

ORIGINAL

Medición del aumento del consumo de energía en las deformidades progresivas de flexión de la rodilla en la marcha



Carlos E. Pardo^a, Juan C. Galvis^b, Julián D. Naranjo^{c,*}, Gerardo Villaroel^d,
José Y. Blanco^e y Omar A. Báez^e

^a Médico ortopedista, Especialista en cirugía de rodilla, Docente y jefe del Servicio de Ortopedia y Traumatología de la Fundación Universitaria de Ciencias de la Salud, FUCS

^b Médico Especialista en la actividad física y el deporte; Docente y jefe del servicio de Medicina Deportiva de la Fundación Universitaria de Ciencias de la Salud FUCS

^c Médico ortopedista, Residente de especialización en cirugía de rodilla, Fundación Universitaria de Ciencias de la Salud, FUCS

^d Médico ortopedista, Especialista en cirugía de rodilla, Fundación Universitaria de Ciencias de la Salud, FUCS

^e Médico, Residente de Ortopedia y Traumatología, Fundación Universitaria de Ciencias de la Salud, FUCS

Recibido el 30 de noviembre de 2015; aceptado el 20 de junio de 2016

Disponible en Internet el 22 de julio de 2016

PALABRAS CLAVE

Gasto energético de la marcha;
Adultos jóvenes;
Deformidades en flexión de la rodilla

Resumen Se evaluó el gasto energético en la marcha normal, a la vez que se simulaban deformidades en flexión progresivas en una y ambas rodillas mediante el uso de ortesis articuladas a 10, 20, 30 y 45° de flexión, en una población de individuos sanos (n = 16). Se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre la medición basal y la flexión de la rodilla con una ortesis, y diferencias entre la medición basal y la flexión de la rodilla a dos ortesis (p < 0,005). Esto ocurrió principalmente a partir de los 30° de deformidad en flexión, con mayor aumento a los 45°, tanto a una como a dos ortesis. Respecto a la percepción del esfuerzo realizado, medida por medio de la Escala de Borg, se encontró que, con las pruebas realizadas con dos ortesis, el esfuerzo físico percibido era mayor en comparación con las pruebas realizadas con una sola ortesis y aumentaba progresivamente al aumentar la flexión.

Nivel de evidencia clínica. Nivel II.

© 2016 Sociedad Colombiana de Ortopedia y Traumatología. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Todos los derechos reservados.

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: julnaranjo@yahoo.com (J.D. Naranjo).

KEYWORDS

Walking energy expenditure;
Healthy young adults;
Knee flexion deformities

Measuring energy consumption increase in progressive bending knee deformities while walking

Abstract This study evaluated the energy expenditure of normal walking, simulating progressive flexion contractures in one and both knees, using knee braces at 10°, 20°, 30° and 45° of flexion, in 16 (n = 16) healthy subjects. There was a significant difference in energy expenditure with basal measurements and the simulated knee flexion with one and two braces ($p < 0.005$), and this occurred when flexion contracture exceeded 30° and 45° with one and both braces. About the perceived exertion measured with the Borg Scale, there was an increased perceived effort with the tests with two braces compared with the testes with one brace, and it rises progressively when the flexion contracture increases.

Evidence level: II.

© 2016 Sociedad Colombiana de Ortopedia y Traumatología. Published by Elsevier España, S.L.U. All rights reserved.

Introducción

La marcha humana es el resultado de una serie de movimientos conjuntos y secuenciales que originan el desplazamiento. Esta sincronizada maquinaria incluye constantes cambios en la angulación de la pelvis, la rodilla y los tobillos, y es tan eficiente que no requiere un gasto excesivo de energía; de hecho, el costo energético de la marcha es del 50% respecto al estado de reposo¹. La cuantificación de la energía se reporta a través de kcal (kilocalorías). En el caso del consumo calórico se calcula indirectamente por medio de los datos del volumen de consumo de O₂ y de la producción de CO₂. El consumo de oxígeno calculado para la marcha normal es de 12 ml/kg por minuto en adultos de 20 a 80 años sin encontrarse mayores diferencias entre adultos jóvenes y adultos mayores. Algunos autores han reportado mayor consumo de oxígeno en mujeres que en hombres, al igual que frecuencias cardíacas más altas².

Gasto energético y su medición

El gasto energético representa la energía que el cuerpo consume para una tarea y está determinada por la suma de la tasa metabólica basal, la termogénesis endógena y la actividad física. Uno de los métodos más frecuentes para la medición del gasto energético es la calorimetría, que puede ser de forma directa e indirecta. En la calorimetría directa, el gasto energético puede determinarse a través de la medición de la cantidad de calor que produce el organismo, un estudio en el cual debe permanecer durante un mínimo de 6 horas en cámaras herméticas con paredes aislantes, donde se registra el calor almacenado y el perdido por radiación, convección y evaporación mediante termosensores o termómetros. Es un método complejo y difícil de realizar³. La calorimetría indirecta es un método no invasivo que busca estimar la producción de energía equivalente a la tasa metabólica basal y la tasa de oxidación de los sustratos energéticos mediante los equivalentes calóricos del oxígeno consumido y del dióxido de carbono producido⁴. El método utilizado es con calorímetros indirectos portátiles.

Marcha con contractura en flexión y gasto de energía

En la marcha normal, el vector de fuerza de reacción entre el piso y el centro de gravedad está cerca del eje de la cadera y la rodilla, y disminuye el esfuerzo muscular que se requiere para una posición erguida⁵. Cuando existe una deformidad en flexión, este vector se traslada a un punto más posterior de la articulación de la rodilla y tiende a flexionarla más y aumenta la exigencia muscular⁶, lo que a su vez aumenta el consumo de oxígeno y el gasto energético.

La limitación para la flexión de la rodilla durante la marcha es frecuente en muchos pacientes con una variedad de diagnósticos y enfermedades que comprometen la rodilla. Esta limitación puede estar presente en pacientes con inmovilización postraumática o posquirúrgica prolongada, artropatía crónica como en la hemofilia⁷ o como complicación luego del reemplazo total de rodilla⁸; por ello, lograr una flexión de rodilla óptima se reconoce generalmente como uno de los aspectos clave luego de los procedimientos quirúrgicos de la rodilla.

Aunque se han reportado ampliamente los efectos deletéreos de la limitación para la flexión de rodilla, se ha prestado poca atención a la limitación para la extensión⁹. Sin embargo, la contractura en flexión (CF) podría significar mayores trastornos en la biomecánica de la marcha que la misma falta de flexión. Los desenlaces relacionados con esta condición han sido reportados brevemente en la bibliografía¹⁰ y podrían causar una carga anormal en ambas rodillas durante la marcha, por lo que dicha «carga anormal» podría verse reflejada en el aumento del gasto energético.

En la bibliografía se han utilizado ortesis articuladas de rodilla, también denominadas «ortesis articuladas» (en inglés, *braces*), que son dispositivos externos de soporte articular ajustables, utilizados como inmovilizadores y rehabilitadores, que en este caso pueden limitar el arco de movimiento deseado mediante un bloqueo mecánico de la extensión o de la flexión de la rodilla, simulando así la deformidad patológica del paciente¹¹.

Harato et al. simularon una contractura en flexión en mujeres de edad avanzada usando una ortesis ajustable y

encontraron que una contractura unilateral en flexión de 15° llevó a una sobrecarga mecánica en ambos miembros inferiores durante la bipedestación y en la fase de apoyo de la marcha. Mattsson et al.¹² describieron que el gasto de oxígeno puede aumentar entre el 18 y el 23% con una rodilla inmovilizada en extensión completa comparada con una rodilla no inmovilizada. Cuando se buscó elevar la extremidad comprometida, el paciente debía usar una o más estrategias, como empujar el pie contralateral de soporte, elevar la pelvis ipsilateral o rodear la cadera ipsilateral; estas estrategias también son responsables de un consumo adicional de energía durante la marcha.

Los resultados de estos estudios sugieren que la limitación en la extensión con una ortesis altera la cinemática de la rodilla. Sin embargo, como la ortesis afecta a la extensión terminal de la rodilla durante la fase de apoyo medio de la marcha, debe explorarse en una población adulta joven¹³. En la actualidad, estudios similares en la bibliografía han evaluado pacientes de edad avanzada o sometidos a reemplazo total de rodilla. Los estudios en pacientes jóvenes son escasos.

El objetivo del presente estudio fue comparar el consumo de energía en un período de 5 minutos, durante la marcha normal respecto a la marcha que simulaba una deformidad en flexión progresiva en una y dos rodillas en individuos sanos.

Materiales y métodos

Individuos

Se seleccionaron individuos sanos sin enfermedades ni limitaciones en la rodilla de ambos sexos, mayores de 18 años. Se definieron como criterios de inclusión: estar sano en el momento del estudio, no presentar procesos infecciosos, aceptar la participación en el estudio mediante la firma del consentimiento informado, no tener antecedentes de patologías en una o ambas rodillas, no tener dolor en rodilla en los últimos 6 meses, no tener discrepancia longitudinal entre las extremidades mayor a 2 cm o amputación en cualquier nivel de las extremidades inferiores. A todos los participantes se les indicó que evitaran fumar al menos durante 12 horas antes de las pruebas, así como ingerir comidas abundantes, realizar ejercicio extenuante y consumir café dentro de las 4 horas previas a la participación; se confirmaron los datos mediante entrevista. Con previa autorización del comité de ética, se explicó el objetivo y procedimientos indicados a todos los individuos incluidos, quienes firmaron el consentimiento informado, con previo conocimiento de la posibilidad de retirarse del estudio en cualquier momento si así lo deseaban.

Tipo de estudio

Se realizó un estudio experimental en el laboratorio de medicina deportiva.

Definición operacional de términos

%G: porcentaje de grasa.



Figura 1 Paciente durante la medición de la fuerza muscular.

CF: contractura en flexión.

FC: frecuencia cardíaca.

FMI: fuerza de miembros inferiores.

FR: frecuencia respiratoria.

IMC: índice de masa muscular corporal.

IDMME: índice de masa muscular esquelética

MET: consumo de O_2 en ml/min (en reposo, por kg de peso).

RTR: reemplazo total de rodilla.

TA: tensión arterial.

VO_2 : volumen de consumo de O_2 .

Procedimiento

Se midió a los individuos y posteriormente se los pesó en una báscula de impedancia de 4 puntos Omron Hbf-510, la cual no solo permite determinar el peso del paciente sino también sus porcentajes de masa muscular, grasa corporal y grasa visceral. La fuerza muscular se calculó con la fórmula de Brzycki ($1RM = \text{peso levantado} / [1,0278 - (0,0278 \times \text{número de repeticiones})]$). Se usó una máquina de extensión de rodilla convencional Sportmec (utilizada normalmente en gimnasios) y se indicó al participante que realizara una extensión con la mayor carga posible, se procedió a contar el número de repeticiones realizadas por cada participante con la carga máxima y finalmente se obtuvieron estos dos datos, con los cuales se pasó a aplicar la fórmula ya descrita (fig. 1).

Los parámetros ventilatorios (VO_2/kg , V_e , R_f y FeO_2) se midieron usando el Fitmate Desktop indirect calorimetry (Cosmed®) durante un período de marcha establecida de aproximadamente 5 minutos para cada prueba en una caminadora eléctrica. Se usaron ortesis articuladas para simular las deformidades en flexión de la rodilla (10, 20,



Figura 2 Participante durante la realización de la prueba.

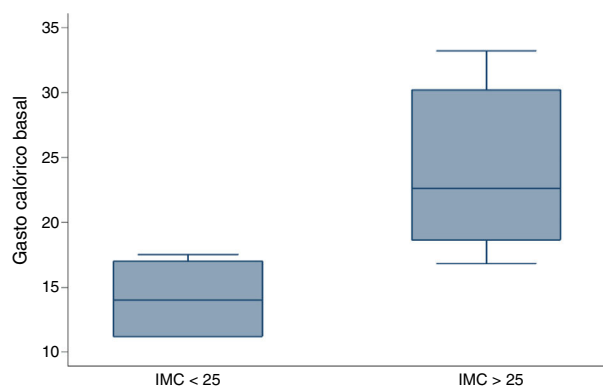


Figura 3 Diagrama de cuadro sobre comportamiento del gasto calórico basal según el IMC.

30 y 45° de restricción de extensión completa de la rodilla, usando el goniómetro incluido en las ortesis). Se realizó inicialmente una prueba sin ortesis para obtener los valores de la condición basal de cada individuo. Posteriormente, a cada individuo se le realizaron ocho pruebas adicionales a la prueba de condición base-sin ortesis-, lo que permitió un tiempo de descanso de 30 minutos entre pruebas, con las restricciones mencionadas con las cuatro variables en grados para un miembro inferior y ambos miembros inferiores. En las nueve pruebas, los participantes caminaron a una velocidad de 3 km/h en una caminadora RT 400 PRO (fig. 2).

Cálculos

El consumo de oxígeno se midió usando el Fitmate Desktop Indirect Calorimeter (Cosmed®; fig. 3). Los individuos debían respirar por una máscara conectada por un tubo flexible a la unidad medidora portátil que generaba el análisis de la cantidad de oxígeno usada en cada respiración. Adicionalmente, la máquina contaba con un monitor cardíaco, el cual se fijó a la caja torácica de cada participante para permitir la estimación de la frecuencia cardíaca durante las pruebas. Inmediatamente después de cada prueba, se solicitó a cada participante valorar el esfuerzo realizado mediante la escala de Borg, una escala para valorar el esfuerzo percibido por los

individuos durante las sesiones. En esta escala se asigna un valor numérico a la sensación de esfuerzo percibida que inicia con un valor de 0 para «nada» de esfuerzo; 0,5: muy, muy leve; 1: muy leve; 2: leve; 3: moderado; 4: más bien duro; 5: duro; 6: duro; 7: muy duro; 8: muy duro; 9: muy duro, y 10: esfuerzo máximo. En la bibliografía no se encuentra una validación de la escala en Colombia, pero sí en México, donde se demostró que es un instrumento válido y fiable para establecer un diagnóstico clínico¹⁴. Además, la guía de práctica clínica para pacientes con dislipidemia recomienda utilizar esta escala para medir la percepción del esfuerzo físico¹⁵. Es una escala que es reproducible y fácil de realizar, por lo que se consideró como una adecuada herramienta clínica en este estudio.

El desenlace principal medido en este estudio fue el gasto de oxígeno por respiración (VO_2/kg en ml/kg/min). Se realizó medición de los MET de cada prueba dividiendo el VO_2/kg máximo de cada prueba entre 3,5 (constante). Asimismo, se realizaron los cálculos de gasto energético final para cada prueba, multiplicando los MET obtenidos mediante el cálculo descrito por el peso de cada individuo, con lo cual se obtuvo un resultado en horas, que se dividió entre 60 para obtener el gasto calórico por minuto y finalmente se multiplicó por 5 para definir el gasto energético en 5 minutos (tiempo medio de duración de las pruebas).

Cálculo del tamaño de la muestra

Se calculó un número de 16 individuos de estudio teniendo en cuenta los siguientes parámetros: nivel alfa (α) del 5% y poder (β) del 80%, teniendo en cuenta datos previos del gasto medio de oxígeno en pacientes con artrodesis de tobillo ($0,162 \pm 0,45$ ml/kl/m) y gasto medio de oxígeno en individuos sanos ($0,22 \pm 0,03$ ml/kl/m).

Análisis estadístico

Se realizó un análisis descriptivo de la condición física de los individuos incluidos en el presente estudio, consumo de energía medio en marcha normal, con una y dos rodillas limitadas en su extensión, y un análisis descriptivo de la escala Borg cuando los individuos utilizaron uno o dos inmovilizadores de rodilla. Se realizó un análisis de medidas repetidas para identificar diferencias estadísticamente significativas en, por lo menos, uno de los grados de flexión al colocar una ortesis. Se utilizó una prueba no paramétrica (test de Friedman) con un valor alfa $< 0,05$.

Resultados

Se incluyeron 16 individuos con una media de edad de 26 años (RIQ: 21-33), el 62,5% (10/16) fueron hombres y el 37,5% (6/16) mujeres. Todos los participantes incluidos en el estudio estaban sanos, sin antecedentes conocidos de patología cardiovascular ni patologías de una o ambas rodillas. La presión arterial sistólica (PAS) media fue 110,6 (RIQ: 98-144 mmHg); asimismo, la presión arterial diastólica (PAD) media fue 70,5 (RIQ: 54-84 mmHg). El peso medio fue 79,5 kg, la talla fue 172,8 cm y el IMC, 25,2; no se encontró ningún individuo con bajo peso. Sin embargo, se encontraron 7 participantes con sobrepeso y uno con obesidad de

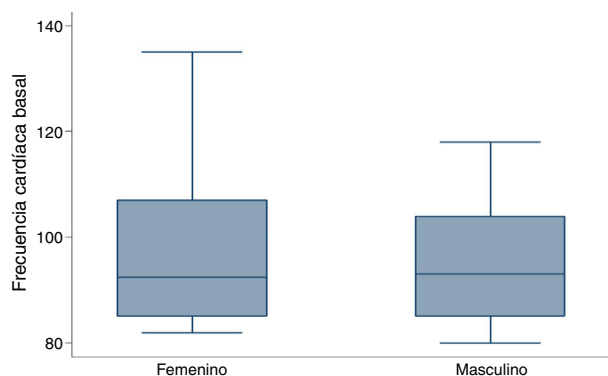


Figura 4 Diagrama de cuadro sobre comportamiento de la frecuencia cardíaca basal según el sexo.

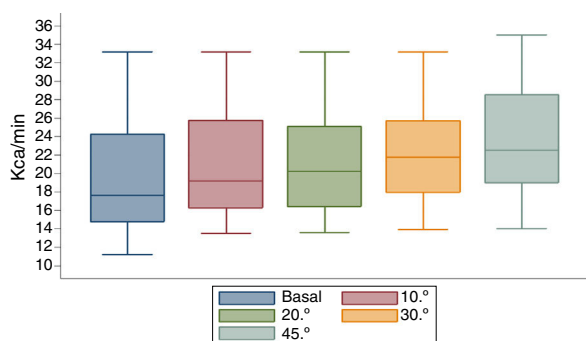


Figura 5 Diagrama de cuadro sobre el comportamiento del gasto calórico en pruebas con una ortesis.

grado I, que reportó un IMC de 34,7. Fue posible poner de manifiesto que los voluntarios con IMC mayores a 25, clasificados con sobrepeso y obesidad, tuvieron un gasto calórico basal mayor. Se puso de manifiesto que en individuos con un IMC <25, el gasto calórico basal presentó un rango entre 11 y 18 kcal/min con un promedio de 14 kcal/min, mientras que quienes presentaron un IMC >25, el rango estuvo entre 17 y 33 kcal/min con un promedio de 24 kcal/min (fig. 4).

En cuanto a la condición física de los individuos incluidos en el estudio, se reportó un porcentaje de grasa corporal medio del 27,6%, (RIQ: 16,8-35,8). El porcentaje de grasa visceral medio fue del 7,06%, (RIQ: 2-5). Asimismo, los porcentajes medios de músculo y fuerza muscular fueron del 32,8% (RIQ: 24,5-40,9) y del 49,3% (RIQ: 41-55), respectivamente.

Se obtuvo un promedio de BVO_2 de 10,7 ml/kg/min (RIQ: 8,6-13,7 ml/kg/min). El gasto calórico medio final fue de 19,7 kcal/min (RIQ: 1,2-33,2) y para los MET se obtuvo un promedio de 3,05 (RIQ: 2,4-3,9). Durante las pruebas se encontró un promedio para FR y FC de 24,9 rpm y 97 lpm, respectivamente (tabla 1).

Gasto calórico

La frecuencia cardíaca presentó un comportamiento similar en ambos sexos, con un promedio de 97 lpm. Sin embargo, se pone de manifiesto que en el sexo femenino varía más este parámetro, pues se encontró una FC máxima de 135 lpm, mientras que en los hombres fue de 119 lpm (fig. 5).

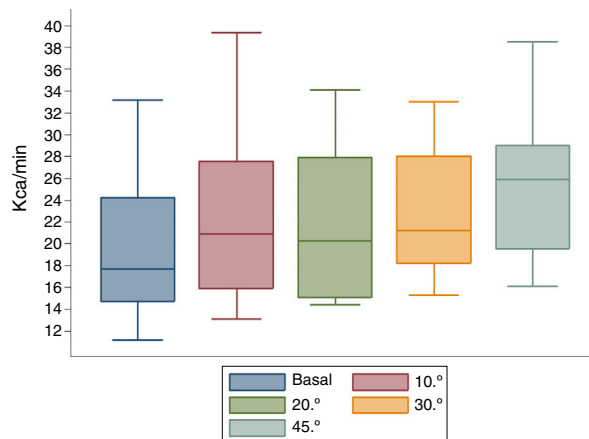


Figura 6 Diagrama de cuadro sobre el gasto calórico en pruebas con dos ortesis.

El gasto calórico basal sin ortesis presentó un mínimo, de 11,2 kcal/min, con un promedio de 19,7 kcal/min. El gasto calórico con una ortesis a 10° presenta un comportamiento similar al de las pruebas realizadas con 20° de flexión; una variación de solo 0,1 kcal para el gasto mínimo entre ambas pruebas y los gastos mínimos son de 13,5 y 13,6 kcal/min para las pruebas con una ortesis a 10 y 20°, respectivamente; ambas pruebas presentan un gasto calórico máximo de 33,2 kcal/min y nuevamente, una variación de 0,1 para el promedio (21 en la ortesis a 10° y 21,1 en la ortesis a 20°). Respecto a la prueba realizada a 30°, el valor mínimo fue de 13,9 y un promedio de 22,1 kcal/min; el valor máximo continuó con la tendencia encontrada en las tres pruebas previas (sin ortesis, ortesis a 10° y ortesis a 20°) de 33,2 kcal/min. Finalmente, para la prueba con un brace a 45° se puso de manifiesto un aumento del gasto calórico en todos los individuos (RIQ: 14-35 kcal/min). El promedio en esta prueba fue de 23,7 kcal/min (fig. 6).

Durante las pruebas se solicitó a los participantes que calificaran el esfuerzo físico en cada prueba mediante la escala de Borg. Durante la prueba sin ortesis, el esfuerzo reportado fue mínimo (RIQ: 0,5-2). Para las pruebas con una ortesis a 10° y 20°, indicaron un valor mínimo para ambas de uno y valores máximos de 2 y 3, respectivamente. Las pruebas a 30° y 45° de flexión se calificaron de la misma manera, con un valor mínimo correspondiente a 2 y máximo a 4; se presentó una diferencia en el promedio de ambas pruebas, y fue de 2,5 para 30° y 3,1 para 45°.

Para las pruebas con dos ortesis, se encontró variabilidad en los reportes para la escala de Borg. Para la prueba con dos ortesis y flexión a 10°, el valor mínimo fue de 2 y máximo de 4. Las pruebas a 20 y 30° tuvieron 5 como valor máximo reportado en la escala de Borg, con variación en los valores mínimos, de 3 para 20° y de 4 para 30°, el cual fue el mismo que para la prueba con 45° de flexión. Sin embargo, esta última presentó el valor máximo reportado en las diferentes pruebas para la puntuación del esfuerzo físico, el cual fue 6, con un promedio de 4,6.

Cuando se compararon las hipótesis sobre si existían diferencias entre la medición basal y la flexión de la rodilla con una ortesis y diferencias entre la medición basal y la flexión de la rodilla a dos ortesis, estos tuvieron significancia estadística $p < 0,005$.

Tabla 1 Condición física basal de los individuos incluidos

	n = 16	Media	Mínimo	Máximo
Edad (años)			21	33
Sexo	Hombres	----		
	Mujeres	----		
PAS (mmHg)		110	98	144
PAD (mmHg)		70	54	84
Talla (cm)		172	155	191
Porcentaje de grasa		30,3	16,8	35,8
Porcentaje de grasa visceral		6	2	15
IMC		26,1	18,7	34,7
Porcentaje de músculo		32,4	24,5	40,9
Fuerza muscular		50,5	41	55
BVO ₂ (ml/kg/min)		10,7	8,6	13,7
MET		3,05	2,4	3,9
Gasto calórico final		19,7	11,2	33,2
Escala de Borg		1,1	0,5	2
Frecuencia respiratoria		24,9	15	38
Frecuencia cardíaca		97	80	135

IMC: índice de masa muscular corporal; MET: consumo de O₂ en ml/min (en reposo, por kg de peso); PAD: presión arterial diastólica; PAS: presión arterial sistólica; VO₂: volumen de consumo de O₂

Al evaluar la diferencia en el aumento del gasto energético en las pruebas realizadas con una ortesis respecto al gasto energético basal, se encontró una diferencia equivalente a 1 kcal/min para las pruebas con una ortesis a 10 y 20°, de 2 kcal/min para la prueba realizada a 20° de flexión y de 4,01 kcal/min en la prueba con 45° de flexión. Respecto a las pruebas en las cuales se usaron 2 ortesis, se encontró un aumento del gasto calórico en todas las pruebas: 2,88 kcal/min para la prueba a 10°, 2,17 kcal/min a 20°, 3,04 kcal/min a 30° y finalmente 5,44 kcal/min a 45°.

Discusión

Diferencias de sexo

Aunque el VO₂ máximo por kilogramo de masa corporal libre de grasa no fue diferente entre hombres y mujeres, el VO₂ máximo absoluto tuvo un valor del 15-20% mayor en hombres que en mujeres, principalmente por una composición mayor de masa libre de grasa, mayor concentración de hemoglobina en hombres y mayor proporción de tejido adiposo en mujeres. Varios investigadores han reportado mayores consumos de oxígeno en hombres durante la marcha, asociado con la evidencia de mayor frecuencia cardíaca en mujeres que en hombres. En este estudio, la frecuencia cardíaca mínima es similar para ambos sexos. Sin embargo, las mujeres alcanzan frecuencias cardíacas mayores que los hombres, con una diferencia de aproximadamente 17 lpm entre la frecuencia cardíaca máxima obtenida por hombres y la máxima obtenida por mujeres.

Costo energético y simulación de deformidad en flexión

Perry et al. demostraron que la fuerza requerida para estabilizar la rodilla aumenta desde 0 newtons (N) en extensión

completa a 500 N a 15° y estudios con electromiografía han encontrado un aumento de la actividad muscular del vasto lateral, el glúteo mayor y el sóleo con la simulación de deformidades en flexión¹⁶.

El aumento del gasto energético con la inmovilización de rodilla se ha aplicado a diferentes grupos de pacientes, incluyendo algunos con ortesis o prótesis con arco de movimiento de rodilla restringido y se ha encontrado una eficiencia del 68%, muy similar a los valores encontrados en pacientes con artrodesis de tobillo y de cadera.

Waters et al.¹⁷ en un estudio con ortesis articuladas de rodilla similar al nuestro en 20 individuos sanos restringieron la extensión de la rodilla derecha a 15, 30 y 45°, pero permitieron la flexión completa, tras encontrar aumentos progresivos del consumo de O₂ que resultaron a medida que la contractura en flexión era simulada; en este estudio se encontró que el aumento se presentaba principalmente a partir de los 15° de flexión, mientras que en el estudio de Murphy et al. se presentó a partir de los 20°. Un estudio similar de las demandas de caminar en una ortesis con aumento de la deformidad en flexión fue realizado en niños¹⁸; estos mostraron una respuesta más variable a la simulación de la flexión que los adultos, con un aumento progresivo del consumo de oxígeno a ángulos mayores de flexión.

En el presente estudio encontramos un aumento del gasto energético en las pruebas con una ortesis a 10 y 20° respecto a la prueba sin ortesis. Las pruebas con 10 y 20° de flexión tienen comportamientos muy similares, con diferencias de 0,1 kcal/min. Tanto las pruebas sin ortesis, como con ortesis a 10 y 20° tienen promedios similares. Sin embargo, el mayor cambio se comienza a observar desde la prueba a 30° de flexión (promedio: 22,1 kcal/min) con un aumento máximo a los 45° (23,7 kcal/min), donde se encuentra el mayor gasto calórico; este hallazgo se diferencia de lo reportado en la bibliografía, en la cual el aumento se presenta a partir de los 15 y 20° de flexión.

En las pruebas con dos ortesis se presentó una variación, que se puso de manifiesto en la disminución del gasto calórico en la prueba a 20° respecto a lo presentado en la prueba a 10°. Sin embargo, a partir de los 30° de deformidad en flexión simulada se observa un aumento en el gasto calórico que alcanza el máximo a los 45°, con un promedio de 25,1 kcal/min, que es mayor que el reportado a los 45° con un solo *brace* (23,7 kcal/min); esto sugiere que el gasto energético es mayor en las deformidades bilaterales principalmente después de los 45°.

Respecto al esfuerzo percibido reportado con la escala de Borg, el esfuerzo percibido fue notoriamente mayor en las pruebas con dos ortesis. Durante las diferentes pruebas con una sola ortesis, los rangos variaron entre 0,5 y 4, y se reportó un esfuerzo calificado entre «muy leve» y «más bien duro». Con las pruebas a dos ortesis, la calificación estuvo entre 0,5 y 6, y llegó al calificativo de «duro». Se concluye que, con las pruebas realizadas con dos ortesis, el esfuerzo físico percibido es mayor en comparación con las pruebas realizadas con una sola ortesis y aumenta progresivamente en cuanto se aumentan los grados de flexión de las ortesis.

Estos resultados podrían sugerir pautas de tratamiento y evitar así que los pacientes progresen a deformidades en flexión mayores a los 30°. Sin embargo, se podrían realizar estudios con un diseño similar en poblaciones con deformidades en flexión patológicas (no simuladas como en este caso), como en pacientes con reemplazo total de rodilla unilateral o bilateral, pacientes hemofílicos o pacientes con artrofibrosis secundaria a lesiones traumáticas.

Obesidad y costo energético en la marcha

Foster et al. en 1995 reportaron que el gasto metabólico para la marcha en terreno ligeramente elevado para adultos con obesidad de clase II (IMC: 39 kg/m²) fue el 45% mayor que el gasto metabólico neto de los pacientes con peso normal durante la marcha en terreno plano¹⁹. En el estudio de Browning et al. se encontró que el costo metabólico de la marcha en pacientes obesos de ambos sexos fue el 10% mayor comparado con los pacientes de peso normal²⁰. Otros estudios sugieren que la marcha puede ser hasta el 50% más costosa en términos energéticos para adultos con un IMC mayor a 35 kg/m². En este estudio se encontró una clara diferencia entre el gasto calórico basal en individuos con peso normal e individuos con IMC mayores a 25, tendencia que es similar a lo reportado previamente en la bibliografía.

Limitaciones

Para el grupo investigador es importante mencionar que los individuos elegidos pertenecen a un grupo de edad específico (adultos jóvenes entre 21 y 33 años) y, aunque en la bibliografía no se han reportado diferencias significativas entre el consumo de oxígeno y la edad avanzada, los pacientes adultos mayores podrían tener comorbilidades que pueden alterar el consumo de oxígeno respecto a las deformidades en flexión. Asimismo, se considera que la muestra obtenida para el estudio es relativamente pequeña, por lo que se deberá considerar ampliarla en el futuro. Para extrapolar los resultados a una población con enfermedades de la rodilla, se deberá tener en cuenta que otros posibles

factores podrían contribuir a un mayor o menor consumo de oxígeno dependiendo de la enfermedad de base. En el caso especial de los pacientes hemofílicos, estos podrían presentar adaptaciones fisiológicas crónicas a las contracturas articulares, no solo de la rodilla sino de otras regiones, por lo que los resultados podrían ser diferentes en esta población específica. Algunos factores que no se han tenido en cuenta podrían contribuir a alterar los resultados. No está claro el tiempo en que un individuo puede habituarse a la marcha con un limitador en flexión en la banda caminadora.

En la población de este estudio se encontraron varios participantes con sobrepeso que podrían influir en la extrapolar de los valores del gasto energético a una población de peso normal. Sin embargo, es común encontrar sobrepeso en personas de edad avanzada con artroplastia de rodilla que forman parte de los pacientes que más frecuentemente pueden presentar deformidades en flexión de la rodilla.

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 en este artículo no aparecen 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

Ninguno de los autores presenta conflicto de intereses.

Bibliografía

1. Saibene F, Minetti AE. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. *Eur J Appl Physiol.* 2003;88:297–316.
2. Waters RL, Mulroy S. The energy expenditure of normal and pathologic gait. *Gait Posture.* 1999;9:207–31.
3. Levine JA. Measurement of energy expenditure. *Public Health Nutr.* 2005;8:1123–32.
4. Carpenter A, Pencharz P, Mouzaki M. Accurate estimation of energy requirements of young patients. *J Pediatr Gastroenterol Nutr.* 2015;60:4–10.
5. Murphy MT, Skinner TL, Cresswell AG, Crawford RW, Journeaux SF, Russell TG. The effect of knee flexion contracture following total knee arthroplasty on the energy cost of walking. *J Arthroplasty.* 2014;29:85–9.
6. Perry J, Antonelli D, Ford W. Analysis of knee-joint forces during flexed-knee stance. *J Bone Joint Surg Am.* 1975;57:961–7.
7. Strauss AC, Goldmann G, Schmolders J, Muller MC, Placzek R, Oldenburg J, et al. [Impact of Preoperative Knee Stiffness on the Postoperative Outcome after Total Knee Arthroplasty in Patients with Haemophilia]. *Z Orthop Unfall.* 2015;153:526–32.
8. Abdulhadi HM, Kerrigan DC, LaRaia PJ. Contralateral shoe-lift: effect on oxygen cost of walking with an immobilized knee. *Arch Phys Med Rehabil.* 1996;77:670–2.

9. Harato K, Nagura T, Matsumoto H, Otani T, Toyama Y, Suda Y. Extension limitation in standing affects weight-bearing asymmetry after unilateral total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2010;25:225–9.
10. Ritter MA, Lutgring JD, Davis KE, Berend ME, Pierson JL, Meneghini RM. The role of flexion contracture on outcomes in primary total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2007;22:1092–6.
11. Birmingham TB, Kramer JF, Kirkley A. Effect of a functional knee brace on knee flexion and extension strength after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arch Phys Med Rehabil*. 2002;83:1472–5.
12. Mattsson E, Brostrom LA. The increase in energy cost of walking with an immobilized knee or an unstable ankle. *Scand J Rehabil Med*. 1990;22:51–3.
13. Butler RJ, Queen RM, Wilson B, Stephenson J, Barnes CL. The effect of extension constraint knee bracing on dynamic balance, gait mechanics, and joint alignment. *PM R*. 2014;6:309–15.
14. Castellanos Fajardo RPR, Marco Antonio. Validez y confiabilidad de la escala de esfuerzo percibido de Borg. *Enseñanza e Investigación en Psicología*. 2009;14:169–77.
15. Muñoz OM, García AA, Fernández-Ávila D, Higuera A, Ruiz AJ, Aschnera P, et al. Guía de práctica clínica para la prevención, detección temprana, diagnóstico, tratamiento y seguimiento de las dislipidemias: evaluación del riesgo cardiovascular. *Rev Col Cardiol*. 2015;22:263–9.
16. Cerny K, Perry J, Walker JM. Adaptations during the stance phase of gait for simulated flexion contractures at the knee. *Orthopedics*. 1994;17:501–12.
17. Waters RL, Campbell J, Thomas L, Hugos L, Davis P. Energy costs of walking in lower-extremity plaster casts. *J Bone Joint Surg Am*. 1982;64:896–9.
18. Duffy CM, Hill AE, Graham HK. The influence of flexed-knee gait on the energy cost of walking in children. *Dev Med Child Neurol*. 1997;39:234–8.
19. Foster GD, Wadden TA, Kendrick ZV, Letizia KA, Lander DP, Conill AM. The energy cost of walking before and after significant weight loss. *Med Sci Sports Exerc*. 1995;27:888–94.
20. Browning RC, Baker EA, Herron JA, Kram R. Effects of obesity and sex on the energetic cost and preferred speed of walking. *J Appl Physiol*. 2006;100:390–8.