ÍNDICE

Presentación 17
Abreviaturas 19

PRIMERA PARTE: FUNDAMENTOS TEÓRICOS DE LOS ESTUDIOS DE REACTIVIDAD CARDIOVASCULAR

I. El SISTEMA CARDIOVASCULAR Y SU REGULACIÓN NERVIOSA Y HORMONAL 23

1. Estructura del sistema cardiovascular 23
   1.1. Corazón 23
   1.2. Sistema vascular 25
2. Aspectos cardiodinámicos: el ciclo cardiaco 26
3. Aspectos hemodinámicos 29
   3.1. Circulación sanguínea 29
   3.2. Regulación hemodinámica 30
   3.3. Regulación intrínseca 31
4. Regulación hormonal de los líquidos corporales y su relación con la circulación 32
5. Regulación nerviosa 34
   5.1. Intervención del Sistema Nervioso Central 34
   5.2. Transmisión en el Sistema Nervioso Autónomo 35
   5.3. Regulación del corazón y de los vasos sanguíneos por el Sistema Nervioso Autónomo 37
6. La respuesta al ejercicio físico como ejemplo de ajuste cardiovascular 42

II. EL INICIO DE LOS ESTUDIOS DE LA REACTIVIDAD CARDIOVASCULAR 47

1. La teoría de la activación general y su fracaso 47

2. Conceptos psicofisiológicos básicos 50
2.1. Respuestas fásicas 50
2.2. Respuestas tónicas 52
2.3. Patrones de respuestas. 53
3. La teoría de Obrist 55
3.1. La hipótesis de acoplamiento cardiosomátic*o* 56
3.2. El desacoplamiento cardiosomático 60
3.3. Interpretación fisiológica de los datos de los experimentos de acoplamiento y desacoplamiento cardiosomático 64
3.4. Interpretación psicológica de los datos de los experimentos de acoplamiento y desacoplamiento cardiosomático 64

III. SITUACIONES DE LABORATORIO Y PATRONES DE REACTIVIDAD 67

1. La investigación de la dimensión afrontamiento activo/pasivo . . . 67
2. Efectos del nivel de dificultad de la tarea 73
3. Tareas de laboratorio inductoras de reactividad cardiovascular . . 75
3.1. Tipos de tareas de laboratorio. 75
3.2. Clasificación de las tareas según el patrón hemodinámico que evocan 77
3.2.1. Tareas beta-adrenérgicas 78
3.2.2. Tareas alfa-adrenérgicas 79

IV. DIFERENCIAS INDIVIDUALES EN LA REACTIVIDAD AL ESTRÉS 81

1. Análisis de la reactividad individual 81
2. Estudios de la estabilidad de los patrones de reactividad individual . 87
2.1. Estabilidad temporal 87
2.2. Estabilidad situacional 88
3. Consistencia entre tareas de laboratorio 88
4. La generalización laboratorio-campo 89

V. ESTRÉS Y ETIOLOGÍA DE LA HIPERTENSIÓN 95

1. Definición de la hipertensión arterial esencial. 95
2. Dificultades en la investigación de la etiología de la hipertensión arterial. 96
3. Mecanismos fisiopatológicos y gasto cardiaco aumentado. 97
3.1. El gasto cardiaco aumentado como precursor de una futura hipertensión 98
3.2. Mecanismos hipotéticos sobre el cambio hacia la hipertensión establecida 99

3.3. La investigación de la respuesta cardiaca metabólicamente exagerada 100
4. Estudios longitudinales 103
5. Avances recientes en el estudio de la reactividad cardiovascular . . 105

SEGUNDA PARTE: MEDICIÓN NO INVASIVA EN EL SISTEMA CARDIOVASCULAR

VI. MEDICIÓN DE LA ACTIVIDAD ELÉCTRICA DEL MIOCARDIO 113

1. Generación del impulso eléctrico 113
   1.1. El dipolo cardiaco 113
   1.2. Medición del electrocardiograma 116
2. Relación de las ondas del ECG con el ciclo cardiaco. 117
3. Extracción de los parámetros 118
4. Interpretación de los parámetros del ECG 119

VII. MEDICIÓN DE LOS RUIDOS CARDIACOS 121

1. Generación y características de los tonos cardiacos 121
2. Registro. 122
3. Extracción de los parámetros 124
4. Interpretación de los parámetros 124

VIII. MEDICIÓN DE LOS PULSOS ARTERIALES 125

1. Generación de los pulsos arteriales. 125
2. Registro. 126
   2.1. La onda de pulso 126
3. Extracción de los parámetros 129
4. Interpretación de los parámetros 129

IX. MEDICIÓN DE LA PRESIÓN ARTERIAL 131

1. Registro mediante el método Riva-Rocci 131
   1.1. Problemas metodológicos 132
2. El método *Finapres* 133
   2.1. Extracción de los parámetros 134
   2.2. Problemas metodológicos 134
   2.3. Interpretación. 135

X. MEDICIÓN DE LOS INTERVALOS SISTÓLICOS 137

1. Definición 137
   2.1 Registro 138

2.1. Extracción de los parámetros 138
2.2. Problemas metodológicos 141
2.2.1. Lugar de medición de la onda de pulso periférica 141
2.2.2. Covariación entre intervalos sistólicos y frecuencia cardiaca 142
2.3. Interpretación. 144
2.3.1. El PEP como índice de contractilidad del miocardio . . 144
2.3.2. El PEP como índice de influencias beta-adrenérgicas sobre el miocardio 144

XI. MEDICIÓN DE LA ACTIVIDAD RESPIRATORIA 147

1. Influencia de la respiración sobre las variables cardiovasculares. . 147
2. Registro. 148
2.1. Registro mediante variaciones de la temperatura del aire . . . 148
2.1.1. Problemas metodológicos. 149
2.2. Registro mediante pneumógrafos. 149
2.2.1. Problemas metodológicos. 150
2.3. Registro mediante espirometría 150
2.3.1. Problemas metodológicos. 154
2.3.2. Extracción de parámetros. 155

XII. CARDIOGRAFÍA DE IMPEDANCIA 159

1. Principios básicos. 159
2. Tipos de cardiógrafos de impedancia 160
2.1. Medición y colocación de electrodos 160
3. Extracción de los parámetros 161
4. Problemas metodológicos 165
5. Interpretación. 166

XIII. ESTUDIO DE LA VARIABILIDAD CARDIOVASCULAR. . . . 169

1. Principios básicos. 169
2. Requisitos del sistema de registro para el estudio de la variabilidad cardiovascular 170
3. Funciones de variación: análisis e interpretación 171
3.1. El ciclo cardiaco como unidad de referencia de registro y análisis 171
3.2. Determinación del ciclo cardiaco 171
3.3. Obtención de funciones de variación 172
3.4. Análisis de la función de variación 176
4. Supuestos fundamentales del análisis Fourier. 178
4.1. Unidades de la potencia espectral. 179
5. Los componentes del espectro del periodo cardiaco 180
5.1. La influencia de la presión arterial sistólica y de la respiración 181

6. El análisis de la coherencia 182
6.1. Cuantificación de la sensibilidad barorreceptora 183
6.2. Cuantificación de la sinus-arritmia. 186

TERCERA PARTE: MOVIMIENTOS OCULARES Y ACTIVIDAD PUPILAR: FUNDAMENTOS BÁSICOS Y TÉCNICAS DE REGISTRO

XIV. FUNDAMENTOS BÁSICOS DE LA ACTIVIDAD OCULAR: TIPOS DE MOVIMIENTOS OCULARES Y VARIACIONES PUPILARES 193

1. Introducción 193
2. Fundamentos básicos de fisiología ocular 194
2.1. Anatomía ocular. 194
2.2. Actividad pupilar 196
3. Tipos funcionales de movimientos oculares. 199
3.1. Movimientos compensatorios 199
3.2. Movimientos de seguimiento o persecución lenta 200
3.3. Movimientos de vergencia 201
3.4. Nistagmos oculares 201
3.5. Movimientos sacádicos 202
3.6. Fijaciones oculares y micromovimientos de fijación. 205
4. Tipos de variaciones pupilares 205
4.1. Variaciones ante la luz. 206
4.1.1. Influencia de la luz en el registro pupilar 207
4.2. Variaciones ante la respuesta de acomodación 211
4.3. Hippus 212
4.4. El reflejo psicosensorial de la pupila 212

XV. TÉCNICAS DE REGISTRO DE LA ACTIVIDAD OCULAR: *EYE TRACKING* Y PUPILOMETRÍA 215

1. Técnicas de registro ocular 216
1.1. Grabación directa con videocámaras 217
1.2. Electrooculografía (EOG) 217
1.3. *Scleral search coil* 218
1.4. Vídeooculografía (VOG) basada en propiedades óptico-físicas del ojo: técnicas de *eye tracking* 219
1.4.1. Limbus trackers. 221
1.4.2. Técnica de imágenes de Purkinje 222
1.4.3. Reflexión infrarroja corneal 223
2. *Eye tracking*: factores que afectan al registro 225
2.1. Asegurando condiciones óptimas de registro. 225
2.2. Factores del sujeto 227

2.3. La calibración. 230
2.4. La velocidad de las cámaras 231
2.5. La precisión del instrumento 233
2.6. La resolución espacial 234
2.7. Rango visual máximo. 236
2.8. La paradoja de las fijaciones oculares 236
3. Los resultados del registro: el *scan path* 237
4. Registro de la respuesta pupilar: sistemas de medición y variables analizadas 238
4.1. ¿Cuál es la medida pupilar más pertinente?. 239
4.2. Sistemas de medición 240
4.2.1. Las medidas sin registro 240
4.2.2. Los registros continuados. 240
4.3. Variables analizadas en el registro pupilar. 241

CUARTA PARTE: MOVIMIENTOS OCULARES Y ACTIVIDAD PUPILAR: APLICACIONES EXPERIMENTALES EN EL ESTUDIO DEL PROCESAMIENTO DE LA INFORMACIÓN

XVI. MOVIMIENTOS OCULARES, CONTROL ATENCIONAL Y PERCEPCIÓN VISUAL DE ESCENAS. 245

1. Actividad sacádica y procesamiento de la información. 245
1.1. Fundamentos básicos del control atencional 246
1.2. Atención y control sacádico. 248
1.2.1. Control compartido 248
1.2.2. Control independiente. 250
1.2.3. Atención selectiva y atención preparatoria 252
1.3. Enganche y desenganche atencional: los sacádicos *express* . . 252
2. Fijaciones oculares y procesamiento cognitivo 254
2.1. Ubicación de las fijaciones oculares 254
2.1.1. Ubicación de las primeras fijaciones: información semántica y visual. 255
2.1.2. Ubicación de las fijaciones en zonas de interés. 258
2.1.3. Conclusiones 259
2.2. Duración de las fijaciones 259
2.2.1. Estimaciones de la duración. 259
2.2.2. Componentes motores 260
2.2.3. Componentes de procesamiento. 262
2.3. Duración de las fijaciones en tareas de percepción de escenas 262
3. Procesamiento foveal y periférico: fijaciones oculares y actividad sacádica. 264
4. Modelo de mapa de saliencia en el control del movimiento ocular 266

XVII. ACTIVIDAD PUPILAR Y PROCESOS PSICOLÓGICOS 269

1. Actividad pupilar durante procesamiento de la información 269
2. Respuesta pupilar y emoción 270
3. Respuesta pupilar y cognición 273
   3.1. Variación pupilar en diversas tareas cognitivas 275
      3.1.1. Procesamiento lingüístico 276
      3.1.2. Razonamiento 280
      3.1.3. Percepción 281
      3.1.4. Atención sostenida 282
      3.1.5. Atención selectiva 283
      3.1.6. Memoria a corto plazo 284
4. Variaciones pupilares entre tareas 286
5. Variaciones pupilares entre individuos 288
6. Relación de la respuesta pupilar con otras variables psicofisiológicas 288
7. Precauciones en el uso de la respuesta pupilar como detector de la carga de procesamiento 289

Referencias bibliográficas 291

X

MEDICIÓN DE LOS INTERVALOS SISTÓLICOS

Gabriela Grzib
Laboratorio de Emoción y Motivación (UNED, Madrid)

1. DEFINICIÓN

La medición no-invasiva de los intervalos sistólicos permite conocer el tiempo de contracción y el tiempo de eyección del ventrículo izquierdo. Según Fahrenberg y Foerster (1989), las fases de la sístole electromecánica son:

- *PET = tiempo de eyección preisovolumétrico* (p*re-isovolumetric eyection time*). Retraso electromecánico desde el inicio de la excitación del septum hasta el inicio del aumento de la presión en el ventrículo izquierdo, o también hasta el cierre de la válvula mitral.

- *IVCT = tiempo de contracción isovolumétrico* (i*sovolumetric contraction time*). Tiempo durante el cual el ventrículo izquierdo es un espacio cerrado (por estar cerradas la válvula mitral y aórtica) y ocurre un paulatino aumento de la presión en el mismo hasta la apertura de la válvula aórtica.

- *PEP = período de pre-eyección* (p*re-eyection period*). Comprende la suma de los dos intervalos: PET y IVCT, es una medida del tiempo de contracción del ventrículo izquierdo.

- *LVET = tiempo de eyección del ventrículo izquierdo* (*left ventricular eyection time*). Duración del periodo de la eyección que comprende desde la apertura al cierre de la válvula aórtica.

- *EMS = Sístole electromecánica* (*electromecanical sistole*). Expresa la duración total de la sístole electromecánica, por tanto:
  (PET + IVCT) + LVET = PEP + LVET = EMS

2. REGISTRO

Los intervalos sistólicos no se registran de forma directa, sino que se calculan con una serie de parámetros que se obtienen a partir de varios registros. Existen varias formas de obtener los parámetros relevantes. Aquí nos vamos a centrar en un método que utiliza el ECG, el fonocardiograma y la onda de pulso, en un lugar cercano al corazón.

2.1. Extracción de los parámetros

Para la medición de los intervalos *PEP*, *LVET* y *EMS* se necesita conocer el momento en el que ocurren los siguientes hechos del ciclo cardiaco:

1. *Inicio de la despolarización eléctrica, cierre de la válvula mitral o inicio de la presión en el ventrículo izquierdo*.

   Este momento puede medirse:

   a. Tomando el inicio de la onda *Q* del ECG. La detección del inicio de *Q* en el ECG plantea dificultades. Por ello, en la práctica, se suele utilizar el inicio del complejo *QRS*. En este caso se desprecia parte del tiempo desde la excitación del septum hasta el inicio de la contracción, sin embargo, como indican Fahrenberg y Foerster (1989), en sujetos sanos hay que suponer que el intervalo desde el inicio de *Q* al inicio de *QRS* es constante.

   b. Mediante el primer componente del primer tono cardiaco medido con el fonocardiograma, ya que este componente indica el cierre de las válvulas aurículo-ventriculares. Sin embargo, en la práctica es difícil distinguir el primer componente de los restantes, que corresponden a la apertura de la válvula aórtica y la fase final de la expansión de la aorta.

2. *Inicio de la eyección, momento que coincide con la apertura de la válvula aórtica y el aumento de la presión en la aorta*.

   Este momento puede medirse:

   a. Mediante la apertura de la válvula aórtica. Como hemos indicado al hablar del fonocardiograma, el segundo componente del primer tono cardiaco corresponde a la apertura de la válvula aórtica. En la práctica, el problema está, como se ha señalado anteriormente, en la dificultad de distinguir los diferentes componentes.

   b. Considerando el momento de subida de la presión en una arteria periférica cercana al corazón. Dado que no es posible medir la presión en la aorta directamente mediante medios no-invasivos, se

presenta este método como alternativa. El momento de inicio de la pendiente de subida de mínima a máxima presión corresponde al momento de inicio de la eyección, aunque este punto está desplazado por el tiempo que tarda la onda de pulso en llegar desde la aorta hasta la arteria periférica.

3. *Final del periodo de eyección.*

   Este momento puede medirse:

   a. Mediante el segundo tono cardiaco. El cierre de la válvula aórtica corresponde al primer componente de alta frecuencia del segundo tono cardiaco.

   b. Teniendo en cuenta la incisura aórtica sobre una onda de pulso cercana al corazón (en nuestro caso se mide mediante un micrófono colocado en la carótida). En este caso, la incisura está desplazada en el tiempo con respecto al mismo punto sobre la onda de pulso de la aorta, debido al tiempo que tarda la onda en desplazarse desde la aorta hasta la periferia. El segundo tono del fonocardiograma nos da el tiempo real de ocurrencia del cierre de la válvula aórtica. Restando el tiempo de ocurrencia del segundo tono cardiaco del tiempo de ocurrencia de la incisura aórtica sobre la onda de la carótida obtenemos el desplazamiento de la onda en el tiempo. Este tiempo se designa *PTT = tiempo de tránsito de pulso* (*pulse transit time*).

En la figura 1 se exponen las medidas que tomamos en el laboratorio de Motivación y Emoción de la UNED.

En la parte superior de la figura 1 se encuentra el ECG, en la parte media la onda de pulso registrada en la carótida y en la parte inferior, el fonocardiograma. Sobre los registros se señalan con letras los momentos que hay que considerar para el cálculo de los intervalos sistólicos. Los pasos a seguir son los siguientes:

1. Determinar la distancia de tiempo desde la ocurrencia del segundo tono cardiaco (d), que corresponde al momento del cierre real de la válvula aórtica, al tiempo en que tiene lugar la incisura sobre la onda de pulso periférica (c), la cual se refiere al mismo evento aunque desplazado en el tiempo. El parámetro que se calcula es el tiempo de tránsito de pulso ($PTT = d \rightarrow c$) desde el corazón a la arteria carótida.

2. Medir el intervalo de tiempo desde el primer mínimo de la onda de pulso periférica (b) hasta la incisura (c) sobre esta misma señal. Este tiempo corresponde a *LVET*, el tiempo de eyección del ventrículo

FIGURA 1. Registro del ECG, de la onda de pulso en la carótida y de fonocardiografía. Las letras representan los puntos necesarios para el cálculo de los intervalos sistólicos (laboratorio de Emoción y Motivación, UNED).

izquierdo. Este intervalo se supone constante, es decir que es el mismo en la aorta que en la arteria periférica en el que se ha medido, aunque está desplazado con respecto a su ocurrencia real por el tiempo de tránsito de pulso, *PTT*.

3. Medir el período de tiempo entre el inicio de la despolarización y la terminación de la eyección, con lo que se obtiene el intervalo *EMS*, la llamada sístole electromecánica. Al medir este intervalo hay que tener en cuenta, sin embargo, que el inicio de la despolarización se determina sobre el electrocardiograma (a), es decir, en el momento de su ocurrencia real, mientras que la finalización de la eyección se mide sobre la onda desplazada en el tiempo en el punto de la incisura de la onda de pulso en la carótida (c). Por ello, la duración real del intervalo *EMS* es la distancia desde la onda *Q* del ECG a la incisura sobre la onda de pulso, menos el tiempo de tránsito de pulso ($PTT = d \rightarrow c$). También es posible medir directamente el cierre de la válvula aórtica, tomando como referencia el segundo tono cardiaco ($S2 = d$) sobre el fonocardiograma. En este caso, la medida que se toma ocurre en el tiempo real.

4. Restar *LVET* (la duración de la eyección del ventrículo izquierdo) de *EMS* (duración real de la sístole electromecánica) para obtener el *PEP* (el intervalo de pre-eyección).

   $PEP = (Q\ a\ Incisura - PTT) - LVET;\ PEP = [(a \rightarrow c) - (d \rightarrow c)] - (b \rightarrow c)$

   $PEP = E\ M\ S - LVET$

Otro índice a tener en cuenta es el *intervalo sistólico relativo PEP/LVET*, que puede expresarse también en forma porcentual *PEP/LVET · 100*.

También se puede calcular un índice, que relaciona a *LVET* con la totalidad de la sístole electromecánica y que sería *LVET/EMS · 100*.

2.2. Problemas metodológicos

2.2.1. Lugar de medición de la onda de pulso periférica

Actualmente muchos autores recomiendan medir la onda de pulso sobre la carótida, debido a que en esta señal la incisura aórtica es buena en personas sanas. En nuestro laboratorio esta onda de pulso se registra mediante un micrófono que se aplica directamente sobre la arteria. Para fijar el micrófono se ha construido otro cinturón acolchado, ajustable al cuello a modo de un collarín. Con este dispositivo es posible mantener el micrófono en una posición correcta durante un tiempo prolongado. En la colocación del micrófono debe tenerse mucho cuidado, ya que la señal puede distorsionarse por una fijación demasiado apretada o demasiado floja o por ligeros desplazamientos del sensor con respecto a la artería. Todos estos aspectos ocasionan graves distorsiones de la señal. El mayor inconveniente que presenta la medición de la onda de pulso en la carótida es su gran sensibilidad a artefactos de movimiento, tanto a movimientos asociados con las tareas a realizar por los sujetos en el laboratorio (por ejemplo pulsar teclas), como a movimientos del propio cuello (por ejemplo, tragar saliva o tensar los músculos). En algunos sujetos muy delgados resulta muy difícil la colocación. Por todo ello, en experimentos en los que el sujeto tiene que realizar alguna actividad, en especial si ésta tiene una duración prolongada, esta forma de medir la onda de pulso presenta muchos problemas.

Una alternativa a este procedimiento es la medición a partir de la onda de pulso diferenciada en la oreja. Para la medición de la onda de pulso en la oreja se utiliza un fotopletismógrafo, teniéndose que tomar los parámetros relevantes sobre la primera derivada de la señal. En este caso, la medición sobre la misma del momento de terminación del período de eyección es igualmente problemático. En la oreja, la señal no se recoge sobre una arteria principal, sino sobre arterias periféricas pequeñas. Como hemos expuesto al hablar de las ondas de pulso, la propagación es diferente en arterias grandes y en arterias periféricas, dando lugar a ciertas distorsiones, en especial a la desaparición de la incisura aórtica. Aduciendo estos argumentos, hay autores que dudan de que la incisura, después del máximo que se detecta sobre la señal diferenciada de la onda de pulso tomada en la oreja, sea realmente la incisura aórtica, es decir que corresponda al momento de cierre de la válvula

aórtica. Podría ser que en lugar de la incisura aórtica lo que se detecte sean los efectos de reflexión de la onda de pulso. Si este fuera el caso, no se cumpliría el supuesto básico en el que se basa la medición de los intervalos sistólicos: que todos los puntos de la onda de pulso periférica son coincidentes con la onda de pulso de la aorta, aunque desplazados por el tiempo que tarda la onda en llegar al lugar de medición. A estos argumentos se oponen estudios en los que se ha demostrado la validez de la medición de la onda de pulso en la oreja, en especial del grupo de Spodik (por ejemplo, Haffty, Kotilainen, Kobayashi, Bishop y Spodik, 1977; Haffty, Sugiura, O´Hare y Spodik, 1983). Por otra parte, la medición en la oreja tiene la ventaja de que es menos sensible a artefactos que la medición de la onda de pulso sobre la carótida. Sin embargo, la fijación del sensor, en estudios de duración prolongada y en los que se exige al sujeto cierta actividad, resulta también muy difícil. En nuestro laboratorio no hemos podido encontrar un método eficaz que permita fijar el sensor de forma que se mantenga durante la realización de una tarea de afrontamiento activo a estrés.

2.2.2. Covariación entre intervalos sistólicos y frecuencia cardiaca

En primer lugar, se trata de corregir las posibles influencias de la variación de la frecuencia cardiaca debidas a la influencia de la respiración sobre la misma, es decir debidas a la sinusarritmia. Generalmente se intenta controlar estas posibles influencias, calculando valores medios de los parámetros de los intervalos sistólicos para así eliminar posibles variaciones. Por otra parte, los estudios que han intentado evaluar sistemáticamente la influencia de la sinusarritmia sobre los intervalos sistólicos son escasos. Anderson y Vik-Mo (1984) observaron en un estudio ecocardiográfico una reducción del volumen/minuto cardiaco, asociado con un menor llenado diastólico, lo que parece indicar que podría existir una influencia de las fases respiratorias sobre los intervalos sistólicos.

En segundo lugar, desde la perspectiva de la comparación de los valores de los intervalos sistólicos entre condiciones y sujetos se exige también plantear su covariación con la frecuencia cardiaca. En especial el grupo de Weissler (por ejemplo, Lewis, Leighton, Forester y Weissler, 1974) ha propuesto una serie de ecuaciones de regresión obtenidas con 211 sujetos sanos (121 hombres y 90 mujeres) de edades comprendidas entre 19 y 65 años. Utilizando estas regresiones (una para cada índice: *PEP*, *LVET* y *EMS*, y una para cada sexo, así como las desviaciones típicas correspondientes para las puntuaciones y_i de cada ecuación) es posible determinar hasta qué punto los valores medidos de un determinado individuo se apartan de los valores esperados para una frecuencia cardiaca determinada. Una segunda aplicación de estas regresiones es calcular el intercepto de *Y*, sustituyendo en la ecuación el valor medido del intervalo sistólico en cuestión (*PEP*, *LVET* o *EMS*) y la

frecuencia cardiaca. El índice que se obtiene se designa como $LVET_i$, en realidad se trata del intervalo sistólico que correspondería a una TC = 0.

Ejemplifiquemos la aplicación de estas ecuaciones. Por ejemplo, la ecuación de *LVET* para hombres es la siguiente:

$$LVET = -1{,}7\ TC + 413;\ (\text{desviación típica} \pm 10)$$

A un hombre con frecuencia cardiaca de 60, le predecimos un *LVET* de 311 msegs. Si hemos obtenido un intervalo *LVET* de 321 msegs, dado que la desviación típica es 10, sabemos que este valor se aparta una desviación típica del valor predicho y podemos calcular su probabilidad, tomado como referencia la población.

Si queremos calcular el intercepto *Y*, sustituyendo el valor medido, tenemos:

$$Y = 321 + 1{,}7 \cdot 60;\ Y = 321 + 102;\ Y = 423$$

El intercepto de *Y* del valor medido se situaría sobre una línea de regresión a la distancia de una desviación típica de la línea de regresión obtenida por Weissler y su equipo. Si para la línea de regresión original establecemos unos intervalos de confianza del 99%, la línea de regresión que correspondería al valor medido se asumiría como paralela y no significativamente diferente de la regresión establecida por Weissler.

Por otra parte, la aplicación de este índice permite, según Weissler, comparar los valores de diferentes condiciones y de diferentes individuos, independientemente de si los interceptos de *Y* difieren o no significativamente de los encontrados por Weissler. En todos los casos se asume la misma pendiente para las posibles líneas de regresión, por tanto, la misma correlación lineal, entre la TC y un determinado intervalo sistólico (*PEP*, *LVET* o *EMS*) en una determinada población (hombres o mujeres). Para que se cumplan estas condiciones, el único requisito, siempre según Weissler, que tienen que cumplir los datos es que la TC quede dentro de los límites comprendidos entre 40 y 110 latidos/minuto.

Los índices de corrección propuestos han sido criticados desde diversos supuestos. Kesteloot (1980) señala que la relación entre TC y valores de *LVET* no es lineal, ni siquiera en el rango de 60 a 90 latidos/minuto, por ello propone una ecuación de corrección hiperbólica. Otros autores han señalado que las ecuaciones encontradas en condiciones de descanso no son aplicables en condiciones de estrés, en las que se observa un aumento de la frecuencia cardiaca entre 10 y 20 latidos/minuto con respecto a la condición de descanso (por ejemplo, Mäntysaari, Antila y Peltonen, 1984).