

Uso de parches protectores faciales no reduce la presión facial en un modelo simulado de ventilación mecánica no invasiva

Face protective patches do not reduce facial pressure ulcers in a simulated model of non-invasive ventilation

Hugo Riquelme M.^{a,c}, David Wood V.^{a,c}, Santiago Martínez F.^{a,c},
Fernando Carmona M.^c, Axel Peña V.^c, Adriana Wegner A.^b

^aKinesiólogo Terapeuta Respiratorio, Unidad de Paciente Crítico Pediátrico, Complejo Asistencial Dr. Sótero del Río, Santiago, Chile

^bIntensivista Pediátrico, Unidad de Paciente Crítico Pediátrico, Complejo Asistencial Dr. Sótero del Río, Santiago, Chile

^cEscuela de Kinesiología Universidad Finis Terrae, Santiago, Chile

Recibido el 28 de junio de 2016; aceptado el 19 de noviembre de 2016

Resumen

Introducción: La ventilación mecánica no invasiva (VMNI) tiene como complicación frecuente el desarrollo de úlceras faciales por presión (UPP). Su prevención considera el uso empírico de parches protectores entre piel y mascarilla, para disminuir la presión ejercida por ésta. **Objetivos:** Evaluar el efecto de los parches protectores sobre la presión ejercida por la mascarilla facial, y su impacto en los parámetros ventilatorios programados. **Método:** Modelo simulado de VMNI binivelada usando mascarilla facial total en fantoma con vía aérea fisiológica (ALS PRO+) en posición supina. Se midió la presión en frente, mentón y pómulos, usando 3 tipos de parches protectores de uso habitual *versus* un grupo control, utilizando sensores de presión (Interlinks Electronics®). Se evaluaron los valores obtenidos con el modelo de mascarilla-parches protectores en las variables programadas flujo máximo inspiratorio (FMI), volumen corriente espirado (Vte) y presión positiva inspiratoria (IPAP), con ventilador Trilogy 100, Respirationics®. La programación y registro de las variables fue efectuada en 8 oportunidades en cada grupo por operadores independientes. **Resultados:** No se observó disminución de la presión facial con ninguno de los parches protectores respecto al grupo control. Moltoprén aumentó la presión facial en todos los puntos de apoyo ($p < 0,001$), aumentó fuga, disminuyó FMI, Vte e IPAP ($p < 0,001$). Parches de hidrocoloide aumentaron la presión facial sólo en pómulo izquierdo, aumentaron la fuga y disminuyeron FMI. Parches de poliuretano no generaron cambios en la presión facial ni en variables ventilatorias. **Conclusión:** El uso de parches protectores de moltoprén, hidrocoloide y poliuretano transparente no contribuyó a la disminución de la presión facial. Se observó un efecto deletéreo de los parches de moltoprén e hidrocoloide sobre la administración de variables ventilatorias, concluyendo que el no uso de los parches protectores permitió una mejor administración de los parámetros programados.

Palabras clave:

Ventilación Mecánica No Invasiva, interfase, úlceras por presión facial, parches protectores

Abstract

Background: Noninvasive ventilation (NIV) frequently involves the development of facial pressure ulcers (FPU). Its prevention considers the empirical use of protective patches between skin and mask, in order to reduce the pressure exerted by it. **Objectives:** To evaluate the effect of protective patches on the pressure exerted by the facial mask, and its impact on the programmed ventilatory parameters. **Method:** Bilevel NIV simulated model using full face mask in phantom with a physiological airway (ALS PRO +) in supine position. Forehead, chin and cheekbones pressure were measured using 3 types of standard protective patches versus a control group using pressure sensors (Interlinks Electronics®). The values obtained with the protective patches-mask model were evaluated in the programmed variables maximum inspiratory flow (MIF), expired tidal volume (Vte) and positive inspiratory pressure (IPAP), with Trilogy 100 ventilator, Respironics®. The programming and recording of the variables was carried out in 8 opportunities in each group by independent operators. **Results:** There was no decrease in facial pressure with any of the protective patches compared to the control group. Moltopren increased facial pressure at all support points ($p < 0.001$), increased leakage, it decreased MIF, Vte and IPAP ($p < 0.001$). Hydrocolloid patches increased facial pressure only in the left cheekbone, increased leakage and decreased MIF. Polyurethane patches did not produce changes in facial pressure or ventilatory variables. **Conclusion:** The use of protective patches of moltopren, hydrocolloid and polyurethane transparent did not contribute to the decrease of the facial pressure. A deleterious effect of the moltopren and hydrocolloid patches was observed on the administration of ventilatory variables, concluding that the non-use of the protective patches allowed a better administration of the programmed parameters.

Keywords:

Noninvasive ventilation;
interface;
facial pressure ulcer;
protective patches

Introducción

El éxito de la ventilación mecánica no invasiva (VMNI) depende, entre otras cosas, de una adecuada interfase o mascarilla, pues ésta influye directamente en la tolerancia y confort del paciente al sistema, en la sincronía paciente-ventilador y en la correcta entrega de los parámetros ventilatorios programados^{1,2}. La correcta selección de la mascarilla, asociada a su adecuado posicionamiento, consigue en la mayoría de los casos una entrega certera de los parámetros programados y una disminución de complicaciones asociadas a la interfase de VMNI^{3,4}.

Una complicación frecuente de la VMNI son las úlceras por presión facial (UPP), cuya incidencia llega incluso al 50%^{5,6}. En la práctica clínica habitual las mascarillas utilizadas en VMNI se ajustan vigorosamente a la cara del paciente para lograr un acople hermético, capaz de disminuir fugas y con ello asegurar la entrega de presiones, fracción inspirada de oxígeno (FiO₂), sensibilidad de gatillo y ciclado programados. Este control de fuga a través de la fijación de la mascarilla puede causar puntos de sobrepresión, fundamentalmente en las zonas donde existe poco tejido subcutáneo (mentón, pómulos, frente y puente nasal), lo que predispone a la generación de UPP⁶⁻⁹. Adicionalmente, en la población pediátrica hay factores de riesgo particulares para desarrollar UPP como la presencia de una piel inmadura¹⁰, escasa variedad de mascarillas, de difícil adaptación a la anatomía facial de cada niño, lo que en muchos casos requiere de un ajuste excesivo a la cara para lograr el selle adecuado¹¹. En el caso de las UPP,

la presión constante y/o elevada que es ejercida por la mascarilla de VMNI, podría generar isquemia tisular. Bastarían sólo dos horas de presión de 35 mmHg o 47,6 cmH₂O sobre la piel para producir oclusión de la microcirculación y generar isquemia tisular regional¹²⁻¹⁴. Además de generar problemas estéticos y menoscabo de la calidad de vida del paciente, aumentan los costos de hospitalización, con potenciales implicancias médico-legales para los profesionales de salud¹⁵.

En la actualidad las medidas de prevención de UPP consideran el uso de mascarillas adecuadas, con evidencia fuerte por el uso del modelo facial total, la revisión periódica de la piel y la colocación de parches protectores faciales entre piel y la mascarilla en las zonas de riesgo^{10,16-18}. Los parches protectores pretenden crear una barrera física entre la mascarilla y la piel, para teóricamente atenuar la presión ejercida sobre la piel, en un efecto que denominamos “efecto menisco”, dada la similitud funcional lograda por las láminas cartilaginosas (meniscos) situadas en la articulación de la rodilla¹⁹. Los meniscos, biomecánicamente expresan propiedades que le permiten adaptarse para soportar las fuerzas ejercidas sobre ellos, adquiriendo un papel crucial en la absorción del impacto, soporte y transmisión de carga hacia el hueso subyacente²⁰. La interacción entre la presión sostenida y la tolerancia de los tejidos a la presión, es esencial previo a que se origine la necrosis, pues la presión externa en los vasos sanguíneos provoca un aumento de la irrigación por activación de mecanismos de autorregulación²¹. Este efecto menisco se lograría a través de 3 mecanismos: 1) congruencia del sistema de superficies (mascarilla-piel); 2) aumentar el

área de contacto entre las superficies y 3) distribuir la fuerza entre la mascarilla y la piel²⁰. Pese a este teórico beneficio y al masivo uso de estos parches, no existe evidencia que sustente su uso.

Nuestro objetivo fue evaluar el efecto de los parches protectores sobre la presión ejercida por la mascarilla facial, y su impacto sobre la entrega los parámetros ventilatorios programados.

Material y Métodos

Modelo de simulación consistente en un fantoma con vía aérea fisiológica (ALS PRO+) conectado a un ventilador mecánico no invasivo modelo *Trilogy 100*, *Respironics*®, a través de una mascarilla facial total (*PerforMax tamaño S*, *Respironics*®). La fijación de la mascarilla se realizó con un arnés en gorro de cuatro puntas (*Softcap*, *Respironics*®). Entre la cara del fantoma y la mascarilla se intercalaron parches protectores de 2 cm de superficie y simultáneamente sensores de presión en 4 puntos clave: frente (presión facial en frente = PFF), mentón (presión facial en mentón = PFM), pómulo derecho (presión facial en pómulo derecho = PFPD) y pómulo izquierdo (presión facial en pómulo izquierdo = PFI). La presión facial se midió con sensores de presión modelo *FSR 402 redondo*, *Interlinks Electronics*® con 0,5 cms de diámetro sensible, unidos a una tarjeta *Arduino UNO-R3*, un *protoboard* de 640 puntos de distribución x 200 de alimentación y un *display* alfanumérico de 16 x 2 (*MCI00154*) según diagrama de conexión recomendados por fabricante del sensor (*Interlinks Electronics*®)²². De este modo se creó una interfase mascarilla-parche-sensor-superficie del fantoma para los grupos experimentales, a diferencia del grupo control cuya interfase no utilizó parches protectores.

El fantoma se ubicó en posición supina con una altura en la cabeza de 13,5 cm sobre la superficie de apoyo. El sensor frontal se ubicó en la línea media a 2,5 cm sobre las cejas, el sensor del mentón estuvo en la línea media a 2 cm bajo el labio inferior y por último los sensores derecho e izquierdo estuvieron a 3 cm hacia anterior del conducto auditivo externo (Figura 1).

La fuerza de fijación de la mascarilla se determinó por criterio clínico de “congruencia de la mascarilla con la superficie de la cara que permita un juego leve de la misma con la menor fuga posible”. Una vez determinada la fuerza de fijación, esta se estandarizó para todas las mediciones (fuerza de fijación constante) en 24 cm de longitud para las dos correas superiores y 20 cm para las dos correas inferiores del arnés de fijación.

Durante las mediciones se mantuvieron constantes todos los parámetros programables del ventilador mecánico: modo *Timed*, IPAP 14 cmH₂O, EPAP 8 cmH₂O, frecuencia de respaldo de 12 rpm, tiempo inspiratorio de 0,85 seg, FIO₂ de 21%.

Los grupos de estudio se dividieron de acuerdo al tipo de parche utilizado: grupo con parche de espuma de poliuretano o moltoprén, grupo con apósito de hidrocoloide impermeable (*Duoderm*® *Convatec*) y grupo con apósito transparente de poliuretano (*Tegaderm*® IV, 3M).

Se midió a un grupo de estudio por día en un orden definido aleatoriamente, realizándose 8 mediciones diarias para cada grupo. Este número de mediciones se determinó realizando un estudio previo de confiabilidad, promediando una cantidad de mediciones de presión facial en donde esta no puntuaba diferencias significativas respecto a los promedios anteriores (< 0,5 cmH₂O).

La interfase mascarilla-parche-sensor-superficie del fantoma fue aplicada por un operador distinto al

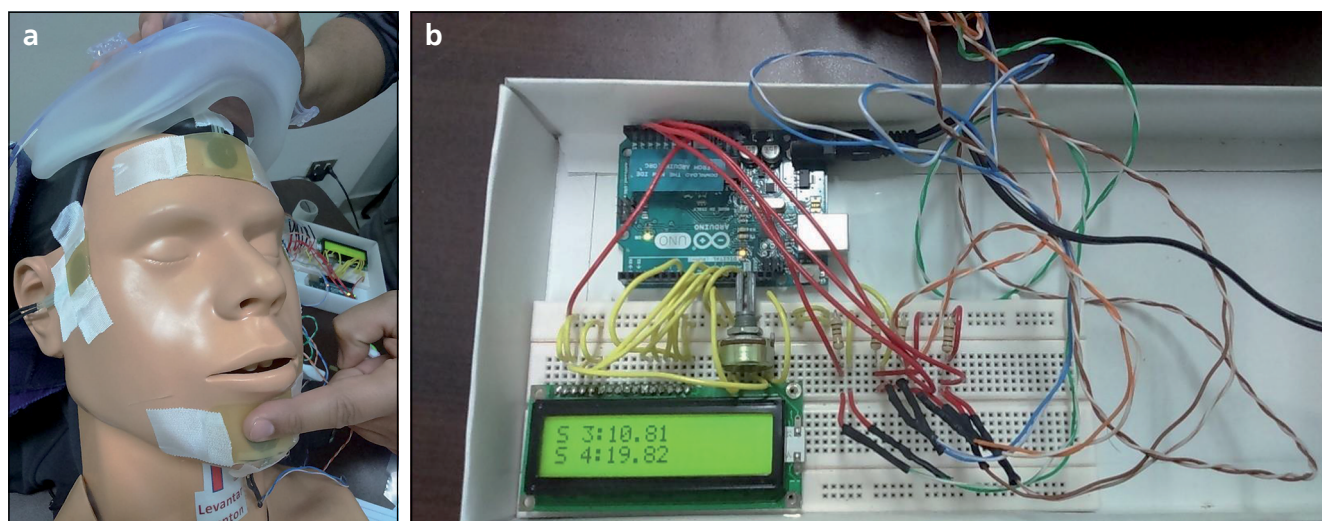


Figura 1. a) Fantoma con sensores y parches. b) Monitor de presión.

que realizó las mediciones; ambos ajenos a la investigación. Cada medición se obtuvo después de 1 minuto de haber fijado la mascarilla con el arnés y en el momento de entregar la IPAP. Para la siguiente medición, se desconectó la interfase (mascarilla, parche, sensor), se reposicionó el sensor intercalando un nuevo parche protector en cada punto de apoyo y se refijó la mascarilla. Esta secuencia se aplicó para cada una de las mediciones siguientes, utilizándose un total de 32 parches protectores por grupo. Para el grupo control se utilizó la misma secuencia. Se definió la presión crítica como aquella que sobrepasó los 47,6 cmH₂O¹².

Adicionalmente, se evaluó a través del neumotacógrafo incorporado al ventilador Trilogy 100, el nivel de fuga de la mascarilla (fuga), el flujo máximo inspiratorio (FMI), el volumen corriente espirado (Vte) y la presión positiva inspiratoria en vía aérea (IPAP) entregada.

Las variables continuas se representaron por media $\pm$ desviación estándar. Se realizó un análisis de normalidad con la prueba de ShapiroWilk. Las variables PFF, PFPD, fuga y FMI tuvieron una distribución normal utilizándose para ellas la prueba ANOVA de una vía para medidas repetidas. Para las variables sin distribución normal (PFM, PFPI, IPAP, Vte) se utilizó el test de Friedman. Para las variables con diferencias estadísticamente significativas se utilizó el post test de Dunnett's (ANOVA de una vía para medidas repeti-

das) y el post test de Dunn's (test de Friedman). Los análisis se realizaron con un nivel de confianza de un 95% con un máximo de error del 5%, considerando un error alpha menor a 0,05. El análisis de los datos se realizó mediante el programa estadístico computacional GraphpadPrism®.

Resultados

El parche de moltoprén generó sobrepresión facial en todos los puntos de apoyo (PFF 198 $\pm$ 58 cmH₂O, PFM 244 $\pm$ 31 cmH₂O, PFPI 76 $\pm$ 20 cmH₂O y PFPD 78 $\pm$ 20 cmH₂O) respecto al grupo control (PFF = 26 $\pm$ 9,2 cmH₂O, PFM = 44 $\pm$ 10 cmH₂O, PFPI = 26 $\pm$ 5,8 cmH₂O y PFPD = 34 $\pm$ 12 cmH₂O), sobrepasando en todos los puntos de apoyo la presión crítica. Además, aumentó fuga, disminuyó Vte, FMI, e IPAP. El parche de hidrocoloide generó sobrepresión facial sólo en pómulo izquierdo (PFPI de 36 $\pm$ 4,6 cmH₂O) respecto al grupo control. También aumentó la fuga y disminuyó FMI, pero en menor cuantía respecto a moltoprén. El parche transparente de poliuretano no modificó la presión respecto al grupo control, y no tuvo efecto sobre los parámetros ventilatorios administrados (Tabla 1).

En el grupo control la presión estuvo en todos los puntos de apoyo bajo la presión crítica.

Tabla 1. Efecto de los parches protectores sobre la presión ejercida por la mascarilla facial y su impacto en los parámetros ventilatorios programados en modelo simulado de ventilación mecánica no invasiva

		Control	Moltoprén	Parche de hidrocoloide	Parche de poliuretano
PFF	cmH ₂ O	26 $\pm$ 9,2	198 $\pm$ 58*	55 $\pm$ 13	37 $\pm$ 6,6
	CV	35,40%	29,56%	23,01%	18,17%
PFM	cmH ₂ O	44 $\pm$ 10	244 $\pm$ 31*	57 $\pm$ 13	41 $\pm$ 8,1
	CV	23,08%	12,53%	22,01%	19,81%
PFPI	cmH ₂ O	26 $\pm$ 5,8	76 $\pm$ 20*	36 $\pm$ 4,6*	28 $\pm$ 4,7
	CV	22,33%	26,47%	12,66%	16,72%
PFPD	cmH ₂ O	34 $\pm$ 12	78 $\pm$ 20*	44 $\pm$ 12	31 $\pm$ 8
	CV	37,28%	25,08%	27,43%	25,75%
Fuga	L/min	46 $\pm$ 1,5	171 $\pm$ 6,3*	67 $\pm$ 2,6*	40 $\pm$ 1,9
	CV	3,25%	3,66%	3,87%	4,80%
Vte	mL	45 $\pm$ 1,2	13 $\pm$ 5,5*	27 $\pm$ 1,4	48 $\pm$ 0,99
	CV	2,76%	43,11%	5,05%	2,06%
FMI	L/min	19 $\pm$ 0,23	2,6 $\pm$ 0,61*	15 $\pm$ 0,98*	20 $\pm$ 0,19
	CV	1,19%	23,74%	6,36%	0,95%
IPAP	cmH ₂ O	14 $\pm$ 0,046	11 $\pm$ 0,52*	14 $\pm$ 0,074	14 $\pm$ 0,092
	CV	0,33%	4,90%	0,53%	0,66%

PFF = Presión facial en Frente; PFM=Presión facial en Mentón; PFPI = Presión facial en Pómulo Izquierdo; PFPD = Presión facial en Pómulo Derecho; Vte = Volumen corriente espirado; FMI = Flujo Máximo Inspiratorio; IPAP = Presión positiva inspiratoria en vía aérea; CV= Coeficiente de variación. Valores expresados como media $\pm$ desviación estandar. * p < 0,05 respecto a control.

Discusión

Los resultados de nuestro modelo de simulación de VMNI binivelada utilizado, evidenció una incapacidad de los parches protectores para reducir la presión facial, e incluso los parches de moltoprén e hidrocoloide generaron sobrepresión. El empleo aislado de la mascarilla utilizada en el estudio no generó sobrepresión inmediata utilizando una fuerza de sujeción habitual.

De acuerdo a lo observado en este estudio, se generarían tres escenarios con el uso de parches protectores: 1) una fuga alta que no permite mantener el IPAP programado favoreciéndose la caída del FMI y la disminución del Vte; 2) la compensación de una fuga moderada consigue mantener el IPAP, pero a expensas de una caída del FMI y del Vte y 3) una disminución de la fuga mantiene el IPAP, aumentando el FMI y el Vte.

El escenario 1 (moltoprén) y el 2 (hidrocoloide) requerirían de una mayor fuerza de fijación de la mascarilla para lograr una adaptación y selle adecuado que favorezca una buena sincronía paciente-ventilador (gatillo y ciclado) y una entrega de parámetros ventilatorios certeros. Esta mayor fuerza de fijación, sin embargo, se traduciría en una mayor presión sobre la superficie de la piel, condicionando la génesis de UPP facial. Por tal motivo frente a estos dos escenarios, el uso de parches protectores, no sólo aumentaría el riesgo de UPP facial, sino que además empeoraría la efectividad de la VMNI.

El escenario 3 (poliuretano), si bien no generaría efecto menisco, no requeriría aumentar la fuerza de fijación para lograr una adecuada adaptación y selle de la interfase, por lo que no se generaría sobrepresión en la piel del paciente ni empeoraría la efectividad del ventilador.

En consecuencia, si se está utilizando una mascarilla adecuada, podría no ser necesario utilizar parches protectores, salvo que sólo se busquen sus propiedades lubricantes, hidratantes y/o antifricción. De esta manera, la estrategia preventiva de las UPP faciales supondrían sólo el uso de mascarillas adecuadas, fijadas a una presión óptima y la revisión periódica de la piel. Por tal motivo, la disposición de un aparato dirigido a medir el nivel de presión de fijación de la mascarilla como el que se utilizó en este estudio, permitiría a futuro la aplicación de un abordaje terapéutico fundamentado en la ecuación mecánica que describe la magnitud física de presión, la cual es directamente proporcional a la fuerza de fijación de la mascarilla e inversamente proporcional al área de contacto de la mascarilla con la piel ($P = F/A$), resultando en una medida preventiva racional de las UPP facial en aquellos pacientes usuarios de VMNI. Es indudable que el desarrollo de úlceras en la piel inducidas por la presión depende de la magnitud de la presión, de factores individuales y del

tiempo de uso continuado de la mascarilla, por lo que la monitorización continua parecería también aun más deseable en este contexto^{8,13,14,19,21,23-29}.

Dentro de las limitaciones de este estudio se cuentan el uso de parches sólo en puntos críticos y no en toda la cara, el empleo de sólo 3 tipos de parches protectores y una mascarilla. Se suman además las limitaciones inherentes al uso de un modelo simulado: ausencia de piel y/o propiedades mecánicas similares a ésta, ausencia de movimiento en el fantoma, que dificulta la fijación y selle de mascarilla, así como variabilidad en volúmenes y flujos respiratorios. Dos variables no consideradas en este estudio y de vital importancia en futuras investigaciones son el tiempo de exposición entre parches protectores-mascarilla y la temperatura dentro de la mascarilla. Ambas variables podrían influir en las propiedades fisicomoleculares de distribución de fuerza y congruencia de un parche.

Pese a las limitaciones descritas, creemos relevante cuestionar el empleo empírico de los parches protectores utilizados comúnmente en la prevención de UPP facial secundaria al ajuste de la mascarilla de VMNI.

Conclusión

La utilización de parches protectores de moltoprén, hidrocoloide y poliuretano transparente no contribuyó a la disminución de la presión facial en un modelo simulado de VMNI. Se observó un efecto deletéreo de los parches de moltoprén e hidrocoloide sobre la administración de variables ventilatorias, concluyendo que la ausencia de empleo de los parches protectores permitió una mejor administración de los parámetros programados.

Responsabilidades éticas

Protección de personas y animales: Los autores declaran que para esta investigación no se han realizado experimentos en seres humanos ni en animales.

Confidencialidad de los datos: Los autores declaran que han seguido los protocolos de su centro de trabajo sobre la publicación de datos de pacientes.

Derecho a la privacidad y consentimiento informado: Los autores declaran que en este artículo no aparecen datos de pacientes.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener conflicto de intereses.

Referencias

- Meduri GU. Noninvasive positive pressure ventilation in patients with acute respiratory failure. *Clin Chest Med* 1996;17:513-53.
- Mehta S, Hill NS. Noninvasive ventilation. *Am J Respir Crit Care Med* 2001;163:540-7.
- Schönhofer B, Sortor-Leger S. Equipment needs for noninvasive mechanical ventilation. *Eur Respir J* 2002;20:1029-36.
- Meduri GU, Spencer SE. Noninvasive mechanical ventilation in the acute setting. Technical aspects, monitoring and choice of interface. *Eur Respir Mon* 2001; 16:106-24.
- Carron M, Freo U, BaHammam AS, et al. Complications of non-invasive ventilation techniques: a comprehensive qualitative review of randomized trials. *Br J Anaesth* 2013;110:896-914.
- Maruccia M, Ruggieri M, Onesti MG. Facial skin breakdown in patients with non-invasive ventilation devices: report of two cases and indications for treatment and prevention. *Int Wound J* 2015;12(4):451-5.
- Artacho R, García de la Cruz JI, Panadero JA, et al. Ventilación mecánica no invasiva. Utilidad clínica en urgencias y emergencias. *Emergencias* 2000;12: 328-36.
- Baumgarten M, Margolis DJ, Localio AR, et al. Pressure ulcers among elderly patients early in the hospital stay. *J Gerontol* 2006;61:749-54.
- Tleyjeh I, Berlowitz D, Baddour LM. Infectious complications of pressure ulcers. *UpToDate* 2012.
- Schindler CA, Mikhailov TA, Fischer K, et al. Skin integrity in critically ill and injured children. *Am J Crit Care* 2007; 16:568-74.
- Visscher MO, White CC, Jones JM, et al. Face masks for noninvasive ventilation: fit, excess skin hydration, and pressure ulcers. *Respir Care* 2015;60(11):1536-47.
- Ahmad Z, Venus M, Kisku W, et al. A case series of skin necrosis following use of non invasive ventilation pressure masks. *Int Wound J* 2013;10(1):87-90.
- Berlowitz B. Epidemiology, pathogenesis and risk assessment of pressure ulcers. In *UpToDate* (accedido el 12 de noviembre de 2014).
- Bhattacharya S, Mishra RK. Pressure ulcers: Current understanding and newer modalities of treatment. *Indian J Plast Surg.* 2015;48:4-16.
- Sociedad Iberolatinoamericana de úlceras y heridas. Declaración Río de Janeiro sobre la prevención de úlceras por presión como derecho universal. Octubre 2011. (serie en internet) (citado 17 octubre 2016) (aprox. 1p) Disponible en: URL: <http://silauhe.org/img/Declaracion%20de%20Rio%20-%20Espanol.pdf>
- Schallom M, Cracchiolo L, Falker A, et al. Pressure ulcer incidence in patients wearing nasal-oral *versus* full-face noninvasive ventilation masks. *Am J Crit Care* 2015;24:349-56.
- Yamaguti WP, Moderno EV, Yamashita SY, et al. Treatment-related risk factors for development of skin breakdown in subjects with acute respiratory failure undergoing noninvasive ventilation or CPAP. *Respir Care* 2014;59:1530-6.
- Brill AK. How to avoid interface problems in acute noninvasive ventilation. *Breathe* 2014;10:230-42.
- Weng MH. The effect of protective treatment in reducing pressure ulcers for non-invasive ventilation patients. *Intensive Crit Care Nurs* 2008;24: 295-9.
- Makris EA, Hadidi P, Athanasiou KA. The knee meniscus: structure-function, pathophysiology, current repair techniques, and prospects for regeneration. *Biomaterials* 2011;32: 7411-31.
- Munckton K, Ho KM, Dobb GJ, et al. The pressure effects of facemasks during noninvasive ventilation: a volunteer study. *Anaesthesia* 2007;62:1126-31.
- Force sensing resistor integration guide and evaluation parts catalog. Interlink electronics; 1-25 (serie en internet) (citado el 17 de octubre de 2016) (aprox. 26pp) Disponible en: URL: <https://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Pressure/fsrguide.pdf>
- National pressure ulcer advisory panel, european pressure ulcer advisory panel and pan pacific pressure injury alliance. Prevention and treatment of pressure ulcers: Quick reference guide. Emily Haesler (Ed.); 2014. (serie en internet) (citado el 17 de octubre de 2016) (aprox. 75 pp) Disponible en: URL: <http://www.npuap.org/wp-content/uploads/2014/08/Updated-10-16-14-Quick-Reference-Guide-DIGITAL-NPUAP-EPUAP-PPPIA-16Oct2014.pdf>
- Gregoretti C, Confalonieri M, Navalesi P, et al. Evaluation of patient skin breakdown and comfort with a new face mask for non-invasive ventilation: a multi-center study. *Int Care Med* 2002; 28(3):278-84.
- Yong SC, Chen SJ, Boo NY. Incidence of nasal trauma associated with nasal prong *versus* nasal mask during continuous positive airway pressure treatment in very low birthweight infants: a randomised control study. *Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed* 2005;90:480-83.
- Pender LR, Frazier SJ. The relationship between dermal pressure ulcers, oxygenation and perfusion in mechanically ventilated patients. *Intensive Crit Care Nurs* 2005;21:29-38.
- Terekci H, Kucukardali Y, Top C, et al. Risk assessment study of the pressure ulcers in intensive care unit patients. *Eur J Intern Med* 2009;20:394-7.
- Dellweg D, Hochrainer D, Klauke M, et al. Determinants of skin contact pressure formation during non-invasive ventilation. *J Biomech* 2010;43:652-7.
- Newnam KM, McGrath JM, Estes T, et al. An integrative review of skin breakdown in the preterm infant associated with nasal continuous positive airway pressure. *J Obstet Gynecol Neonatal Nurs* 2013;42: 508-16.