משוב חוזר של תדר תהודה של קצב הלב

Richard N. Gervitz, Paul Lehrer

קצבים במערכת הלב

מערכת הלב, בדומה לרוב המערכות הביולוגיות, מדגימה שונות מתמדת כאשר היא במצב בריא (או מאוזן פנימית). כבר זמן רב משערים כי קצבי לב כאוטיים או בלתי צפויים בריאים יותר מאשר קצבים מאוד קבועים. בשנים האחרונות רכשנו הבנה מלאה יותר באשר לטיב השונות בקצב הלב של האדם (או, באופן טכני יותר בהפוגה הבין-דפקית, IBI– Interbeat Interval).

Giardino, Lehier, and Feldman (2000) and Berntson, Cacioppo, and Quigley (1993) .

מציגים דיון מפורט בדבר משמעותם של *מתנדים (oscillators)* והתנודות עצמן במערכות ביולוגיות (vמונח המובא כאן באותיות נטויות יוסבר בפרק המונחון המובא בסוף המאמר).
סקירה טכנית של השתנות בקצב הלב מוצגת ע"י
Berntson, Cacioppo, Quigicy, and Fabro (1994) and Berritson et al (1997) .

בעשור האחרון, הודות לשיפור טכנולוגי במדידות פיזיולוגיות, קיימת התעניינות מרובה במערכת היחסים של השתנות קצב הלב והתוצאות הבריאותיות. השתנות נמוכה בקצב הלב מיוחסת לעליה בתמותה או במחלה של הלב (Bigger Fliess ואחרים) ולמגוון רחב של תוצאות בריאותיות לקויות.

bidity (Bigger, Fleiss, Rolnitzky, & Steinman, 1993a, 1993b; Bigger, Rolnitzky, Steinman, & Fleiss, 1994; Bigger et al., 1995; Bigger, Steinman, Rolnitzky, Fleiss, & Albrecht, 1996) and a host of other poor health outcomes (Kleiger, Miller, Bigger, & Moss, 1987; Kristal-Boneh, Raifel, Harari, Malik, & Ribak, 1995; Katz, Liberty, Porath, Ovsyshcher, & Prystowsky, 1999; Kristal-Boneh, Froom, Raifel, Froom, & Ribak, 2000).

כאמת מידה של ההשתנות, בד"כ הסטייה הרגילה של גלי R (R wave) ל-IBI R wave, מרמזת על שליטה עצמונית של הלב, וייתכן של הריאות, המעיים ושרירי פנים מסוימים. ישנם שני נתיבים בתוך מערכת העצבים העצמונית השולטים בקביעת קצב הלב: 'סימפתטי' ו - 'פארא-סימפתטי'(Sympathetic and Parasympathetic).

שתי המערכות פועלות ב'מערכת-יחסים סינרגטית מורכבת (synergistic) שלעיתים היא הדדית, לעיתים מוסיפה, ולעיתים גורעת. קצבים פרטניים המאפיינים כל אחד מהללו פועלים דרך נתיבים אלו. Porges שיער כי 'עצב תועה' (Vagus nerve) בבני אדם התפתח לשני נתיבים, הנובעים משני גרעינים המכילים לשד הנקראים 'גרעין עצב תועה- Vagal Nuclei

הנתיב הראשון, פשוט יותר ובדרגת התפתחות נמוכה יותר במושגים אבולוציוניים נוצר ב'גרעין התנועה הגבי' (Dorsal motor nucleus – DMNX). השני, שהתפתח בתקופה מאוחרת יותר בקרב יונקים מפותחים יותר, נוצר ב'גרעין המשתנה'- NA -Nucleus Ambiguus. מערכת ה DMNX מאופיינית באופן הטוב ביותר כמערכת בלימה פשוטה של הלב, הדוגמה הטובה ביותר שלה היא 'רפלקס הצלילה'. מערכת זו עלולה להיות מעוררת כאשר היצור החי חווה מים קרים בפנים או בחזה ומפחית באופן ניכר את מהירות מערכת הלב ותפוקתה. מערכת ה NA היא בעלת עניין רב יותר באשר לפסיכו-פיזיולוגיה יישומית, מכיוון שנראה כי היא מעורבת בקביעת קצב הלב במצבים חברתיים לא מסוכנים. הדבר מובחן ע"י צפייה בבלימה מחזורית והאצה של קצב הלב (או IBI) המשויך לנשימה. בעת שאיפה, בלימת ה'עצב התועה' (Vagal

(Braking מוסרת, וכך מואץ קצב לב. בעת נשיפה, ה'עצב התועה' מופעל שוב ומאט את הקצב. קצב הלב גדל במהלך שאיפה וקטן במהלך נשיפה, מחזוריות זו של קצב לב/נשימה מכונה לרוב 'סינוס הפרעת קצב-לב נשימתית' (Respiratory Sinus Arrhythmia – RSA). או 'פעילות בתדר גבוה - High Frequency (HF) Activity'. אם ה'עצב התועה' אינו פגוע, בעת נשימה רגילה (10-16 נשימות בדקה) ניתן להבחין בדפוס אופייני של שיא ושפל בקצב הלב, עם הפרשים של 15-30 פעימות לדקה בקרב אנשים צעירים יותר. משרעת זו מצטמצמת עם הגיל, לכדי הפרש בין שיא לשפל של 11 פעימות אצל מבוגר בן 65 שנים. מחקרים רבים הראו כי חסימה של מערכת ה'עצב התועה' מחסלת את מקצב ה-RSA או HF (Bernston ואחרים 1993).

הקצבים השונים מדווחים לרוב ביחידת 'הרץ' (מחזורים לשניה, Hz). התנודות המעניינות הן בין 0.003Hz לבין 0.4Hz. מחזורי HF נעים בטווח של 0.15-0.4Hz. בעזרת מד-מהירות קצב לב (Cardiotachometer), ניתן להבחין במחזורי HF, אך תנודות אחרות איטיות יותר קשות יותר להבחנה. על מנת להבחין בהן, משתמשים לרוב ב- '*ניתוח ספקטראלי*'. מחזור בתדר נמוך LF קורה בטווח של 0.08-0.14Hz לרוב בקצב של 6 פעמים בדקה לערך. (0.1Hz במחזור של 10 שניות). יהיה קשה להבחין בתופעה במד-מהירות קצב לב, אך בניתוח ספקטראלי ניתן לראותה בבירור. מתנד זה מותאם עם מידה של רפלקס הממלא תפקיד מרכזי בוויסות לחץ הדם. חיישני לחץ קטנים בעורקים המרכזיים ("Baroreceptors") שולחים מידע חזרה לסינוס נקודת הממסר של הלב על מנת לשמור על יציבותה הפנימית של מערכת לחץ הדם. כאשר לחץ הדם עולה, ה- Baroreceptors מגרים את בלימת ה'עצב התועה' כדי להאט את הלב כך שיופחת הלחץ. באותו אופן, בעת ירידת לחץ דם, ה Baroreceptors שולחים אות למאיץ מערכת הלב הסימפתטי (sympathetic cardioaccelrator) כדי להאיץ את הלב ולהגביר את לחץ הדם. עיכוב של 5 שניות לערך במערכת ה -baroreflex גורם לגלי לב של 10 שניות (0.1Hz). תוספת Baroreflex היא כרגע תופעה בעלת עניין מיוחד לקרדיולוגים, שכן היא עלולה להיות סימן מוקדם למחלת לב. היא מכומתת כשינוי ב IBI (במילי-שניות) שמתרחש בו זמנית לשינוי בלחץ דם (במילימטרים של כספית).

מתנד שלישי, הקשה יותר להבחנה ברשומות מד-מהירות קצב הלב, הוא מחזור התדר המאוד נמוך VLF. הוא מוגדר כתנודות בטווח של 0.003-0.08Hz . סוברים כי הוא מונע ע"י מחזור איטי המתווך בעזרת מערכת העצבים הסימפאתית (Sympathetic nervous system), קשור ככל הנראה לויסות טמפרטורה או לויסות מערכת הבטן והמעיים. מחקר עדכני הנערך ע"י Vaschillo, Lehrer, Rishe ו Konstantinov (2002) טוען כי גל זה משקף אפקט של baroreflex בטונוס שרירים חלקים בכלי הדם (טונוס של כלי הדם). תנודות בטון של כלי הדם ולחץ דם נוטה להצביע על שיאי תדר גבוהים במיוחד בטווח ה VLF , ממורכזים לערך על כ 0.05Hz (דהיינו, שלוש פעמים בדקה, או מחזור של 20 שניות). מכאן שתנודה זו מצביעה על עיכוב בטונוס כלי דם של האיברים של מערכת ה baroreflex, בן 10 שניות לערך, אולי בשל הגמישות של כלי הדם. מחזור זה מצוי גם בקצב הלב.

ע"י שימוש בתצוגה ספקטראלית מתמשכת הרגישה לשינוי של דקה אחר דקה במערכת העצבים העצמונית, אנו יכולים להשיג תמונה ברורה הרבה יותר של נתיבים אפשריים עבור פעולות-גומלין של גוף-נפש'. יחד עם שיטות מדידה מסורתיות, כמו מוליכות העור, טמפרטורה, או פעילות שרירית, מדידת שונות קצב הלב יכולה לעזור לנו לבנות מודל מתווך להפרעות כגון כאב חזה שאינו במערכת הלב. התצוגה הספקטראלית, למשל, תספק הערכה מקוונת של איזון סימפתטי-פארה סימפתטי (היחס בין פעילות HF ל LF או VLF,(Bernston ואחרים 1997); הדבר יספק מדד גס לתוספת ה Baroreflex (Bernardi ואחרים); וכן יחשוף את שניות תדר התהודה בין פעילות ה baroreflex והנשימה.

סוגיות מדידה

על מנת להבחין במתנדים, יש לבצע 'טרנספורם פורייה מהיר' (FFT) או 'טרנספורם פורייה דיפרנציאלי' (DFT) על מידע ה IBI. ה IBI חייב להימדד במדויק בקצבי דגימה של לפחות 256 דגימות לשנייה. דבר זה נעשה באופן הטוב ביותר בעזרת אלקטרוקרדיוגרם (ECG), אך לעיתים ניתן להשגה בעזרת פלסמוגרף-דופק (PPG). ל PPG החיסרון של היעדר פולס ברור של הלב כדי להתחיל את מד העצר ולחשב את ה IBI. לעומת זאת, התפתחויות אחרונות מסוימות בחישוב שונות קצב לב מה PPG הפיקו חישובי תדר המקבילים בקירוב לאלו המשגים בעזרת ECG (Giardino, Lehrer & Edelberg, 2002).

השפעות של קצב נשימתי על מדידות שונות קצב הלב

העובדה שה- HF מושפע מקצב נשימתי גורמת לסיבוך של מדידות תחום הספקטרום. מסיבה זו, מדידה עשרונית של ה- HF תלויה בשמירתם של קצבי הנשימה הרצויים בטווח של 0.15-0.4Hz ע"י הנבדק.

(Grossman, van Beck, & Wientjes, 1990; Grossman & Kollai, 1993; Wilhelm, Gevirtz, & Roth, 2001)

הראו כי ערכי HF עלולים להיות מושפעים מאוד ע"י טפלול (מניפולציה) של קצבי הנשימה. לפיכך כאשר המטפל מדריך את הנבדק לנשום באיטיות (לרוב 6 נשימות לדקה), פעילות ה HF יורדת לתחום ה LF. אין הדבר אומר כי מערכת הבלימה של ה'עצב התועה' איננה פועלת כפי הנראה, עם ירידת פעילות ה- HF, אלא שתנודות ה'עצב התועה' מופיעות עתה בתחום ה – LF.

תרפיית משוב חוזר של תדר תהודה

החפיפה של השפעות ה baroreflex והנשימתיות על שונות קצב הלב בעת קצבי נשימה איטיים יכולים להציג כמה אפשרויות לטיפול. Lehrer ו Vaschillo (2000b) שיערו כי כאשר אדם לומד טכניקת נשימה מונחית משוב-חוזר של שונות קצב הלב, נוצרת תהודה במערכת הנשימה והלב בין השפעות של הנשימה ואלו של ה- baroreflex. מידע עדכני ממעבדתו של Lehrer מראה כי אימון יומי של אותה טכניקת נשימה 'מונחית משוב-חוזר של שונות קצב הלב' מגבירה את הסך הכולל של שונות קצב הלב, כאשר כמעט כל התנודות קורות בתדר יחיד. שיטה זו נמצאה גם כמגבירה את תוספת ה baroreflex ומשפרת תפקוד ריאתי תוך הורדת לחץ דם, גם בקרב אנשים בריאים.

ברוח זו, קבוצות בעולם מדווחות כי משוב-חוזר של 'RSA' הינו אופן משוב-חוזר חיוני. הלקוח מתודרך למקסם את משרעת השיא-שפל בהסתמך על קו גרף מד מהירות קצב-לב. לאורך זמן, כמעט כל המשתתפים משיגים זאת ע"י האטה והעמקה של הנשימה, והגעה למצב נפשי 'קשוב'. על אף ששיטה זו עלולה להשפיע על פעילות ה'עצב התועה', נראה כי היא עושה הרבה מעבר לכך. היא מספקת תנודות קצב לב בעלי משרעת גבוהה אשר מגרים את ה baroreflexes כ-6 פעמים בדקה לערך. תנודות אלו מספקות גירוי רגיל רב הרבה יותר של ה- baroreflexes מאשר מתרחש בדרך כלל. הללו, כפי המתואר דלעיל, מופקים ע"י תהודה בין השפעת משוב-חוזר (או נשימתי) ופעילות של ה baroreflexes. משערים כי 'תרגיל' מוגבר זה של ה baroreflexes מגביר את יעילות הרפלקס (Vaschillo).

Lehrer (1997) and Lehrei (2000a) ואחרים הראו כי התהליך משפר תפקוד ריאה אצל חולי קצרת, ו Herbs, Gevirtz, and Jacobs (1994) הראו כי הוא מוריד לחץ דם אצל חולים עם לחץ מוגבר. דיווחים נקודתיים מרוסיה מצביעים כי ייתכן והדבר יהא לעזר בטפול בחולים פסיכוסומאטיים ובהפרעות פיזיות הקשורות ללחץ (Cliernigovslcaya, Vaschillo, Petrash, & Rusanovsky, 1990).

מחקרים המעריכים שיטת משוב-חוזר זו החלו להתבצע ואם יצליחו, הם עשויים להציע כלי חדש וחזק בתחום רפואת גוף-נפש.

הליך לביצוע תרפיית משוב-חוזר של תדר תהודה

על אף שהליך זה עדיין חדש מכדי לספק נוהל מקודד, שיטת הליך מוצעת בקווים כלליים ע"י Lehrer ואחרים (2000b). המפגש הראשון מוקדש על פי רוב לקביעת תדר התהודה של הנבדק. הדבר מבוצע ע"י הבאת המטופל לנשימה בקצבים משתנים קרוב ל 0.1Hz ומציאת התדר המפיק את התהודה הגבוהה ביותר של משרעת קצב הלב. לאחר מכן מוצע לנבדק לתרגל נשימה בקצב זה באופן יומיומי עד לפגישה הבאה (כשבוע לאחר מכן). במפגשים הבאים, מסופק משוב-חוזר בצורה של תצוגה על מד מהירות קצב-לב או ניתוח פורייה בזמן אמת של קצב לב המתעדכן כל מספר שניות. המטופל מתודרך למקסם את משרעת שונות קצב הלב בתדר התהודה שלו, ולכוונן את ההערכה של תדר התהודה שלו ע"י צפייה בקצב הנשימה שממשיך להפיק את שונות משרעת הלב הגבוהה ביותר. להגברת ההשפעה, המטופל לעיתים מתודרך לנשום מהבטן ולנשוף דרך שפתיים קמוצות. בנוסף מוצע למטופל לנשום באופן רדוד על מנת להימנע מהתנשפות יתר במהלך תרגול השיטה. הגם שרוב האנשים מסוגלים להפיק משרעת גבוהה של שונות תדר הלב תוך כמה דקות של אימון, בד"כ נדרשות מספר פגישות כדי ללמוד כיצד לייצב את שונות קצב הלב בתדר תהודה. מספר הפגישות הנדרשות למקסם את ההשפעות עדיין אינו ידוע. מידע משתי המעבדות שלנו מצביע כי העקומה המייצגת השפעות פיזיולוגיות עדיין לא התייצבה גם לאחר 10 פגישות אימון.

תחומים למחקר עתידי

הקורא מוזהר כי ישנם מעט מחקרים קליניים של שיטה זו. התנשפות יתר תועדה כתופעת-לוואי אפשרית לטכניקה אשר חייבת להיות תחת שליטה בעת הטיפול (Lehrer ואחרים 1997). יתכן שתופעות לוואי אחרות עדיין לא תועדו, במיוחד בקרב מטופלים פגיעים (דהיינו, אנשים בעלי כשל לב, לחץ מוגבר וכו'). למרות זאת, ממצאים ראשוניים במרפאתו של Gervitz אשר בה יושמה הטכניקה עבור שיקום מערכת הלב נראית מבטיחה, בכך שעליה בשונות קצב הלב הושגה ללא תופעות לוואי חמורות. יש צורך במחקר נוסף בשימוש בשיטה זו על מנת להבין גם את יתרונותיה האפשריות וכן כל נזק שעלול להיגרם. בנוסף, לאור ממצאיו של Vaschillo בדבר השפעות baroreflex גדולות על תנודות לחץ דם ב – 0.5Hz (Vaschillo ואחרים 2002), ייתכן כי אימון להשגת תנודות משרעת גדולה בטווח של ה VLF עלול גם להיות בעל השפעה מחזקת על מערכת ה baroreflex ועל שליטה עצמונית.

מונחון

מתנד (Oscilator).התקן או מערכת פיזיולוגית הגורמים לתנודות קצביות.

R-Wave. גל אלקטרוקרדיוגראפי) (ECG) המיוצג על ידי שיא במהלך גירוי חשמלי של חדר הלב, ומשמש בהתקנות של ביופידבק להפעלת שעון מדידת ה- InterBeat Intrevl (IBI) בין שני שיאי R-Wave .

Spectral Analysis . טכניקה מתמטית וגראפית המשמשת לפרוק צורות גל מרוכבות למרכיביהם היסודיים (מיכלי תדירות). המשוואות המתמטיות המשמשות לפעולה זו פותחו לראשונה ע"י פורייה, ולפיכך נקרא הניתוח לעיתים "הסבת פורייה מהירה".

Vagal Nuclei. שני ליבות גרעין אשר מניחים כי נוצרו על ידי העצב התועה של המערכת הפארה-סימפתטית : גרעין התנועה הגבי' (Dorsal motor nucleus – DMNX,) האחראי ל למערכת הבלימה הפשוטה של הלב, וה'גרעין המשתנה'- Nucleus Ambiguus –NA, האחראי למערכת בלימה עדינה המתואמת עם הנשימה.

REFERENCES

Bernardi, L., Leuzzi, S., Radaelli, A., Passino, C., Johnston, J. A., & Sleight, P. (1994). Low-frequency spontaneous fluctuations of R-R interval and blood pressure in conscious humans: A baroreceptor or central phenomenon? *Clinical Science*, *87*(6), 649–654.

Berntson, G. G., Bigger, J. T., Jr., Eckberg, D. L., Grossman, P., Kaufmann, P. G., Malik, M., Nagaraja, H. N., Porges, S. W., Saul, J. P., Stone, P. H., & van Molen, M. W. (1997). Heart rate variability: Origins, methods, and interpretative caveats. *Psychophysiology*, *34*, 623–648.

Berntson, G. G., Cacioppo, J. T., & Quigley, K. S. (1993). Cardiac psychophysiology and autonomic space in humans: Empirical perspectives and conceptual implications. *Psychological Bulletin*, *114*(2), 296–322.

Berntson, G. G., Cacioppo, J. T., Quigley, K. S., & Fabro, V. T. (1994). Autonomic space and psychophysiological response. *Psychophysiology*, *31*(1), 44–61.

Bigger, J. T., Jr., Fleiss, J. L., Rolnitzky, L. M., & Steinman, R. C. (1993a). The ability of several short-term measures of RR variability to predict mortality after myocardial infarction. *Circulation*, *88*(3), 927–934.

Bigger, J. T., Jr., Fleiss, J. L., Rolnitzky, L. M., & Steinman, R. C. (1993b). Frequency domain measures of heart period variability to assess risk late after myocardial infarction. *Journal of the American College of Cardiology*, *21*(3), 729–736.

Bigger, J. T., Jr., Fleiss, J. L., Steinman,R. C., Rolnitzky, L. M., Schneider, W. J., & Stein, P. K. (1995). RR variability in healthy, middle-aged persons compared with patients with chronic coronary heart disease or recent acute myocardial infarction. *Circulation*, *91*(7), 1936–1943.

Bigger, J. T., Jr., Rolnitzky, L. M., Steinman, R. C., & Fleiss, J. L. (1994). Predicting mortality after myocardial infarction from the response of RR variability to antiarrhythmic drug therapy. *Journal of the American College of Cardiology*, *23*(3), 733–740.

Bigger, J. T., Jr., Steinman, R. C., Rolnitzky, L. M., Fleiss, J. L., & Albrecht, P. (1996). Power law behavior of RR-interval variability in healthy middle-aged persons, patients with recent acute myocardial infarction, and patients with heart transplants. *Circulation*, *93*(12), 2142–2151.

Chernigovskaya, N. V., Vaschillo, E. G., Petrash, V. V., & Rusanovsky, V. V. (1990). Voluntary regulation of the heart rate as a method of functional condition correction in neurotics. *Human Physiology*, *16*, 58–64.

Giardino, N , Lehrer, P., & Edelberg, R. (2002). Comparison of finger plethysmograph to ECG in the measurement of heart rate variability. *Psychophysiology*, *39*(2), 246–253.

Giardino, A., Lehrer, P., & Feldman, J. M. (2000). The role of oscillations in self-regulation:A revision of the classical model of homeostasis. In J. G. C. D. Kenney, F. J. McGuigan, & J. L. Sheppard (Eds.), *Stress and health: Research and clinical applications*. Amsterdam: Harwood.

Grossman, P., & Kollai, M. (1993). Respiratory sinus arrhythmia, cardiac vagal tone, and respiration: Within- and between-individual relations. *Psychophysiology*, *30*(5), 486–495.

Grossman, P., van Beek, J., & Wientjes, C. (1990). A comparison of three quantification methods for estimation of respiratory sinus arrhythmia. *Psychophysiology*, *27*(6), 702–714.

Herbs, D., Gevirtz, R. N., & Jacobs, D. (1994). The effect of heart rate pattern biofeedback for the treatment of essential hypertension. [Abstract]. *Biofeedback and Self-Regulation*, *19*(3), 281.

Katz, A., Liberty, I. F., Porath, A., Ovsyshcher, I., & Prystowsky, E. N. (1999). A simple bedside test of 1-minute heart rate variability during deep breathing as a prognostic index after myocardial infarction. *American Heart Journal*, *138*(1, Pt. 1), 32–38.

Kleiger, R. E., Miller, J. P., Bigger, J. T., Jr., & Moss, A. J. (1987). Decreased heart rate variability and its association with increased mortality after acute myocardial infarction. *American Journal of Cardiology*, *59*(4), 256–262.

Kristal-Boneh, E., Froom, P., Raifel, M., Froom, P., & Ribak, J. (2000). Summer–winter differences in 24 h variability of heart rate. *Journal of Cardiovascular Risk*, *7*(2), 141–146.

Kristal-Boneh, E., Raifel, M., Harari, G., Malik, M., & Ribak, J. (1995). Heart rate variability in health and disease. *Scandanavian Journal of Work and Environmental Health*, *21*(2), 85–95.

Lehrer, P. M., Carr, R. E., Smetankine, A.,Vaschillo, E., Peper, E., Porges, S., Edelberg, R., Hamer, R., & Hochron, S. (1997). Respiratory sinus arrhythmia versus neck/trapezius EMG and incentive inspirometry biofeedback for asthma: A pilot study. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, *22*(2), 95–109.

Lehrer, P. M., Smetankin, A., & Potapova, T. (2000a). Respiratory sinus arrhythmia biofeedback therapy for asthma: A report of 20 unmedicated pediatric cases using the Smetankin method. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, *25*, 193–200.

Lehrer, P. M., Vaschillo, E., & Vaschillo, B. (2000b). Resonant frequency biofeedback training to increase cardiac variability: Rationale and manual for training. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, *25*(3), 177–191.

Porges, S. W. (1995a). Cardiac vagal tone: A physiological index of stress. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, *19*(2), 225–233.

Porges, S. W. (1995b). Orienting in a defensive world: Mammalian modifications of our evolutionary heritage: A polyvagal theory. *Psychophysiology*, *32*(4), 301–318.

Porges, S. W. (1997). Emotion: An evolutionary by-product of the neural regulation of the autonomic nervous system. *Annals of the New York Academy of Sciences*, *807*, 62–77.

Vaschillo, E. G. (1984). *Dynamics of slow-wave cardiac rhythm structure as an index of the functional state of an operant*. Unpublished doctoral dissertation, Leningrad State University, Leningrad, USSR.

Vaschillo, E. G., Lehrer, P., Rishe, N., & Konstantinov, M. (2002). Heart rate variability biofeedback as a method of assessing baroreflex function: A preliminary study of resonance in the cardiovascular system. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, *27*(1), 1–27.

Wilhelm, F. H., Gevirtz, R., & Roth, W. T. (2001). Respiratory dysregulation in anxiety, functional cardiac, and pain disorders: Assessment, phenomenology, and treatment. *Behavior Modification*, *25*(4), 513–545.