

# “Análisis kinésico de Mecánica Ventilatoria, una perspectiva Funcional”

“Kinesic analysis of Ventilatory Mechanics, a Functional perspective.”

Javiera Escobar Inostroza<sup>1,2</sup>, Hernán Maureira Pareja<sup>3,4</sup>.

<sup>1</sup>Magíster en Kinesiología, Universidad Católica del Maule

<sup>2</sup>Asesora Unidad de Promoción de la Salud y Participación Ciudadana, Seremi Salud Maule

<sup>3</sup>Doctor en Ciencias de la Actividad Física

<sup>4</sup>Departamento de Kinesiología, Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad Católica del Maule.

**Título Abreviado: Mecánica ventilatoria, una perspectiva funcional**

**Información del Artículo**

**Recepción: 3 de Diciembre de 2019**

**Aceptación: 31 de Diciembre de 2019**

## RESUMEN

En el presente artículo de revisión, se abordan los modelos explicativos de la dinámica ventilatoria y su análisis cinemático, con el objeto de relevar las variables de movilidad como un traductor kinésico funcional. En este análisis, se constata las diversas perspectivas de los análisis orientados desde modelos con valoración anátomo-fisiológica propiamente tal y aquellos modelos puramente físicos. Generalmente, los métodos de valoración fisiológica no incorporan en su análisis elementos de valoración de la movilidad toracoabdominal, sin embargo, se ha documentado que las variables cinemáticas son sensibles a los cambios del patrón ventilatorio y puede diferenciar las alteraciones de la función pulmonar, destacándose que es necesario contar con un modelo dinámico que incluya variables cinemáticas sensibles a los desplazamientos y utilizarlas para evaluar, diagnosticar y predecir en la perspectiva de contextos de función y disfunción ventilatoria.

**Palabras claves:** cinemática ventilatoria, modelos ventilatorios, traductor kinésico, modelo función-disfunción.

## SUMMARY

In this review article, explanatory models of ventilatory dynamics and their kinematic analysis are addressed, in order to relieve mobility variables as a functional kinesic translator. In this analysis, the diverse perspectives of analyzes oriented from models with proper anatomical-physiological assessment and those purely physical models. Generally, the physiological assessment methods do not incorporate in their analysis elements of thoracoabdominal mobility assessment, however, it has been documented that kinematic variables are sensitive to changes in ventilatory pattern and can differentiate pulmonary function disorders. Whereby the need to have a dynamic model that includes kinematic variables sensitive to displacement and use them to assess, diagnose and predict ventilatory functional y dysfunctional contexts.

**Keywords:** ventilatory kinematics, ventilatory models, kinesic translator, function-dysfunction model.

## Introducción

El análisis de la función ventilatoria en el país se ha explorado principalmente desde la interpretación de pruebas de función pulmonar en patologías crónicas, con la finalidad de monitorear el estado de los pacientes y su deterioro funcional. Sin embargo, la alteración del patrón ventilatorio no ha tenido la misma preocupación y ha sido subestimado su método de valoración. Uno de los métodos más cercanos a considerar en este tipo de análisis es el denominado Índice de Carga de Trabajo Ventilatorio<sup>1</sup> (IKCTV), instrumento de examen clínico que contempla variables fisiológicas y de movimiento, para clasificar el deterioro ventilatorio en obstructivo, restrictivo o mixto. En particular IKCTV pediátrico cuenta con dos variables asociadas al movimiento ventilatorio, el uso de la musculatura accesoria y el mecanismo de tos, mientras que para el adulto se considera además la observación de la cinemática toracoabdominal con uso de musculatura accesoria<sup>2</sup>.

Para determinar el rendimiento del sistema toracopulmonar se ha priorizado métodos de valoración fisiológicos, que no incorporan indicadores de comportamiento de la mecánica ventilatoria, sin embargo, diversos estudios demuestran que la evaluación cinemática toracoabdominal es sensible a los cambios del patrón ventilatorio<sup>3,4</sup> y puede diferenciar las alteraciones de la función como un traductor del movimiento ventilatorio<sup>5,6</sup>.

## Método

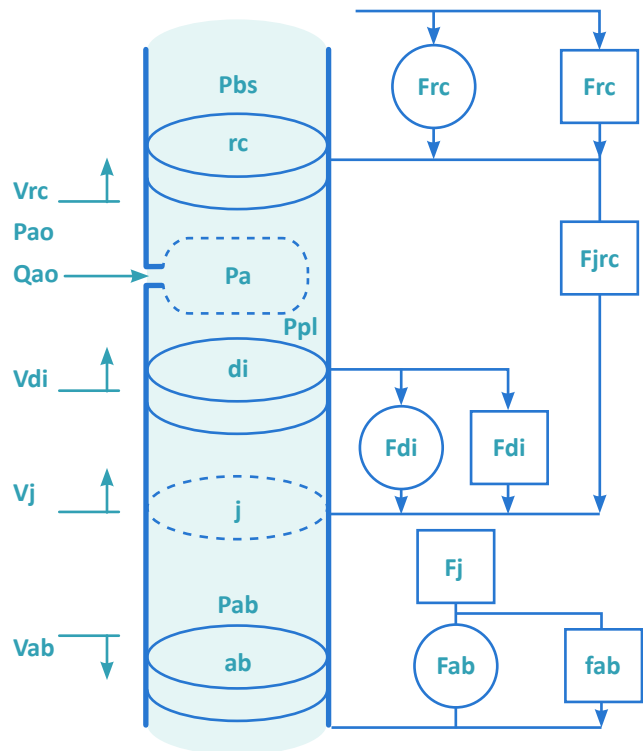
Se realizó una revisión durante el período 2016-2017 con el objetivo de proveer un marco referencial de una investigación formal, en el desarrollo de las exigencias de suficiencia investigativa del programa de Magister en Kinesiología<sup>7</sup>, obteniéndose información relevante para el análisis cinemático ventilatorio.

Dentro de la búsqueda realizada en diversas bases de datos (Pubmed, Scielo y Scopus), se distingue dos líneas argumentativas de la mecánica ventilatoria; una orientada a modelos físicos y otra centrada en modelos anatómicos y funcional, descritos desde 1982 al 2015, su evolución y ordenamiento por variables involucradas en el análisis permiten clarificar información para mejorar la comprensión de la evaluación mecánica y su relación con las variables clínicas.

## Descripción de Modelos

Una línea de investigación que explica el trabajo ventilatorio por medio del modelado físico, ha facilitado la comprensión del sistema y podría orientar su evaluación mecánica. Al respecto, uno de los primeros modelos en este ámbito es propuesto por el investigador Primiano<sup>8</sup> en la década del 80 y describe un compartimento en el cual coexisten el tórax, diafragma y cavidad abdominal delimitados por paredes antero posteriores rígidas. En ese modelo los cambios de presiones generados por fuerzas activas y pasivas, producen el desplazamiento en sentido céfalo-caudal de la estructura (Figura N°1).

Figura N°1: Modelo de Primiano adaptado.

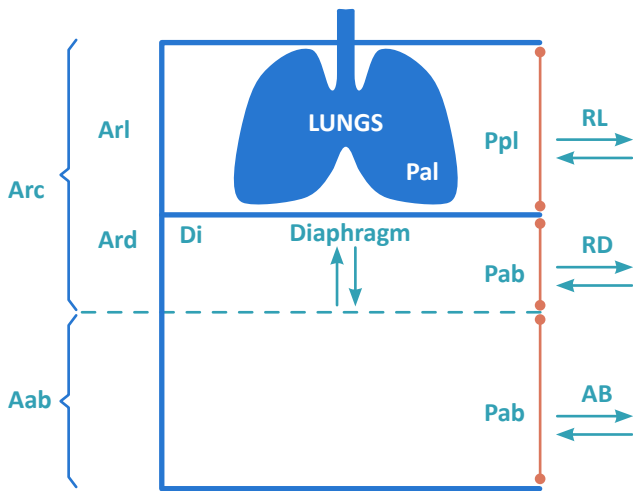


rc: Caja torácica; di: diafragma; ab: pared abdominal; Pao: presión a la apertura; Ppl: presión pleural; Pab: presión sobre la superficie peritoneal de la pared abdominal; Pa: presión alveolar; j: unión común de diafragma con la caja torácica y la pared abdominal; F: fuerza muscular activa; f: fuerza elementos mecánicos pasivos; v: desplazamiento de volúmenes.

Posteriormente en los 90 Ben-Haim y Saidel<sup>9</sup>, construyen un modelo de dos compartimentos, (tórax y abdomen), delimitados por el músculo diafragma. La estructura contempla pared posterior (columna), superior (clavícula) e inferior (pelvis) que delimita el movimiento ventilatorio, generando un desplazamiento en sentido antero-posterior de la membrana anterior del sistema, el cual se desplaza en la medida que el

diafragma se contrae y aumenta la presión positiva de la cavidad abdominal (Figura N°2).

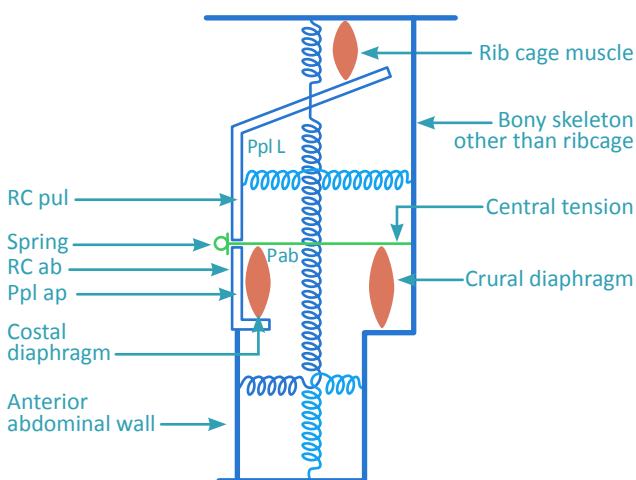
Figura N°2: Modelo Ben Haim y Saidel adaptado.



**Arc:** área caja torácica; **Arl:** área de caja torácica pulmonar; **Ard:** área de caja torácica diafragmática; **Aab:** área cavidad abdominal; **Pal:** presión alveolar; **Ppl:** presión pleural; **Pab:** presión abdominal; **Di:** diafragma; **RL:** membrana asociada a caja torácica de aposición pulmonar; **RD:** membrana asociada a caja torácica de aposición diafragmática; **AB:** membrana asociada a pared abdominal ventral caudal a la inserción del diafragma.

Un tercer modelo ha sido propuesto por Ward y sus colaboradores<sup>10</sup>, quien mantiene las estructuras de los compartimentos delimitantes que definieron Ben Haim y Saidel, y subdivide la estructura torácica en superior e inferior por el rol diferenciador de la actividad diafragmática e incorpora la participación de los componentes elásticos en cada uno de ellos (Figura N°3).

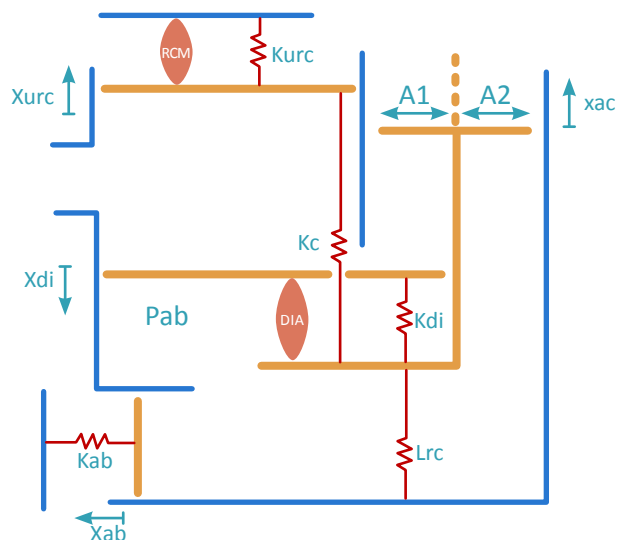
Figura N°3: Modelo Ward y cols adaptado.



**Pp L:** presión en la superficie interna del pulmón; **P ab:** presión abdominal; **L:** pulmón; **RC pul:** parte de la caja torácica sujeta a pulmón; **RC ab:** parte de la caja torácica sujeta al abdomen; **Ppl ap:** presión pleural en área de aposición.

Recientemente el modelo propuesto por Wilson<sup>11</sup>, mantiene la estructura tricompartmental y asocia su movimiento a la actividad muscular. Éste modelo precisa que el tórax superior se desplaza hacia craneal producto de la acción de la musculatura costal y supraclavicular, en tanto que el tórax inferior, se mueve en sentido antero-posterior y al llegar a su límite compartimental asciende por efecto de la contracción diafragmática. Para el autor, el diafragma comprende dos porciones, un área asociada a la presión pleural A1 y otra a la presión abdominal A2, esta división explica como la inspiración produce el descenso de la cúpula A1 disminuyendo la zona de aposición A2 y desplaza las estructuras de tórax inferior hacia lateral y craneal. El tercer compartimento responde al aumento de presión intra-abdominal, la pared del abdomen se desplaza hacia anterior y se retrae cuando se restablece la cúpula diafragmática (Figura N°4).

Figura N°4: Modelo Wilson adaptado.



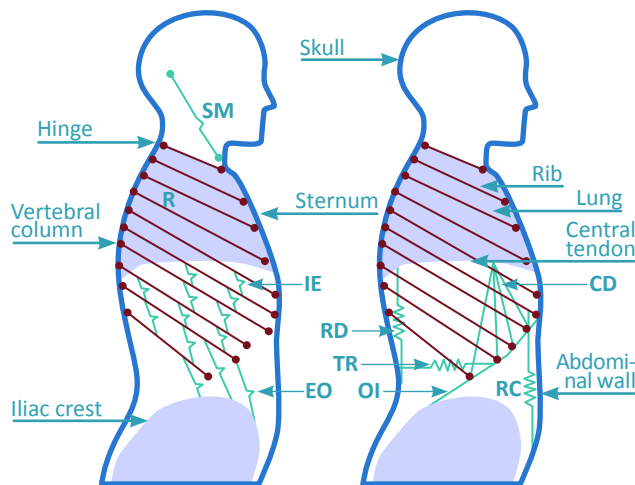
**RCM:** Musculos inspiratorios de la caja toracica; **K:** constante elástica; **Kc:** constante elástica de tórax superior e inferior; **X:** desplazamiento del pistón; **Urc:** caja torácica superior; **Lrc:** caja torácica inferior; **Di:** diafragma; **Ab:** abdomen; **Ppl:** presión pleural; **Pab:** presión abdominal; **A1:** área torácica inferior asociada a la presión pleural; **A2:** área torácica inferior asociada a la presión abdominal.

La explicación de la mecánica ventilatoria modelada físicamente por estructuras simplificadas dan cuenta de los desplazamientos de los compartimentos por cambios de presión y volúmenes, sin embargo bajo esta perspectiva de modelos, es difícil comprender el trabajo dinámico del sistema. Complementariamente existe una descripción mecánica que interpreta el movimiento de las estructuras compartimentales por medio de la actividad sincrónica de la musculatura ventilatoria, que

ha sido propuesto por Ratnovsky<sup>12</sup> y analiza los grupos musculares principales y accesorios de la ventilación, en tiempos y nivel de activación, destacando dentro de sus hallazgos, la dependencia del trabajo mecánico y la relación de fuerza muscular respecto la longitud y angulación de sus fibras. A diferencia de los constructos anteriores, analiza el comportamiento de los grupos musculares a lo largo de todo el ciclo ventilatorio, donde la fase inspiratoria se caracteriza por tener dos tiempos de activación muscular, primero la acción del diafragma y segundo, la actividad muscular costal, ambos determinados por la eficacia de sus acciones, por otro lado, los músculos espiratorios solo se activan cuando la demanda del trabajo ventilatorio lo requiere.

Ratnovsky elabora una interpretación de la dinámica ventilatoria con un análisis primario en la activación muscular, lo cual permite comprender el fenómeno desde una óptica más funcional y por lo tanto de mayor pertinencia kinésica (Figura N°5).

Figura N°5: Modelo de Ratnovsky adaptado.



**SM:** Estenocleidomastoide; **IE:** Intercostal Externo; **EO:** Oblicuo externo; **R:** Costilla; **IO:** Oblicuo interno; **RC:** recto del abdomen; **TR:** Transverso del abdomen; **CD:** diafragma costal; **RD:** diafragma crural.

### Modelos físicos versus anatómicos

Los modelos físicos, son las primeras construcciones explicativas del comportamiento del sistema en fase inspiratoria, reconociendo la estructura tóraca y abdomen como elementos básicos del funcionamiento del complejo ventilatorio. En general el diafragma es el músculo principal de la ventilación y su contracción induce cambios de presiones en ambos compartimentos. Si bien este patrón se mantiene a lo largo de los

cuatro modelos físicos descritos, cada uno de ellos incorpora variables que complementan la descripción general. Los primeros constructos refieren un músculo diafragma como gestor único del movimiento en los compartimentos ventilatorios, su actividad es uniforme y delimita la cavidad torácica de la abdominal. La descripción funcional de diafragma se modifica en el modelo de Wilson, quien diferencia al músculo en dos porciones asociadas a la presión pleural y abdominal.

Posteriormente, se incorporan al análisis de los modelos, los músculos accesorios y las interpretaciones físicas de los mismos, dado que el diafragma por sí solo no logra explicar en su totalidad los fenómenos fisiológicos descritos.

El modelo de Ward agrega la participación de la musculatura accesoria costal en el compartimento superior como músculos estabilizadores torácicos, dando respuesta al aumento de la presión negativa inducida por la contracción diafragmática. Si no mediara esta acción el compartimento torácico se retraería, generando movimientos toracoabdominales asincrónicos y disminuyendo el volumen de la fracción de oxígeno presente en el volumen pulmonar. La participación de la musculatura costal también ha sido destacada en las investigaciones de Troyer<sup>13</sup>, quien ha reportado el aumento de la movilidad torácica producto de la contracción costal inspiratoria indispensable para optimizar la función.

La revisión de los modelos descritos (Tabla N°1) permiten establecer una explicación de la mecánica ventilatoria desde la óptica del análisis principal de la fase inspiratoria, y probablemente porque la espiración se produce en forma pasiva no se incorpora en el análisis del diseño. Si bien desde el modelo de Ben Haim y Saidel se incorpora la pared abdominal (músculos accesorios de la espiración), ellos refieren su desplazamiento como consecuencia del aumento de la presión intrabdominal en la inspiración y no como un grupo muscular potencialmente espiratorio ante el aumento de las demandas ventilatorias.

Todos estos constructos explican la ventilación desde variaciones en variables físicas de presión y volúmenes, quedando el rol de la actividad muscular relegado a un análisis secundario como respuesta a los cambios fisiológicos detectados. Si bien este tipo de análisis, ha reportado grandes avances, la comprensión de la ventilación desde esta perspectiva de trabajo, no logra explicar por completo el ciclo ventilatorio.

Tabla N°1: Modelos aspectos fundamentales.

Autor	Año	Aspectos fundamentales
Primiano	1982	- Desplazamiento cefalocaudal. - Participación de fuerzas activas y pasivas.
Ben Haim y Saidel	1990	- Separación de compartimentos por musculo diafragma. - Desplazamiento anteroposterior.
Ward y colaboradores	1992	- Músculos costales y su actividad en tórax superior. - Segmentación de compartimento torácico en dos. - Incorpora componentes elásticos.
Ratnovsky	2005	- La fuerza muscular depende de la longitud y angulación de las fibras muscular. - Fase inspiratoria cuenta con dos tiempos de activación. - La fase espiratoria se activa frente al aumento de la demanda ventilatoria.
Wilson	2015	- Diferenciación del diafragma en dos porciones. - Desplazamiento de los tres compartimentos producto de la acción muscular y cambio de presiones.

A diferencia de los modelos físicos, Ratnovsky inicialmente desarrolla un análisis electromiográfico del comportamiento mecánico de la musculatura ventilatoria, abarcando las dos fases del ciclo, con el cual determina que la fuerza y trabajo ventilatorio depende del ángulo de inserción y longitud muscular<sup>14</sup>. Estos resultados se refuerzan por el *Teorema de la Reciprocidad de Maxwell* descrito para músculos costales y donde variaciones de longitud determinan el potencial cambio de presión<sup>15</sup>.

Bajo esta óptica el modelo mecánico propuesto por Ratnovsky valora la actividad muscular como un determinante de la funcionalidad en las distintas fases del ciclo ventilatorio. La inspiración, inicia la actividad muscular desde flujos bajos, cuenta con dos momentos de activación, el primero es generado por contracción diafragmática y responsable del 60% a 80% de la fase inspiratoria y al disminuir la longitud de sus fibras, se activa los intercostales externos. Si bien la musculatura costal tiene una menor participación en todo el proceso, su potencial de activación eléctrica es mayor que el diafragma y se debe a propiedades mecánicas distintas, en tanto que las fibras costales tienen una menor longitud y su rango de acortamiento está por debajo del diafragma.

Por otra parte, la máxima activación de la musculatura inspiratoria se produce al final su fase, mientras que la actividad de los músculos espiratorios se determina por el aumento de la demanda de su carga de trabajo, ya que, la relajación del diafragma por si solo genera la

espiración. Además a diferencia de la fase inspiratoria su máximo pick de activación se produce en la mitad de la fase.

### Construcción de modelo dinámico

Los antecedentes presentados en esta revisión, hacen necesario seguir desarrollando estudios asociadas a la descripción cinemática del sistema ventilatorio, ya que los métodos de análisis existentes comprenden valoraciones prioritariamente del comportamiento fisiológico del sistema, en la perspectiva del análisis de gases en sangre, saturación de oxígeno, auscultación del murmullo pulmonar e imágenes radiográficas que son una expresión de la condición sistémica de la función pulmonar y que ha predominado en el método de evaluación utilizado en el sistema de salud.

Si bien este método ha permitido diagnosticar a los pacientes y categorizar según su gravedad, ha dejado de lado aspectos relevantes de la función pulmonar, que se podría optimizar para una comprensión del fenómeno ventilatorio. Uno de ellos es el aporte del análisis de la cinemática toracoabdominal, que de medirse anticipada y recurrentemente podría predecir y explicar el deterioro funcional.

Actualmente, mediante el uso del IKCTV es posible evaluar algunos aspectos de la función ventilatoria que no son abordados oficialmente por los métodos de valoración convencional. Por ejemplo determinación de la sobrecarga ventilatoria medida por la actividad de la *musculatura accesoria involucrada*, con el propósito de valorar de 0 a 3 la activación de músculos auxiliares, entendiéndose que al aumentar la demanda ventilatoria la espiración se vuelve activa y la inspiración requiere la participación de músculos accesorios. Otra de las variables que incorpora el IKCTV es el análisis del *mecanismo de la tos*, el cual verifica el cumplimiento óptimo de sus tres etapas y puede ser utilizado como un traductor del estado funcional de su mecánica ventilatoria. Finalmente existe una tercera variable que se vincula con la evaluación de la *movilidad toracoabdominal* en el IKCTV de adulto, la cual hace una descripción clínica del fenómeno ventilatorio definiendo la asincronía de tórax y abdomen como el mayor grado del deterioro funcional.

Este instrumento es una de las primeras herramientas kinésicas que mide variables del movimiento humano

y las utiliza para poder diagnosticar el estado de un paciente, intervenirlo y posteriormente reevaluarlo. Su uso permite desarrollar la evaluación de la función ventilatoria con mayor rigurosidad y así estudiar las diversas interpretaciones físicas y anatómicas que existen a la fecha.

Plantearnos la ventilación desde la perspectiva de la función y disfunción de la movilidad torácica abdominal, aporta una riqueza de análisis a diversas problemáticas en contextos de salud-enfermedad. En este sentido, la riqueza del análisis del sistema ventilatorio se puede convertir en un traductor kinésico funcional.

### Discusión

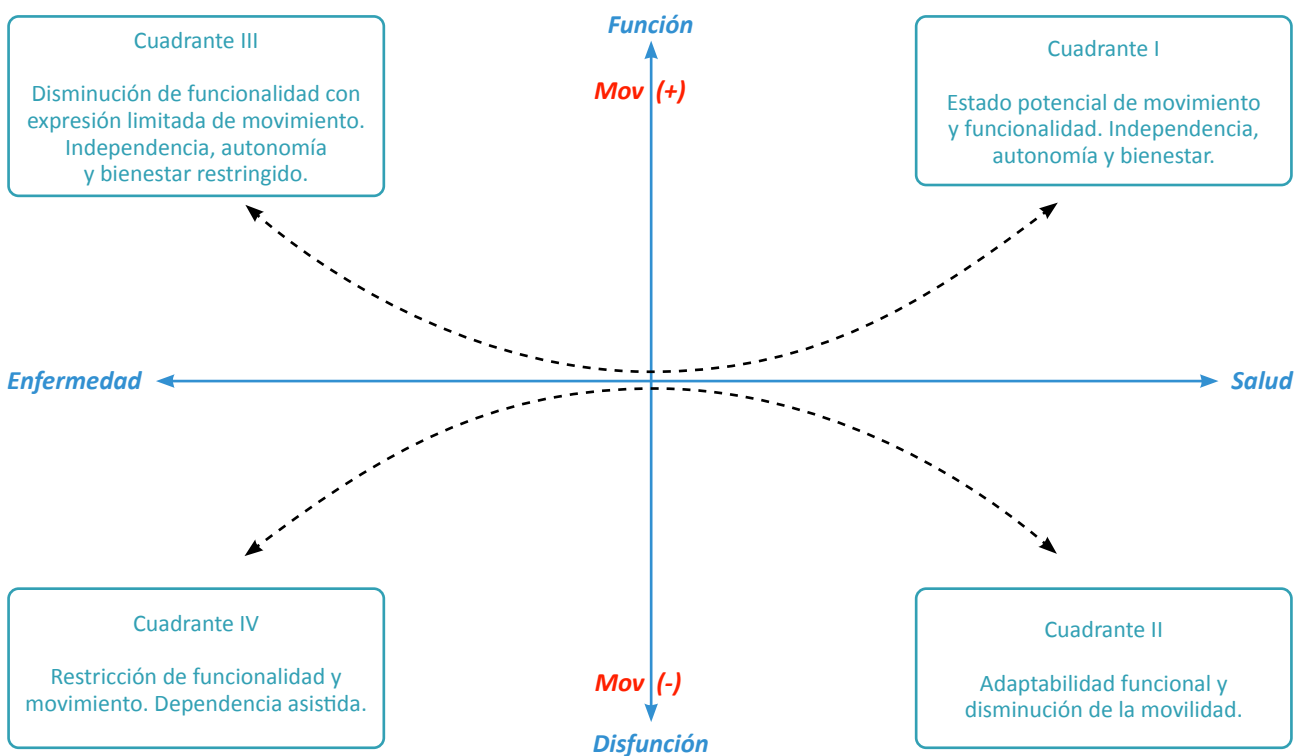
El análisis de la cinemática ventilatoria, puede convertirse en un traductor kinésico funcional de las condiciones de los sujetos en diferentes contextos, las variables a registrar deben ser representativas de la movilidad de ambos compartimentos y lo suficientemente sensibles para que sus cambios puedan ser registrados y comparados a través del tiempo. Relevándose la necesidad de construir un modelo dinámico que incluya variables cinemáticas sensibles a los desplazamientos y utilizarlas para evaluar, diagnosticar y reevaluar en la perspectiva

de los contextos funcionales que invitan a desarrollar el modelo función disfunción, como ejemplo podríamos indicar que “*si un sujeto no tiene un movimiento sincrónico de los compartimentos, si su mecanismo de tos no cumple con las tres fases o bien su ejecución no es efectiva, o si su posición restringe la movilidad del compartimento toracoabdominal, puede que el individuo se encuentre en condiciones saludables, pero su movilidad y la función probablemente estarán descendidas. Es decir, se empieza a gestar un deterioro funcional que acelera el envejecimiento del sistema ventilatorio, manteniendo un estado de salud teórico, el cual frente a un episodio agudo puede exacerbarse llevando su salud a un punto crítico. Por tanto si representáramos la posición del individuo en el modelo función disfunción este se encontraría en el segundo cuadrante, pero pudiendo transitar rápidamente al cuarto si sufre una descompensación*”<sup>16</sup> (Figura N°6).

### Conclusión

El presente manuscrito presenta el resultado de la revisión de análisis cinemático de la ventilación, derivados de modelos físicos y anatómico funcionales, como marco referencial que destaca la necesidad de implementar cinemáticamente una valoración clínica de la mecánica ventilatoria, como un sensible traductor kinésico funcional.

Figura N°6: Modelo función-disfunción adaptado de Maureira (2017). Síntesis de los principales elementos del modelo función-disfunción del movimiento humano, REEM 4 (1).





## Referencias

1. Escobar M, Perret A, Guerrero A, Gomolán P, Pinochet R. (2000). Uso del Índice Kinésico de la Carga de Trabajo Ventilatorio. *Kinesiología*;60(September).
2. Escobar J. *Cuaderno del estudiante* No2. 2017.
3. Massaroni C, Vianello A. (2016). Optoelectronic Plethysmography in Clinical Practice and Research : A Review. *Respiration*;93:339–54.
4. Kaneko H. (2014). Estimating Breathing Movements of the Chest and Abdominal Wall Using a Simple, Newly Developed Breathing Movement-Measuring Device. *Respiratory Care* [Internet];59(7):1133–9. Available from: <http://rc.rcjournal.com/cgi/doi/10.4187/respcare.02778>
5. Soares D, Gomes Pereira D, Hoffman Barbosa M, Franco Parreira V. (2015). Is optoelectronic plethysmography a valid instrument to measure inspiratory capacity. *Fisioter Pesq*;22(2):155–60.
6. Kaneko H, Shiranita S, Horie J, Hayashi S. (2016). Reduced Chest and Abdominal Wall Mobility and Their Relationship to Lung Function, Respiratory Muscle Strength, and Exercise Tolerance in Subjects With COPD. *Respiratory Care* [Internet];61(11):1472–80. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27794081> %5Cn<http://rc.rcjournal.com/cgi/doi/10.4187/respcare.04742>
7. Universidad Católica del Maule. Magister en Kinesiología.pdf [Internet]. Available from: <http://www.vrip.ucm.cl/magister-en-kinesiologia/#1556834894635-075de647-1443>
8. Primiano FP. (1982). Theoretical analysis of chest wall mechanics. *Journal of biomechanics*;15(12):919–31.
9. Ben-haim SA, Saidelt GM. Mathematical Model of Chest Wall Mechanics : A Phenomenological Approach (1990). *Annals Biomedical Engineering*;18:37–56.
10. Ward E, Ward JW, Macklem T, Michael E, Ward JW. (1992). Analysis of human chest wall motion using a two-compartment rib cage model. *American Physiological Society*;20:1338–47.
11. Wilson TA. (2015). Compartmental models of the chest wall and the origin of Hoover’s sign. *Respiratory Physiology and Neurobiology* [Internet];210:23–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.resp.2015.01.010>
12. Ratnovsky A, Elad D. (2005). Anatomical model of the human trunk for analysis of respiratory muscles mechanics. *Respiratory Physiology and Neurobiology*;148(3):245–62.
13. Wilson TA, Angelillo M, Legrand A, De Troyer A. (1999). Muscle kinematics for minimal work of breathing. *Journal of Applied Physiology*;87(2):554–60.
14. Ratnovsky A, Zaretsky U, Shiner RJ, Elad D. (2003). Integrated approach for in vivo evaluation of respiratory muscles mechanics. *Journal of Biomechanics*;36(12):1771–84.
15. De Troyer A, Legrand A, Wilson TA. (1999). Respiratory mechanical advantage of the canine external and internal intercostal muscles. *Journal of Physiology*;518(1):283–9.
16. Maureira Pareja H. (2017). Síntesis de los principales elementos del modelo función-disfunción del movimiento humano. *Reem* [Internet];4(1):7–23. Available from: [https://www.reem.cl/descargas/reem\\_v4n1\\_a2.pdf](https://www.reem.cl/descargas/reem_v4n1_a2.pdf)

## Correspondencia

Javiera Escobar Inostroza  
Correo: javiescobari@gmail.com