

Precisión de la Medición del Umbral Anaerobio por medio del Calorímetro Portátil

Fernando dos Santos Nogueira y Fernando Augusto Monteiro Sabóia Pompeu

Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, RJ - Brasil

Resumen

Fundamento: Muchos métodos se emplean para que se determine el Umbral Anaerobio (UAN) por medio de ergoespirómetros sofisticados.

Objetivo: Probar la variación en el UAN, detectado por modelos matemáticos y de inspección visual, cuando empleado ergoespirómetro de bajo costo y destinado a la aplicación clínica.

Métodos: Fueron voluntarios para este estudio 79 individuos aparentemente sanos; de ellos, 57 varones. El $VO_{2\text{máx}}$ y el umbral ventilatorio se determinaron por calorimetría indirecta de circuito abierto. El método electroenzimático se empleó para análisis de lactacidemia y determinación directa del umbral de lactato (UL). El UAN fue determinado por dos métodos matemáticos (MM_{SQR} y MM_{slope}), basados en los cambios gaseosos, y por el método de inspección visual del log-log, para determinación del UL. Dos investigadores independientes determinaron el UAN a través de la inspección visual de tres gráficos, teniendo en cuenta dos métodos ($UAN_{\text{a}} = V\text{-slope}$, EqV; y $UAN_{\text{b}} = V\text{-slope}$, EqV y $ExCO_2$). Los datos se analizaron por medio de la estadística paramétrica para determinación de las diferencias entre UAN_{a} versus $ExCO_2$, MM_{SQR} y MM_{slope} ; UAN_{b} versus MM_{SQR} y MM_{slope} ; y UL versus UAN_{a} , UAN_{b} , MM_{SQR} y MM_{slope} .

Resultados: El MM_{slope} fue el único método que presentó diferencia significativa entre el UAN_{a} y UAN_{b} ($p=0,001$), con CV% >15. El UL versus MM_{slope} no presentó diferencia significativa ($p=0,274$), con todo, se observó un elevado CV (24%).

Conclusión: Se concluyó que con el equipamiento de bajo costo los métodos MM_{SQR} y UAN_{a} pueden utilizarse para la determinación del UAN. El método MM_{slope} no presentó precisión satisfactoria para ser empleado con estos equipamientos. (Arq Bras Cardiol 2010; 95(3): 354-363)

Palabras clave: Prueba de esfuerzo, modelo matemático, umbral ventilatorio, ergoespirometría.

Introducción

El umbral anaerobio (UAN) se propuso inicialmente como índice de la tolerancia al ejercicio por cardiopatas¹. Actualmente, la determinación del UAN es de primordial importancia en las ciencias del ejercicio porque es un indicador del condicionamiento en diversos grupos de individuos²⁻⁷. Para la determinación indirecta e incruenta del UAN se emplean las mediciones de cambios gaseosos y ventilatorio durante una prueba ergométrica con incrementos en la sobrecarga⁸.

Se cree que el mejor ajuste para la detección del UAN es la inflexión en la relación entre el VO_2 versus VCO_2 , con $\beta > 1,15$, que es obtenida por medio de la intersección entre dos segmentos de recta^{9,10}. Esta detección se realiza por medio de la inspección visual de diagramas de dispersión,

pero algoritmos matemáticos y cálculos estadísticos vienen auxiliando en la automatización y/o semiautomatización de este procedimiento⁹⁻¹².

Los ergoespirómetros con sistemas computarizados son ampliamente utilizados en la cuantificación de los cambios gaseosos y en la inferencia del UAN. Equipamientos sofisticados y de mayor costo se restrinjan al uso en laboratorios de investigaciones. Ergoespirómetros más sencillos y de menor costo se crearon para investigación clínica y de campo. Diversos estudios validaron las mediciones del VO_2 , VCO_2 y V_E por medio de dichos equipamientos clínicos¹³⁻¹⁹, sin embargo pocos estudios determinaron la calidad de las mediciones derivadas como el UAN²⁰.

Teniendo en cuenta el bajo costo de los equipamientos clínicos y la relevancia fisiológica del UAN para los diversos profesionales de salud, el objetivo del presente estudio retrospectivo fue analizar la precisión del UAN detectado por medio de mediciones por el sistema de calorimetría indirecta TEEM 100® Total Metabolic Analysis System (Aerosport, Inc., Ann Arbor, Mich., EUA)¹⁷⁻²⁰, determinándose la objetividad y la exactitud de los modelos matemáticos de Beaver et al⁹ adaptado por Gaskil et al²¹ y de Vieth¹⁰ y, de los métodos de inspección visual $V\text{-slope}$ ²², V_E/VO_2 ²³, $ExCO_2$ ²¹ y Umbral de Lactato²⁴.

Correspondencia: Fernando dos Santos Nogueira •

Rua Conselheiro Paranaguá, 48/101 - Vila Isabel - 20551-150 - Rio de Janeiro, RJ - Brasil

E-mail: nogueira_ufrj@hotmail.com, mportomedicina@yahoo.com.br

Artículo recibido el 15/07/09; revisado recibido el 12/12/09; aceptado el 02/03/10.

Métodos

Sujetos

La presente investigación se dividió en dos ensayos compuestos por dos grupos de voluntarios de ambos sexos, de 18 a 37 años, aparentemente sanos, no tabaquistas y no atletas, con o sin experiencia en el cicloergómetro, dedicados o no en programas de entrenamiento aerobio (Tab. 1). En el primer grupo analizó la discrepancia entre los métodos matemáticos y los de inspección visual para la determinación del UAn. En el otro grupo, se investigó la asociación entre los parámetros ventilatorio y de cambios gaseosos con la concentración sanguínea del lactato, para la determinación del UAn.

Se recomendaron para las 24 horas previas al examen la abstinencia de actividades físicas extenuantes (> 5 METs) y no ingesta de alcohol. Se recomendó también el mantenimiento de la dieta mixta en las 48 horas precedentes al examen. Se solicitó la abstinencia de alimentos y cafeína en las tres horas previas al esfuerzo. Cada sujeto fue informado en cuanto a los riesgos asociados a los procedimientos adoptados. Un formulario de consentimiento informado fue leído y firmado. Todos los procedimientos aquí adoptados fueron aprobados por el Comité de Ética Local para Experimentos con Seres Humanos (Río de Janeiro, CEP/HSE 000.021/99). Este estudio se llevó a cabo de conformidad a la Declaración de Helsinki.

Prueba máxima en el cicloergómetro

Grupo 1 (G-1) - Se empleó el protocolo de esfuerzo escalonado, continuo y máximo¹ en el cicloergómetro mecánico (Monark®, São Paulo, SP, Brasil). La altura del sillín fue ajustada para cada sujeto, de manera que las rodillas se mantuvieran en un ángulo próximo a la extensión total (aprox. 175°). La potencia máxima se estimó previamente para cada individuo, a fin de viabilizar incrementos del 10% de la carga máxima a cada minuto²⁵. Tras seis minutos en reposo, sentado sobre el sillín del cicloergómetro, los sujetos pedalearon sin carga durante cuatro minutos y, posteriormente, se inició la fase escalonada. La duración máxima del ejercicio fue de 10 ± 2 min. Las personas mantuvieron la cadencia fija a lo largo del examen (aprox. 1,23 Hz). El ritmo fue controlado por un metrónomo audiovisual (Wittner^a Junior Plast 826, Isny/Allgäu, Alemania).

La ventilación minuto (V_E) y la fracción expirada de oxígeno y dióxido de carbono fueron continuamente medidas por medio de calorimetría indirecta de circuito abierto (TEEM 100® *Total Metabolic Analysis System, Aerosport, Ann Arbor, Mich., EUA*)¹⁷⁻²⁰. Los sujetos utilizaron un clip de nariz y un pneumotacómetro de flujo promedio (*Hans Rudolph®*, Kansas City, MO, EUA). El consumo de oxígeno por minuto (VO_2) y la excreción de gas carbónico por minuto (VCO_2) se presentaron a cada 20 segundos. La frecuencia cardíaca (FC) se monitoreó continuamente a lo largo de la prueba por medio de telemetría (*Vantage NV®*, Polar Electro Oy, Kempele, Finlandia) y el concepto de esfuerzo percibido (CEP), en la escala de Borg de 6 a 20, se recolectó al final de cada fase.

Grupo 2 (G-2) - El protocolo ergoespirométrico fue el mismo aplicado en el G-1, añadido si las mediciones del lactato sanguíneo. Se recolectaron 25 µL de sangre, por punción del lóbulo de la oreja en hiperemia, según procedimientos descriptos por Shephard²⁶. Las recolecciones se llevaron a cabo durante el reposo, en los dos minutos previos a la realización del examen y a cada dos minutos de esfuerzo. Las muestras fueron inmediatamente analizadas por medio del método electro enzimático (*YSI 1500 Sport L-Lactate Analyser®*, Yellow Springs, EUA). Para la determinación del lactato en la sangre total, se añadió en la solución tapón o agente hemolítico Triton X-100 (*YSI #1515 Agent Cell Lysing*, EUA) a un 0,25%. Las recolecciones de sangre fueron realizadas por un evaluador experimentado entre 20 y 25 segundos finales de cada dos minutos de esfuerzo.

Controles y calibraciones

El analizador metabólico, el analizador de lactato y el cicloergómetro se calibraron antes de cada prueba. El ergoespirometro se calibró en circuito cerrado, mediante una mezcla certificada de gases conteniendo un 17,01% de oxígeno, el 5% de gas carbónico y balanceada con nitrógeno (AGA®, Río de Janeiro, RJ, Brasil). El flujo fue calibrado utilizándose una seringa de aire de tres litros (*Hans Rudolph®*, Kansas City, MO, EUA). Al final de cada prueba, se llevó a cabo la medición de las fracciones porcentuales de oxígeno y gas carbónico en la mezcla de gases empleada para calibración. El error máximo admitido fue desde un 16,16% al 17,86% para FO_2 y desde un 4,75% al 5,25% para FCO_2 . El analizador de lactato tuvo la calibración confirmada previamente a la prueba, mediante una solución estándar de

Tabla 1 - Características antropométricas y variables ergométricas obtenidas en la prueba máxima en cicloergómetro

Variables	Grupo 1 (n = 70)		Grupo 2 (n = 9)	
Edad (años)	25 ± 5	(18-37)	23 ± 4	(19-29)
Masa (kg)	70,9 ± 12,1	(47,9-106,6)	76,5 ± 17,2	(51,3-106,5)
Estatura (cm)	173,0 ± 10,0	(148,0-194,0)	177,0 ± 10,0	(160,0-188,0)
VO_{2max} (l·min ⁻¹)	3,37 ± 0,90	(1,57-4,84)	2,73 ± 1,10	(1,36-4,97)
VO_{2max} (ml·kg ⁻¹ ·min ⁻¹)	47,3 ± 9,2	(29,4-64,8)	35,6 ± 11,6	(23,8-59,2)
W_{max}	253 ± 59	(135-363)	178 ± 59	(120-325)

Promedio ± DE (Valor mínimo y máximo). Diferencia entre grupos determinada por la prueba t de Student para muestras independientes. * Diferencia significativa para $p \leq 0,05$.

5 mmol·l⁻¹ (YSI #2327 Lactate Standard YSI®, EUA) de lactato. Antes de cada prueba, y a cada hora de uso, se llevó a cabo una calibración. La linealidad del equipo se confirmó hasta 15 mmol·l⁻¹ de lactato. Antes del inicio del experimento la precisión del equipo se checó por medio de una curva de calibración con estándares de 1,0; 2,5; 5,0; 7,5; 12,0; 15,0; 18,0; 24,0 y 30,0 mmol·l⁻¹, preparadas mediante a la dilución de los estándares suministrados por el fabricante (YSI #2327: 5 mmol·L⁻¹; YSI #2328: 15 mmol·l⁻¹, YSI#1530: 30 mmol·l⁻¹ Lactate Standard YSI®, EUA). La asociación entre los valores medidos y esperados en la curva de calibración fue $r=0,999$, $y=0,9436x + 0,33011$ y $EPE=0,20$ mmol·l⁻¹. El cicloergómetro fue calibrado por medio de un lastro de 3 kg.

Las pruebas se consideraron máximos cuando se observaron al menos tres de los criterios²⁷ a continuación: a) meseta en el VO₂ (aumento ≤ 150 ml·min⁻¹ ó 2 ml·kg⁻¹·min⁻¹); b) razón de cambios respiratorios (RCR) ≥ 1,15; c) el 90% de la FC_{máx} prevista por la edad (220 - edad); d) concepto de esfuerzo percibido ≥ 19 (6-20); e) concentración de lactato sanguíneo ≥ 8 mmol·l⁻¹; e f) fatiga voluntaria máxima con incapacidad de mantenimiento del ritmo preestablecido. El VO_{2máx} se determinó como el más alto valor encontrado al final de la prueba.

Métodos para la detección del UAn por inspección visual

Tres métodos para la detección del umbral anaerobio por inspección visual fueron utilizados:

*Método del equivalente ventilatorio (EqV)*²³ - Momento en que ocurre un aumento en el equivalente ventilatorio para consumo de oxígeno (V_E/VO₂) sin el concomitante aumento en lo equivalente ventilatorio para la excreción de dióxido de carbono (V_E/VCO₂).

*El Método del exceso de dióxido de carbono (ExCO₂)*²¹ - Con el aumento de la intensidad del ejercicio, se observa un exceso de producción de dióxido de carbono calculado como ((VCO₂²/VO₂)-VCO₂).

*Método V-slope simplificado (V-slope)*²² - en el gráfico de coordenadas cartesianas, que tiene en el eje de las abscisas el consumo de oxígeno por minuto (VO₂) y en el de las ordenadas la excreción de gas carbónico por minuto (VCO₂), se observó el momento en que los puntos ultrapasaran la línea paralela a la bisectriz del ángulo reto.

A cada individuo, los tres métodos de determinación del UAn fueron analizados visualmente por dos investigadores experimentados.

Análisis del UAn por método matemático

Dos funciones de regresión lineal se describieron para el examen a partir de la relación entre VO₂ versus VO_{2r}, así como sigue:

$$y_1 = a_1 + b_1 \cdot x_1 \quad x_1 \leq x_0 \quad (\text{eq.01})$$

$$y_2 = a_2 + b_2 \cdot x_1 \quad x_1 > x_0 \quad (\text{eq.02})$$

donde (x₀, y₀) representan las coordenadas del punto crítico (UAn).

En la primera interacción, las observaciones x₁, x₂ y x₃ se incluyeron estimando los parámetros de la primera línea

de regresión. Las n-3 observaciones remanentes x₁,...x₄ se utilizaron para ajustar la segunda línea de regresión. En la interacción siguiente, la primera línea de regresión se ajustó con las observaciones x₁,...x₄ y los parámetros de la segunda línea de regresión fueron basados en las n-4 observaciones. A cada interacción, una observación adicional de la segunda parte de los datos se transfirió a la primera parte y la segunda línea de regresión se ajustó con las observaciones remanentes.

*Método matemático de Vieth*¹⁰ (MM_{SQR}) - La estimación de los parámetros se basó en el método de los mínimos cuadrados. Para la inferencia del punto de inflexión, la suma de los cuadrados de los residuos (SQR) se calculó para cada línea de regresión.

$$\text{SQR} = \sum_{x_i \leq x_0} [y_i - (a_1 + b_1 \cdot x_i)]^2 + \sum_{x_i > x_0} [y_i - (a_2 + b_2 \cdot x_i)]^2 \quad (\text{eq.03})$$

La SQR es usada como un criterio para determinar el mejor ajuste. Los ajustes óptimos de a₁, b₁, a₂, b₂ y x₀ son los valores pertenecientes a la mínima SQR para las dos rectas.

*Método matemático modificado*²¹ del V-slope de Beaver et al⁹ (MMslope) - La intersección entre dos líneas de regresión fue empleada para la determinación del UAn. La solución se aceptó al observarse un aumento en la inclinación del segmento inferior para el superior igual a un. Este método, que originalmente empleaba el análisis de los gases recolectados a cada incursión respiratoria, se modificó para la utilización del promedio de las incursiones a cada 20 segundos²¹.

Determinación del umbral de lactato

Los resultados obtenidos por el análisis de lactato sanguíneo se determinaron determinados individualmente a través del método log-log, descrito por Beaver et al²⁴. La transformación de los datos para la base logarítmica se llevó a cabo para localización del punto de inflexión, o del umbral de lactato, que se entendió como el punto de cruzamiento entre las dos rectas formadas.

Análisis estadístico

El tratamiento estadístico se llevó a cabo por medio de los aplicativos *Statistical Package for the Social Sciences*® (SPSS, EUA), *SigmaPlot*® (*Systat Software Inc.*, Alemania) y *Microsoft Excel*® para *Windows XP*® (*Microsoft*, EUA). Se empleó la estadística descriptiva con el promedio ± desviación estándar (DE). Se utilizó el gran promedio de los resultados obtenidos a partir de los métodos EqV y V-slope, por los dos evaluadores, denominándose UAn_a. El gran promedio de los resultados obtenidos a partir de los métodos EqV y V-slope ExCO₂ por los dos evaluadores de denominó UAn-b. Los valores medidos a partir del UAn a versus ExCO_{2r}, MM_{SQRr}, MM_{Slope} y UAn_b versus MM_{SQR} y MM_{Slope} pa a G-1 y; UL versus UAn_a, UAn_b, MM_{SQR} y MM_{Slope} pa a G-2, se confrontaron mediante análisis de varian a (ANOVA) con un factor y prue a *post-hoc* de *Tukey-HSD*. Los límites de concordancia de *Bland-Altman*²⁸ se emplearon. El grado de asociación entre los métodos se determinó por medio del coeficiente de correlación intraclass (CCI). El error también se observó por medio del error técnico de la medición

($s = D.P_{.dif} \div \sqrt{2}$) y del coeficiente de variación (CV). Se empleó también el tratamiento estadístico mencionado anteriormente para evaluar los resultados obtenidos a través de los dos evaluadores. Se compararon los índices obtenidos de UAn_{-a} y UAn_{-b} versus Evaluador 1 y Evaluador 2 por medio de ANOVA con dos factores y prueba *post-hoc* de Tukey-HSD. Todas las pruebas estadísticas se llevaron a cabo en el nivel de significancia $\leq 0,05$.

Resultados

Las características de los sujetos se encuentran en la Tabla 1. La Tabla 2 presenta el promedio y DE para el UAn_{-a'}, UAn_{-b'}, ExCO_{2'}, MM_{SQR'}, MM_{slope'} y UL, incluyendo estadística comparativa entre UAn_{-a} versus ExCO_{2'}, MM_{SQR'}, MM_{slope'} y UAn_{-b} versus MM_{SQR'}, MM_{slope'} para G-1 y UL versus UAn_{-a'}, UAn_{-b'}, MM_{SQR'} y MM_{slope'} para G-2. Se nota que solamente el MM_{slope'} presentó diferencia significativa, cuando confrontado con UAn_{-a} y UAn_{-b} ($p = 0,001$) y CV se mostró superior a 18% en las dos formas de detección del UAn. No se observó diferencia significativa entre el UAn_{-a} versus ExCO_{2'} y MM_{SQR'} y UAn_{-b} versus MM_{SQR'}. En el G-2 los métodos de inspección visual presentaron buena correlación, así como el MM_{SQR'} cuando comparados con el UL.

Los diagramas de dispersión del lado izquierdo de las figuras 1 y 2 presentan la relación entre UAn_{-a} versus ExCO_{2'}, MM_{SQR'}, MM_{slope'} y UAn_{-b} versus MM_{SQR'}, MM_{slope'} respectivamente. En la figura 3 se encuentra al relación entre UL versus UAn_{-a'}, UAn_{-b'}, MM_{SQR'} y MM_{slope'}. Se nota la aproximación entre la línea de identidad y las líneas de tendencia para UAn_{-a} versus ExCO_{2'} y MM_{SQR'} y UAn_{-b} versus MM_{SQR'} y UL versus UAn_{-a'}, UAn_{-b'} y MM_{SQR'}. Los datos del lado derecho de estas figuras se refieren a los límites de concordancia de Bland-Altman²⁷. La Tabla 2 resume los valores encontrados a cada análisis.

No hubo diferencia significativa para la determinación del UAn por medio de la inspección visual entre evaluadores ($p=0,757$) y métodos ($p=0,700$), así como no hubo

interacción entre evaluadores versus métodos ($p=0,876$). Los evaluadores presentaron para UAn_{-a}: límites de concordancia = $0,02 \pm 0,29$ l·min⁻¹, CCI = 0,92, $s = 0,11$ l·min⁻¹ y CV = 7%; y para UAn_{-b}: límites de concordancia = $0,01 \pm 0,24$ l·min⁻¹, CCI = 0,95, $s = 0,09$ l·min⁻¹ y CV = 6%.

La Tabla 3 presenta los índices de confiabilidad obtenidos a partir de estudios previos de equipamientos clínicos o para el uso laboral. Se observaron los índices CCI elevados entre los equipamientos para el uso clínico, a excepción del MetaMáx II. Índices semejantes son encontrados en equipamientos de uso laboral.

Discusión

La prueba ergoespirométrica y el análisis del UAn permiten el estudio de la integración entre los sistemas pulmonar, cardiovascular y musculoesquelético^{29,30}. Hay casos en que este es el único medio para la comprensión de mecanismos fisiopatológicos como en la enfermedad vascular pulmonar severa sin la hipertensión derecha, en el foramen oval abierto con el desarrollo de shunt izquierda-derecha durante el ejercicio, en la disnea de esfuerzo, en la hipoxemia de esfuerzo, entre otras³¹. Su aplicación en grupos de cardiópatas y neumópatas es ventajosa antes de procedimientos invasivos o de alto costo^{30,31}. La propuesta del presente estudio fue probar la exactitud de un equipo ergoespirométrico que permite mediciones con la calidad destinada a la aplicación clínica. Se compararon los métodos matemáticos propuestos por Beaver et al⁹ y Vieth¹⁰, con los métodos V-Slope²², Equivalente Ventilatorio para el VO₂²³, Exceso de CO₂²¹ y Umbral de Lactato²⁴ para la determinación del UAn.

La muestra de este estudio estaba compuesta por sujetos no atletas hígidos, con o sin experiencia en el cicloergómetro, dedicados o no a programas de entrenamiento aeróbico. Características hereditarias y la implicación en programas de ejercicios pueden explicar la gran dispersión en los valores del VO₂_{máx}. Aun considerando la experiencia de

Tabla 2 - Promedios de VO₂ (l·min⁻¹) en el UAn obtenidas por medio de los métodos de inspección visual y matemático (Grupo 1, n=70) y por medio de los métodos de inspección visual, matemático y umbral de lactato (Grupo 2, n=9) incluyendo estadística comparativa

	Grupo 1					Grupo 2			
	Uan _{-a} (1,49 ± 0,37 l·min ⁻¹) versus			Uan _{-b} (1,51 ± 0,38 l·min ⁻¹) versus		UL (1,21 ± 0,46 l·min ⁻¹) versus			
	ExCO ₂	MM _{SQR}	MM _{slope}	MM _{SQR}	MM _{slope}	Uan _{-a}	Uan _{-b}	MM _{SQR}	MM _{slope}
VO ₂ (l·min ⁻¹)	1,55 ± 0,43	1,42 ± 0,43	1,93 ± 0,67*	1,42 ± 0,43	1,93 ± 0,67*	1,30 ± 0,43	1,32 ± 0,47	1,25 ± 0,57	1,77 ± 0,89
Límites de concordancia (± 1,96 DE)	-0,06 ± 0,43	0,07 ± 0,42	-0,45 ± 0,95	0,09 ± 0,38	-0,43 ± 0,88	-0,09 ± 0,37	-0,10 ± 0,32	-0,04 ± 0,44	-0,56 ± 0,98
CCI	0,85	0,85	0,61	0,88	0,66	0,91	0,94	0,91	0,75
S	0,15	0,15	0,34	0,14	0,32	0,13	0,12	0,16	0,35
CV%	10	11	20	09	18	11	09	13	24
p	0,877	0,851	0,001	0,574	0,001	0,997	0,996	0,999	0,274

CCI - coeficiente de correlación intraclase; s - error típico; CV% - coeficiente de variación %; p - significancia estadística; DE - desviación estándar; UAn_{-a} - grande promedio EqV y V-slope; UAn_{-b} - grande promedio EqV, V-slope y ExCO₂; ExCO₂ - método do exceso de CO₂; MM_{SQR} - método matemático de la suma de los cuadrados de los residuos; MM_{slope} - método matemático para el V-slope. ; UL - umbral de lactato. Grupo 1 = UAn_{-a} versus ExCO₂, MM_{SQR} y MM_{slope} y UAn_{-b} versus MM_{SQR} y MM_{slope}. Grupo 2 = UL versus UAn_{-a}, UAn_{-b}, MM_{SQR} y MM_{slope}. * Diferencia significativa para $p < 0,05$ determinada por la ANOVA con un factor y prueba *post-hoc* de Tukey HSD.

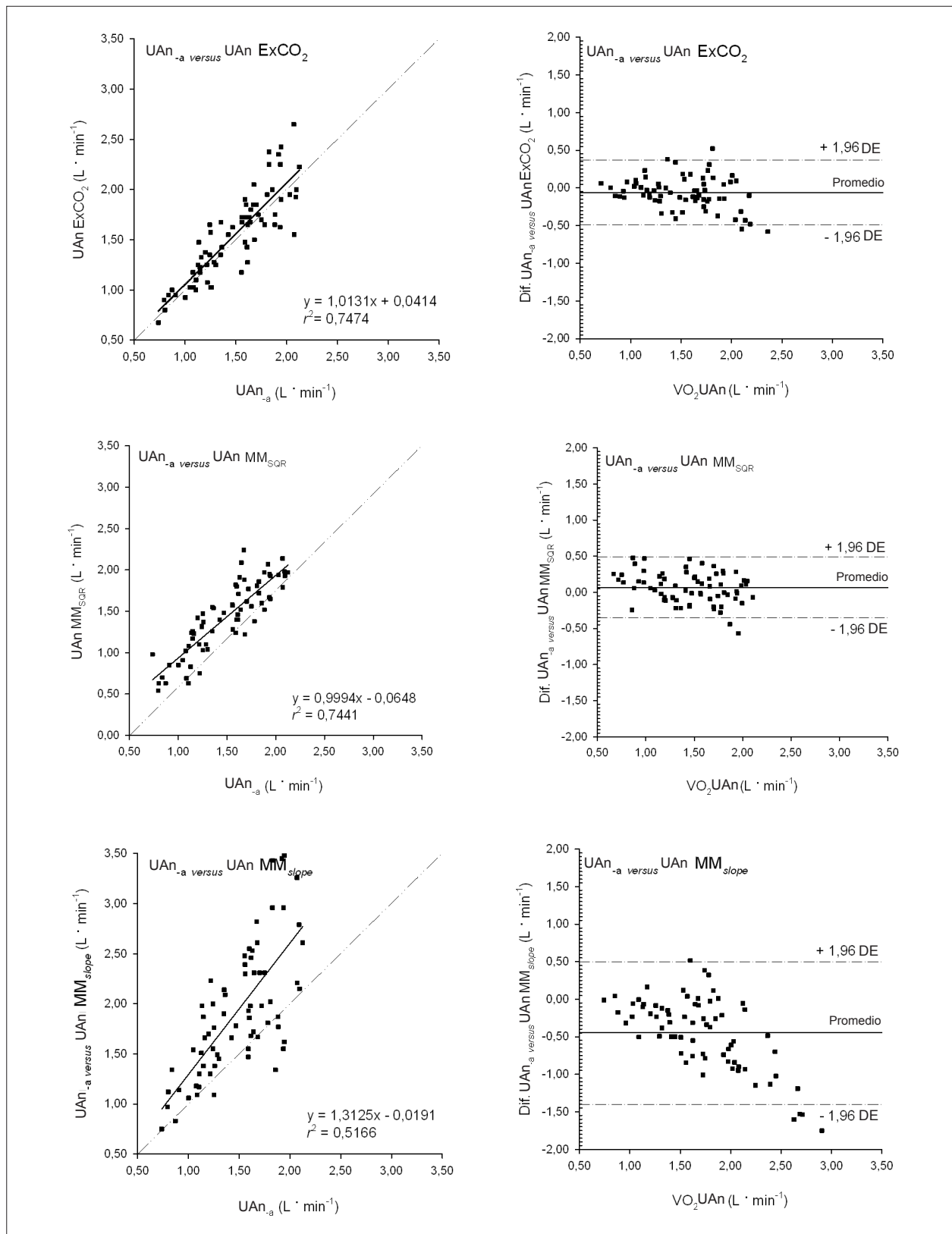


Fig. 1 - Prueba de validez entre los métodos para sujetos masculinos y femeninos (Grupo 1, n=70). Los gráficos presentan la relación entre UAn_a versus UAn ExCO₂, MM_{SQR} y MM_{slope}. Los gráficos a la izquierda presentan la relación entre los métodos por medio de la línea de identidad (línea intermitente), línea de tendencia (línea continua) y ecuación de regresión con coeficiente de determinación (r²). Los gráficos a la derecha presentan los límites de concordancia de Bland-Altman. Las líneas oscuras se refieren al promedio de las diferencias y las líneas intermitentes la variación para ± 1,96 DE. Las figuras 2 y 3 siguen el mismo formato.

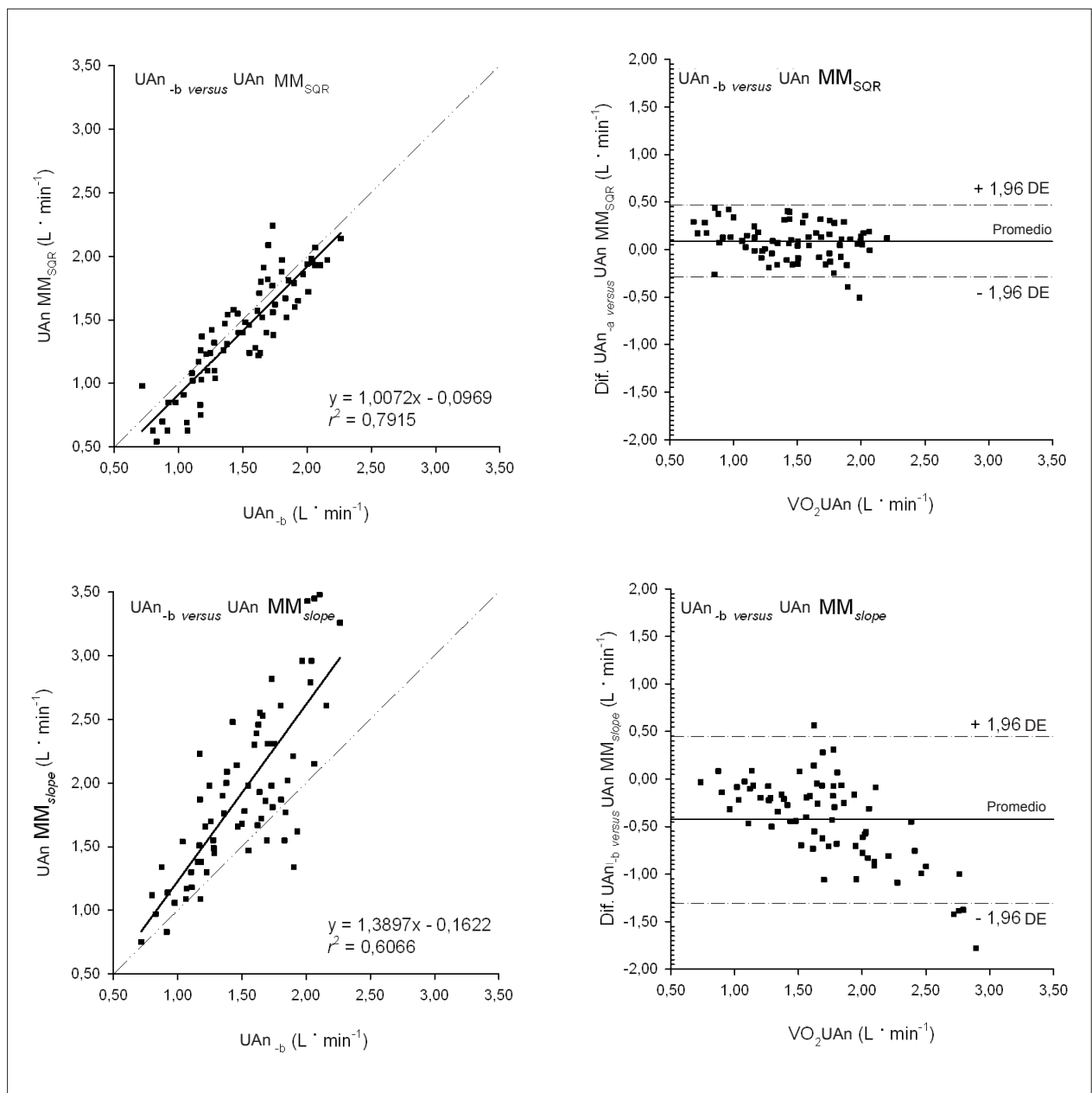


Fig. 2 - Prueba de validación entre UAn_b versus MM_{SQR} y MM_{slope} (Grupo 1, $n=70$).

los individuos con el cicloergómetro, este equipo puede sobrecargar los miembros inferiores, ocasionando la fatiga precozmente^{32,33}. La fatiga de los miembros inferiores puede resultar en bajo $VO_{2m\acute{a}x}$ y UAn (%) relativamente alto³¹. El UAn puede, todavía, ciertamente ser supra o subestimado en respuesta a los incrementos en la sobrecarga⁹. El UAn (%) encontrado para los sujetos durante la prueba progresiva fue próximo a lo esperado para individuos no obesos, físicamente activos y aparentemente sanos³¹. Billat³⁴ demostró que sujetos altamente entrenados son capaces de utilizar más intensamente las vías oxidativas, por tanto con menor acumulación de lactato, con intensidades de hasta el 90% de sus $VO_{2m\acute{a}x}$. Nuestros resultados permitieron estimar el UAn ,

por los métodos del UAn_a , UAn_b , MM_{SQR} , MM_{slope} y UL , en porcentaje del $VO_{2m\acute{a}x}$ y, fueron próximos al esperado para una prueba llevada a cabo en cicloergómetro³¹.

Gaskill et al²¹ estudiaron la asociación existente entre los diversos métodos de inspección visual y sugirieron que hay beneficios en el análisis combinado de los métodos: V-slope, $ExCO_2$ y EqV. Otro estudio, utilizando el mismo equipamiento aquí adoptado, también sugirió la utilización de análisis combinados de parámetros de cambios gaseosos y ventilatorios a fin de que se reduzca el error metodológico en la determinación del UAn . La presente investigación ha optado por hacer comparaciones mediante datos combinados (UAn_a y UAn_b) y se ha probado solamente el método del

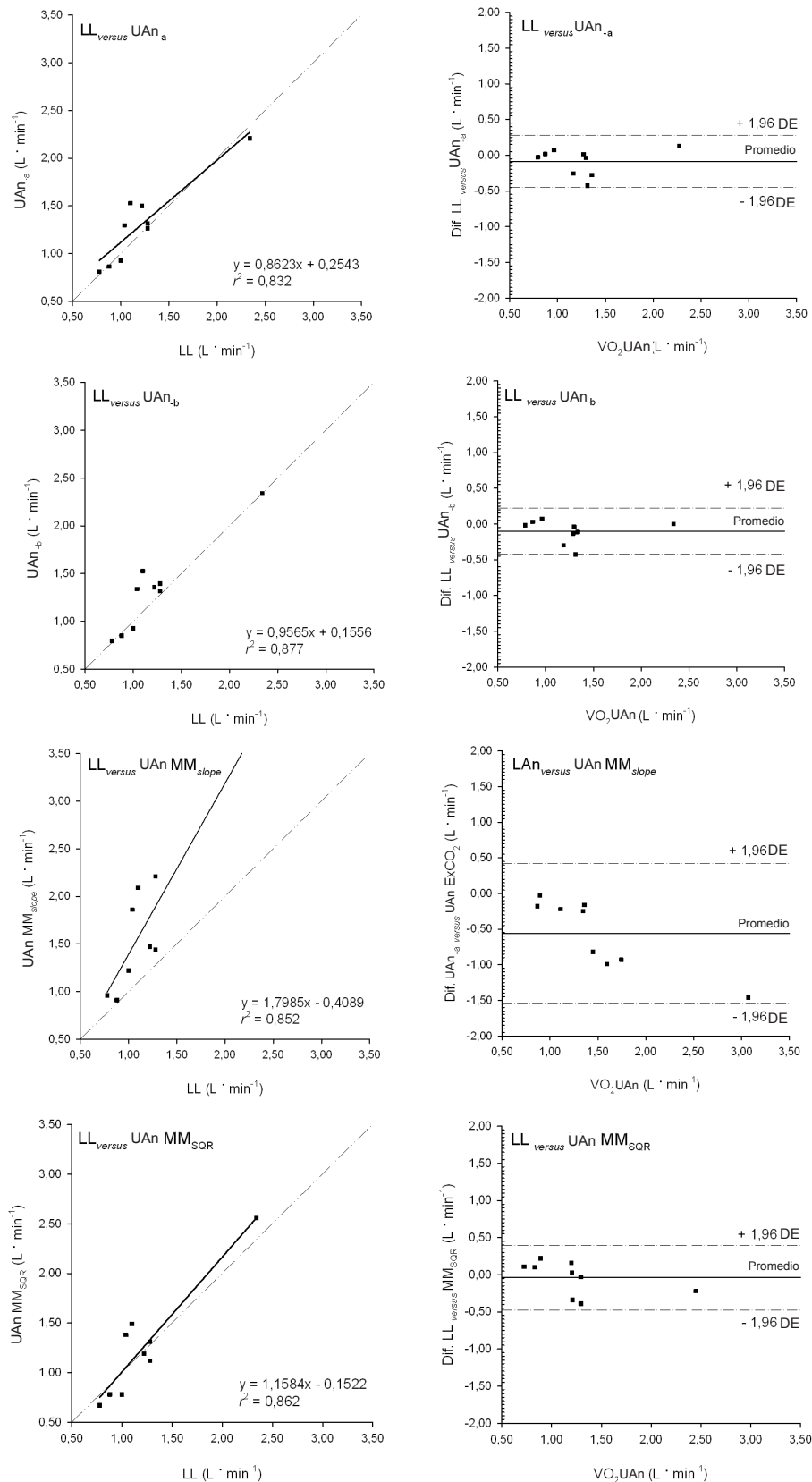


Fig. 3 - Prueba de validez entre UL versus UAn_a, UAn_b, MM_{SQR} y MM_{slope} (Grupo 2, n=9).

Tabla 3 - Estudios previos de confiabilidad para equipos portables y estacionario

Referencia	n	Condiciones	Sistema	CCI	CV(%)	Diferencia promedio (± 95%)
Sistema portátil						
Lothian et al ¹³	1	Cinta mecánica: INC	Cosmed K2	VO ₂ VCO ₂ V _E		3,0-14,0
Lucia et al ¹⁴	20	Cinta mecánica: SUBMÁX y MÁX	Cosmed K2	VO ₂ VCO ₂ V _E		0,01 (NR) 1,05 (NR)
Meyer et al ¹⁵	23	Cicloergómetro: INC	MetaMáx I	VO ₂ VCO ₂ V _E	0,98 0,99 0,97	0,05 (± 0,30) 0,05 (± 0,30) 1,00 (± 9,00)
Larsson et al ¹⁶	19	Cicloergómetro: SUBMÁX 100 W (n= 9) 200 W (n= 10)	MetaMáx I	VO ₂ VCO ₂ V _E	0,56-0,90 0,66-0,88 0,43-0,84	
Melanson et al ¹⁷	22	Cinta mecánica: SUBMÁX	TEEM 100	VO ₂ VCO ₂ V _E	0,96 0,86	0,00 (± 0,17) 1,90 (± 1,37)
Granja Filho et al ²⁰	14	Cicloergómetro: INC	TEEM 100	VO ₂ VCO ₂ VE	0,97	5,5 0,14 (NR)
Crouter et al ³⁷	10	Cicloergómetro: INC	VO2000	VO ₂ VCO ₂ V _E	0,99 0,99 0,98	14,2 15,8 8,8 -0,04 (± 0,33) -0,02 (± 0,37) -1,22 (± 11,04)
Sistema online estacionario						
Lothian et al ¹³	1	Cinta mecánica: INC	Quinton	VO ₂ VCO ₂ VE		1,1-3,9
Meyer et al ¹⁵	23	Cicloergómetro: INC	MetaLyzer 3B	VO ₂ VCO ₂ V _E	0,97 0,96 0,95	-0,01 (± 0,40) -0,01 (± 0,40) 0,01 (± 13,00)
Carter et al ³⁸	10	Cicloergómetro: SUBMÁX 100 W 150 W	Douglas Bag	VO ₂ VCO ₂ V _E		3,3-5,1 3,9-5,0 5,1-5,7
Carter et al ³⁸	10	Cicloergómetro: SUBMÁX 100 W 150 W	Oxycon Alpha	VO ₂ VCO ₂ V _E		4,5-6,3 4,8-5,3 6,1-7,3
Carter et al ³⁸	10	Cicloergómetro: SUBMÁX 100 W 150 W	Pulmolab EX670	VO ₂ VCO ₂ V _E		26,8-33,6 33,1-45,8 7,6-12,5
Carter et al ³⁸	10	Cicloergómetro: SUBMÁX 100 W 150 W	Oxycon Pro	VO ₂ VCO ₂ V _E		4,7-6,5 5,3-7,1 6,6-7,4
Crouter et al ³⁷	10	Cicloergómetro: INC	TrueOne 2400	VO ₂ VCO ₂ V _E	0,99 0,99 0,96	4,7 5,7 7,3 -0,04 (± 0,23) -0,03 (± 0,28) -1,34 (± 10,56)
Crouter et al ³⁷	10	Cicloergómetro: INC	Douglas Bag	VO ₂ VCO ₂ V _E	0,99 0,99 0,97	5,3 6,0 8,5 -0,05 (± 0,28) -0,05 (± 0,33) -1,36 (± 11,22)

n - número de sujetos, CCI - coeficiente de correlación intraclase, CV - coeficiente de variación, INC - prueba de incremento, SUBMAX - prueba submáxima de carga fija, NR - no relatado.

ExCO₂ en separado. El análisis estadístico mostró una buena asociación entre el método ExCO₂ y el método UAn_a, sin embargo el empleo de un método más para la detección del UAn no redujo significativamente el CV% del observado para el MM_{SQR'}, MM_{slope} y UL (Tab. 2).

Los datos presentados en la Tabla 2 y en las figuras 1, 2 y 3 sugieren una satisfactoria aproximación entre los métodos UAn_a y UAn_b. Estos métodos presentaron una excelente correlación con el MM_{SQR} y UL. Una correlación razonable se encontró entre el UL y el MM_{slope}. Caiozzo et al²³ presentaron el EqV como el mejor método aislado para la determinación del UAn ($r = 0,93$). Según estos autores, el método V-slope no produce una buena estimación del UAn. Sin embargo, Gaskill et al²¹ no encontraron diferencia significativa entre los métodos V-slope y EqV cuando comparado con el UL ($\pm 5 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}$) indicando una buena concordancia entre los métodos. Los hallazgos semejantes fueron relatados por Santos et al³⁵ y por Granja Filho et al²⁰.

Beaver et al⁹ propusieron un método con que se eliminan los puntos que produzcan una inclinación de la línea de regresión menor que 0,6 y los valores superiores al punto de compensación respiratorio. La presente investigación, con base en un estudio anterior²¹, ha cambiado el método original para que todos los datos se utilizaran en el ajuste lineal. Dicha adaptación fue necesaria en razón de la resolución temporal de las mediciones por medio del equipo aquí empleado. Kelly³⁶ observó que los resultados obtenidos por el método matemático original de Beaver et al⁹ han presentado un mayor error estándar de la estimación, cuando comparado al MM_{SQR}. Santos et al³⁵ encontraron para este método índices porcentuales del 83% del VO_{2máx}. En nuestro estudio observamos intensidades elevadas de UAn³¹ por medio del MM_{slope} indicando una posible imprecisión del método.

Pocos son los estudios relacionados a la confiabilidad de los sistemas de análisis metabólico de bajo costo. La Tabla 3 presenta algunos indicadores para equipos de uso clínico y científico. El equipo aquí utilizado presenta una confiabilidad prueba-reprueba de un 5,5% para el VO_{2máx} según Granja Filho et al²⁰. Melanson et al¹⁷ encontraron CCI de 0,96 para VO₂ y 0,86 para V_E. En el mismo estudio¹⁷, se validó el equipo al compararlo con un sistema referencia computarizado y se encontraron coeficientes de correlación de Pearson de 0,91 a 0,97 para V_E y 0,88 a 0,97 para VO₂.

Wideman et al¹⁹ encontraron diferencias del 2% al 11% para VO₂ y el 5% al 17% para VCO₂ en diversas intensidades. Una diferencia promedio de un 3,9% para VO₂ se encontró por Novitsky et al¹⁸ cuando comparado con el Sensormedics 2900®. Los índices presentados en la Tabla 3 referentes la validez y confiabilidad del VO₂, VCO₂ y V_E del TEEM 100, y demás equipos clínicos, se encuentran ligeramente en un nivel inferior de los observados para los equipamientos más sofisticados destinados a las investigaciones científicas.

Teniendo en consideración la importancia del UAn como índice de tolerancia al ejercicio e indicador del condicionamiento en diversos grupos de individuos¹⁻⁷, concluimos que el MM_{SQR'}, así como los métodos de inspección visual del UAn_a y UAn_b son satisfactoriamente exactos y objetivos a la determinación de aquella referencia metabólica. La inclusión de más un método de inspección visual (ExCO₂) no redujo significativamente el error. Concluimos también que el MM_{slope} no presentó exactitud significativa a la determinación del UAn en el equipo aquí adoptado³⁸.

Agradecimientos

Los autores de este estudio expresan sus agradecimientos a la Asociación de los Amigos del Centro de Estudios y Perfeccionamiento del Hospital de los Servidores del Estado de Río de Janeiro, ante al Dr. Aluysio S. Aderaldo Jr. por la contribución significativa para la realización de este trabajo y a los colegas Gilberto Sabóia Pompeu Neto, Michelle F. S. Porto Nogueira y Lucenildo Cerqueira. Este estudio ha recibido la ayuda de FAPERJ y MCT/CNPq.

Potencial Conflicto de Intereses

Declaro no haber conflicto de intereses pertinentes.

Fuentes de Financiación

El presente estudio fue financiado por CAPES, MCT/CNPq y FAPERJ.

Vinculación Académica

Este artículo forma parte de disertación de Maestría de Fernando dos Santos Nogueira por la Universidad Federal de Rio de Janeiro.

Referencias

1. Wasserman K, Whipp BJ, Koyal SN, Beaver WL. Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise. *J Appl Physiol*. 1973; 35 (2): 236-43.
2. Córdova C, Silva VC, Moraes CF, Simões HG, Nóbrega OT. Acute exercise performed close to the anaerobic threshold improves cognitive performance in elderly females. *Braz J Med Biol Res*. 2009; 42 (5): 458-64.
3. Moreira MM, Souza HPC, Schwingel PA, Sá CKC, Zoppi CC. Effects of aerobic and anaerobic exercise on cardiac risk variables in overweight adults. *Arq Bras Cardiol*. 2008; 91 (4): 200-6.
4. Azevedo LF, Brum PC, Roseblatt D, Perlingeiro PS, Barreto ACP, Negrão CE, et al. Cardiac and metabolic characteristics of long distance runners of the sport and exercise cardiology outpatient facility of a tertiary hospital. *Arq Bras Cardiol*. 2007; 88 (1): 16-23.
5. Braga AMFW, Rondon MUPB, Negrão CE, Wajngarten M. Predictive value of ventilatory and metabolic variables for risk of death in patients with cardiac failure. *Arq Bras Cardiol*. 2006; 86 (6): 451-8.
6. César MC, Montesano FT, Diniz RVZ, Almeida DR, Tebexreni AS, Barros TL. Cardiopulmonary responses to exercise in patients of different age group with congestive heart failure. *Arq Bras Cardiol*. 2006; 86 (1): 14-8.
7. Rocha GR, Stein R, Guimarães MR, Ribeiro JP. Effects of cimetidine on chronotropic response to cardiopulmonary exercise testing. *Arq Bras Cardiol*.

- 2006; 86 (3): 206-10.
8. Sociedade Brasileira de Cardiologia. Normatização de técnicas e equipamentos para realização de exames em ergometria e ergoespirometria. *Arq Bras Cardiol.* 2003; 80: 458-64.
 9. Beaver WL, Wasserman K, Whipp BJ. A new method for detecting the anaerobic threshold by gas exchange. *J Appl Physiol.* 1986; 60 (6): 2020-7.
 10. Vieth E. Fitting piecewise linear regression functions to biological responses. *J Appl Physiol.* 1989; 67 (1): 390-6.
 11. Higa MN, Silva E, Neves VFC, Catai AM, Gallo L Jr, Silva de Sá MF. Comparison of anaerobic threshold determined by visual and mathematical methods in healthy woman. *Braz J Med Biol Res.* 2007; 40 (4): 501-8.
 12. Davis JA, Rozenek R, DeCicco DM. Comparison of three methods for detection of the lactate threshold. *Clin Physiol Funct Imaging.* 2007; 27 (6): 381-4.
 13. Lothian F, Farrally MR, Mahoney C. Validity and reliability of the Cosmed K2 to measure oxygen uptake. *Can J Appl Physiol.* 1993; 18 (2): 197-206.
 14. Lucia A, Fleck SJ, Gotshall RW, Kearney JT. Validity and reliability of the Cosmed K2 instrument. *Int J Sports Med.* 1993; 14 (7): 380-6.
 15. Meyer T, George T, Becker C, Kindermann W. Reliability of gas exchange measurement from two different spirometry systems. *Int J Sports Med.* 2001; 22 (8): 593-7.
 16. Larsson PU, Wadell KM, Jakobsson EJ, Burlin LU, Henriksson-Larsén KB. Validation of the Meta Max II portable metabolic system. *Int J Sports Med.* 2004; 25 (2): 115-23.
 17. Melanson EL, Freedson PS, Hendelman D, Debold E. Reliability and validity of a portable metabolic measurement system. *Can J Appl Physiol.* 1996; 21 (2): 109-19.
 18. Novitsky S, Segal KR, Chatr-Aryamontri B, Guvakov D, Katch VL. Validity of a new portable indirect calorimeter: the Aerosport TEEM 100. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1995; 70 (5): 462-7.
 19. Wideman L, Stoudemire NM, Pass KA, McGinnes CL, Gaesser GA, Weltman A. Assessment of the aerosport TEEM 100 portable metabolic measurement system. *Med Sci Sport Exerc.* 1996; 28 (4): 509-15.
 20. Granja Filho PCN, Pompeu FAMS, Ribeiro P. Accuracy of VO₂máx and anaerobic threshold determination. *Rev Bras Med Esporte.* 2005; 11: 167-71.
 21. Gaskill SE, Ruby BC, Walker AJ, Sanchez OA, Serfass RC, Leon AS. Validity and reliability of combining three methods to determine ventilatory threshold. *Med Sci Sports Exerc.* 2001; 33 (11): 1841-8.
 22. Schneider DA, Phillips SE, Stoffolano S. The simplified V-slope method of detecting the gas exchange threshold. *Med Sci Sports Exerc.* 1993; 25 (10): 1180-4.
 23. Caiozzo VJ, Davis JA, Ellis JF, Azus JL, Vandagriff R, Prietto CA, et al. A comparison of gas exchange indices used to detect the anaerobic threshold. *J Appl Physiol.* 1982; 53 (5): 1184-9.
 24. Beaver WL, Wasserman K, Whipp BJ. Improved detection of lactate threshold during exercise using a log-log transformation. *J Appl Physiol.* 1985; 59 (6): 1936-40.
 25. Nogueira FS, Pompeu FAMS. Maximal workload prediction models in the clinical cardio-pulmonary effort test. *Arq Bras Cardiol.* 2006; 87 (2): 137-45.
 26. Shephard RJ. Muscular endurance and blood lactate. In: Shephard RJ, Astrand PO, editors. *Endurance in sport.* Oxford: Blackwell Scientific Publications; 1992. p. 215-25.
 27. Howley ET, Basset DR Jr, Welch HG. Criteria for maximal oxygen uptake: review and commentary. *Med Sci Sports Exerc.* 1995; 27 (9): 1292-301.
 28. Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet.* 1986; 2 (8476): 307-10.
 29. Åstrand PO, Rodahl K, Dahl HA, Strömme SB. Evaluation of physical performance on the basis of tests. In: *Textbook of work physiology.* 4th ed. Champaign: Human Kinetics; 2003. p. 273-97.
 30. Jones NL. *Clinical exercise testing.* 4th ed. Philadelphia: W.B. Saunders; 1997.
 31. Wasserman K, Hansen JE, Sue DY, Whipp BJ, Casaburi R. *Principles of exercise testing and interpretation.* 3rd ed. Philadelphia: Lea & Febiger; 1999.
 32. Fleg JL, Pina IL, Balady GL, Chaitman BR, Fletcher B, Lavie C, et al. Assessment of functional capacity in clinical and research applications: An advisory from the Committee on Exercise, Rehabilitation, and Prevention, Council on Clinical Cardiology, American Heart Association. *Circulation.* 2000; 102 (13): 1592-7.
 33. Bergman BC, Brooks GA. Respiratory gas-exchange ratios during graded exercise in fed and faster trained and untrained men. *J Appl Physiol.* 1999; 86: 479-87.
 34. Billat LV. Use of blood lactate measurements of prediction of exercise performance and for control of training. *Sports Med.* 1996; 22 (3): 157-75.
 35. Santos EL, Giannella-Neto A. Comparison of computerized methods for detecting the ventilatory thresholds. *Eur J Appl Physiol.* 2004; 93 (3): 315-24.
 36. Kelly GE, Thin A, Daly L, McLoughlin P. Estimation of the gas exchange threshold in humans: a time series approach. *Eur J Appl Physiol.* 2001; 85 (6): 586-92.
 37. Crouter SE, Antezak A, Hudak JR, DellaValle DM, Haas JD. Accuracy and reliability of the Parvomeds TrueOne 2400 and MedGraphics VO2000 metabolic systems. *Eur J Appl Physiol.* 2006; 98 (2): 139-51.
 38. Carter J, Jeukendrup AE. Validity and reliability of three commercially available breath-by-breath respiratory systems. *Eur J Appl Physiol.* 2002; 86 (5): 435-4.