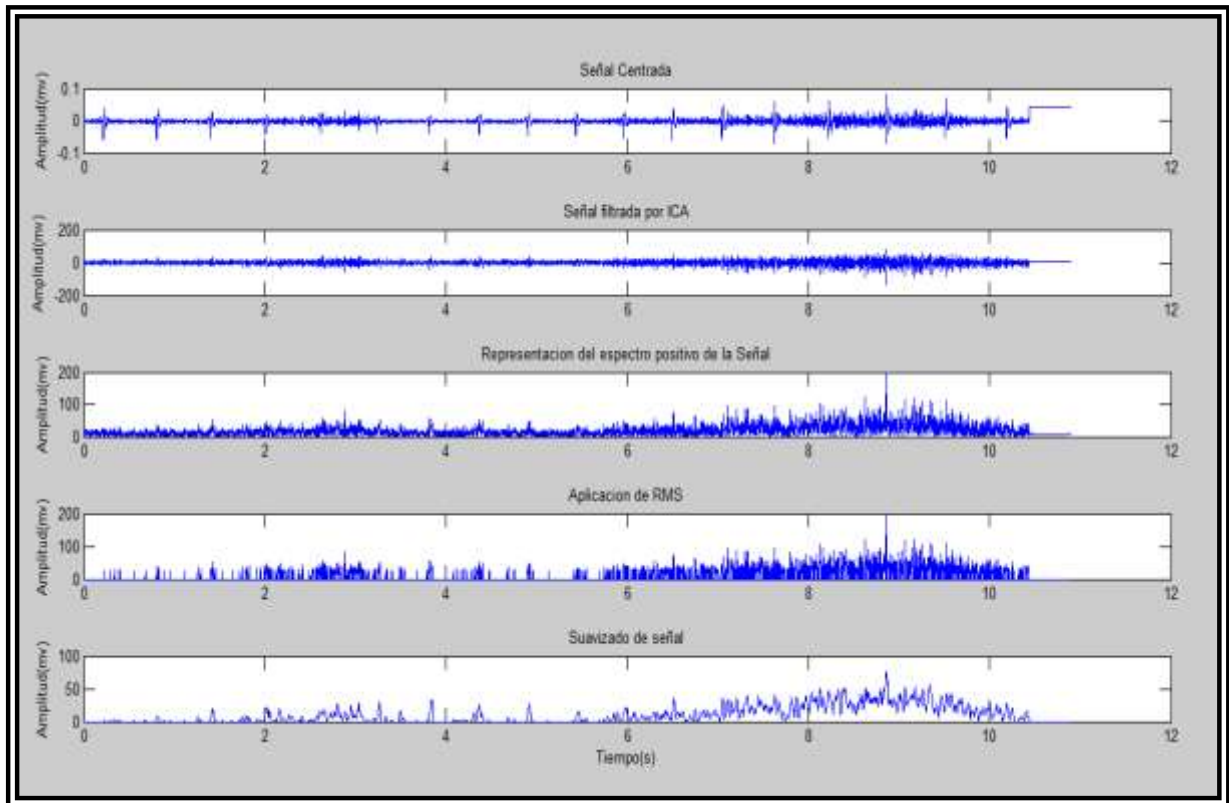
## **4.6 TÉCNICAS PARA EL ANÁLISIS DE INFORMACIÓN**

### **4.6.1 Variables Electrofisiológicas**

Cabe destacar en una primera instancia cómo fue el procesamiento que se aplicó a la señal EMG de los músculos previamente mencionados. Este procesamiento se realizó mediante el software MatLab © versión 7.10.0.

Se comenzó con un filtrado de todas las señales mediante ICA, con el uso del algoritmo FastICA, a continuación fue aplicada la transformada de Hilbert, obteniendo solo el espectro positivo de la señal, consiguiendo así la envolvente a partir del valor real de la señal y dicha transformada. Posteriormente se obtuvo la RMS de cada señal, estableciendo el umbral de activación muscular con este valor. Finalmente, se aplicó el suavizado con media móvil, con el objetivo de nivelar los peak en amplitud. (Ver figura N°7).

Figura N°7: Primer procesamiento de la señal electromiográfica.



Fuente: MatLab © Creada por Kinesiólogo Leónidas Arias Poblete, 2015.

Luego de realizar lo mencionado anteriormente, se procedió a cortar la señal en función del tiempo que duro la Capacidad Inspiratoria y la Capacidad Vital Lenta, lo cual se manifestó en la interfaz visual de detección de los datos espirométricos. De esta manera al tener disponible el tiempo que duro la CI y la CV, ambos eventos fueron separados.

Si ponderamos que cada sujeto tuvo diferencias en el tiempo en que se detectaron estas variables, se procedió a resamplear los datos para cada condición (8000 ptos.), obteniendo ciclos denotados en el eje x, de 0 a 100%, los cuales al tener la misma cantidad de puntos, fueron susceptibles de ser promediados. Lo anterior permitió generar un ciclo de CI y CV para los músculos Diafragma, Intercostales y ECOM, de cada nivel de carga

máxima al que llegaron los sujetos de estudio, que en nuestro caso fueron 9 sujetos al 40% del PiMax y 1 sujeto al 50% del PiMax.

Finalmente, se normalizo el eje y (ver figura N°8), lo cual se realizó asumiendo las siguientes premisas:

- El eje y se representa en mv (milivolt)
- Cada sujeto presenta diferentes valores de mv basales durante la prueba inicial sin carga.

Considerando estos antecedentes es imposible comparar valores que presentan tales diferencias, por lo cual se realizó la representación del eje y en función de porcentajes (normalización), estableciendo como valor de referencia la actividad basal de cada músculo y en cada condición (CI y CV, 40% y 50% de carga). Este valor fue representado como el 100%, por lo tanto, las cargas incrementales al que fueron sometidos los sujetos estaban en función de este parámetro.

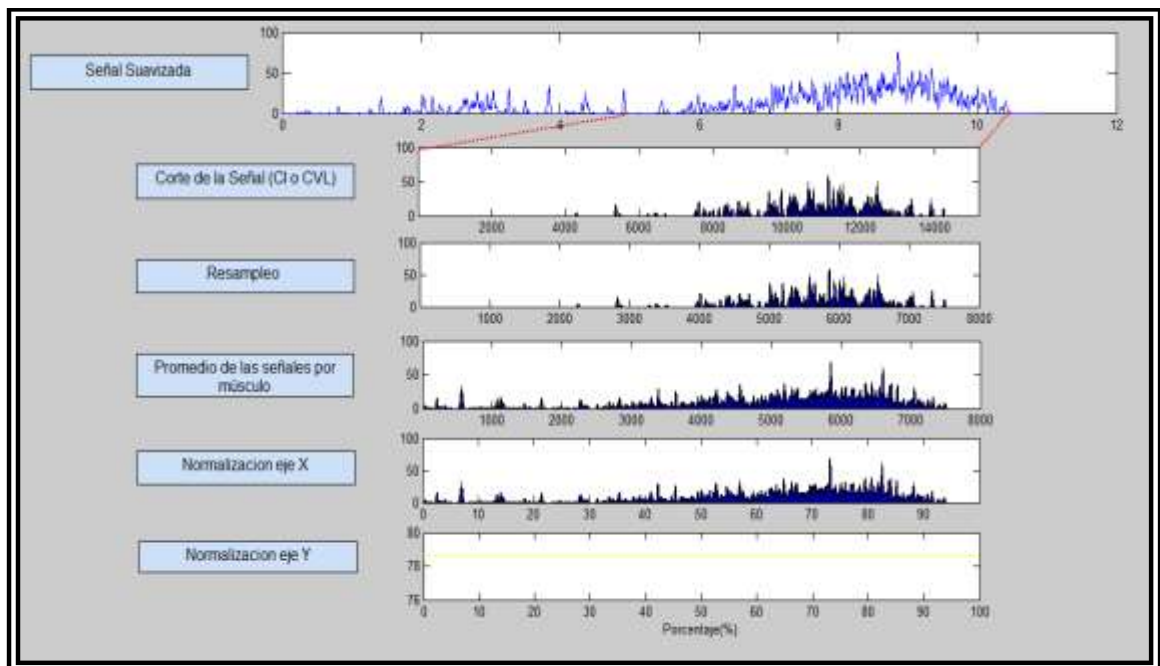
Ejemplo: Si la actividad basal para el músculo diafragma (durante la CI en un sujeto que llegó como máximo al 40% de carga) fue de 140 mv en promedio, este valor fue considerado como el 100% de amplitud. Por lo tanto, al obtener la amplitud al 20% de carga, que podría haber sido 200 mv, se estableció una regla de tres:

$$\frac{100\%}{X} = \frac{140 \text{ mv}}{200 \text{ mv}}$$

El resultado de esta simple operación es de 142,85%, por lo tanto se aprecia un incremento de la actividad del músculo Diafragma durante la CI en el sujeto que llego al 40% de carga, pasando de un 100% de amplitud a un 142,85%.

Es importante destacar que esta modalidad de análisis de datos en amplitud, que es una de las variables en estudio, se fundamenta en la variabilidad tanto intra como inter sujetos, lo cual genera la búsqueda de estrategias que permitan sopesar esta condición y favorezcan la obtención de patrones, ya que una vez que estos valores son normalizados es posible clasificar los datos y promediarlos. En función de esto, se obtuvo un valor en amplitud promedio para cada músculo, carga y variable (CI o CV), aspectos que fueron agrupados según el nivel de carga máximo al que llegaron los sujetos (de acuerdo a las posibilidades de la válvula) haciendo referencia al 40% o 50% del  $P_{iMax}$ . (Ver figura N°9).

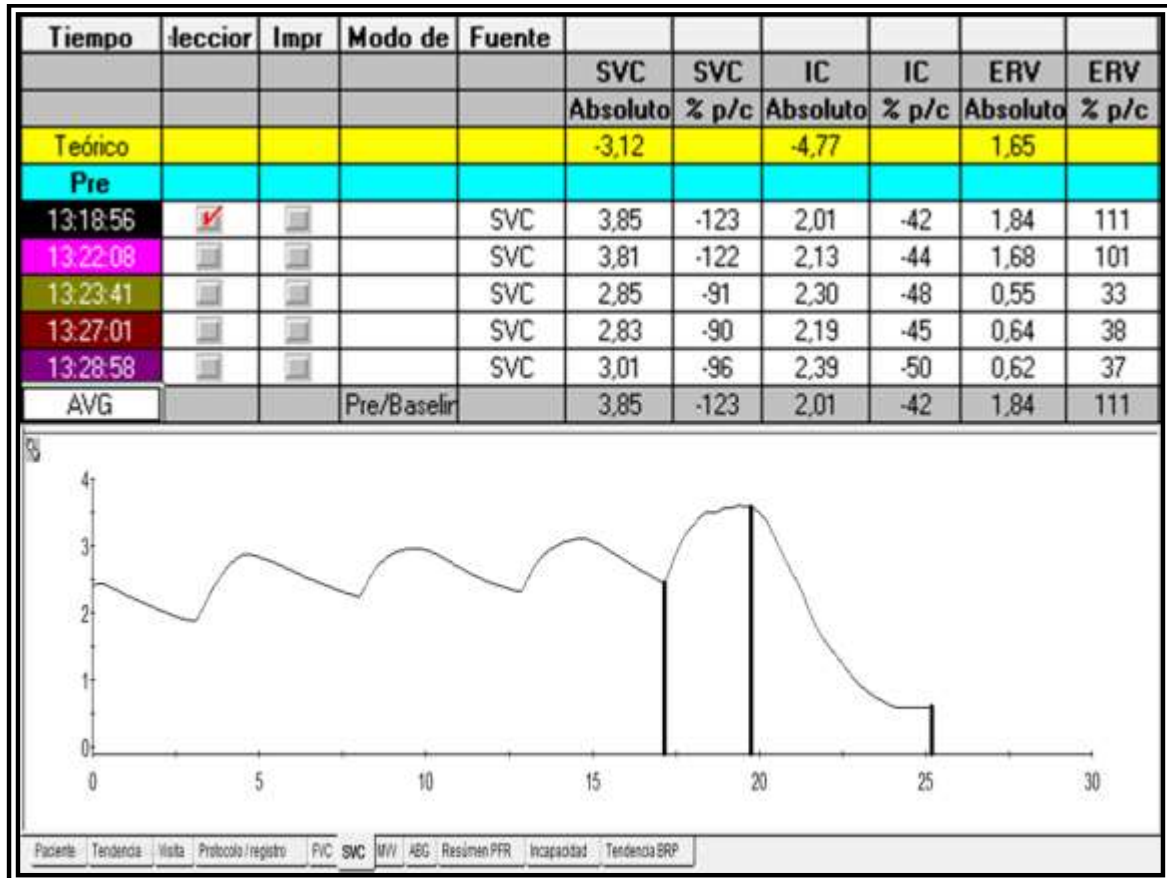
Figura N°8: Segundo procesamiento de la señal electromiográfica



Fuente: MatLab © Creada por Kinesiólogo Leónidas Arias Poblete, 2015.



Figura N°10: Imagen representativa de la obtención de datos Espirométricos



Fuente: Imagen extraída de software BREEZESUITE.

En función de estos antecedentes, se procedió a expresar los valores en litros de la CI y CV de cada usuario como un coeficiente del basal, expresado como porcentaje. Por lo tanto se ejecutó la misma acción que con la variable electrofisiológica “amplitud”, en donde si consideramos como 100% los litros movilizados en la condición basal, el resto de los valores obtenidos durante los distintos niveles de carga, serán expresados en función de este valor.

Por ejemplo, al tomar como referencia los datos expresados en la Figura N°10 se puede observar que ante un nivel basal de carga, se movilizaron 2,01 litros para la Capacidad Inspiratoria, por lo tanto este valor para el sujeto en cuestión paso a ser el 100% del aire

movilizado. En esta línea, al obtener los litros movilizados al 10% de carga, que para este caso fueron 2,13, se estableció una regla de tres:

$$\frac{100\%}{X} = \frac{2,01 \text{ litros}}{2,13 \text{ litros}}$$

El resultado de esta simple operación es de 105,97%, por lo tanto se aprecia un incremento de la Capacidad Inspiratoria desde un 100% a un 105,97%.

Es importante destacar que esta modalidad de análisis de datos espirométricos, permitió promediar los datos de CI y CV de todos los sujetos que llegaron como máximo a un 40% o un 50% de carga en relación al PiMax.

#### **4.6.3 Análisis de datos**

Una vez que los datos fueron codificados, transferidos a una matriz, guardados en un archivo y limpiado de errores, se procedió a lo siguiente:

Fase 1: Seleccionar un programa estadístico: STATA versión 11.1.

Fase 2: Explorar los datos:

- Analizar descriptivamente los datos por variable, mediante medidas de tendencia central (media) y medidas de variabilidad, para evaluar la dispersión de los datos (desviación estándar).
- Visualizar los datos por variable.

Fase 3: Preparación de los resultados para presentarlos (tablas, graficas, cuadros



## 5. RESULTADOS DE LA INVESTIGACIÓN

De acuerdo a los resultados de PiMax obtenidos para los sujetos en estudio, en 9 se estableció una carga del 40% de su PiMax, mientras que, solo en 1 la carga establecida fue del 50%, lo cual estaba en función de las posibilidades que entregó la válvula. Considerando estos antecedentes, los resultados a continuación serán clasificados y expuestos.

En primer lugar se ponderaron las características generales de la muestra como lo son la edad, peso, altura, IMC y nivel de carga alcanzado, tal como se muestra en la tabla N°8

Tabla N°8: Características generales de la muestra

Edad (años)	Masa (Kg)	Altura (cms)	IMC	Nivel de carga alcanzado
21 (SD: 2,12)	57,14 (SD:8,09)	154,2 (SD:5,54)	23,9 (SD:2,24)	40%
22 (SD: 0)	50,5 (SD: 0)	159 (SD: 0)	19,9 (SD: 0)	50%

Fuente: Avendaño J.I, Barahona M.P, Cornejo M.I., Inostroza J.M.

### 5.1 PERFIL DE ACTIVACION MUSCULAR

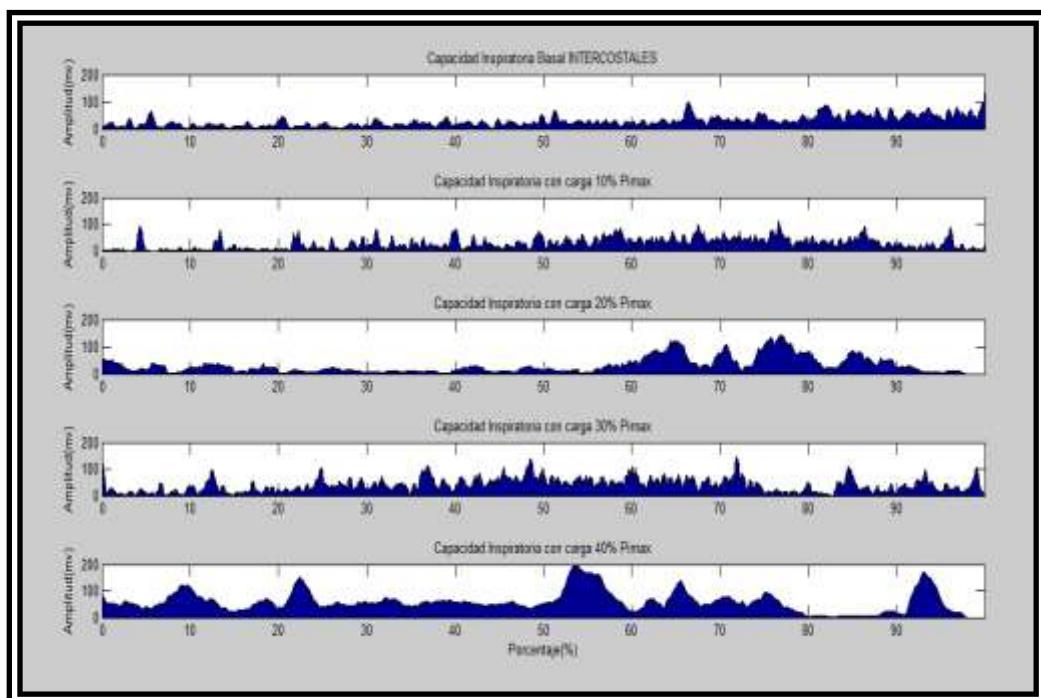
Al analizar el perfil muscular representativo para cada condición y cada músculo, es que podemos observar tanto los tiempos de activación muscular, como también el nivel de actividad (amplitud). Este último punto toma relevancia ya que, a través del promedio

de la actividad muscular para cada carga, partiendo desde el nivel basal, hasta los niveles máximos del 40% o 50%, se obtuvieron los datos electrofisiológicos que son ponderados en el presente estudio.

Es importante aclarar, que en el contexto de ponderar la activación de cada uno de los músculos en cuestión, y a su vez analizar su mayor contribución al fenómeno estudiado, solo se presentaran graficas de actividad electromiográfica, para el tiempo de la ejecución de la prueba en que ocurre la Capacidad Inspiratoria, cuyo análisis visual tiene netamente fines didácticos, ya que posterior a esta presentación, se hará hincapié en el análisis porcentual referente a la amplitud de activación. Bajo este escenario, en primer lugar se muestra el perfil de activación para los músculos Intercostales (Fig. N°11), ECOM (Fig. N°12) y Diafragma (Fig. N°13), de la condición máxima de carga que se manifiesta con un 40%.

Figura N°11: Perfil de activación de los músculos intercostales

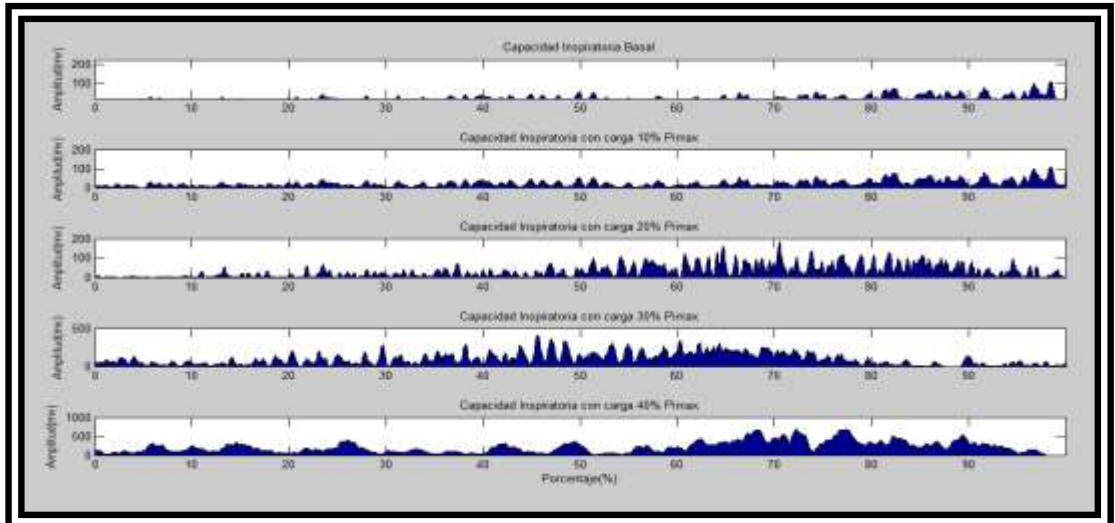
Esta figura representa la activación de los músculos intercostales, durante el tiempo en que se ejecutó la Capacidad Inspiratoria (bajo los distintos niveles de carga) desde la condición basal hasta el 40% del PiMax.



Fuente: MatLab © Creada por Kinesiólogo Leónidas Arias Poblete, 2015.

Figura N°12: Perfil de activación de los músculos esternocleidomastoideos

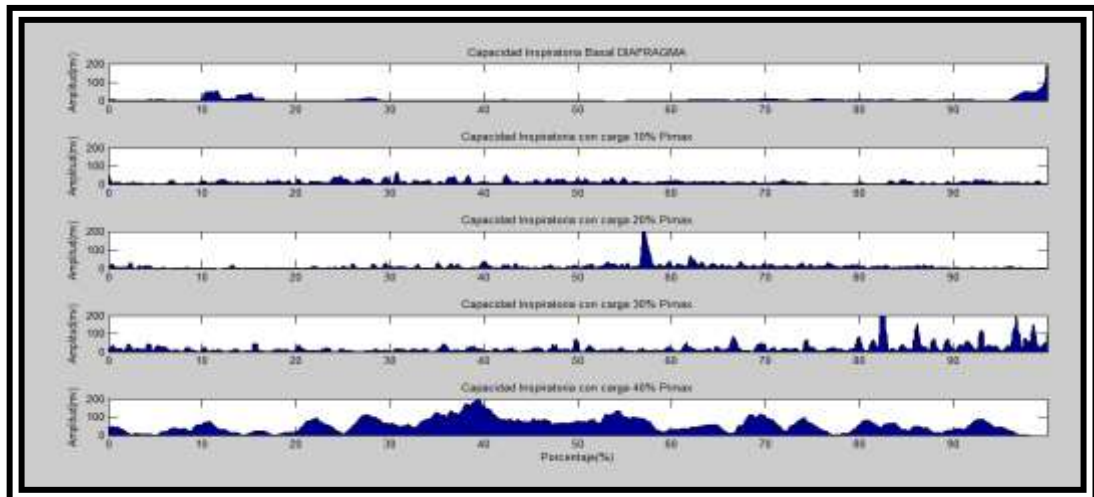
Representa la activación de estos músculos durante el tiempo en que se ejecutó la CI (bajo los distintos niveles de carga) desde la condición basal hasta el 40% del Pimax.



Fuente: MatLab © Creada por Kinesiólogo Leónidas Arias Poblete, 2015.

Figura N°13: Perfil de activación del diafragma

Representa la activación del músculo diafragma durante el tiempo en que se ejecutó la CI bajo los distintos niveles de carga, desde la condición basal hasta el 40% del PiMax.



Fuente: MatLab © Creada por Kinesiólogo Leónidas Arias Poblete, 2015.

Debido a que, el 50% de carga solo se ve representado por un sujeto, no se mostrara la gráfica respectiva. Además, el comportamiento de este sujeto no podrá ser extrapolable y solo representara individualmente las variables en estudio bajo estas condiciones. Sin embargo, los resultados para esta condición serán representados a través de tablas y graficas relacionadas con el porcentaje de activación muscular normalizado, en relación al valor obtenido durante la modalidad basal.

## **5.2 AMPLITUD DE ACTIVACION MUSCULAR**

Se debe considerar que, al analizar la amplitud de la señal de activación muscular, los datos estarán diferenciados por el nivel máximo de carga que permite la válvula (41cm H<sub>2</sub>O) en relación a la PiMax. Bajo esta condición se mostraran en primer lugar los resultados de amplitud con carga al 40% y luego al 50%

### **5.2.1 Amplitud de activación muscular con un 40% de carga máxima.**

Al analizar los datos de la Tabla N°9 se observa el nivel porcentual de actividad muscular, tomando como referencia la actividad basal, y considerando esta como el 100% de la amplitud. Entonces, en relación al 100% (o basal) podemos observar cuanto más o menos se activa cada músculo, según aumenta el nivel de carga al cual fueron sometidos los sujetos.

Es importante señalar dos puntos:

1. Los datos presentados son promedios de actividad porcentual
2. La actividad plasmada en la tabla N°9 representa solo la obtenida durante la CI, mientras que la CV se presenta en la tabla N°10.

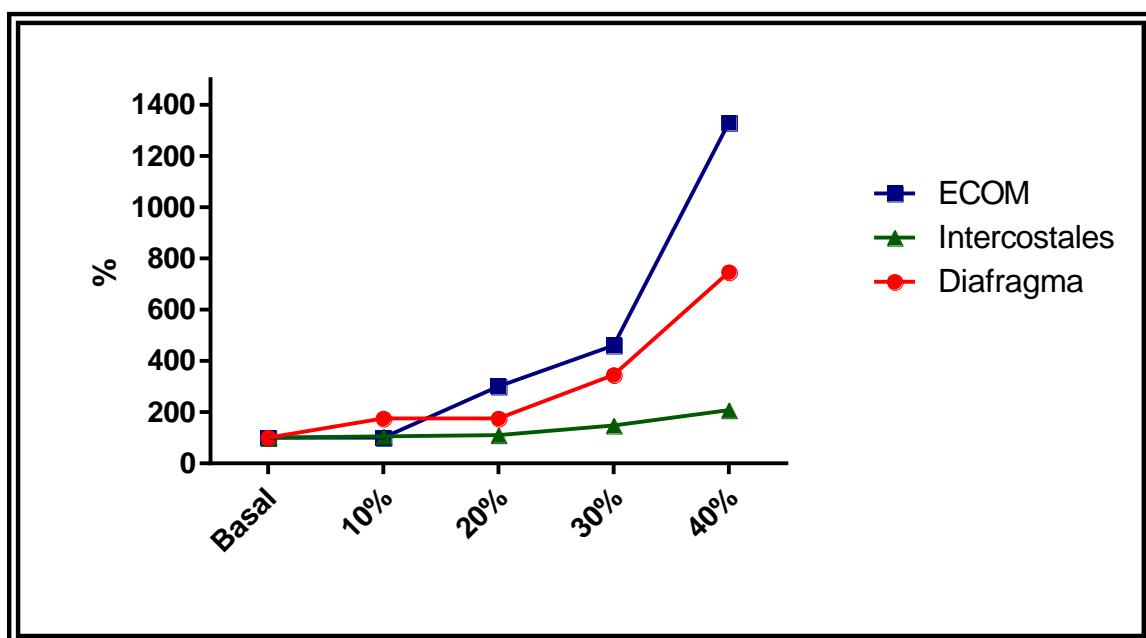
Tabla N°9: Amplitud de activación porcentual según nivel de carga, durante la Capacidad Inspiratoria  
 Los niveles máximos de amplitud se expresan con color amarillo

	CI		
Nivel de carga	INTER(%)	DIAF(%)	ECOM(%)
B	100	100	100
10%	106 (SD: 11,04)	175 (10,17)	100 (6,78)
20%	110 (SD: 9,66)	176 (SD:29,32)	300 (SD:38,13)
30%	148 (SD:13,43)	345 (SD: 30,75)	460 (SD: 34,27)
40%	208 (SD:21,40)	747 (SD:44,11)	1330 (SD:115,576)

Fuente: Avendaño J.I, Barahona M.P., Cornejo M.I., Inostroza J.M.

Al analizar los valores representados en la tabla se puede apreciar que la actividad muscular porcentual difiere para cada músculo, y presenta variaciones de acuerdo al nivel de carga al cual fueron sometidos. En consecuencia a esto, se observa que para los intercostales, ECOM y diafragma al nivel máximo de amplitud se obtuvo al 40% con un 208, 1330 y 747% respectivamente. Esto se ejemplifica en la fig. N°14, en donde se muestra la actividad muscular normalizada para el diafragma, intercostales y ECOM, según los distintos niveles de carga.

Figura N°14: Gráfica de amplitud de activación muscular porcentual con respecto al basal para los músculos intercostales, ECOM y diafragma, en los distintos niveles de carga durante la CI, para los sujetos que alcanzaron el 40% de la PiMax. Se observa que para los tres músculos el máximo nivel de activación muscular se obtiene a los 40% de la PiMax



Fuente: Avendaño J.I, Barahona M.P., Cornejo M.I., Inostroza J.M.

En función de analizar los valores obtenidos durante la CV, tal como se muestra en la tabla N°9, se aprecia que para los músculos intercostales, diafragma y ECOM el nivel máximo de amplitud se obtuvo al 40% de carga con un 430, 380 y 14% respectivamente, en relación al basal.

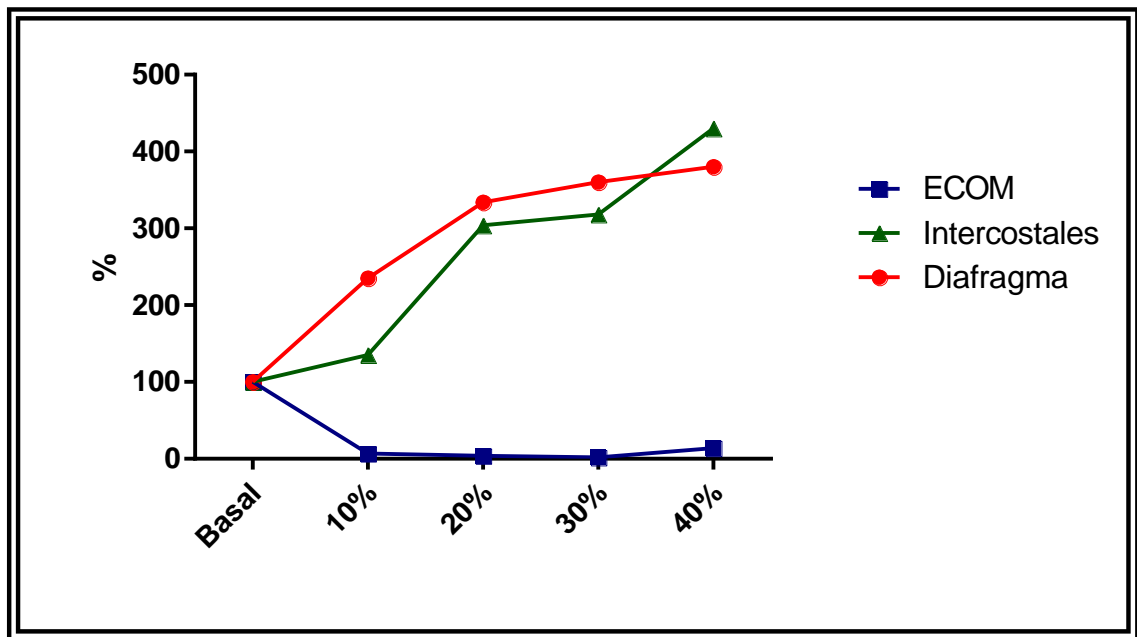
Tabla N°10: Amplitud de activación porcentual según nivel de carga, durante la Capacidad Vital Lenta  
 Los niveles máximos de amplitud se expresan con color amarillo

	CVL		
Nivel de carga	INTER(%)	DIAP(%)	ECOM(%)
B	100	100	100
10%	135 (SD:11,04)	235 (SD:10,17)	7 (SD: 4)
20%	304 (SD:9,66)	334 (SD:29,32)	4 (SD:3,39)
30%	318 (SD:13,43)	360 (SD:30,75)	2 (SD:2,34)
40%	430 (SD:21,40)	380 (SD:44,11)	14 (SD:7,17)

Fuente: Avendaño J.I, Barahona M.P, Cornejo M.I., Inostroza J.M.

Con el objetivo de apreciar esta situación, es posible analizar los datos expresados en la figura N°15.

Figura N°15: Gráfica de amplitud de activación muscular porcentual con respecto al basal para los músculos intercostales, ECOM y diafragma, en los distintos niveles de carga durante la CV, para los sujetos que alcanzaron el 40% de la Pimax. Se observa que para Intercostales y diafragma la máxima amplitud de activación se logra a los 40% de la PiMax, mientras que el ECOM disminuye su activación desde el basal hasta el 40% de la PiMax.



Fuente: Avendaño J.I, Barahona M.P., Cornejo M.I., Inostroza J.M.

### 5.2.2 Amplitud de activación muscular con un 50% de carga máxima

La tabla N°11, al igual que lo expresado en el punto 5.1, representa el nivel porcentual de activación muscular, siendo la actividad basal el 100% de amplitud.



Tabla N°11: Amplitud de activación porcentual según nivel de carga, durante la Capacidad Inspiratoria  
 Los niveles máximos de amplitud se expresan con color amarillo

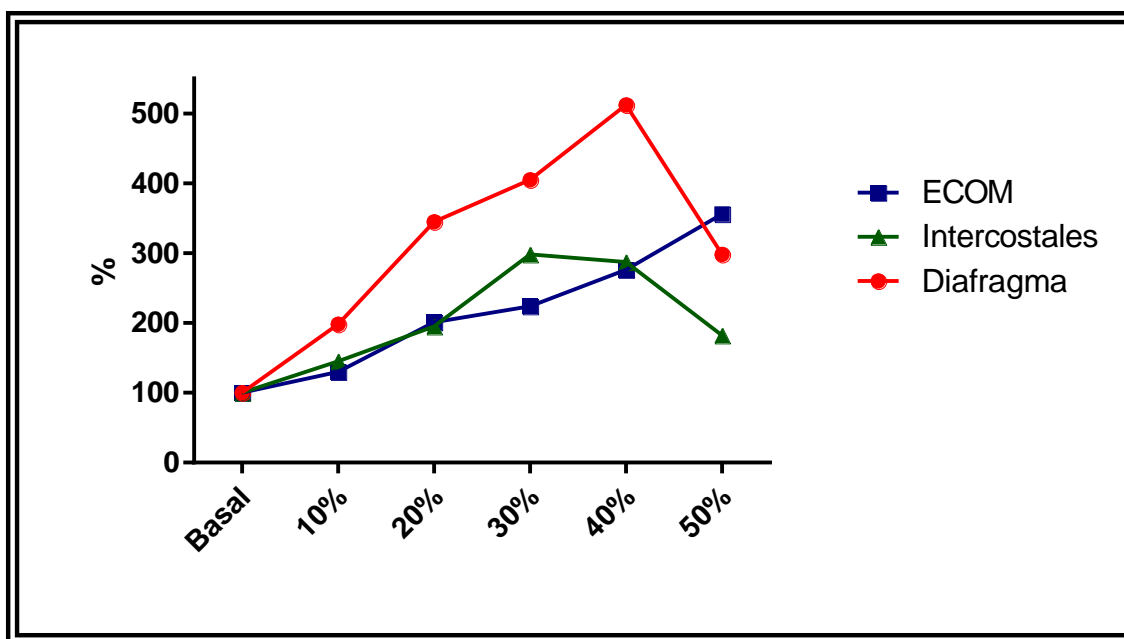
	CI		
Nivel de carga	INTER(%)	DIAF(%)	ECOM(%)
B	100	100	100
10%	145 (SD:0)	198 (SD:0)	133 (SD:0)
20%	195 (SD:0)	345 (SD:0)	201 (SD:0)
30%	298 (SD:0)	405 (SD:0)	224 (SD:0)
40%	287 (SD:0)	512 (SD:0)	276 (SD:0)
50%	182 (SD:0)	298 (SD:0)	356 (SD:0)

Fuente: Avendaño J.I, Barahona M.P., Cornejo M.I., Inostroza J.M.

Bajo estos antecedentes apreciamos que los músculos intercostales, ECOM y diafragma logran su máxima actividad a distintos niveles de carga. En el caso de los intercostales se observa la máxima actividad al 30 % de carga con un valor de 298%, el diafragma lo logra al 40% de la carga con un valor de 512% y finalmente el ECOM alcanza su máxima amplitud al 50% de carga con un valor de 356% en relación al basal.

Continuando con la manera de visualizar el porcentaje de activación en base al basal, la Figura N° 16 representa el nivel de actividad para intercostales, ECOM y diafragma bajo diferentes cargas, en el contexto de la Capacidad Inspiratoria.

Figura N°16: Gráfica de amplitud de activación muscular porcentual con respecto al basal para los músculos intercostales, ECOM y diafragma, en los distintos niveles de carga durante la CI, para el sujeto que logro el 50% de la PiMax. Se observa que para Intercostales el máximo nivel de actividad muscular se logra a los 30% de la PiMax, el diafragma lo alcanza a los 40% de la PiMax, mientras que el ECOM se activa mas al 50% de la PiMax



Fuente: Avendaño J.I, Barahona M.P., Cornejo M.I., Inostroza J.M.

Por otro lado al analizar los valores obtenidos durante la CV, como se muestra en la tabla N°12, observamos que para los músculos intercostales se logra la máxima amplitud al 30%, el diafragma al 40% y ECOM al 50% y sus respectivos valores son 187, 305 y 245%, en relación al basal.

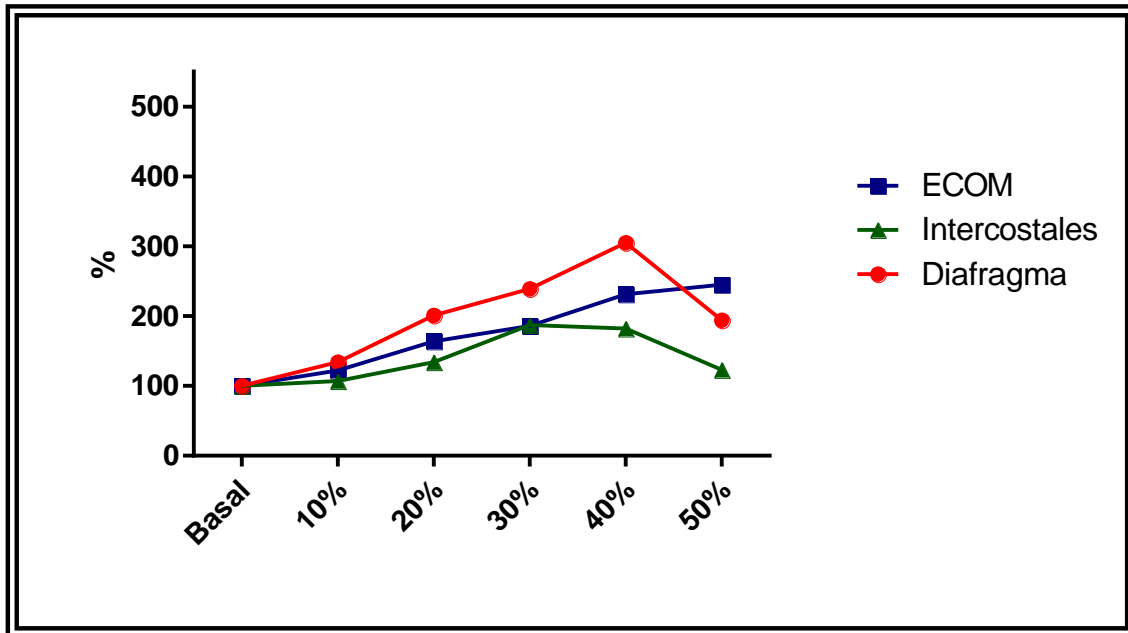
Tabla N°12: Amplitud de activación porcentual según nivel de carga, durante la Capacidad Vital Lenta  
 Los niveles máximos de amplitud se expresan con color amarillo

	CVL		
Nivel de carga	INTER(%)	DIAF(%)	ECOM(%)
B	100	100	100
10%	107 (SD:0)	134 (SD:0)	122 (SD:0)
20%	134 (SD:0)	201 (SD:0)	164 (SD:0)
30%	187 (SD:0)	239 (SD:0)	187 (SD:0)
40%	182 (SD:0)	305 (SD:0)	231 (SD:0)
50%	123 (SD:0)	194 (SD:0)	245 (SD:0)

Fuente: Avendaño J.I, Barahona M.P., Cornejo M.I., Inostroza J.M.

Al apreciar esta situación, es posible analizar los datos expresados en las figuras N°17 que representa la amplitud de activación durante la CV.

Figura N°17: Gráfica de amplitud de activación muscular porcentual con respecto al basal para los músculos intercostales, ECOM y diafragma, en los distintos niveles de carga durante la CV, para el sujeto que logro el 50% de la PiMax. Se observa que para Intercostales el máximo nivel de actividad muscular se logra a los 30% de la PiMax, lo alcanza a los 40% de la PiMax, mientras que el ECOM se activa más al 50% de la PiMax



Fuente: Avendaño J.I, Barahona M.P., Cornejo M.I., Inostroza J.M.

### 5.3 CAPACIDADES PULMONARES ANALIZADAS

Se analizaron los valores promedios para las condiciones del 40 % y el 50% de la PiMax, al igual a como se mostró en los resultados anteriores relacionados con la EMG.

Además, es importante dejar en claro que estos valores serán divididos en función de la CI y la CV, considerando la premisa que los datos presentados en las tablas están expresados en porcentajes (normalización) en referencia a la actividad basal, valor considerado como el 100% .

#### 5.3.1 Capacidad inspiratoria y capacidad vital lenta al 40% de carga máxima

En relación a la CI para la carga del 40%, se aprecia según los datos de la tabla N°13, que los volúmenes de aire movilizado varían en un rango entre 88 y 107 %.

Tabla N°13: Volumen de aire movilizado en términos porcentuales, según el nivel de carga durante la Capacidad Inspiratoria

Nivel de carga	Porcentaje promedio (%)
10%	107,81 (SD:16,20)
20%	104,78 (SD:16,27)
30%	96,43 (SD:15,22)
40%	88,90 (SD:33,94)

Fuente: Avendaño J.I, Barahona M.P., Cornejo M.I., Inostroza J.M.

Por otro lado, al analizar los volúmenes movilizados durante la CV, tal como se muestra en tabla N°14, se logra observar que al igual que en la variable anterior, los resultados varían en un rango relativamente alto, entre 77,88% y un 97,87%. Sin embargo, se observa que el promedio asociado al 40% de la carga máxima (77,8%) es el que distancia más los valores.

Tabla N°14: Volumen de aire movilizado en términos porcentuales según el nivel de carga, durante la Capacidad Vital Lenta

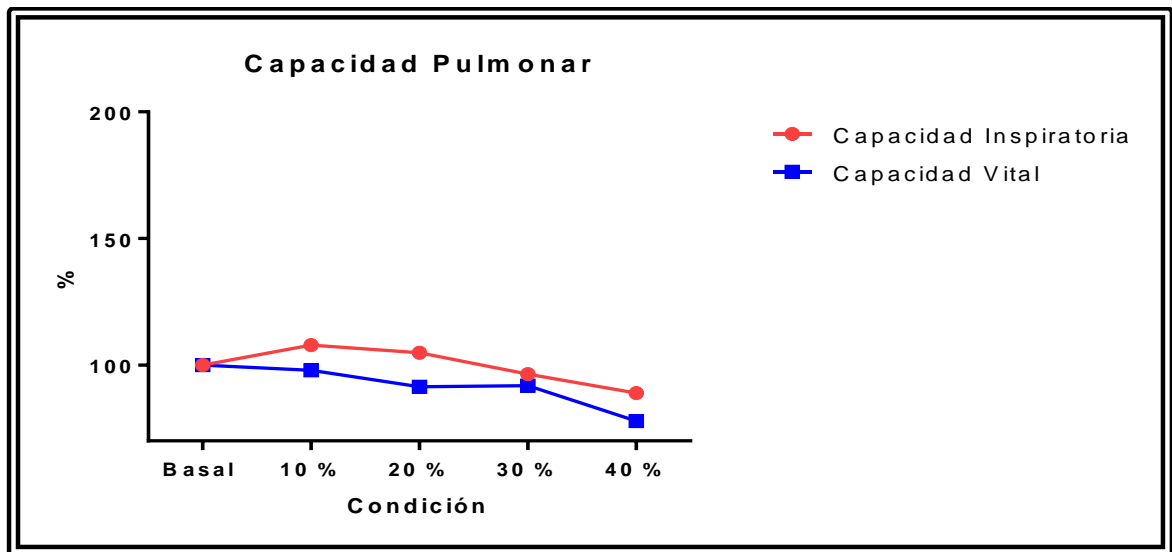
Nivel de carga	Porcentaje Promedio (%)
10%	97,87 (SD:9,13)
20%	91,35 (SD:13,90)
30%	91,85 (SD: 11.73)
40%	77,88 (SD:14,42)

Fuente: Avendaño J.I, Barahona M.P., Cornejo M.I., Inostroza J.M.

El comportamiento de volumétrico en términos porcentuales para ambas variables se puede observar en la figura N° 18.

Figura N°18: Gráfica de volumen de aire movilizado en términos porcentuales a los distintos niveles de carga, en función de la CI y CV para los sujetos que alcanzaron el 40% de la PiMax.

Se observa que los volúmenes si bien disminuyen estos tienden a mantenerse estables, disminuyendo en un 11% la CI y un 22% la CV.



Fuente: Avendaño J.I, Barahona M.P., Cornejo M.I., Inostroza J.M.

### 5.3.2 Capacidad inspiratoria y capacidad vital lenta al 50% de carga máxima

Al analizar la CI de los sujetos que obtuvieron un 50% de carga máxima según lo expresado en la tabla N° 15, se observa que los niveles de aire movilizado se mantienen en un rango de 104,19% a un 127,54%, no obstante es el porcentaje asociado al 50% de la carga (104,19%) el que aumenta el grado de dispersión de los datos.

Tabla N°15: Volumen de aire movilizado en términos porcentuales, según el nivel de carga durante la Capacidad Inspiratoria

Nivel de carga	Porcentaje Promedio (%)
10%	117,36
20%	127,54
30%	126,94
40%	120,35
50%	104,19

Fuente: Avendaño J.I, Barahona M.P., Cornejo M.I., Inostroza J.M.

Finalmente al analizar la variable CV se observa que los volúmenes movilizados se mantienen en un rango muy pequeño, de 100,27 a un 103,83%. Esto se muestra en la Tabla N°16.

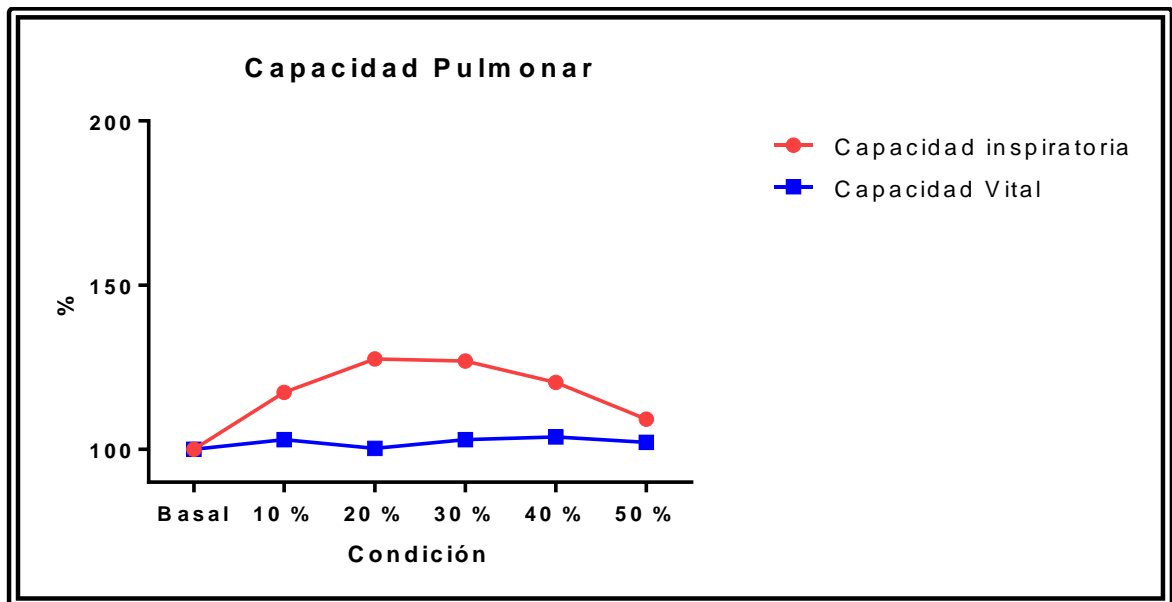
Tabla N°16: Volumen de aire movilizado en términos porcentuales según el nivel de carga, durante la Capacidad Vital Lenta.

Nivel de carga	Porcentaje Promedio (%)
10%	103,01
20%	100,27
30%	103,01
40%	103,83
50%	102,19

Fuente: Avendaño J.I, Barahona M.P., Cornejo M.I., Inostroza J.M.

El comportamiento de volumétrico en términos porcentuales para ambas variables se puede observar en la figura N° 19.

Figura N°19: Gráfica de volumen de aire movilizado en términos porcentuales a los distintos niveles de carga, en función de la CI y CV para los sujetos que alcanzaron el 50% de la PiMax. Que para la CI los volúmenes aumentan hasta el 20% de la Pimax y luego decae hasta el 50%, mientras que la CV tiene un comportamiento lineal llegando a 103,83 a los 40% de la PiMax.



Fuente: Avendaño J.I, Barahona M.P., Cornejo M.I., Inostroza J.M.



## 6. DISCUSIÓN

En el desarrollo de esta investigación se relacionó el ciclo respiratorio de inspiración y espiración, enmarcado en la CI y CVL, con el nivel de activación muscular obtenido en el análisis de datos. Para lo cual se dividió el tiempo que duró el ciclo respiratorio en porcentajes de 0% al 100%. Además se consideró la amplitud muscular obtenida sin resistencia (basal) como un coeficiente de referencia, que en términos prácticos se ponderó como el 100% de aire movilizado.

Al aplicar cargas incrementales inspiratorias, se producen cambios en los volúmenes de la pared torácica, promoviendo un aumento en la movilización del aire, esta variación va a depender de la resistencia de la persona. Los cambios volumétricos se producen principalmente a cargas elevadas y se acompañan en cambios de la actividad muscular y de la frecuencia muscular, en los resultados de la presente investigación se observa que las variables espirométricas tienden a disminuir levemente (CI disminuye un 11% y CV disminuye un 22%) a medida que se aumentan las cargas, sin embargo estas se mantienen relativamente estables a lo largo de toda la maniobra. Un estudio realizado por Enright y cols. en el año 2006, en sujetos sanos donde se les entrenó por 9 semanas encontró un aumento en el volumen corriente. Por otra parte Griffiths y McConnell (2007), quienes analizaron el entrenamiento muscular inspiratorio en atletas de remo durante 4 semanas, no encontraron cambios en la ventilación. Lo que se contradice con los estudios mencionado anteriormente, esto puede ser debido a las diferentes intensidades y frecuencias de las cargas aplicadas. Sin embargo, no existe un consenso claro en la literatura sobre este tema.

En el contexto de evaluación electromiográfica, donde nuestro estudio evaluó la amplitud muscular, se observa que los músculos diafragma y ECOM comienzan a aumentar su actividad muscular a los 20 cmH<sub>2</sub>O considerando además que a los 33 cmh<sub>2</sub>O ( 30%) aumenta exponencialmente, hasta llegar a 41 cmH<sub>2</sub>O ( 40 %) donde

en el caso de los sujetos que alcanzaron ese valor máximo no se puede observar si disminuye posteriormente la actividad de estos músculos, pero al evaluar el comportamiento de quien llegó al 50% se observa que la actividad muscular del diafragma disminuye por sobre la del ECOM. Además, cabe señalar que es el ECOM quien muestra una mayor variación en el registro de su actividad entre el inicio y final del protocolo.

Los resultados mencionados recientemente se correlacionan con los obtenidos por Fontes y cols. quienes mostraron que existe un aumento de la frecuencia de activación a los 30 y 40 cmH<sub>2</sub>O para el ECOM y diafragma respectivamente [58].

Por otra parte Nobre y cols. analizaron la ventilación pulmonar y actividad electromiográfica de los músculos respiratorios durante una prueba de resistencia muscular inspiratorio usando cargas de 10, 20 y 30 cmH<sub>2</sub>O en mujeres jóvenes, en donde se concluye que la actividad muscular de la parte baja de la caja torácica aumenta durante cargas respiratorias progresivas denotándose su peak entre los 20-30 cmH<sub>2</sub>O asociados a ajustes de la frecuencia respiratoria, correlacionándose con una disminución en la tasa de respiración con el fin de disminuir el trabajo respiratorio[59]. De acuerdo a la activación de la musculatura respiratoria se menciona que en cuanto mayor sea la carga, mayor será la actividad muscular representada en la EMG, destacando la actividad del músculo esternocleidomastoideo durante toda la maniobra, lo que se asocia al efecto del mantenimiento de la postura durante el incremento de la carga umbral, bajo ese contexto considerando la dualidad funcional, éste músculo puede tener una mayor o menor activación dependiendo de la resistencia impuesta en el sistema respiratorio.

Es interesante plantear la inquietud respecto a la utilidad que se le puede otorgar al comportamiento de estas variables. Debido a que en la literatura se han publicado una serie de protocolos de entrenamiento, para sujetos con diversas características, como por ejemplo con EPOC, o enfermedades neuromusculares. Se ha demostrado cómo un correcto plan de entrenamiento de la musculatura

respiratoria, al someterlos a una actividad con intensidad, duración y frecuencia determinada genera cambios en los músculos, además de mejoras en la fuerza y la resistencia, mejorando por consiguiente la capacidad de realizar ejercicio, retardando fatiga y disminuyendo la disnea.

También, se han descrito principios esenciales del entrenamiento muscular, como lo son la sobrecarga progresiva, especificidad y reversibilidad, considerando la capacidad física inicial del sujeto [60, 62]. Según la evidencia para estimular las mejoras en resistencia y fuerza hay que entrenar con sobrecargas de trabajos superiores a las normales. La intensidad del ejercicio debe ser por lo menos del 60% de la máxima para estimular el desarrollo de la fuerza y de un 30% para estimular mejoras en resistencia [63].

Considerando los resultados que se manifestaron anteriormente, existe una tendencia a que el entrenamiento debiese ser al 40%, sin embargo para llegar a esa convicción se requiere, en este caso, un estudio con una mayor cantidad de muestra, y en función de eso, aplicar estadística inferencial.

En relación a las limitaciones y debilidades de la investigación hay que mencionar que además del ECOM, diafragma e intercostales hay una serie de músculos que intervienen en la mecánica respiratoria. En términos teóricos los músculos que debieran estar principalmente activos son los abdominales, sobre todo aquellos que forman la pared ventrolateral del abdomen. Estos poseen su función óptima a niveles altos de volúmenes pulmonares, cercanos a la CPT, teniendo gran relevancia en la inspiración como en la espiración. Su contracción durante la inspiración, permite aumentar la zona de aposición del diafragma, contribuyendo a realizar una mayor inspiración. Posteriormente cuando comienza la espiración, los abdominales se mantienen contraídos aumentando la presión abdominal, produciendo un movimiento hacia arriba del diafragma, con descenso del volumen pulmonar [62]. En relación a este punto, los resultados de esta investigación plantean que los músculos abdominales no solo trabajan en la inspiración, sino que también en la espiración. Si consideramos en términos conceptuales que el diafragma y los abdominales trabajan en sinergia, para brindar estabilidad a la caja torácica y regular

el flujo que entra y sale de los pulmones, en el contexto de un movimiento controlado. Resulta interesante sopesar que la activación máxima del diafragma al 40% de la PiMax, podría inducir la activación de los músculos abdominales, bajo la lógica de “trabajar juntos”, por lo tanto para futuras investigaciones es recomendable incluir estos grupos musculares, ponderando el grado de co-contracción que pudiera existir.

Por otro lado, si bien los músculos intercostales tienen acciones bien diferenciadas, en su función inspiratoria o espiratoria, es posible analizar en términos generales el rol que cumplen estos músculos. En esta línea, se tiene claridad sobre su función en la estabilización de la parrilla costal, tanto en el ciclo inspiratorio como espiratorio, ya que por un lado no solo regulan el aumento de los diámetros torácicos, sino que también evitan la succión ejercida por los cambios abruptos de presión. Bajo estos argumentos, tenemos que señalar que considerando la localización espacial de este grupo muscular, no fue posible en la presente investigación, establecer diferencias en la detección de los intercostales internos o externos, ya que según la literatura la colocación de los electrodos solo responde, a aspectos generalistas y no específicos de la función intercostal, por lo tanto se requieren técnicas de evaluación más invasivas para aumentar la probabilidad de diferenciación de las distintas porciones reportadas en la literatura.

Las principales debilidades de nuestro estudio se enmarcan en las limitaciones que nos generó la válvula Threshold IMT, debido a que esta permite un máximo de Presión de 41 cmH<sub>2</sub>O, y 3 mujeres sobrepasaban este valor, en relación al 40% de su PiMax. Por otra parte, la magnitud del tamaño muestral la consideramos una limitación, debido a que contamos con un número reducido de mujeres que aceptaron participar en la presente investigación.

Finalmente, con el objetivo de profundizar en los datos obtenidos, es necesario futuras investigaciones en las cuales el tamaño muestral sea mayor y consideren en su análisis no sólo datos electrofisiológicos provenientes del dominio del tiempo sino que también

contemplan el dominio de la frecuencia, ya que en este contexto, se podría evaluar cuál es la frecuencia de descarga de motoneuronas que predomina en un determinado porcentaje del ciclo respiratorio y en función de estos antecedentes ponderar como la frecuencia media o mediana declina en relación al tiempo, en la medida que los requerimientos del sistema respiratorio aumentan. Al ponderar este tipo de análisis se sugiere el cálculo del índice de fatiga el cual nos señala si ha disminuido la capacidad del músculo para sostener un trabajo. Para este tipo de análisis se podrían utilizar algoritmos como la Transformada de Wavelet, con el objetivo de obtener una representación tiempo frecuencia, de lo acontecido con esta última variable. Lo anterior tiene un rol de importancia a la hora de establecer cuáles son los argumentos que sustentan un cambio de paradigma en el entrenamiento del sistema respiratorio, ya que por un lado, el aumento de frecuencia de descarga de las unidades motoras es uno de los mecanismos que utiliza el sistema nervioso central para aumentar los requerimientos de fuerza de un determinado grupo muscular, lo que está en conjunto con el reclutamiento de unidades motoras, que se podría manifestar con una mayor amplitud de activación, condición que fue abordada en esta investigación.

Por lo tanto, en la medida que el número de variables investigadas aumenten y a su vez, estas sean de relevancia, se podrían establecer clasificadores de detección de patrones que sean consistentes en términos clínicos y electrofisiológicos, con el objetivo de sustentar un cambio de paradigma en los protocolos de entrenamientos en personas no sedentarias.

## 7. CONCLUSIÓN

En el presente estudio se presentó la siguiente interrogante ¿Cuál es el comportamiento de las variables derivadas de la electromiografía de superficie (EMGs) y espirometría, en el contexto del uso de válvula umbral con carga incremental, en mujeres no sedentarias entre 19 a 25 años, analizado en la UNAB durante el mes de Marzo del 2015? Para dar respuesta a esta incógnita se caracterizó la actividad electromiográfica de la musculatura inspiratoria, en mujeres no sedentaria, durante una prueba espirométrica con el uso de válvula umbral, en donde se obtuvieron los porcentajes de activación, la amplitud de señal y el perfil de activación.

El efecto agudo de las cargas incrementales sobre la musculatura inspiratoria generó una pequeña disminución en la capacidad inspiratoria y vital.

La actividad de la musculatura, aumento mayormente en los músculos ECOM y diafragma por sobre los intercostales. Teniendo el peak de la activación al 40% de la PiMax.

Se debiese considerar en futuras investigaciones, donde se puedan comparar los resultados de este estudio con otro se miliares características realizado en hombres, ya que las diferencias de género juegan un rol importante en el área de la Salud y el Deporte.

Finalmente, es importante considerar que este estudio podría ser la base de futuras investigaciones, donde se pueden crear protocolos de entrenamiento con una carga del 40% de la PiMax y ponderar que tipo de ejercicio produce una mayor efectividad en sujetos no sedentarios para así contribuir al área de la salud y el deporte.

## 8. BIBLIOGRAFÍA

1. Fontes, et al. Acute effects of incremental inspiratory loads on compartmental chest wall volume and predominant activity frequency of inspiratory muscle. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 23. 2013; 1269–1277.
2. Jammes Y, Budin-Poirier C, Brégeon F. Electromyographic tools to assess hemidiaphragm paralysis. *Clin Physiol Funct Imaging*. 2010; 30: 107-115.
3. González, et al. Efectos del entrenamiento de la musculatura respiratoria sobre el rendimiento. Revisión bibliográfica. *Rev Andal Med Deporte*. 2010;3(3):171-17800.
4. Tantucci C, Pinelli V, Cossi S, Guerini M, Donato F, Grassi V. Reference values and repeatability of inspiratory capacity for men and women aged 65-85. *Respir Med* .2006; 100: 871-877.
5. Fregonezi G, Azevedo I, Araujo T, Dias F, Resqueti V. Adaptation of the Threshold IMT with double spring load allows higher inspiratory pressure for muscle training. *Clin Physiol Funct Imaging*. 2009; 29: 462.
6. Bustamante V, Galdiz J, Gorostiza A, Camino J, Talayero N, Sobradillo V. Comparación de 2 métodos de entrenamiento muscular inspiratorio en pacientes con EPOC. *Arch. Bronconeumol*. 2007; 43 (8): 432.
7. Organización Mundial de Salud. Disponible en: <http://www.who.int/dietphysicalactivity/pa/es/>. [Consultado el 21 de Abril del 2014].

8. Serón P, Muñoz S, Lanas F. Nivel de actividad física medida a través del cuestionario internacional de actividad física en población Chilena. Rev méd Chile .2010; 138(10): 1232-1239.
9. Resultados I Encuesta de Salud, Chile 2003. Disponible en <http://epi.minsal.cl/epi/html/invest/ENS/InformeFinalENS.pdf>. [Consultado el 21 de abril de 2014].
10. Mañanas Miguel A. Análisis de la actividad muscular respiratoria mediante técnicas temporales, frecuenciales y estadísticas (trabajo para optar por el título). Universidad politécnica de Catalunya. 1999.
11. Ratnovsky A, Elad D, Hapern P. Mechanics of respiratory muscles. Respir Physiol Neurobiol. 2008: 82-89.
12. Pérez M Lizbet. Evaluación por imágenes del diafragma en el niño. Rev chil. enferm. Respir.2012; 28(3): 236-248.
13. Galdiz JB. Función de los músculos respiratorios en la EPOC. Arch Bronconeumol [revista en la Internet]. 2000 May [citado 2014 Jun 16]; 36:275-285. Disponible en: <http://www.archbronconeumol.org/es/funcion-los-musculos-respiratorios-epoc-/articulo/10188/>.
14. West J. Fisiología respiratoria. 7ta edición. Editorial médica panamericana,2005.
15. Dauber, W. Feneis.Nomenclatura anatómica ilustrada .5ta edición. Editorial Masson, 2001.



16. Cruz Mena E, Moreno R. Aparato respiratorio fisiología y clínica .4ta Edición. Editorial Publicaciones Tecnicas Mediterraneo. 1999.
17. Hudson A, Gandevia S, Butler J. The effect of lung volume on the co-ordinated recruitment of scalene and sternomastoid muscles in humans .J Physiol .2007; 584: 261-270.
18. Pino JM, García F .Mecánica respiratoria II. Guadalajara.
19. Chicharro L.J, Fernández A. Fisiología del ejercicio. 2006. Editorial panamericana. Madrid, España.
20. Carrick G, Hastings J, Bhella P, Shibata S, Fujimoto N, Palmer D, et al. The effect of age related differences in body size and composition n cardiovascular determinants of VO2 max. J Gerontol A Biol Sci Med Sci. 2013; 68: 608-616.
21. Gutiérrez M, Valdivia G, VillaroelL, ContrerasG, Cartagena C, Lisboa C. Normogramas de ecuaciones de referencia espirométricas SER 2009. Rev Chil Enf Respir. 2010; 26: 9-15.
22. De Lucas P, Rodriguez J, Socorro R. Obesidad y función pulmonar. Arch Bronconeumol. 2004; 40: 27-31.
23. Fases del ciclo menstrual. Disponible en [http://www7.uc.cl/sw\\_educ/enferm/metodos/gen/html/h17.htm](http://www7.uc.cl/sw_educ/enferm/metodos/gen/html/h17.htm). [Consultado el 21 de Abril del 2014]
24. Constantini NW, Dubnov G, Lebrun CM. The Menstrual Cycle and Sport Performance .Clin Sports Med .2005; 24: 51– 82.

25. Williams JS, Parsons SM. Ventilatory and Respiratory Muscle Function at Rest and During Exercise Across the Menstrual Cycle. *J Exerc Physiol Online* [revista en la Internet]. 2011 [citado 2014 Marzo 26]; 14(5):109-117. Disponible en: <https://g-se.com/es/fisiologia-del-ejercicio/articulos/funcion-de-los-musculos-ventilatorios-y-respiratorios-en-reposo-y-durante-el-ejercicio-a-lo-largo-del-ciclo-menstrual-1441>.
26. Chen HI, Tang YR. Effects of the menstrual cycle on respiratory muscle function. *Am Rev Respir Dis*. 1989; 140(5):1359-62.
27. Gavali MY, Gavali YV, Patil KB. Influence of menstrual cycle on lung functions in young healthy medical students. *J Int health and biomed Res*. 2013; 2: 30-34.
28. Nandhini R, Subhashini AS. Variation in the pulmonary functions with the phase of the menstrual cycle in adolescent females. *J Clin Diag Res*. 2012; 6(2): 173-175.
29. Da Silva S, Sousa E, Viana R, Cordeiro M. Changes in peak expiratory flow and respiratory strength during the menstrual cycle. *Respir Physiol Neurob*. 2006: 150, 211-219.
30. Gutierrez M. Reflexiones sobre los estudios de función pulmonar en nuestra práctica clínica. *Rev Chil Enf respir*. 2007; 23:157-159.
31. Miller M, R. Hankinson J, Brusco V, Burgos F, Casaburri R, Coates A, et al. Series "ATS/ERS task force: Standardisation of lung function testing". Standardisation of spirometry. *Eur Respir J*. 2006; 29: 319-338.

32. Linares P. Marcela, Sánchez D. Ignacio, Corrales V. Raúl, Díaz C. Armando, Escobar C. Ana María. Pruebas de función pulmonar en el niño. Rev. chil. pediatr. [revista en la Internet]. 2000 Mayo [citado 2014 Jun 05] ; 71( 3 ): 228-242 .
33. Gutierrez M, BeroizaW, Borzone G, Caviedes I, Cespedes J, Moreno R, et al. Espirometria: Manual de procedimientos.Sociedad chilena de enfermedades respiratorias.Rev Chil Enf Respir.2007;23: 31-42.
34. Vargas C, Gochicoa L, Velazquez M, Mejia R, Vazquez J, Perez R, et al.Pruebas de función respiratoria, ¿Cuál y a quién? Neumol Cir Torax .2011;2: 101-117.
35. Lisboa C, Leiva A, Pinochet R, Repetto P, Borzone G, Diaz O.Valores de referencia de la capacidad inspiratoria en sujetos sanos no fumadores mayores de 50 años. Arch Bronconeumol.2007;43: 485-489.
36. O'donnell D, Revill S, Webb K .Dynamic hyperinflation and exercise intolerance in chronic obstructive pulmonary disease. Am J Respir Crit Care Med .2001;164: 770-777.
37. Burgos F, Casan P, Del Campo F, Galdiz J, Giner J, Gonzalez N, et al. Normativa sobre la espirometría.España: Editorial Respira, 2013.
38. Roca J, Brugos F, Barbera J, Sunyer J, Rodriguez R, Castellsague J, et al .Prediction equations for plethysmographic lung volumes .Respir Med . 1998; 92: 454-460.

39. Gutierrez C, Valdivia G, Contreras G, Cartagena C, Lisboa C. Proposición de nuevas ecuaciones para calcular valores espirometricos de referencia en población chilena adulta. Sociedad Chilena de enfermedades respiratorias. Rev Med Chile.2014;142: 143-152.
40. Lisboa C, Leiva I. Rehabilitación Respiratoria. Boletín Esc. de medicina, Pontífice U. Católica. 1995; 24: 57.
41. Johnson P. H, Cowley A. J, Kinnear W. J M. Evaluation of the THRESHOLD trainer for inspiratory muscle endurance training: comparison with the weighted plunger method. Eur Respir J. 1998; 9: 2681.
42. Fiz JA, Morera J. Exploración funcional de los músculos respiratorios. Arch Bronconeumol. 2000; 36:393.
43. Yasar F, Tasci C, Savci S, Tozkoparan E, Deniz O, Balkan A, Bilgic H. Pulmonary rehabilitation using modified Threshold inspiratory muscle trainer in patients with tetraplegia. Case Reports in Medicine. 2012; 1.
44. Sociedad colombiana de neumología y cirugía de torax. Evaluacion de la resistencia muscular respiratoria. Rev Neumol [revista en la Internet]. 2003 [citado 2014 Marzo 29]; 9. Disponible en: <http://www.encolombia.com/medicina/revistas-medicas/neumologia/vns-141/neum141-02revi-eva3>.
45. Puppo H.Rehabilitación en pediatría. En: Neumología Pediátrica.2007; 2:26.

46. De Luca C. Electromyography. Encyclopedia of medical devices and instrumentation .Editorial John Wiley Publisher.2006.
47. Cavalcanti M.A., Vieira T.M. Surface electromyography: Why, when and how to use it. Rev Andal Med Deporte .2011; 4(1): 17-28.
48. Merlo A, Campanini I .Technical Aspects of Surface Electromyography for Clinicians. The open rehabilitation Journal, 2010; 3:98-109.
49. Estrada L, Torres A, Garcia-Casado J, Prats-Boluda G, Yelin Y, Jané R. Evaluation of la placian diaphragm electromyographic recording in a dunamic inspiratory maneuver. IEEE.2014:2201-2204.
50. Hutten G, Thuijl H, Bellegem A, Eykern L, Aalderen W. A literature review of the methodology of EMG recordings of the diaphragm. J Electromyography and Kinesiology. 2010; 20: 185-190.
51. Falla D, Dall P, Rainoldi A, Merletti R, Jull G. Location of innervation zones of sternocleidomastoid an scalene muscles- a basis for clinical and research electromyography applications. Clinical Neurophysiology .2002 ; 113:57-63.
52. Gila L., Malanda A., Rodríguez Carreño I., Rodríguez Falces J., Navallas J. Métodos de procesamiento y análisis de señales electromiográficas. Anales Sis San Navarra. [citado 2014 Sep 22]. Disponible en: [http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1137-66272009000600003&lng=es](http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1137-66272009000600003&lng=es).
53. Hyvarinen A, Oja E. Independent component analysis: Algorithms and aplpications. Neural networks. 2000; 13: 411-430.

54. Kouro R, Musalem R. Tutorial introductoria a la teoría de wavelet. Técnicas modernas en automáticas. 2012: 1-8.
55. E.J.W.Maarsingh, L.A.Van Eykern Respiratory muscle activity measured with a noninvasive EMG technique: technical aspects and reproducibility. J Appl Physiol. 2000; 88: 1955–1961.
56. Informe de Belmont: Principios éticos y directrices para la protección de sujetos humanos de investigación. Disponible en [http://www.ecu.edu/cs-acad/rgs/irb/upload/Belmont-Report\\_Spanish.pdf](http://www.ecu.edu/cs-acad/rgs/irb/upload/Belmont-Report_Spanish.pdf). [Consultado el 14 Julio del 2014].
57. Principios generales de la ética. Disponible en <http://www.uchile.cl/portal/investigacion/centro-interdisciplinario-de-estudios-en-bioetica/documentos/76256/principios-generales-de-etica>. [Consultado el 19 de Julio del 2014].
58. Fontes et al. Acute effects of incremental inspiratory loads on compartmental chest wall volume and predominant activity frequency of inspiratory muscle. Journal of electromyography and kinesiology.2013;23: 1269-1277.
59. Nobre M. et al. inspiratory muscle endurance testing: pulmonary ventilation and electromyographic anlysis. Respiratory physiology & neurobiology. 2007;155: 41-48.
60. González Motesinos J.L. et al. Efectos del entrenamiento de la musculatura respiratoria sobre el rendimiento. Rev Andl Med Deporte.2012;5:163-170.
61. Galdiz J. Función de los músculos respiratorios en la EPOC. Arch Bronconeumol.2000;36:275-85.

62. Hill K, Cecins N, Eastwood P, Jenkins S. Inspiratory muscle training for patients with chronic obstructive pulmonary disease: A practical guide for clinicians. Arch Phys Med Rehabil. 2010; 91:1469, 1466. [59 tesis 2.4]
63. Agrest A et al. Medicina, 1984. Editorial Labrinca , Buenos Aires ( Argentina)

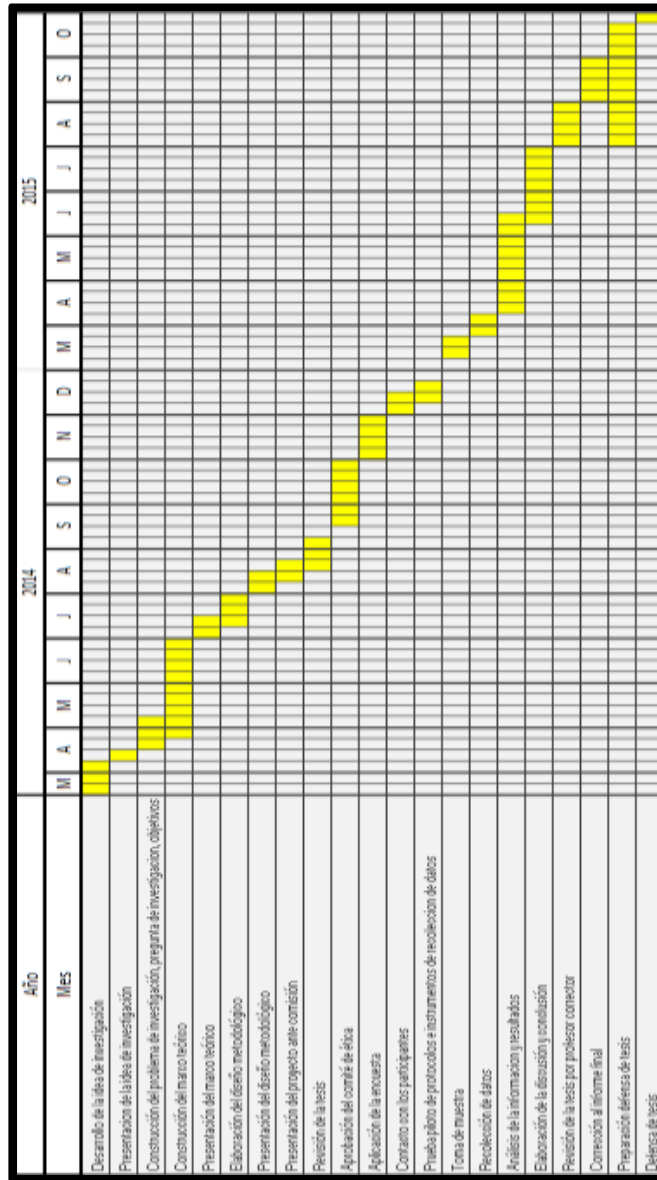
## 9. GLOSARIO

- **PiMax:** Presión inspiratoria máxima.
- **ECOM:** Esternocleidomastoideo.
- **CV:** Capacidad vital
- **CI:** Capacidad inspiratoria
- **CRF:** Capacidad residual funcional
- **VC:** Volumen corriente
- **CVF:** Capacidad vital forzada
- **CPT:** Capacidad pulmonar total
- **VT:** Volumen total
- **VRI:** Volumen de reserva inspiratorio
- **VRE:** Volumen de reserva espiratorio
- **VR:** Volumen residual
- **EMG:** Electromiografía
- **EMGs:** Electromiografía de superficie
- **EMGdi:** Electromiografía de diafragma
- **Patm:** Presión atmosférica
- **Palv:** Presión alveolar
- **Pel:** Presión elástica del pulmón
- **Ppl:** Presión pleural
- **PTP:** Presión transpulmonar
- **VO2max:** Consumo máximo de oxígeno
- **UM:** Unidad motora



## 10. MATERIAL COMPLEMENTARIO

### 10.1 ANEXO N°1: DISTRIBUCIÓN CRONOLÓGICA DE LA INVESTIGACIÓN.



**10.2 ANEXO N°2: ENCUESTA CON CRITERIOS DE INCLUSIÓN Y EXCLUSIÓN.**

**Santiago, Marzo de 2014.**



**Encuesta**

**“Comportamiento electromiográfico y espirométrico del sistema respiratorio, en el contexto del uso de válvula umbral con carga incremental, en mujeres no sedentarias entre 19 a 25 años: Un estudio descriptivo”**

Junto con saludarlo, quisiéramos invitarlo a participar en nuestra Tesis, cuyas mediciones serán realizadas entre los meses de marzo y abril del año 2015.

**Datos personales**

Nombre

Completo:.....

Edad: .....años

Peso: .....kg.

Talla:.....m.

IMC: ..... (No contestar)

Teléfono Fijo: 022-.....

Celular:.....

Correo:.....

Carrera: .....

Año que cursa Actualmente:.....

Responda con información verídica las siguientes preguntas:

1. En caso de ser mujer, ¿Tu periodo menstrual es regular? Si\_\_\_ / No\_\_\_
2. En caso de ser mujer, ¿Está embarazada? Sí\_\_\_ / No\_\_\_
3. ¿Practica deporte regularmente? Si\_\_\_ / No\_\_\_  
¿Cuántas veces por semana?.....  
¿Cuánto tiempo dura tu actividad física?.....

4. ¿Consumes cigarrillo? Si\_\_\_\_/ No\_\_\_\_  
¿Cuántos diarios?.....
5. ¿Tiene alguna patología pulmonar diagnosticada? Si\_\_\_\_ / No\_\_\_\_  
¿Cuál?.....
6. ¿Tiene alguna deformidad en la columna vertebral? Si\_\_\_\_/ No\_\_\_\_ No sé\_\_\_\_  
¿Cuál?.....
7. ¿Tiene alguna cirugía de torácica reciente? Si\_\_\_\_/ No\_\_\_\_
8. ¿Tiene alguna patología cardiovascular diagnosticada? Si\_\_\_\_/ No\_\_\_\_  
¿Cuál?.....
9. ¿Sufre de dolor torácico? Si\_\_\_\_/ No\_\_\_\_  
¿Por qué?.....

### 10.3 ANEXO N°3: CONSENTIMIENTO INFORMADO.



Universidad  
Andrés Bello®

#### CONSENTIMIENTO INFORMADO

**PROYECTO DE INVESTIGACIÓN:** “Comportamiento electromiográfica y espirométrico del sistema respiratorio, en el contexto del uso de la válvula umbral con carga incremental, en mujeres no sedentarias entre 19 a 25 años: Un estudio descriptivo”

Esta información tiene por objetivo ayudar en la decisión de participar o no en el estudio propuesto. Para lo cual se entrega una descripción detallada del marco general del proyecto, así como las condiciones en las que se realizará el estudio, y sus derechos como participante voluntario. Sin embargo es importante destacar que este estudio deberá ser aprobado por el comité de ética de la Universidad Andrés Bello.

**DETALLE DE PROCEDIMIENTOS:** se estudiara la actividad electromiográfica de los músculos diafragma y ECOM durante la medición de la capacidad vital lenta y capacidad inspiratoria a través de la espirometría interponiendo diferentes cargas con la válvula umbral.

Para la evaluación de la actividad electromiográfica se requiere la instalación de electrodos de superficie, mediante un material adhesivo sobre la musculatura que se desea estudiar. Este método corresponde a una técnica no invasiva, indolora, conocida y validada por la literatura científica existente y no implica ningún riesgo para el evaluado. El procedimiento consiste en, limpiar la piel sobre la cual se ubicarán los electrodos, con el objetivo de detectar la señal lo más pura posible, esto quiere decir que se espera captar las señales provenientes del músculo principalmente y no de otras fuentes (señal no deseada considerada como ruido). Cualquier elemento que se encuentre entre el electrodo

y la piel afectará la calidad de los datos obtenidos. El lugar donde se ubican los electrodos corresponde a sitios estrictamente descritos en la literatura científica relativa a la EMG. Luego, se adhieren los electrodos a la piel mediante cintas de doble contacto y se procede con el registro de los datos. Para ello, la participante deberá estar sentada relajadamente y ejecutar la maniobra espirométrica. El investigador le explicará en el procedimiento de la tarea que deberá realizar.

**PARTICIPACIÓN EN EL ESTUDIO:** La participación en este estudio voluntaria y el otorgamiento del consentimiento no tiene ningún tipo de repercusión legal, ni obligatoria a futuro. Usted puede retirarse del estudio cuando estime conveniente, sin tener que dar ningún tipo de explicación.

**CONFIDENCIALIDAD:** Si bien los resultados que se obtengan pretenden servir para publicaciones de carácter científico, su identidad no aparecerá en ningún caso publicada, permaneciendo en secreto y sólo codificada con sus iniciales y la fecha del procedimiento; cualquier persona ajena a esta investigación carece de acceso a información que permita identificar a los voluntarios que participen en este estudio. La integridad de los datos obtenidos serán almacenados en formato digital, por duplicado, en soportes diferentes (disco duro y DVD a modo de respaldo) mientras dure el estudio. Una vez finalizado este, los datos serán guardados sólo en medio sólido (DVD) con el fin de contar con un respaldo para la eventual comprobación de resultados y procedimientos de análisis. En ambos casos los datos se mantendrán al resguardo del investigador responsable. Es posible que los datos recopilados en el marco de esta investigación sean utilizados en estudios posteriores que se beneficien del tipo de registros obtenidos. Si así fuera, solamente estarán disponibles los datos codificados según lo indicado en el párrafo anterior, manteniendo su identidad personal estrictamente secreta.

**BENEFICIOS DEL ESTUDIO:** como participante usted estará contribuyendo al conocimiento de la activación muscular del diafragma y ECOM, y la relación a distintos

volúmenes pulmonares, lo cual es importante, porque ésta es una poderosa herramienta que permitirá obtener parámetros en el contexto clínico y posteriormente esta información puede ser útil frente a patologías que afecten el sistema neuromuscular y respiratorio. Si usted lo desea, se le informará sobre los resultados y tendrá acceso libre a sus propios registros de EMG y espirométricos. Mientras participe en el estudio podrá tener una comunicación fluida con todos los investigadores involucrados en el estudio.

**RESPONSABILIDAD DEL EQUIPO DE INVESTIGACIÓN:** En la remota eventualidad de cualquier complicación médica que surja de los procedimientos antes detallados, el equipo se hará responsable de asumir las intervenciones que se requieran para su resolución. Cualquier duda en relación a la tarea o la técnica empleada puede ser libremente expresada a cualquiera de los investigadores responsables aquí indicados:

**RESPONSABLES DE ÉSTA INVESTIGACIÓN:**  
**INVESTIGADOR A CARGO:**  
KLOGO LEÓNIDAS EDUARDO ARIAS POBLETE  
**ESTUDIANTES INVESTIGADORES:**  
JUAN IGNACIO AVENDAÑO LOBOS  
MACARENA BARAHONA BUSTAMANTE  
MARÍA ISABEL CORNEJO CÁRDENAS  
JOSÉ MANUEL INOSTROZA QUINTANILLA

**DECLARACION DEL PARTICIPANTE**

Según el procedimiento que se explicó anteriormente. Yo  
\_\_\_\_\_ consiento  
voluntariamente mi participación de este estudio.

Firma:

\_\_\_\_\_

RUN: \_\_\_\_\_

Nombre \_\_\_\_\_ del \_\_\_\_\_ investigador:

\_\_\_\_\_

Firma del investigador: \_\_\_\_\_

Fecha: \_\_\_\_\_

#### **10.4 ANEXO N°4: PROCEDIMIENTO ESPIROMETRÍA.**

La Sociedad Americana de Tórax establece el siguiente procedimiento para la medición de la capacidad vital lenta y capacidad inspiratoria:

- La persona debe estar en sedente y relajada.
- Se debe colocar la boquilla en el interior de la boca, con los labios alrededor, sin interponer la lengua.
- Se recomienda ocluir la nariz con una pinza nasal.
- El operador activa el espirómetro.
- El sujeto debe realizar una respiración tranquila por la boca a volumen corriente por no más de 5 ciclos.
- Desde el nivel final de la espiración tranquila hasta capacidad pulmonar total; el sujeto deberá realizar una inhalación rápida, pero no forzada.
- Luego de un tiempo de 1 a 2 segundos, deberá exhalar todo el aire hasta el fin del examen ( se puede alentar al paciente con una expresiones como “ siga siga”)
- Activación de la función de término del examen por parte de operador, al alcanzarse los criterios de fin del examen.
- Desconexión del sujeto de la boquilla y retiro de la pinza nasal.