



MONITOREO DE LA TEMPERATURA CORPORAL INTERNA

Yasuki Sekiguchi; Luke N. Belval; Rebecca L. Stearns; Douglas J. Casa | Korey Stringer Institute | Departamento de Kinesiología | Universidad de Connecticut | Storrs CT | EUA
Yuri Hosokawa | Colegio de Ciencias del Deporte y la Salud | Universidad Ritsumeikan | Shiga | Japón

PUNTOS CLAVE

- Poder monitorear la temperatura corporal interna con precisión, conveniencia y rapidez es un componente esencial de muchos esfuerzos de investigación en ciencias del ejercicio y es una herramienta de diagnóstico crítica para determinar el golpe de calor por esfuerzo, así como descartar otras afecciones médicas potencialmente catastróficas.
- Las temperaturas rectal, gastrointestinal y esofágica son los métodos validados de evaluación de la temperatura corporal interna que tienen aplicación en investigación y medicina deportiva.
- Las mediciones de temperatura oral, auditiva, timpánica, cutánea, axilar y temporal no deben utilizarse para evaluar la temperatura corporal interna de una persona que realiza ejercicio.
- En el futuro, el método de flujo de calor dual (DHFM, por sus siglas en inglés) y el método de flujo de calor cero (ZHF por sus siglas en inglés) podrían resultar útiles para evaluar la temperatura interna del cuerpo en tiempo real durante el ejercicio.
- El modelo de predicción de la temperatura corporal interna durante el ejercicio es un enfoque que puede aumentar el rendimiento y la seguridad en las personas físicamente activas, aunque deben superarse muchos problemas tecnológicos y fisiológicos.

INTRODUCCIÓN

Función y remodelación muscular

La evaluación de la temperatura corporal interna es un componente esencial de los estudios de investigación en ciencias del ejercicio y es una medida de diagnóstico clave en el campo de la medicina deportiva. Las aplicaciones del monitoreo de la temperatura corporal son de gran alcance y pueden tener implicaciones importantes para atletas, soldados, personal de servicios de emergencia y trabajadores. En el ámbito de la investigación científica del ejercicio proporciona tres componentes críticos para el proceso de investigación. En primer lugar, garantiza la seguridad del sujeto de investigación durante el estudio, una medida especialmente importante cuando el ejercicio se realiza en el calor o la intensidad de trabajo es alta, y especialmente cuando ambas condiciones están presentes. En segundo lugar, la medición permite que se reporte una variable dependiente crítica al evaluar las interrogantes de investigación que pueden influir en la producción de calor. Los ejemplos en esta área incluyen estudios que investigan el estado de hidratación, el consumo de bebidas, la aclimatación al calor, el enfriamiento del cuerpo, las condiciones ambientales, la intensidad del ejercicio, el equipo, la indumentaria, el acondicionamiento físico, etc. En tercer lugar, la temperatura se utiliza a menudo para establecer un nivel estable de actividad ya que puede servir como un indicador de estrés térmico compensable, de manera que se pueda evaluar una pregunta de investigación en particular.

En el mundo de la medicina deportiva, la evaluación válida de la temperatura corporal interna proporciona información en al menos cuatro situaciones críticas. Primero, y la más importante, es la evaluación de la temperatura interna del cuerpo durante todo el proceso de cuidado del golpe de calor por esfuerzo (GCE). Primero se emplea para hacer el diagnóstico de GCE (Armstrong et al., 2007), luego se usa durante el enfriamiento en inmersión en agua fría para controlar el proceso y por último, es una medida crítica para decidir cuándo detener el enfriamiento. Es apropiado decir que la medición inmediata y válida de la temperatura corporal interna ha proporcionado información que ha salvado la vida a muchos sobrevivientes de golpes de calor. En segundo lugar, la temperatura interna del cuerpo se monitorea

rutinariamente durante el ejercicio intenso en el calor como un proceso preventivo, ya sea un soldado de fuerzas especiales que necesita mantener simultáneamente la intensidad y la seguridad, o un atleta que regresa de un episodio de GCE. El monitoreo constante le permite al individuo mantenerse dentro de un grado seguro de hipertermia. En tercer lugar, se utiliza regularmente durante el proceso de realización de pruebas de tolerancia al calor. Estos son procedimientos en los que los atletas, soldados o trabajadores son sometidos a un desafío de ejercicio en el calor y la medición de la magnitud de la hipertermia es un indicador en la evaluación de su tolerancia al calor. Cuarto, la temperatura interna del cuerpo puede proporcionar información valiosa para un atleta con conciencia alterada que no tiene GCE. Cuando la evaluación inmediata de la temperatura corporal interna no revela una hipertermia extrema, el fisioterapeuta o el médico del equipo pueden comenzar a considerar otras razones para un estado mental alterado, como hiponatremia por esfuerzo, lesiones en la cabeza, problemas de hipoglucemia, problemas cardíacos (que deben evaluarse primero antes de una medición de la temperatura corporal), la enfermedad de glóbulos rojos en el esfuerzo u otras posibilidades.

MÉTODOS VALIDADOS PARA MEDIR LA TEMPERATURA CORPORAL

Estudios previos sugieren que la termometría esofágica, rectal y gastrointestinal son tres métodos de medición que pueden usarse durante el ejercicio para controlar los cambios en la temperatura corporal interna (Bongers et al., 2018; Casa et al., 2007; Ganio et al., 2009; Hosokawa et al., 2016; 2017; Kolka et al., 1993). Hay tres componentes vitales para los métodos de evaluación de la temperatura corporal en individuos que se ejercitan: (1) facilidad de medición (es decir, validez clínica externa), (2) la medición no debe verse afectada por el ambiente externo (por ejemplo, viento, radiación solar o sudor) y (3) la precisión y consistencia de la medición deben ser mantenidos durante y después del ejercicio (Casa et al., 2007; Ganio et al., 2009). Si bien se ha demostrado que estos métodos son precisos, ciertas características de cada uno merecen una consideración especial para las aplicaciones en el campo. Las ventajas y desventajas de cada método se resumen en la Tabla 1.

continua de la temperatura corporal interna, así como la necesidad de que la sonda se conecte a un registrador de datos (otro inconveniente práctico para la aplicación en el campo).

Otro método que se está popularizando entre los científicos del deporte es la termometría gastrointestinal (GI) (Bongers et al., 2018; Hosokawa et al., 2016). La termometría GI utiliza una píldora telemétrica ingerible e inalámbrica que contiene un termistor que transmite las lecturas internas de la temperatura corporal a un receptor (Bongers et al., 2018; Casa et al., 2007; Ganio et al., 2009; Hosokawa et al., 2016). Este ha exhibido un sesgo medio mínimo (-0.1–0.2 °C) en comparación con la termometría rectal durante el ejercicio y el período posterior al ejercicio (Casa et al., 2007; Hosokawa et al., 2016). Se están introduciendo dispositivos mejorados en la comunidad de investigación, de modo que en un futuro próximo, la aplicación en entornos deportivos puede ser más frecuente (Bongers et al., 2018). Es importante destacar que a cambio de la conveniencia de la medición inalámbrica el uso de esta píldora termistor ingerible requiere una planificación previa para garantizar la colocación correcta de la píldora dentro del tracto GI. La ingesta de la píldora debe realizarse al menos 3 h antes del ejercicio para minimizar la posibilidad de medir prematuramente la temperatura gástrica y dentro de 8 h para minimizar la posibilidad de que la píldora se pase (Casa et al., 2015; Ganio et al., 2009; Hosokawa et al., 2016). Además, si no se sincroniza correctamente, la ingesta de líquido frío también puede influir en la lectura de la temperatura (Savoie et al., 2015), que puede verse afectada por variaciones individuales en la motilidad intestinal. Por lo tanto, al interpretar los datos se debe prestar especial atención al patrón de ingesta de líquidos *ad libitum* del atleta.

MÉTODOS INVÁLIDOS DE MEDICIÓN DE LA TEMPERATURA CORPORAL

Si bien la importancia del control de la temperatura corporal y el uso de dispositivos validados para evaluarla está clara, conocer los dispositivos no válidos de evaluación de la temperatura corporal también es vital para la investigación y una práctica clínica adecuada. Es importante resaltar claramente que la validez de los dispositivos de medición de temperatura generalmente varía según la población y el entorno que se está estudiando. Algunos dispositivos pueden ser precisos cuando se usan en una persona en reposo que no ha estado en movimiento. Sin embargo, en un escenario de ejercicio, la validez de los dispositivos de medición de temperatura suele estar amenazada por factores que pueden incluir la temperatura del aire o el viento, los cambios fisiológicos en el funcionamiento de la piel y los líquidos circundantes (es decir, sudor, saliva, etc.). Para los propósitos de este artículo, los dispositivos que se presentan fueron evaluados dentro de un estado de hipertermia inducido por el ejercicio, definido como temperaturas corporales superiores a 38.3°C (100.9°F).

Cuando la temperatura corporal es elevada debido al ejercicio, los siguientes dispositivos de medición de temperatura no son válidos: oral, auditiva (tomada desde el canal auditivo a través del oído), timpánica (tomada a través de un sensor de temperatura colocado en la membrana timpánica de la oreja), axilar y temporal (tomada a través de un dispositivo que rueda sobre la frente y las sienes) (Bagley et al., 2011; Casa et al., 2007; Ganio et al., 2009) (Figura 1). Existe variabilidad en la validez de los dispositivos cuando la hipertermia inducida por el ejercicio es baja (37.0–38.5°C) (Fogt et al., 2017). Incluso en algunas investigaciones que respaldan la validez de estos equipos en rangos de temperatura corporal baja, datos contradictorios continúan demostrando que proporcionan sesgos medios inaceptables (considerados por encima de $\pm 0.27^\circ\text{C}$) con elevaciones mínimas de la temperatura corporal inducida por el ejercicio (temperatura rectal $<38.5^\circ\text{C}$) (Bagley et al., 2011). Esto sugiere que simplemente la introducción del ejercicio y una temperatura corporal

Dispositivo de temperatura	Ventajas	Desventajas
Termometría esofágica	<ul style="list-style-type: none"> Estándar aceptado en la sala de operaciones 	<ul style="list-style-type: none"> No es conveniente en el campo Influenciado por la ingesta de líquidos Las lecturas pueden fluctuar continuamente (es decir, muy sensibles) La sonda del termistor debe estar conectada a un receptor Incomodidad notable
Termometría rectal	<ul style="list-style-type: none"> Puede ser auto administrada Detecta aumento y disminución constante de la temperatura corporal interna Conveniente en el campo Incomodidad menor 	<ul style="list-style-type: none"> Menos sensible al cambio agudo de temperatura La sonda del termistor debe estar conectada a un receptor
Termometría gastro-intestinal	<ul style="list-style-type: none"> Puede ser auto administrada Conveniente en el campo Inalámbrica Incomodidad menor 	<ul style="list-style-type: none"> Requiere planificación previa para garantizar la colocación correcta del termistor ingerible Relativamente caro para el uso diario No se puede utilizar en personas con problemas de motilidad gastrointestinal

Tabla 1. Ventajas y desventajas de utilizar diferentes métodos validados de medición de temperatura corporal

La termometría esofágica requiere la inserción de una sonda de temperatura a través de la fosa nasal hasta el nivel de las vértebras torácicas octava y novena para medir la temperatura interna del cuerpo (Mekjavić y Rempel, 1990). A pesar del uso común de la termometría esofágica en procedimientos intraoperatorios, el proceso de inserción requiere capacitación especializada y la aplicación del método dentro del ejercicio se limita a estudios de laboratorio (Hosokawa et al., 2017). Además, el sitio de medición puede ser demasiado sensible a los cambios en la temperatura corporal interna, por lo que la validez clínica externa puede ser limitada (Gagnon et al., 2010; Hosokawa et al., 2017).

La termometría rectal es el método de referencia para la evaluación de la temperatura durante e inmediatamente después del ejercicio (Casa et al., 2007; Gagnon et al., 2010; Ganio et al., 2009). En comparación con la termometría esofágica, la termometría rectal muestra un aumento y una disminución constantes de la temperatura corporal interna (Gagnon et al., 2010). La facilidad práctica y la precisión validada de la técnica también apoyan el uso de la termometría rectal como método para el diagnóstico de GCE (Casa et al., 2015). Si bien existen diversas formas de termometría rectal, la forma más conveniente de medición contiene una sonda flexible (1–2 m) que ofrece un poco de espacio para evitar que se desconecte durante los movimientos físicos. Cabe señalar que la profundidad de inserción del termistor puede influir en la medición, se recomienda que la sonda flexible se inserte a 15 cm (Miller et al., 2017). La aplicación del monitoreo continuo de la temperatura rectal durante el ejercicio se limita principalmente a las carreras prolongadas, donde el contacto físico es mínimo, aunque numerosos estudios publicados que involucran el ciclismo en el calor también han empleado termometría rectal (Casa et al., 2007; Ganio et al., 2009; Hosokawa et al., 2017). La vestimenta y el equipamiento en deportes como el fútbol americano también pueden impedir que los médicos elijan la termometría rectal como un método para la evaluación

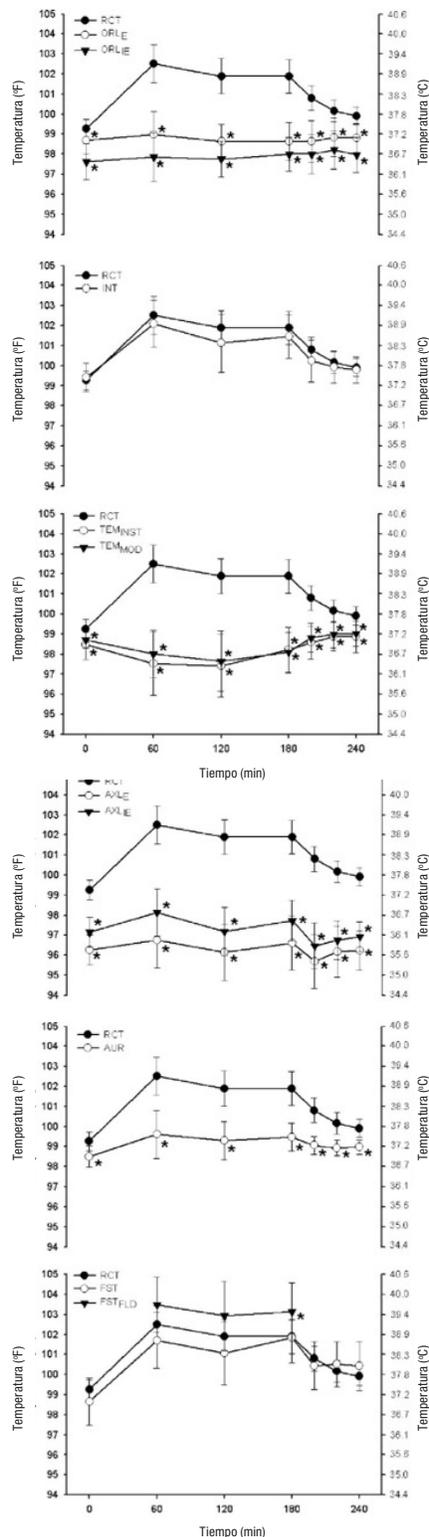


Figura 1. Media \pm SD de cada dispositivo de temperatura en el tiempo en comparación con la temperatura rectal (RCT). ORL_{IE} = temperatura oral con termómetro de bajo costo, ORL_E = temperatura oral con termómetro costoso, AXL_{IE} = temperatura axilar con termómetro económico, AXL_E = temperatura axilar con termómetro costoso, INT = temperatura intestinal, AUR = temperatura auditiva, TEM_{INST} = temperatura temporal medida con el método descrito en el manual de instrucciones, TEM_{MOD} = temperatura temporal medida con un método modificado, FST = temperatura medida con etiqueta adhesiva en la frente, y FST_{FLD} = temperatura de la frente medida en el campo.

*Indica una diferencia significativa de RCT en el mismo punto temporal ($p < 0,05$) (Casa et al., 2007).

elevada entre 37.5–38.5°C, incluso en presencia de un ambiente frío, proporcionará mediciones inválidas de estos dispositivos.

La validación de estos dispositivos con elevaciones de temperatura corporal más severas (temperatura rectal $> 38.5^{\circ}\text{C}$) es fundamental para el diagnóstico adecuado, el tratamiento y la supervivencia de los pacientes con GCE. Desafortunadamente, muchos estudios pueden no haber alcanzado estas temperaturas corporales más altas y concluyeron que un dispositivo es válido en ausencia de pruebas de un rango completo de temperaturas corporales. Si bien estos equipos podrían ser apropiados para su uso fuera de una situación de ejercicio, los dispositivos orales, auditivos, timpánicos, axilares y temporales no deben usarse para evaluar la temperatura corporal de una persona que se ejercita.

TECNOLOGÍA PORTÁTIL PARA LA MEDICIÓN DE LA TEMPERATURA CORPORAL

La evaluación continua de la temperatura interna proporciona una serie de datos en el tiempo que constituyen una información fisiológica vital del funcionamiento del cuerpo y la condición de salud. En consecuencia, el desarrollo de tecnologías portátiles para medir la temperatura interna ha atraído a muchos investigadores. Sin embargo, los métodos actuales no permiten mediciones en tiempo real, especialmente cuando la temperatura interna es alta. A continuación se analizan algunas tecnologías portátiles que parecen tener potencial para utilizarse en el futuro luego de estudios adicionales.

El uso de un termómetro basado en el procedimiento de flujo de calor dual (DHFM, por sus siglas en inglés) es un método relativamente nuevo. El DHFM calcula la temperatura interna en función del flujo de calor del cuerpo humano a un termómetro utilizando al menos cuatro sensores de temperatura (Huang et al., 2016; 2017). Feng y colaboradores (2017) informaron que la diferencia de la temperatura medida entre el DHFM y la temperatura sublingual fue de $0.13 \pm 0.22^{\circ}\text{C}$ en reposo y de $1.36 \pm 0.44^{\circ}\text{C}$ durante el ejercicio, mientras que Huang et al. (2016) compararon el DHFM con la temperatura auditiva. Sin embargo, los métodos de temperatura sublingual y auditiva no están validados y no son el estándar de oro de la evaluación de la temperatura corporal interna, por lo que estos estudios no demuestran con éxito la validación del método DHFM. Huang y colaboradores (2017) utilizaron el termistor del canal auditivo como referencia de temperatura al comparar con el DHFM. Demostraron que la diferencia en la temperatura medida entre el DHFM y la temperatura de referencia fue de $0.07 \pm 0.09^{\circ}\text{C}$ durante 55 minutos de descanso y ejercicio (Huang et al., 2017). Sin embargo, la temperatura interna del cuerpo no superó los 38.0°C , por lo que sigue siendo cuestionable si el DHFM se puede usar para evaluar temperaturas internas más altas.

El método de flujo de calor cero (ZHF, por sus siglas en inglés) es otro método potencial para medir la temperatura interna del cuerpo. El sensor ZHF aísla la superficie local de la piel, que se calienta a una temperatura corporal profunda para crear una región de flujo de calor cero desde el núcleo del cuerpo hasta la piel (Teunissen et al., 2011). Estos autores demostraron que el ZHF hizo un seguimiento de la temperatura corporal interna medida por la temperatura del esófago casi sin retraso de tiempo durante el ejercicio (la temperatura de ZHF - temperatura del esófago = $-0.05 \pm 0.18^{\circ}\text{C}$) y la recuperación (la temperatura de ZHF - temperatura del esófago = $-0.01 \pm 0.20^{\circ}\text{C}$) (Teunissen et al., 2011). Sin embargo, la temperatura interna del cuerpo no superó los 38.5°C en este estudio; por lo tanto, su validez a una mayor medición de la temperatura corporal interna por ZHF está por probarse.

Además de los métodos DHFM y ZHF, Ota y colaboradores (2017) mostraron un dispositivo inteligente "wearable" impreso en 3D para medir

la temperatura interna del cuerpo con un audífono de conducción ósea integrado. Este dispositivo, diseñado para usarse en el oído, detecta la temperatura de la membrana timpánica a través de un sensor infrarrojo y los datos se procesan mediante un módulo integrado (Ota et al., 2017). Sin embargo, la temperatura medida con este dispositivo se comparó nuevamente con la timpánica y la de la piel, que no son el estándar de oro de la evaluación interna de la temperatura corporal.

Los métodos DHFM y ZHF tienen el potencial de medir la temperatura interna en tiempo real. Sin embargo, no se han validado con las técnicas estándar de oro y no se han probado cuando la temperatura interna del cuerpo es superior a 38.5°C, que se alcanza fácilmente durante el ejercicio, especialmente en el calor.

TECNOLOGÍAS PARA PREDECIR LA TEMPERATURA CORPORAL

Con la llegada de sensores fisiológicos portátiles accesibles, también tiene potencial la integración de señales con el propósito de predecir la temperatura interna. Givoni y Goldman (1972) estuvieron entre los primeros investigadores que utilizaron ecuaciones de predicción para superar algunos de los obstáculos asociados con la medición de temperatura no invasiva. Desde entonces, los modelos de predicción se han vuelto cada vez más complejos, integrando múltiples sensores y ecuaciones matemáticas y en muchos casos aprovechando el poder computacional de los teléfonos inteligentes para su uso potencial. Los modelos contemporáneos se pueden separar en dos enfoques principales: aquellos que buscan modelar explícitamente sobre la base de la ecuación de balance de calor y los que modelan sobre respuestas fisiológicas integradas.

Los modelos que se basan en la ecuación de balance de calor requieren instrumentación tanto para la producción de calor metabólico como para el intercambio de calor con el medio ambiente. Los aspectos comunes entre los modelos publicados incluyen temperatura ambiental y humedad, temperatura de la piel y percepción del ritmo cardíaco (Fiala et al., 2012; Kim & Lee, 2016; Niedermann et al., 2014; Richmond et al., 2015; Xu et al., 2013). Los modelos más simples se basan solo en una o dos medidas (Kim & Lee, 2016; Xu et al., 2013). Mientras que los modelos más complejos que utilizan múltiples sitios de temperatura de la piel, mediciones de flujo de calor, frecuencia cardíaca y mediciones metabólicas mejoran la capacidad predictiva de estos modelos, pero limitan su aplicación potencial en entornos de campo (Fiala et al., 2012; Niedermann et al. 2014; Richmond et al., 2015). Más detalles sobre estos modelos de estrés termofisiológico se pueden encontrar en Havenith y Fiala (2015).

Recientemente, han surgido modelos que consideran un enfoque más integrador de la fisiología térmica. Estos se basan en las interacciones entre los sistemas fisiológicos para reducir suposiciones y los requisitos de múltiples sensores. Principalmente, entre estos modelos se encuentran aquellos que se basan en mediciones de frecuencia cardíaca secuenciales para representar la fuerte interacción entre los sistemas cardiovascular y termorregulador (Buller et al., 2013; 2018; Laxminarayan et al., 2018). Si bien las demandas de los sensores disminuyen considerablemente con estos procedimientos, aumenta la complejidad computacional para manejar la variabilidad adicional. Aunque estos modelos son prometedores, ya que solo dependen de mediciones precisas de la frecuencia cardíaca, al igual que los modelos mencionados anteriormente, aún no se han validado por completo.

Si bien los modelos de predicción de la temperatura corporal interna no han alcanzado el estándar necesario para el diagnóstico y el tratamiento de las complicaciones por calor durante el esfuerzo (Moran y Mendal,

2002), existen otras oportunidades para la predicción de la temperatura corporal interna. Por ejemplo, se podrían usar modelos de predicción adecuadamente confiables para la evaluación del estado de aclimatación en el campo, cubriendo una gran brecha en las tecnologías actuales. Además, los futuros sistemas de clasificación podrían aprovechar los modelos de predicción junto con otra información para brindar atención de emergencia adecuada en las complicaciones por calor durante el esfuerzo. A pesar de todos los problemas tecnológicos y fisiológicos que deben superarse, los modelos de predicción de la temperatura corporal interna durante el ejercicio siguen siendo una propuesta que puede aumentar el rendimiento y la seguridad en personas físicamente activas.

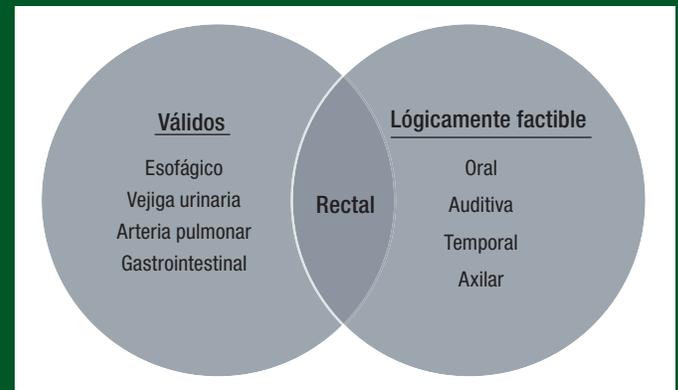


Figura 2. Métodos válidos y lógicamente viables de evaluación de la temperatura corporal interna.

RESUMEN Y APLICACIONES PRÁCTICAS

Los temas de validez y factibilidad son el foco cuando se considera la evaluación interna de la temperatura corporal (Figura 2). Existen muchos métodos que son bastante factibles, como se puede ver en el círculo derecho. Además, existen muchos métodos que tienen el potencial de ser válidos cuando se miden correctamente, como se puede ver en el círculo izquierdo. Todos los dispositivos internos son capaces de reflejar la temperatura interna del cuerpo. Sin embargo, todos los dispositivos externos no son reflejos precisos de la temperatura corporal interna. El punto crucial, el espacio donde los círculos se intersectan, es que solo la temperatura rectal cumple con los estándares estrictos de ser válida y lógicamente viable, tanto en emergencias de medicina deportiva como en los escenarios de investigación en ciencias del ejercicio. La temperatura rectal, sin duda lejos de ser un modelo perfecto para la medición de la temperatura interna, permite un rápido reconocimiento de GCE para que el enfriamiento salvavidas pueda comenzar y continuar hasta que la temperatura se reduzca a un nivel aceptable. Además, ofrece un método para controlar la temperatura en entornos de laboratorio donde se lleva a cabo investigación en ciencias del ejercicio. Está claro que los métodos de temperatura ingerible (GI) y esofágica también tienen aplicaciones valiosas en el campo y el laboratorio. Sin embargo, cada uno de ellos tiene limitaciones en otros entornos o cuando se necesitan mediciones rápidas en situaciones de emergencia (Savoie et al., 2015).

En este punto, también esperamos la aparición de nuevas tecnologías portátiles que midan o predigan con precisión la temperatura interna del cuerpo. Actualmente, debemos recomendar que la temperatura rectal sea la herramienta de medición elegida para la evaluación en situaciones de GCE. En entornos de laboratorio e investigación existen múltiples opciones, pero dependiendo de las circunstancias se limitan en gran medida a las mediciones rectales, esofágicas y GI (termistores ingeribles). Los termistores ingeribles ciertamente tienen aplicaciones preventivas

para la medicina deportiva en el campo, pero se debe estar preparado para medir la temperatura rectal en situaciones de emergencia.

REFERENCIAS

- Armstrong, L.E., D.J. Casa, M. Millard-Stafford, D.S. Moran, S.W. Pyne, and W.O. Roberts (2007). American College of Sports Medicine position stand. Exertional heat illness during training and competition. *Med. Sci. Sports Exerc.* 39:556–572.
- Bagley, J.R., D.A. Judelson, B.A. Spiering, W.C. Beam, J.A. Bartolini, B.V. Washburn, K.R. Carney, C.X. Muñoz, S.W. Yeargin, and D.J. Casa (2011). Validity of field expedient devices to assess core temperature during exercise in the cold. *Aviat. Space Environ. Med.* 82:1098–1103.
- Bongers, C.C.W.G., H.A.M. Daanen, C.P. Bogerd, M.T.E. Hopman, and T.M.H. Eijsvogels (2018). Validity, reliability, and inertia of four different temperature capsule systems. *Med. Sci. Sports Exerc.* 50:169–175.
- Buller, M.J., W.J. Tharion, S.N. Cheuvront, S.J. Montain, R.W. Kenefick, J. Castellani, W.A. Latzka, W.S. Roberts, M. Richter, O.C. Jenkins, and R.W. Hoyt (2013). Estimation of human core temperature from sequential heart rate observations. *Physiol. Meas.* 34:781–798.
- Buller, M.J., A.P. Welles, and K.E. Friedl (2018). Wearable physiological monitoring for human thermal-work strain optimization. *J. Appl. Physiol.* 124:432–441.
- Casa, D.J., S.M. Becker, M.S. Gano, C.M. Brown, S.W. Yeargin, M.W. Roti, J. Siegler, J.A. Blowers, N.R. Glaviano, R.A. Huggins, L.E. Armstrong, and C.M. Maresh (2007). Validity of devices that assess body temperature during outdoor exercise in the heat. *J. Athl. Train.* 42:333–342.
- Casa, D.J., J.K. DeMartini, M.F. Bergeron, D. Csillan, E.R. Eichner, R.M. Lopez, M.S. Ferrara, K.C. Miller, F. O'Connor, M.N. Sawka, and S.W. Yeargin (2015). National Athletic Trainers' Association Position Statement: Exertional heat illnesses. *J. Athl. Train.* 50:986–1000.
- Feng, J., C. Zhou, C. He, Y. Li, and X. Ye (2017). Development of an improved wearable device for core body temperature monitoring based on the dual heat flux principle. *Physiol. Meas.* 38:652–668.
- Fiala, D., G. Havenith, P. Bröde, B. Kampmann, and G. Jendritzky (2012). UTCI-Fiala multi-node model of human heat transfer and temperature regulation. *Int. J. Biometeor.* 56:429–441.
- Fogt, D.L., A.L. Henning, A.S. Venable, and B.K. McFarlin (2017). Non-invasive measures of core temperature versus ingestible thermistor during exercise in the heat. *Int. J. Exerc. Sci.* 10:225–233.
- Gagnon, D., B.B. Lemire, O. Jay, and G.P. Kenny (2010). Aural canal, esophageal, and rectal temperatures during exertional heat stress and the subsequent recovery period. *J. Athl. Train.* 45:157–163.
- Gano, M.S., C.M. Brown, D.J. Casa, S.M. Becker, S.W. Yeargin, B.P. McDermott, L.M. Boots, P.W. Boyd, L.E. Armstrong, and C.M. Maresh (2009). Validity and reliability of devices that assess body temperature during indoor exercise in the heat. *J. Athl. Train.* 44:124–135.
- Givoni, B., and R.F. Goldman (1972). Predicting rectal temperature response to work, environment, and clothing. *J. Appl. Physiol.* 32:812–822.
- Havenith, G., and D. Fiala (2015). Thermal indices and thermophysiological modeling for heat stress. *Compr. Physiol.* 6:255–302.
- Hosokawa, Y., W.M. Adams, R.L. Stearns, and D.J. Casa (2016). Comparison of gastrointestinal and rectal temperatures during recovery after a warm-weather road race. *J. Athl. Train.* 51:382–388.
- Hosokawa, Y., W.M. Adams, and D.J. Casa (2017). Comparison of esophageal, rectal, and gastrointestinal temperatures during passive rest after exercise in the heat: the influence of hydration. *J. Sport Rehab.* 26:1–10.
- Huang, M., T. Tamura, T. Yoshimura, T. Tsuchikawa, and S. Kanaya (2016). Wearable deep body thermometers and their uses in continuous monitoring for daily healthcare. *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* 177-180.
- Huang, M., T. Tamura, Z. Tang, W. Chen, and S. Kanaya (2017). A wearable thermometry for core body temperature measurement and its experimental verification. *IEEE J Biomed Health Inform.* 21:708-714.
- Kim, S., and J.Y. Lee (2016). Skin sites to predict deep-body temperature while wearing firefighters' personal protective equipment during periodical changes in air temperature. *Ergonomics* 59:496–503.
- Kolka, M.A., M.D. Quigley, L.A. Blanchard, D.A. Toyota, and L.A. Stephenson (1993). Validation of a temperature telemetry system during moderate and strenuous exercise. *J. Therm. Biol.* 18:203–210.
- Laxminarayan, S., V. Rakesh, T. Oyama, J.B. Kazman, R. Yanovich, I. Ketko, Y. Epstein, S. Morrison, and J. Reifman (2018). Individualized estimation of human core body temperature using noninvasive measurements. *J. Appl. Physiol.* 124:1387–1402.
- Mekjavić, I.B., and M.E. Rempel (1990). Determination of esophageal probe insertion length based on standing and sitting height. *J. Appl. Physiol.* 69:376–379.
- Miller, K.C., L.E. Hughes, B.C. Long, W.M. Adams, and D.J. Casa (2017). Validity of core temperature measurements at 3 rectal depths during rest, exercise, cold-water immersion, and recovery. *J. Athl. Train.* 52:332–338.
- Moran, D.S., and L. Mendal (2002). Core temperature measurement: methods and current insights. *Sports Med.* 32:879–885.
- Niedermann, R., E. Wyss, S. Annaheim, A. Psikuta, S. Davey, and R.M. Rossi (2014). Prediction of human core body temperature using non-invasive measurement methods. *Int. J. Biometeor.* 58:7–15.
- Ota, H., M. Chao, Y. Gao, E. Wu, L. Tai, K. Chen, Y. Matsuoka, K. Iwai, H. Fahad, W. Gao, H. Nyein, L. Lin, and A. Javey (2017). 3D printed "earable" smart devices for real-time detection of core body temperature. *ACS Sensors* 2:990–997.
- Richmond, V.L., S. Davey, K. Griggs, and G. Havenith (2015). Prediction of core body temperature from multiple variables. *Ann. Occup. Hyg.* 59:1168–1178.
- Savoie, F.A., T. Dion, A. Asselin, C. Gariépy, P.M. Boucher, F. Berrigan, and E.D. Goulet (2015). Intestinal temperature does not reflect rectal temperature during prolonged, intense running with cold fluid ingestion. *Physiol. Meas.* 36:259–272.
- Teunissen, L.P., J. Klewer, A. de Haan, J.J. de Koning, and H.A. Daanen (2011). Non-invasive continuous core temperature measurement by zero heat flux. *Physiol. Meas.* 32:559–570.
- Xu, X., A.J. Karis, M.J. Buller, and W.R. Santee (2013). Relationship between core temperature, skin temperature, and heat flux during exercise in heat. *Eur. J. Appl. Physiol.* 113:2381–2389.

TRADUCCIÓN

Este artículo ha sido traducido y adaptado de: Yasuki Sekiguchi; Luke N. Belval; Rebecca L. Stearns; Douglas J. Casa; Yuri Hosokawa. Monitoring Internal Body Temperature. Sports Science Exchange (2019) Vol. 29, No. 192, 1-5. por Pedro Reinaldo García M.Sc.