

## השוואת מידת הסימטריה בחזית הגוף במנח עמידה לעומת מנח שכיבה בקרב צעירים בריאים, באמצעות צילום

אלון סיגלר<sup>1</sup>, חיים ג. (חגי) פיק<sup>1,2</sup>, אלה בין<sup>1,3</sup>

<sup>1</sup> המחלקה לאנטומיה ואנתרופולוגיה, בית הספר לרפואה ע"ש סאקלר, אוניברסיטת תל אביב  
<sup>2</sup> הקתדרה לביולוגיה של ההתמכרות ע"ש ד"ר מירי ושלדון ג. אדלסון, אוניברסיטת תל אביב  
<sup>3</sup> המחלקה לפיזיותרפיה, הפקולטה למדעי הבריאות, הקריה האקדמית אונו

בטיפול במצבים אסימטריים. תוצאות המחקר, שנעשה על נבדקים בריאים בעזרת שיטה לא פולשנית, תומכות במחקרים שנעשו בעבר על נבדקים הסובלים מעקמת בעזרת כלי מדידה פולשניים. על מנת להבין את ההשפעה של הגרביטציה ומנח הגוף על היציבה נדרשים מחקרים נוספים.

**מילות מפתח:** ניתוח יציבה, שיטה פוטוגרמטרית, עמידה, שכיבה, אסימטריה.

### תקציר

**רקע:** יציבה מוגדרת כקומפוזיציה של מיקום חלקי הגוף השונים בזמן נתון במרחב. יציבה תקינה במישור החזיתי היא בעלת מבנה סימטרי. הגרביטציה הנה כוח חיצוני חשוב המשפיע על היציבה. נמצא כי נבדקים הסובלים מעקמת שינוי מנח גוף במעבר מעמידה לשכיבה מביא לתיקון ספונטני של עד 30% בעקומות עמוד השדרה אולם, ההשפעה של שינוי מנח הגוף במעבר מעמידה לשכיבה על מידת הסימטריה של הגוף טרם נמדדה בקרב אנשים בריאים.

**מטרות:** השוואה בין מידת הסימטריה של חלקי הגוף במישור החזיתי במנח עמידה לבין מידת הסימטריה במנח שכיבה בקרב צעירים בריאים.

**שיטות:** המחקר בוצע בפקולטה לרפואה שבאוניברסיטת תל אביב. במחקר השתתפו 34 נבדקים בריאים ללא מחלה מוסקולוסקלטלית או ליקוי יציבתי ידוע. הערכת היציבה נעשתה בשיטה פוטוגרמטרית (צילום). הוגדרו שבעה משתנים יציבתיים. כל נבדק צולם בעמידה ובשכיבה על הגב. ניתוח היציבה בוצע בעזרת תוכנת SAPO. מבחן T מזווג השווה בין מידת האסימטריה של המישור החזיתי בשני המנחים.

**תוצאות:** בהשוואה בין עמידה לשכיבה, מידת האסימטריה של החזית הקדמית גדלה בשכיבה עבור מנח הראש ( $p < 0.03$ ). מנגד, הגו העליון הראה עלייה בסימטריה ( $p < 0.02$ ) בשכיבה.

**מסקנות:** התוצאות מצביעות על כך שמנח השכיבה מעודד מערך סימטרי של הגו. לעובדה זו יש משמעות קלינית

## הקדמה

יציבה מוגדרת כקומפוזיציה של מיקום חלקי הגוף במרחב בזמן נתון. יציבה טובה מאפשרת שמירה על היציבות ושיווי המשקל, בהשקעה אנרגטית מינימלית, תוך חלוקה מתאימה של העומסים על מערכת השלד-שריר. יציבה טובה מהווה סימן לבריאות תקינה. היציבה מושפעת מגורמים פנימיים וחיצוניים, וכוח הכובד הוא אחד הכוחות החיצוניים העיקריים.<sup>1-9</sup> יציבה טובה מאופיינת בין היתר בסימטריה דו צדדית (בילטרלית).

סימטריה דו צדדית היא מושג גיאומטרי מדויק המתאר גוף המשתקף על פני מישור כשהוא מחולק לשני חלקים דומים.<sup>10-12</sup> קיימים חילוקי דעות בנוגע למידת הסימטריה במישור החזיתי בקרב אנשים בריאים. Kendall וחב' (2005)<sup>8</sup> הציעו שמערך יציבה אידיאלי ונורמלי של הגוף האנושי במישור החזיתי הוא בעל סימטריה דו צדדית. לעומתם, Ferreira וחב' (2011)<sup>1</sup> מצאו אסימטריות קלות בחזית הקדמית במחקר חתך שכלל 122 אנשים בריאים, ומתוך כך הסיקו שההגדרה הבין לאומית של Kandell וחב' (2005)<sup>8</sup> ליציבה אידיאלית במישור זה צריכה להשתנות.

בעוד היציבה האידיאלית במבט האנטריורי, בקרב נבדקים בריאים, מוגדרת כסימטרית או כבעלת אסימטריות קלות, נבדקים בעלי סקוליוזיס (עקמת) מציגים דפורמציות תלת ממדיות בעמוד השדרה ובבית החזה,<sup>13-20</sup> הכוללות אסימטריה פתולוגית במישור החזיתי.<sup>9</sup> אף על פי שנוסחו אטיולוגיות פוטנציאליות רבות לסקוליוזיס, האטיולוגיה העיקרית אינה ידועה.<sup>19</sup> עם זאת, חוקרים רבים טוענים שמבחינה ביומכנית, לכוחות הגרביטציוניים הפועלים על עמוד שדרה בעל גדילת יתר וסקוליוזה קיימת, יש השפעה מכרעת על התקדמות הסימטריה ועל יצירת הדפורמציה.<sup>6,8,9,21,22</sup> Adam וחב' (2008)<sup>21</sup> בדקו את הקשר בין מומנטים גרביטציוניים הפועלים על עמוד שדרה במצב של עקמת לבין רוטציות בחוליות. החוקרים הציעו שהעקומה הלטרלית מקדימה את היווצרות הסיבוב בחוליות, ואף הסיקו שמומנטים הנובעים מכוח המשיכה ופועלים על עמוד השדרה מהווים גורם פוטנציאלי לרוטציה בעמוד שדרה בעל עקמת אידיופטית.

אולם מחקרים בודדים בלבד בדקו את ההבדלים בין מצב עמוד השדרה במנח עמידה לבין מצבו בשכיבה בקרב נבדקים הסובלים מסקוליוזיס. Yazici וחב' (2001)<sup>23</sup>, הראו תיקון ספונטני של עד 29% במידת הרוטציה של עקומות עמוד השדרה במישור הטרנסוורסלי והקורונלי במצב שכיבה לעומת עמידה. Zetterberg וחב' (1983)<sup>24</sup> הראו תיקון ספונטני של 19% ו-31% בעמוד השדרה הטורקלי והלומברי (בהתאמה) בשכיבה. Torell וחב' (1985)<sup>25</sup> דיווחו על תיקון של 22% בעקומה הטורקלית ובעקומה הלומברית במעבר מעמידה לשכיבה. תוצאות אלו מציגות שיפור במידת האסימטריה של חלקי הגוף במנח שכיבה בהשוואה לעמידה. עם זאת, השפעת כוח הכובד על מערך חלקי הגוף וההבדלים בין עמידה לשכיבה בקרב אנשים בריאים כמעט שלא נחקרו.

הערכה של היציבה היא חיונית לצורך זיהוי מוקדם של ליקוי יציבה, אבחון קליני ומחקר. כמו כן, ניתוח היציבה הכרחי לצורך אישוש והשוואת יעילות של טיפולים והתערבויות רפואיות.<sup>1-4</sup>

הערכה כמותית של היציבה מתחלקת לשני סוגים עיקריים: רדיוגרפית (CT, X-RAY, MRI) ושאינה רדיוגרפית (בדיקות פיזיות, שיטות אנתרופומטריות, שיטות טופוגרפיות).<sup>20,26-28</sup>

אחת השיטות הלא רדיוגרפיות לאבחון והערכה כמותית של היציבה היא השיטה הפוטוגרמטרית (צילום) אשר נמצאת בשימוש מחקרי נרחב על אוכלוסיות רבות.<sup>1,4,20,29-39</sup> מספר מחקרים אף בדקו את השפעת הישיבה על מערך חלקי הגוף והיציבה בשיטה זו,<sup>40-43</sup> אך טרם בוצעה השוואה בין מנח עמידה למנח שכיבה בעזרת צילום.

## מטרה

מטרת המחקר הייתה להשוות את השינוי בין מידת הסימטריה של החזית הקדמית של הגוף בעמידה לבין מידת הסימטריה בשכיבה בקרב נבדקים בריאים, בשיטה פוטוגרמטרית. הנחת המחקר הייתה כי מידת האסימטריה של הגב תגדל בשכיבה לעומת עמידה, בהתאם למחקרים קודמים שבדקו נבדקים בעלי סקוליוזיס. הנחה נוספת הייתה שמידת הסימטריה של הגפיים העליונים תהיה גדולה יותר בעמידה מאשר בשכיבה, כיוון שבעמידה, כוח הכובד מושך את הגפיים למטה בצדי הגוף, בעוד בשכיבה כוח הכובד מושך את הידיים לאחור אל הרצפה

ובכך מאפשר לגפיים העליונים שלל אפשרויות התארגנות.

## שיטות

המחקר בוצע במחלקה לאנטומיה ואנתרופולוגיה, בפקולטה לרפואה ע"ש סאקלר שבאוניברסיטת תל אביב. המחקר אושר על ידי ועדת האתיקה של המוסד.

המחקר כלל 34 נבדקים בריאים (נשים וגברים) ללא כל בעיה מוסקולוסקלטלית או ליקוי יציבתי מאובחן. גיל הנבדקים היה בין 20 ל-50. כל נבדק חתם על טופס הסכמה מדעת ומילא שאלון פרטים אישיים שכלל גיל, מקצוע, יד דומיננטית ומספר שנות לימוד. כל נבדק עבר בדיקות גובה, משקל ו-BMI.

## כלי מדידה

הערכת היציבה של החזית הקדמית של הנבדקים בעמידה ובשכיבה נעשתה בשיטה פוטוגרמטרית. השיטה כוללת סימון נקודות אנטומיות על גוף הנבדק, צילום הנבדק וניתוח כמותי של התמונות בעזרת תוכנת מחשב. 1,31,35,37-39,41-55

לצורך הניסוי נבחרו 10 מיקומים אנטומיים (טבלה 1). הנבדקים לבשו ביגוד צמוד המאפשר הדבקה של כדורי קלקר (20 מ"מ היקף) על גופם (תמונה 1) בעזרת דבק דו צדדי. הנקודות סומנו על ידי החוקר הראשון (א.ס.) ואומתו על ידי פיזיותרפיסטית מומחית (א.ב.) לפני שלב הצילום.

כל הנבדקים ביצעו את הבדיקה במעבדת יציבה המאפשרת צילום של מנח עמידה ומנח שכיבה (תמונה 2). הצילום בעמידה נעשה על ידי מצלמת Canon PowerShot A700. המצלמה חוברת לחצובה מדגם Manfrotto 344B בגובה של מטר אחד מהרצפה ובמרחק של 2.5 מטרים מהנבדק. על מנת לכייל את התמונות בעמידה נעשה שימוש באנך (plumb line), חוט עם משקולת התלוי מהתקרה, שלאורכו 4 חרוזים במרחק של 40 סנטימטרים זה מזה.

הצילום בשכיבה נעשה על ידי מצלמת Canon PowerShot SD430 wireless. המצלמה הורכבה בעזרת ראש חצובה מדגם Induro BHS1 למתקן תאורה שהוצמד לקיר. גובה

המצלמה היה 2.5 מטרים מעל מזרן (240x120 ס"מ) מדגם "Hi-tec EVA", שעליו שכב הנבדק. כיול המצלמה בשכיבה נעשה ביחס למזרן. המצלמה מוקמה בניצב למרכז המזרן בעזרת אנך ובמקביל למישור של הרצפה בעזרת פלס נייד קטן מדגם Phottix 1-way דבוק למצלמה ופלס מים ידני. כיול התמונות בשכיבה בוצע בעזרת אנך של 60 ס"מ בקצה המזרן. הזום בשתי במצלמות כוון כך שבין גוף הנבדק לגבולות התמונה נותר מרווח של חצי מטר, על מנת למזער את העיוות בקצוות התמונה.

צילום ראשון נעשה בעמידה. לצורך הצילום התבקש הנבדק לעמוד באופן הבא: "עמוד/י באופן הנוח, הטבעי והמוכר לך ביותר. מקם/י את כפות רגליך באופן הנוח, הטבעי והמוכר לך".<sup>1,56</sup>

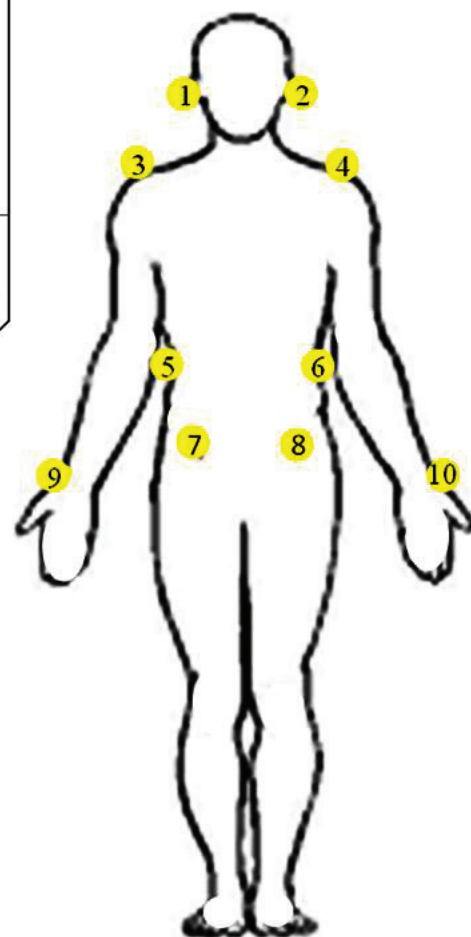
הצילום השני נעשה בשכיבה. הנבדק התבקש לשכב באופן הבא: "שב/י במרכז המזרן כאשר רגליך ישרות ופונות לחלק התחתון של המזרן. שכב/י לאט לאחור על הגב במרכז המזרן. מקם/י את הגוף באופן הנוח, הטבעי והמוכר לך ביותר". לאחר הצילומים הועברו התמונות אל מחשב מסוג Lenovo ThinkPad R61i לצורך ניתוח הנתונים.

## טבלה 1: פרוטוקול נקודות אנטומיות

מיקום נטומי	מספר נקודה
Ear lobe	1, 2
Acromion	3, 4
Thorax midline (TM)	5, 6
Anterior-superior spine	7, 8
Styloid process of the radius	9, 10

הטבלה מציגה את חלקי הגוף שסומנו בכדורי קלקר צהובים לצורך ניתוח היציבה של החזית הקדמית (תמונה 1). \* נקודה זו התווספה לפרוטוקול ע"י מחברי מאמר זה.

תמונה 1: פרוטוקול נקודות אנטומיות של החזית הקדמית

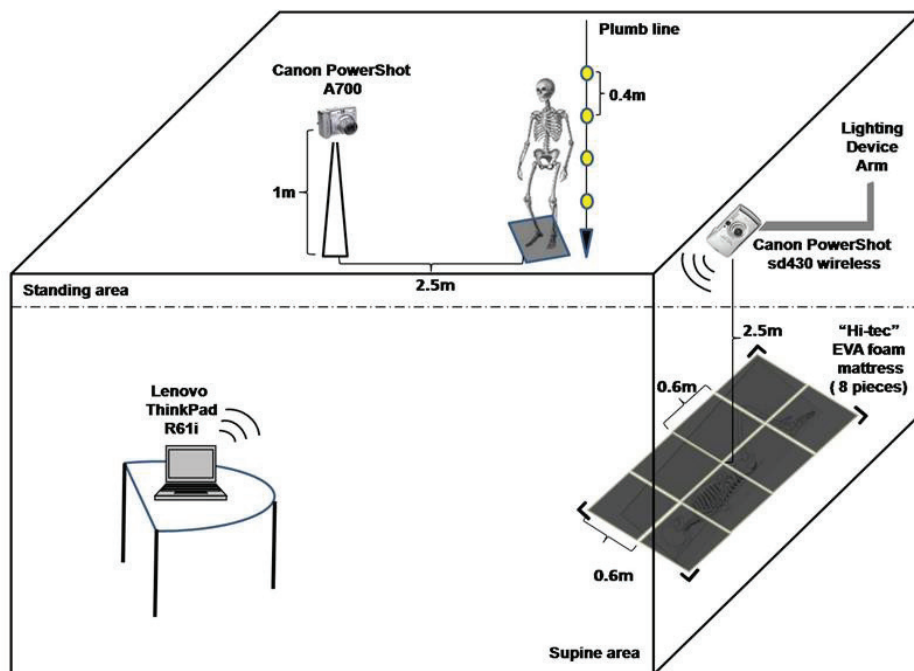


פרוטוקול הנקודות שנבחרו לצורך הניסוי: תנוכי אוזניים, כתפיים, בית חזה תחתון, אגן ושורש כף היד (טבלה 1).

## משתני המחקר

ניתוח כמותי של התמונות נעשה בעזרת תוכנת המחשב ניתוח לניתוח יציבה שמוצעת ברחבי הרשת, תוכנת קוד פתוח לניתוח יציבה שמוצעת ברחבי הרשת, כוללת מדריך למשתמש וניתנת להורדה בחינם).<sup>1,35,37,41,43,57</sup> התוכנה נמצאה אמינה ומהימנה בהערכת היציבה. במבחן הדירות בין בודקים (Inter rater) כ-88% ממשתי התוכנה הציגו מקדם קורלציה

תמונה 2: אילוסטרציה של מעבדת היציבה



התמונה מציגה אילוסטרציה של מעבדת היציבה. הצילום הראשון נעשה בעמידה (חלק עליון). הצילום השני נעשה בשכיבה (חלק תחתון). דגם המצלמות, מרחק המצלמות מהנבדק ונתוני כיוול המצלמות מפורטים בתמונה.

ICC>0.7 (מקובל, טוב מאוד, מצוין). במבחן הדירות בתוך בודקים (Intra rater) כ-70% מהמשתנים הציגו מקדם קורלציה ICC>0.7. במבחן תוקף מדידה של זוויות ומרחקים הוצגה מידת דיוק ברמה טובה עם שגיאה של 0.11 מעלות ו-1.8 מילימטרים במרחקים.<sup>35</sup>

התוכנה מציעה פרוטוקול של מיקומים אנטומיים ומאפשרת להוסיף נקודות באופן חופשי. מתוך 10 המיקומים האנטומיים שנבחרו,<sup>1,35,58,59</sup> שתי נקודות Thorax midline (טבלה 1, נקודות מספר 5 ו-6) הוספו לתוכנה על ידי מחברי מאמר זה כפי שהוצע על ידי Cala ואח' (1996)<sup>60</sup> Lower Costal Margin). מיקום הנקודות סומן באופן דו צדדי, כאשר הסימון נעשה בחלקו התחתון של בית החזה (הצלע התחתונה ביותר המורגשת על הקו החוצה את ה-midaxillary).<sup>60</sup>

תהליך ניתוח התמונות מניב קואורדינטות X (אופקי) ו-Y (אנכי). מתוך קואורדינטות אנטומיות אלו נגזרים משתני המחקר היציבתיים. הערכים של משתני המחקר ניתנים במרחקים (ס"מ) ובזוויות (מעלות), ותוכנת SAPO מאפשרת להגדיר משתנים ולמדוד מרחקים וזוויות באופן חופשי.

מאחר שבמנח של שכיבה אין ורטיקל אמיתי, בניגוד לעמידה, לא ניתן למדוד את הערך האמיתי המבטא סטייה מקו האופק של שתי נקודות בילטרליות בלבד, למשל: הזווית שנוצרת בין הקו המחבר בין שני האקרומיון לקו האופקי. על מנת לבדוק הבדלים בין עמידה לשכיבה בחרנו משתנים הנמדדים ביחס לגוף עצמו, ושאינם דורשים מסגרת ייחוס חיצונית, כלומר

משתנים המורכבים משלוש נקודות אנטומיות ומעלה. משתנים אלו מייצגים זווית יחסית בין שני חלקי גוף שונים באותו צד. למשל: הזווית בין היד לגו שנמדדה על ידי הזווית שנוצרת בין הקו המחבר בין ה-Styloid process of the Radius והאקרומיון של צד שמאל לבין הקו המחבר בין האקרומיון ל-ASIS באותו הצד של הגו.

טבלה 2 שלהלן מציגה את שבעת משתני המחקר היציבתיים של החזית הקדמית שנותחו בעמידה ובשכיבה. הטבלה מפרטת את שם המשתנה, את הנקודות האנטומיות שנמדדו ואת המשמעות היציבית.

**טבלה 2: משתנים יציבתיים של החזית הקדמית**

משתני יציבה של החזית הקדמית	נקודות אנטומיות של המדידה	משמעות יציבית
1. AbAH: הזווית בין הראש לכתפיים (מעלות)	הזווית בין הקו המחבר בין שני תנוכי האוזניים (נק' 2,3) לבין הקו המחבר בין שני האקרומיון (נק' 5,6)	הצוואר נוטה שמאלה (+) הצוואר נוטה ימינה (-) סימטריה בילטרלית של הצוואר (0)
2. AbAA: הזווית בין הכתפיים לאגן (מעלות)	הזווית בין הקו המחבר את שני האקרומיון (נק' 5,6) לבין הקו המחבר בין שתי ה-ASIS (נק' 12,13)	הגו נוטה שמאלה (+) הגו נוטה ימינה (-) סימטריה של הגו (0)
3. AbAT: הזווית בין הכתפיים לבית החזה (מעלות)	הזווית בין הקו המחבר את שני האקרומיון (נק' 5,6) לבין הקו המחבר את שתי נק' ה-TM (נק' 28,29)	בית החזה נוטה שמאלה (+) בית החזה נוטה ימינה (-) סימטריה בילטרלית של הכתפיים (0)
4. AbTA: הזווית בין בית החזה לאגן (מעלות)	הזווית בין הקו המחבר בין שתי נק' ה-TM (נק' 28,29) לבין הקו המחבר בין שתי ה-ASIS (נק' 12,13)	הגב התחתון (המותנית) נוטה שמאלה (+) הגב התחתון (המותנית) נוטה ימינה (-) סימטריה בילטרלית של בית החזה (0)
5. LFA: הזווית בין יד שמאל לגו (מעלות)	הזווית בין הקו המחבר את האקרומיון השמאלי ל-Styloid process השמאלי לבין הקו המחבר את האקרומיון שמאל לבין ה-ASIS השמאלי	מרחק היד מהגו ( $0 < LFA$ )
6. RFA: הזווית בין יד ימין לגו (מעלות)	הזווית בין הקו המחבר את האקרומיון הימני ל-Styloid process הימני לבין הקו המחבר את האקרומיון ימין לבין ה-ASIS הימני	מרחק היד מהגו ( $0 > RFA$ )
7. FAD: הפרש בין זוויות הידיים (מעלות)	חיבור הזוויות של הידיים (RFA+LFA)	יד ימין רחוקה יותר מהגו מאשר יד שמאל (-) יד שמאל רחוקה מימין (+) סימטריה בילטרלית של הגפיים העליונים (0)

הטבלה מציגה את הזווית בין הראש לכתפיים (AbAH), הזווית בין הכתפיים לאגן (AbAA), הזווית בין הכתפיים לבית החזה התחתון (AbAT), הזווית בין בית החזה התחתון לאגן (AbTA), הזווית בין יד שמאל לגו (LFA), הזווית בין יד ימין לגו (RFA) והפרש זוויות הידיים (FAD). עבור כל משתנה מוצגות הנקודות האנטומיות של המדידה והמשמעות היציבית. זוויות נמדדו במעלות.

## שיטות סטטיסטיות

הניתוח הסטטיסטי מציג את הסטטיסטיקה התיאורית של שבעת המשתנים בעמידה ובשכיבה. זו כוללת ממוצע, סטיית תקן, ממוצע בערך מוחלט (אבסולוטי), מינימום ומקסימום, טווח בין רבעוני ושכיחות נטייה לימין/שמאל/באמצע (אפס). התפלגות נורמלית של המשתנים נבחנה בעזרת מבחן קולמוגורוב-סמירנוב. מבחן T מזווג השווה בין מנח עמידה למנח שכיבה. הניתוח הסטטיסטי נעשה בעזרת תוכנת SPSS v21, כאשר  $P\text{-value} < 0.05$  הוגדר מובהק סטטיסטית.

## תוצאות

### סטטיסטיקה תיאורית:

טבלה 3 שלהלן מציגה את הנתונים הדמוגרפיים של 34 הנבדקים (17 גברים ו-17 נשים): הגיל הממוצע של הנבדקים הוא 35 שנה; 85% מהנבדקים הנם בעלי דומיננטיות של יד ימין,

### טבלה 3: נתונים דמוגרפיים

שם המשתנה	% / N	מינימום / מקסימום	ממוצע (סטיית תקן)
גיל (שנים)	34	50 / 22	6.43 ± 35.5
מין			
נקבה	50 / 17		
זכר	50 / 17		
יד דומיננטית			
ימין	85.3 / 29		
שמאל	5.9 / 2		
מעורב	8.8 / 3		
גובה (ס"מ)		188.5 / 149	9.41 ± 169
משקל (ק"ג)		92.1 / 45.2	13.17 ± 67.15
BMI (Kg/cm <sup>2</sup> )		31.33 / 17.58	3.5 ± 23.38
(שנים) השכלה		12 / 22	2.4 ± 16.35

טבלת הנתונים הדמוגרפיים מציגה את המשתנים הדמוגרפיים והאנתרופומטריים: גיל, מין, יד דומיננטית (ימין, שמאל, מעורב), גובה, משקל, BMI, השכלה. העמודות בטבלה מציגות את מספר הנבדקים (N), שכיחות (%) המשתנה, מינימום / מקסימום וממוצע עם סטיית התקן.

6% שמאליים ו-9% משתמשים בידיים באופן מעורב; הגובה הממוצע הוא 169 ס"מ; המשקל הממוצע הוא 67 ק"ג; BMI 23.4; וממוצע שנות הלימוד של הנבדקים הוא 16 שנות לימוד.

טבלה 4 ותרשים 1 שלהלן מציגים את הסטטיסטיקה התיאורית של משתני היציבה שנמדדו במנח עמידה ובמנח שכיבה. טבלה 5 ותרשים 2 שלהלן מציגים השוואה בין ממוצע משתני היציבה בעמידה לבין ממוצע משתני היציבה בשכיבה.

### מנח הראש:

במנח עמידה, הזווית בין הראש לכתפיים (AbAH) הציגה ממוצע אמיתי של 0.64 מעלות עם סטיית תקן של 2.8 מעלות וממוצע אבסולוטי של 2.2 מעלות עם סטיית תקן של 1.9 מעלות. בקרב 55.9% מהנבדקים הצוואר נטה לשמאל, בקרב 41.2% מהם הצוואר נטה לימין ובקרב 2.9% מהנבדקים הצוואר היה ללא הטיה. במנח שכיבה, הזווית בין הראש לכתפיים (AbAH) הציגה ממוצע אמיתי של -0.88 מעלות עם סטיית תקן של 3.1 מעלות וממוצע אבסולוטי של 2.6 מעלות וסטיית תקן של 1.8 מעלות. בקרב 38.2% מהנבדקים הצוואר נטה לשמאל ובקרב 61.8% מהם הצוואר נטה לימין. בהשוואה בין עמידה לשכיבה נמצא שהזווית בין הראש לכתפיים (AbAH) הציגה הבדל משמעותי ( $p=0.013$ ) עם הפרש ממוצעים של 1.5 מעלות וסטיית תקן של 3.3 מעלות. בעוד שהצוואר נטה שמאלה בעמידה, בשכיבה השתנתה ההטיה של הצוואר לצד ימין.

### מנח הגו:

במנח עמידה, הזווית בין הכתפיים לאגן (AbAA) הציגה ממוצע אמיתי של -0.7 מעלות עם סטיית תקן של 2.4 מעלות וממוצע אבסולוטי של 2.1 מעלות עם סטיית תקן של 1.3 מעלות. בקרב 38.2% מהנבדקים הגו נטה לשמאל ובקרב 61.8% מהם הגו נטה לימין. הזווית בין הכתפיים לבית החזה התחתון (AbAT) הציגה ממוצע אמיתי של -1.2 מעלות עם סטיית תקן של 2 מעלות וממוצע אבסולוטי של 1.9 מעלות וסטיית תקן של 1.4 מעלות. בקרב 29.4% מהנבדקים בית החזה נטה לשמאל, בקרב 67.6% מהם בית החזה נטה לימין ובקרב 2.9% מהנבדקים בית החזה היה ללא הטיה. הזווית בין בית החזה התחתון לאגן (AbTA) הציגה ממוצע אבסולוטי של 1.63 מעלות וסטיית תקן של 1.1 מעלות. בקרב 67.6% מהנבדקים המותן נטה לשמאל ובקרב 32.4% מהם ההטיה הייתה לימין.

מאשר בעמידה עם הפרש ממוצעים של 0.7 מעלות וסטיית תקן של 1.6 מעלות. בשאר המשתנים לא נמצא הבדל.

### מנח הגפיים העליונים

במנח עמידה, הזווית של יד ימין מהגו (RFA) הציגה ממוצע של 10.6 מעלות וסטיית תקן של 2.2 מעלות. הזווית של יד שמאל (LFA) הציגה ממוצע דומה של 10.1 מעלות וסטיית תקן של 2.3 מעלות.

במנח שכיבה, הזווית של יד ימין מהגו (RFA) הציגה ממוצע של 23 מעלות וסטיית תקן של 8.6 מעלות. יד שמאל (LFA) הציגה ממוצע דומה של 21.5 מעלות וסטיית תקן של 8.8 מעלות. הזוויות של יד ימין מהגו (RFA) ושל יד שמאל (LFA) גדלו משמעותית של יד ימין מהגו ( $p < 0.0001$ ) בשכיבה לעומת עמידה, עם הפרש ממוצעים של למעלה מ-10 מעלות בכל יד. עם זאת לא היה הבדל בסימטריית הידיים (FAD) בין עמידה לשכיבה ( $p > 0.05$ ).

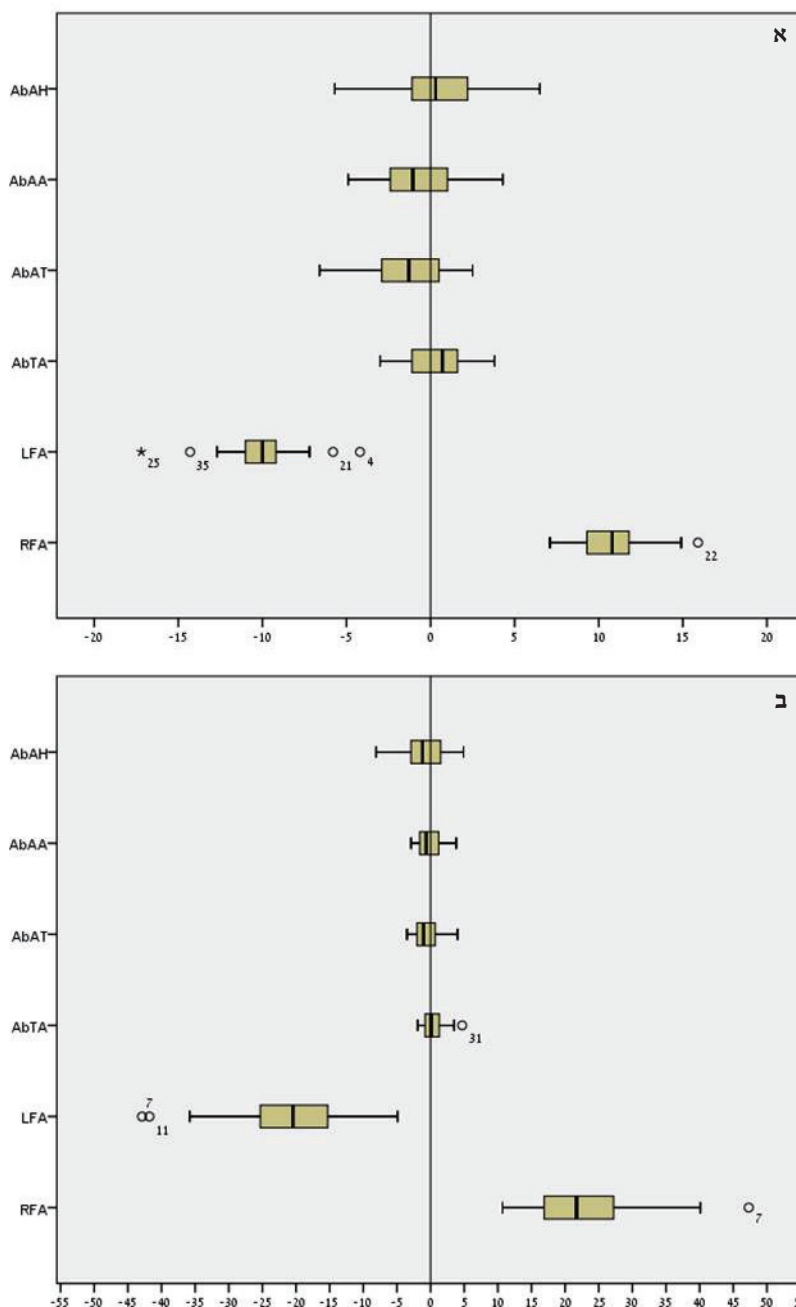
במנח שכיבה הזווית בין הכתפיים לאגן (AbAA) הציגה ממוצע אמיתי של -0.2 מעלות וסטיית תקן של 1.8 מעלות וממוצע אבסולוטי של 1.5 מעלות עם סטיית תקן של מעלה אחת. בקרב 38.2% מהנבדקים הגו נטה לשמאל ובקרב 61.8% הגו נטה לימין. הזווית בין הכתפיים לבית החזה התחתון (AbAT) הציגה ממוצע אמיתי של -0.5 מעלות וסטיית תקן של 2 מעלות וממוצע אבסולוטי של 1.7 מעלות עם סטיית תקן של מעלה אחת. בקרב 35.3% מהנבדקים בית החזה נטה לשמאל, בקרב 61.8% בית החזה נטה לימין ובקרב 2.9% מהנבדקים בית החזה היה ללא הטיה. הזווית בין בית החזה התחתון לאגן (AbTA) הציגה ממוצע אמיתי של 0.3 מעלות וסטיית תקן של 1.5 מעלות. הממוצע האבסולוטי היה 1.2 מעלות עם סטיית תקן של 0.9 מעלות. בקרב 50% מהנבדקים המותן נטה לשמאל, בקרב 47.1% ההטיה הייתה לימין ובקרב 2.9% מהנבדקים המותן היה ללא הטיה. בהשוואה בין עמידה לשכיבה, נמצא שהזווית בין הכתפיים לבית החזה התחתון (AbAT) קטנה יותר ( $p = 0.019$ ) בשכיבה

### טבלה 4: משתני היציבה של החזית הקדמית במנח של עמידה ושכיבה

שם משתנה	מנח גוף	מינימום / מקסימום	טווח בין רבעוני (IQR)			ממוצע ± סטיית תקן	ממוצע ± סטיית תקן	שכיחות נטייה צידית (%)		
			Q3	חציון	Q1			שמאל	אמצע	ימין
AbAH (°)	עמידה	-5.7 / 6.5	2.3	0.3	-1.2	0.64 ± 2.87	2.2 ± 1.9	55.9	2.9	41.2
	שכיבה	-8.1 / 4.9	1.5	-1.2	-2.9	-0.88 ± 3.1	2.63 ± 1.85	38.2	0	61.8
AbAA (°)	עמידה	-4.9 / 4.3	1	-1	-2.4	-0.71 ± 2.47	2.14 ± 1.38	38.2	0	61.8
	שכיבה	-2.9 / 3.8	1.2	-0.6	-1.6	-0.2 ± 1.88	1.58 ± 1.0	38.2	0	61.8
AbAT (°)	עמידה	-6.6 / 2.5	0.6	-1.3	-2.9	-1.26 ± 2.07	1.95 ± 1.4	29.4	2.9	67.6
	שכיבה	-3.5 / 4	0.82	-1	-2	-0.56 ± 1.98	1.75 ± 1	35.3	2.9	61.8
AbTA (°)	עמידה	-3.0 / 3.8	1.8	0.7	-1.1	0.54 ± 1.91	1.63 ± 1.1	67.6	0	32.4
	שכיבה	-1.9 / 4.7	1.35	0.1	-0.8	0.34 ± 1.52	1.2 ± 0.96	50	2.9	47.1
RFA (°)	עמידה	-15.9 / -7.1	-9.2	-10.8	-11.8	-10.6 ± 2.2	10.6 ± 2.2	-	-	-
	שכיבה	-47.3 / -10.7	-16.7	-21.7	-27.2	-23 ± 8.6	23 ± 8.6	-	-	-
LFA (°)	עמידה	4.2 / 17.2	11	10	9	10.1 ± 2.32	10.1 ± 2.32	-	-	-
	שכיבה	4.9 / 42.9	15	20.4	15	21.5 ± 8.8	21.5 ± 8.8	-	-	-

הטבלה מציגה את הסטטיסטיקה התיאורית של משתני היציבה במנח עמידה ובמנח שכיבה. שם המשתנה, ערכי מינימום/מקסימום, הטווח הבין רבעוני (IQR), הממוצע האבסולוטי, ממוצע וסטיית התקן ושכיחות נטייה צידית. המשתנים הם: הזווית בין הראש לכתפיים (AbAH), הזווית בין הכתפיים לאגן (AbAA), הזווית בין הכתפיים לבית החזה (AbAT), הזווית בין בית החזה לאגן (AbTA), הזווית של יד ימין מהגוף (RFA), הזווית של יד שמאל מהגוף (LFA). הזוויות נמדדו במעלות.

## תרשים 1: תרשימי קופסה - משתני היציבה של החזית הקדמית במנחי עמידה ושכיבה



תרשימי הקופסה מציגים את הסטטיסטיקה התיאורית של המשתנים היציבים בעמידה (תרשים א') ובשכיבה (תרשים ב'). המשתנים הם: הזווית בין הראש לכתפיים (AbAH), הזווית בין הכתפיים לאגן (AbAA), הזווית בין הכתפיים לבית החזה (AbAT), הזווית בין בית החזה לאגן (AbTA), הזווית של יד ימין מהגוף (RFA), הזווית של יד שמאל מהגוף (LFA). הזוויות נמדדו במעלות. ציר ה-Y מייצג את המשתנים. ציר ה-X מציג את ערך הזוויות במעלות. תרשים קופסה מציג את החציון, רבעון עליון ותחתון וערכי מינימום ומקסימום. O מייצג outliers, \* מייצג את ערכי הקיצון (מספר הנבדק מצוין ליד).



## טבלה 5: השוואה בין עמידה לשכיבה

שם המשתנה	ממוצע (סטיית תקן) עמידה	ממוצע (סטיית תקן) שכיבה	ממוצע ההפרשים (סטיית תקן)	מובהקות P_value
AbAH	0.641±2.87	-0.882±3.12	1.523±3.38	0.013
AbAA	-0.715±2.47	-0.218±1.88	-0.497±2.55	0.264
AbAT	-1.259±2.07	-0.559±1.98	-0.7±1.65	0.019
AbTA	0.544±1.915	1.526 0.344	0.2±1.43	0.422
LFA	10.106±2.326	21.58±8.8	11.47±9.07	0.00
RFA	-10.626±2.2	-23.076±8.6	-12.45±9.27	0.00
FAD	-0.52±2.24	-1.49±4.41	0.97±4.566	0.223

הטבלה מציגה השוואה בין המשתנים היציבתיים בעמידה לעומת שכיבה. הזווית בין הראש לכתפיים (AbAH), הזווית בין הכתפיים לאגן (AbAA), הזווית בין הכתפיים לבית החזה (AbAT), הזווית בין בית החזה לאגן (AbTA), זווית יד ימין ושמאל מהגו (LFA ו-RFA בהתאמה) והפרש זוויות הידיים (FAD). הזוויות נמדדו במעלות. מוצגים הממוצע וסטיית התקן בעמידה ובשכיבה וממוצע ההפרשים. P\_value מציג את רמת המובהקות \* Sig 2-tailed

לגרום לשחיקה, למתח שרירי בלתי רצוי, להשקעה אנרגטית גבוהה ולכאבים.<sup>1,6,8</sup>

משתני היציבה של החזית הקדמית בעמידה (טבלה 4) הציגו תוצאות דומות לתוצאות מחקרים שבדקו את היציבה במנח עמידה בקרב אנשים בריאים, בשיטות של צילום (SAPO).<sup>1,35-39,44,51,52,61,62</sup>

מנח שכיבה נחקר מהיבטים שונים ורבים, אולם מחקר זה, למיטב ידיעת מחברי המאמר, הוא הראשון שמדד סימטריה של החזית הקדמית במנח שכיבה באמצעות שיטה פוטוגרמטרית. על מנת להשוות את תוצאות משתני היציבה שנמדדו במנח שכיבה, יש להגדיל את בסיס הנתונים ולבצע מחקרים נוספים המשווים בין היציבה בעמידה ליציבה בשכיבה באמצעות שיטה פוטוגרמטרית.

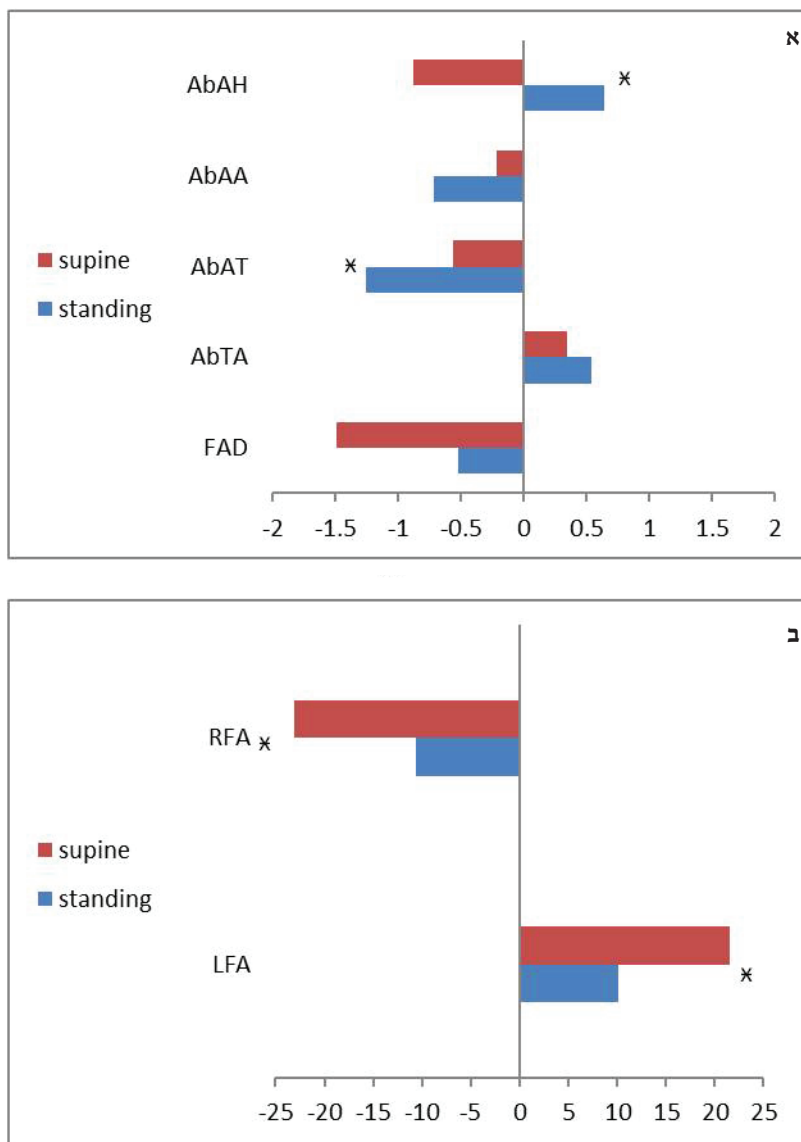
מחקרים שהשוו בין עמידה לשכיבה בעזרת אמצעים רדיוגרפיים הראו שנבדקים בעלי סקוליוזיס הציגו שיפור ספונטני בעקומות עמוד השדרה.<sup>23,24,63</sup> המחקר הנוכחי שנעשה בשיטה של צילום, הציג תופעה דומה של שיפור הסימטריה בגו אצל אנשים מבוגרים בריאים בעלי אסימטריות קלות. ממצאים אלו מצביעים על כך שמנח שכיבה מעודד סימטריה של הגב.

## דיון

מטרת המחקר הייתה להשוות בין מערך חלקי הגוף של החזית הקדמית בעמידה לבין מערך זה בשכיבה. הממצאים העיקריים מצביעים על כך שבשינוי מנח מעמידה לשכיבה, מידת הסימטריה של הגב העליון עולה, ומנגד, מידת הסימטריה של הצוואר והראש יורדת. הגפיים העליונים מתרחקים מן הגו, אולם אין שינוי במידת הסימטריה שלהם. בשאר המשתנים לא נצפה הבדל משמעותי בין עמידה לשכיבה.

שיפור במידת הסימטריה של הגו במישור החזיתי מעיד על מערך סגמנטלי סימטרי וישר יותר של הגו, ביחס לאנך המוחלט הנגזר מכוח הכובד וחוצה את הגוף לשני חלקים. חשיבות מערך סגמנטלי סימטרי נובעת מהמאמצים הגרביטציוניים והמכניים המתחלקים בין המפרקים הנושאים את משקל הגוף במהלך יציבה סטטית. יציבה אידיאלית היא כאשר יש מינימום מאמץ ועומס על המפרקים ועל הרקמות הרכות. חשיבות יציבה טובה היא בעלת משמעות קלינית ומבוססת על התפיסה שמאמצים מכניים משפיעים על רקמות החיבור, על השרירים ועל המפרקים. מערך חלקי גוף אסימטרי יכול לשנות את פיזור העומסים על המשטחים המפרקיים ובכך

## תרשים 2: תרשים מקלות - השוואה בין משתני היציבה בעמידה לבין משתני היציבה בשכיבה



התרשימים מציגים תוצאות מבחן T מזווג של המשתנים היציבתיים בהשוואה בין עמידה לשכיבה. ציר Y מציג את המשתנים היציבתיים. ציר ה-X מייצג את ערך הממוצע של המשתנים במעלות ובסנטימטרים. תרשים א' מציג את המשתנים: הזווית בין הראש לכתפיים (AbAH), הזווית בין הכתפיים לאגן (AbAA), הזווית בין הכתפיים לבית החזה (AbAT), הזווית בין בית החזה לאגן (AbTA) והפרש זוויות הידיים (FAD). תרשים ב' מציג את זווית יד ימין ושמאל מהגו (RFA ו-LFA בהתאמה). כוכבית (\*) מייצגת  $p < 0.05$ .

אסימטריה גדולה יותר, אלא גם שכיחות גבוהה יותר של הטיית הראש לצד ימין.

במהלך הניסוי, הנבדקים התבקשו לעמוד או לשכב באופן הנוח והמוכר להם וכלל לא התבקשו לארגן את הראש והצוואר בקו האמצע ולהתייחס לסימטריה. נשאלת השאלה מדוע מנח הראש נטה לסימטריה טובה יותר בעמידה מאשר בשכיבה ומדוע נצפה שינוי בכיוון ההטיה.

הסבר לשיפור במידת הסימטריה של הראש והצוואר בעמידה לעומת שכיבה, יכול להיות קשור בהבדלים בעיבוד ובאינטגרציה של האינפורמציה החושית שבמערכת העצבים המרכזית, בכל אחד ממנחי הגוף. מערכת העצבים המרכזית מקבלת מידע חשוב מהחוש הסומטוסנסורי, מהחוש הוויזואלי ומהחוש הווסטיבולרי, הקשורים למנח הגוף ולתנועה שלו במרחב, ביחס לכוח הכובד והסביבה. כל חוש תורם פריט מידע אחר הנוגע למיקום הגוף ולתנועה שלו, ולכן כל חוש מקיים מסגרת ייחוס אחרת מבחינת השליטה היציבתית. ארגון האינפורמציה הסנסורית, על ידי המערכת העצבים המרכזית, נעשה בשקלול היררכי של המידע המגיע משלושת החושים. כלומר בסביבה שבה לא כל החושים מספקים מידע אמין ומדויק, יינתן משקל גדול יותר למידע המגיע מחוש שמסוגל לספק מידע אופטימלי או מדויק יותר יחסית. בעמידה שקטה וזקופה, שלושת החושים תורמים לשליטה היציבתית. אנשים מבוגרים בריאים, שעומדים על רצפה יציבה, נוטים להסתמך על 70% מידע סומטוסנסורי, 20% מידע וסטיבולרי ו-10% מידע ויזואלי.<sup>7</sup>

מספר מחקרים שבדקו את ההשפעה של הגרביטציה על תפיסת היציבה במנחים שונים הראו שמנח הראש מושפע מאוד מאינפורמציה וסטיבולרית, מאינפורמציה ויזואלית ומאינפורמציה הסומטוסנסורית המגיעה מכפות הרגליים. לכל הנ"ל השפעה משמעותית על סכמת הגוף, על תפיסת הוורטיקליות של הגוף, על תפיסת האמצע של הגוף (Body Midline) ועל תפיסת היציבה.<sup>68-74</sup>

מנח שכיבה שונה ממנח עמידה בכמה היבטים ביומכניים ותפיסתיים. היבט ראשון הוא בסיס התמיכה. בעמידה בסיס התמיכה הוא כפות הרגליים, ואילו בשכיבה בסיס התמיכה הוא החלק הפוסטרירורי של חלקי הגוף.

תוצאות משתני היציבה של הגו (AbTA, AbAA, AbAT) מראות שעל מנת לקבל תמונה מדויקת יותר, יש לחלק את הגו לשני חלקים (בית חזה ומותן). הטיית הגו כמכלול המתבטא בזווית שבין הכתפיים לאגן (AbAA), לא הראתה הבדלים משמעותיים בין עמידה לשכיבה, אך בחלוקת הגו לחלק עליון - בית החזה (AbAT), ותחתון - מותן (AbTA) - מתגלה תופעה שונה. הטיית הגב העליון הציגה שינוי משמעותי לטובת סימטריה במצב שכיבה ( $p=0.019$ ). כ-18 מתוך 34 הנבדקים במחקר הראו שיפור בסימטריה של משתנה זה במעבר מעמידה לשכיבה.

לדעת מבצעי המחקר, ההבדלים בין הטיית הגב העליון בעמידה להטיה בשכיבה נובעים משינוי האוריינטציה של בית החזה ביחס לכוח הכובד ונוכחות הרצפה כמישור ייחוס אופקי קבוע. כאשר הנבדק שוכב, משקל בית החזה מעודד פשיטה של חוליות הגב. הרצפה מצמצמת את טווח התנועה הפוטנציאלי במישור האופקי (רוטציה) בהשוואה לעמידה, ובכך משפיעה גם על הקטנת האסימטריה בהטיה הצידיית של הגו. אסימטריות הנובעות מהבדלים באורך הרגליים עשויות אף הן להצטמצם בשכיבה על הגב.<sup>64</sup>

במחקר זה, הגב התחתון (AbTA) לא הציג שינוי משמעותי בסימטריה במעבר בין עמידה לשכיבה. מחקרים שנעשו על אנשים בעלי סקוליוזיס הראו שיפור בעקומת עמוד השדרה הלומברי והטורקלי במעבר מעמידה לשכיבה.<sup>23,24,63</sup> ייתכן שבמחקר הנוכחי, שנעשה על אנשים בריאים, מידת ההטיה הצידיית לא הייתה גבוהה מספיק על מנת לייצר דלתא (הפרש) משמעותית בין המנחים.

במנח שכיבת פרקדן עם רגליים ישרות, האזור המותני כמעט לא נמצא במגע עם הרצפה כתוצאה מהלורדוזה.<sup>65,66</sup> מכאן שההשפעה המכנית של המשטח על האזור הלומברי קטנה מזו שעל האזור הטורקלי. מיעוט התנועה במישור הקורונרי והוורטיקלי של חוליות המותן<sup>23,68</sup> עשוי אף הוא להיות גורם משפיע על כך שלא נצפה בהבדל בסימטריה באזור זה.

בניגוד לגב העליון שהראה סימטריה גבוהה יותר בשכיבה, מידת הסימטריה של הראש והצוואר (AbAH) הייתה גבוהה יותר בעמידה מאשר בשכיבה. בנוסף, בעמידה, שכיחות הטיית הראש הייתה לצד שמאל. התוצאות בשכיבה לא רק מראות

אסימטרית של הראש, לרוב ימינה. העדפה זו מעוררת רפלקס טונוס צווארי וקשר עין-יד אסימטרי, ואף משערים שהיא מהווה מקור לדומיננטיות של יד אחת, דומיננטיות שנובעת מניסיון מפותח יותר של קואורדינציה יד ועין בצד אחד לעומת השני.<sup>81</sup> במחקר זה, שהראה גם הוא הטיה ימינה בשכיבה, 85% היו בעלי דומיננטיות ביד ימין.

הגפיים העליונים (RFA, LFA) הראו הבדל משמעותי בין עמידה לשכיבה. מרחק הגפיים מהגוף גדל משמעותית בשכיבה לעומת עמידה. ניתן לשער שמאחר שבעמידה הגרביטציה מקרבת את הגפיים העליונים אל הגוף, בשכיבה כוח הכובד מקרב את הגפיים העליונים אל הרצפה הרחק מהגוף. בשני המנחים לא היה הבדל משמעותי בין מרחק יד ימין מהגוף למרחק יד שמאל מהגוף, כלומר מידת הסימטריה לא השתנתה.

לצורך ניתוח ויזואלי של משתני היציבה בהשוואה בין עמידה לשכיבה, פותחה על ידינו תוכנה לניתוח ויזואלי של היציבה של ה-PSAS - Postural Scheme Analysis Software. תמונה 3 שלהלן מציגה סכמה של הגו של אחד מהנבדקים, במנח עמידה (א') ובמנח שכיבה (ב'). ניתן לראות שמידת הסימטריה של הגו השתפרה בשכיבה, ומרחק הידיים מהגוף גדל.

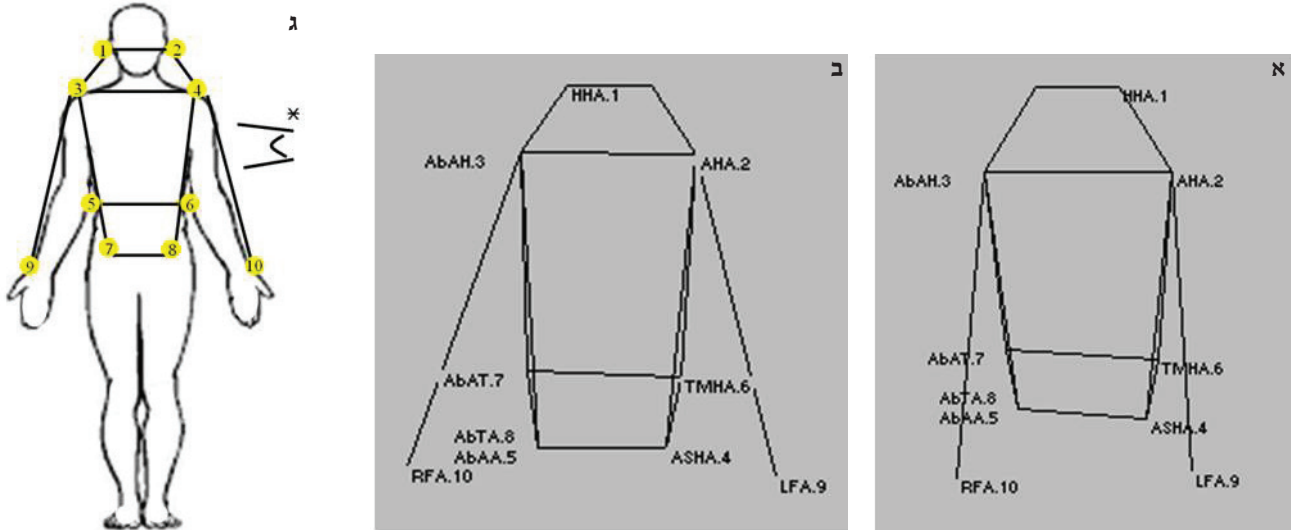
משינוי של בסיס התמיכה נגזר היבט נוסף - הצורך בשליטה מוטורית ויציבות. בשכיבה לא קיימת בעיית יציבות. הגוף מונח משוחרר לאחור על הרצפה. אנו משערים שבשכיבה, הקלט הפרופריוצפטיבי והקלט הויזואלי יקבלו משקל דומיננטי יותר בעיבוד האינפורמציה במערכת העצבים המרכזית מאשר החוש הווסטיבולרי, כתוצאה משינוי במנח האוטוליטיים המעבירים את המידע.<sup>68</sup> מבחינת החוש הסומטו-סנסורי, איננו יודעים לומר בוודאות אם השטח הרצפטיבי הרחב בשכיבה נוחה משפר את יכולת התחושה של חלקי הגוף ובפרט של הראש. בעמידה, לעומת זאת, שלושת החושים פועלים כמתואר בפסקה הקודמת לשמירה על עמידה זקופה נוחה, ואף קיימת חשיבות גבוהה למידע התחושי המגיע מכפות הרגליים.<sup>68-74</sup>

היבט נוסף הוא השינוי של הוורטיקליות הסובייקטיבית ביחס לוורטיקל האמיתי. בעמידה הוורטיקל הסובייקטיבי מקביל לאמיתי. בשכיבה, הוורטיקל הסובייקטיבי מאונך לוורטיקל האמיתי. כל אלו, נוסף על האספקט הגיאומטרי של הגוף, משפיעים על סכמת הגוף ועל התפיסה המודעת של היציבה.<sup>75-79</sup> מחקרים על סכמת הגוף ותפיסת הוורטיקל לא מראים הבדלים בתפיסת הוורטיקל בין עמידה לשכיבה, אך לא כמו בניסוי הנוכחי שבו הראש היה משוחרר, מחקרים אלו התבצעו כשהנבדק ישב קשור לכיסא מהראש ועד כפות הרגליים.<sup>72,76</sup>

מאחר שבעמידה נצפה שיפור במנח הראש לטובת סימטריה, אף על פי שהנבדקים לא התבקשו לארגן ראש באופן סימטרי באף אחד מהמנחים, אנו משערים שבעמידה, האינטגרציה הכוללת ועיבוד האינפורמציה הסומטו-סנסורית, הויזואלית והוסטיבולרית, והצורך בדינמיקה יציבתית ורטיקלית מדויקת וערנית יותר, מעודדים, אפריורית, מנח אמצע סימטרי יותר של הראש מאשר בשכיבה.

בנוסף, מנח שכיבה הציג לא רק אסימטריה גדולה יותר של הראש, אלא גם היפוך בכיוון ההטיה מצד שמאל בעמידה לצד ימין. ייתכן שאחד הגורמים לשינוי בכיוון הטיית הראש בין עמידה לשכיבה הוא סיבוב הראש לאחד הצדדים על ידי כוח הכובד והתנהגות שונה של הרקמות הרכות ביחס לגרביטציה הנובעת משינוי המנח של הגוף. מחקרים על התפתחות פעוטות שנעשים במנח שכיבה, מראים שבחודשים הראשונים קיימת העדפה של הטיה לטרלית

## תמונה 3: סכמה ממוחשבת של הגו בעמידה ובשכיבה



תמונה 3 מציגה סכמה של הגו של אחד מהנבדקים במנח עמידה (א') ובמנח שכיבה (ב'), תצוגה סכמתית של פרוטוקול הנקודות ומשתני היציבה (ג'). סכמות גרפיות (א' וב') אלו ניתנו ע"י תוכנת PSAS, Postural Scheme Analysis Software, שפותחה לצורך ניתוח ויזואלי במחקר הנוכחי. שמות המשתנים מוצגים - הזווית בין הראש לכתפיים (AbAH) הזווית בין הכתפיים לאגן (AbAA), הזווית בין הכתפיים לבית החזה (AbAT), הזווית בין בית החזה לאגן (AbTA), הזווית של יד ימין מהגוף (RFA), הזווית של יד שמאל מהגוף (LFA) ומשתנים הנלווים למדידות - הקו אופקי של האוזניים (HHA), הקו אופקי של הכתפיים (AHA), הקו אופקי של בית החזה התחתון (TMHA), הקו אופקי של האגן (ASHA). תמונה ג' מציגה את פרוטוקול הנקודות האנטומיות ומשתני היציבה. ניתן לראות שמידת הסימטריה של הגו השתפרה בשכיבה. כמו כן ניתן לראות שמרחק הידיים מהגוף גדל במעבר לשכיבה. \* - ערך הזווית של המשתנים הנמדדים ע"י 4 נקודות (AbAH, AbAA, AbAT, AbTA), מחושב על ידי הזווית שניתנת בין שני קווים המחברים חלקי גוף דו צדדיים מקבילים, ביחס לקו האופקי.

וארבע ממדיים שאינם פולשניים מציגים גם הם מבט מקיף ושלם יותר של היציבה ושל חלקי הגוף השונים במצבים סטטיים ודינאמיים, מאשר שיטה של צילום. אך כלי מחקר אלו הם יקרים מאוד ולעתים מסובכים לתפעול ולניתוח הנתונים, והם פחות מתאימים למחקרים דלי תקציב או לצורך שימוש רחב בקליניקה.<sup>26-28,58,80</sup>

מחקרים רבים בדקו את היציבה במנחים של עמידה וישיבה,<sup>7</sup> כמנחים שכיחים, יומיומיים, המצריכים הזדקפות, יציבות, שליטה מוטורית ושיווי משקל. מנגד, מחקרים מעטים בלבד בדקו יציבה ושליטה מוטורית במנח שכיבה, ובפרט את סימטריית חלקי הגוף בשכיבה.

שכיבה על הגב שכיחה במהלך שינה, במהלך אימוני התעמלות

## מגבלות המחקר

מאחר שזהו המחקר הראשון שבדק סימטריה במנח שכיבה בעזרת צילום, לא ניתן היה להשוות את משתני היציבה שנמדדו לממצאים אחרים. בנוסף, מדידה של היציבה בעזרת צילום היא אמנם פשוטה, זולה וזמינה, אך הנתונים המתקבלים מכלי מדידה רדיוגרפיים דוגמת X-RAY, MRI, CT הם מדויקים ומפורטים יותר. עם זאת, הדמיון בין ממצאי המחקר שלנו לממצאי מחקרים שנעשו בשיטות רדיוגרפיות, מראה שבעזרת שיטה שאינה פולשנית ניתן למדוד ולכמת שינויים בסימטריית הגוף במישור החזיתי במנחי גוף שונים, כפי שאלו נמדדים בשיטה פולשנית. ובכך, לאפשר חזרתיות ולהימנע מחשיפת הנבדקים לקרינה מיותרת. בדומה לשיטות רדיוגרפיות, סורקים תלת ממדיים

## מקורות

1. Ferreira EA, Duarte M, Maldonado EP, Bersanetti AA, Marques AP. Quantitative assessment of postural alignment in young adults based on photographs of anterior, posterior and lateral views. *J Manipulative Physiol Ther.* 2011;34(6):371-380.
2. Fortin C, Feldman DE, Cheriet F, Labelle H. Clinical methods for quantifying body segment posture: a literature review. *Disabil Rehabil.* 2011;33(5):367-383.
3. Sinaki M, Brey RH, Hughes CA, Larson DR, Kaufman KR. Balance disorder and increased risk of falls in osteoporosis and kyphosis: Significance of kyphotic posture and muscle strength. *Osteoporos Int.* 2005;16(8):1004-1010.
4. Mcevoy MP, Grimmer K. Reliability of upright posture measurements in primary school children. *BMC Musculoskelet Disord.* 2005;29:6-35.
5. Ferreira EAG. Posture and posture control: development and application of a quantitative method for posture evaluation. (Thesis) Sao Paulo: "Faculty of Medicine, University of Sao Paulo". 2005:114.
6. Steindler A. Lecture VII: On Body Balance and Body Equilibrium. In: *Kinesiology of the Human Body under Normal and Pathological Conditions*. Fifth ed. Charles C. Thomas; 1955: 100-121.
7. Shumway-Cook A, Woollacott MH. Chapter 7: Normal Postural Control. In: *Motor Control: Translating Research into Clinical Practice*. Fourth ed. Lippincott Williams & Wilkins; 2012:161-193.
8. Kendall FP, McCreary EK, Provance PG, Rodgers MM, Romani WA. Chapter 2: Posture. In: *Muscles Testing and Function With Posture and Pain*. Fifth Edit. Lippincott Williams & Wilkins; 2005:49-118.
9. Steindler Arthur. Lecture XIV: The mechanics of posture & Lecture XV: The pathomechanics of scoliosis. In: *Kinesiology of the Human Body, Under Normal and Pathological Condition*. Fifth ed. Charles C. Thomas; 1955:227-257.
10. Weyl H. Chapter 1: Bilateral Symmetry. *Symmetry*. Princeton University Press; 1952:3-38.
11. Swaddle JP. Visual signalling by asymmetry: a review of perceptual processes. *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci.* 1999;354:1383-1393.
12. Ermolenko AE, Perepada EA. The symmetry of man. *Acta biomed.* 2007;78(suppl 1):13-20.
13. Angevine PD, Deutsch H. Idiopathic scoliosis. *Neurosurgery.* 2008;63 (3 suppl):86-93.

גופנית שונים, ובקרב חולים מאושפזים, משותקים או חסרי הכרה. חולים אלה שוכבים לעתים שבועות, חודשים ואף שנים. עובדה זו מרמזת על החשיבות של הבנת ההשפעה של מנח השכיבה על היחסים בין חלקי הגוף השונים ושל ההבדלים בין מערך גוף אנכי למערך גוף אופקי. כמו כן, להבנת מידת האסימטריה של היציבה יש משקל רב בטיפול באנשים בעלי יציבה אסימטרית פתולוגית (סקוליוזיס, המיפלגיה, נגלקט וכו').

## יישום קליני

תוצאות המחקר מצביעות על מספר משמעויות ואפשרויות קליניות. האחת, מאחר שמנח שכיבה מעודד סימטריה של הגוף, ניתן להציע שימוש ככלי טיפולי לשיפור המודעות של סימטריית הגוף. כלומר ניתן להציע תהליך טיפולי שבו המטופל, בעזרת הפניית הקשב והמודעות, ילמד וירגיש את מידת הסימטריה בשכיבה וינסה להשליך, לתקן ולאמץ אותה בעמידה או בישיבה. משמעות נוספת נגזרת מהממצאים של הראש והצוואר. טיפולי צוואר נעשים לרוב בשכיבה על הגב ועל הצד, אך בבואנו ללמד את המטופל מנח סימטרי של הראש והצוואר, ייתכן שקיימת העדפה למנח עמידה. אפשרות שלישית היא שהשימוש בשיטה פוטוגרמטרית לצורך בדיקת סימטריה במישור החזיתי עשוי להיות מועיל בהערכה ובמעקב אחר יעילות טיפול במצבים אסימטריים דוגמת סקוליוזיס. לשם כך יש צורך בעריכת מחקרים נוספים בתחום.

לסיכום, עיקרי תוצאות המחקר מראים ששכיבת פרקדן מעודדת סימטריה של הגב; עמידה מעודדת סימטריה של הראש והצוואר; וכן, לצורך ניתוח יציבתי מדויק של הטיית הגוף במישור הקדמי, יש לחלקו לחלק עליון ולחלק תחתון.

## תודות

המחקר נתמך באופן חלקי על ידי  
The Ari and Regine Aprijaskis Fund  
אוניברסיטת תל אביב.

המחברים מבקשים להודות לכל הנבדקים שהתנדבו למחקר, לד"ר בעז בן דויד מהמחלקה לפסיכולוגיה מהמרכז הבין תחומי הרצליה, לצלמת נילי אסלן, לאור ניקולוב ולאוריאל בורר על העזרה בתחום התוכנה והמחשוב ולפיזיותרפיסטית גב' יוספה מיכאלי.

14. Smith JS, Shaffrey CI, Kuntz IV C, Mummaneni PV. Classification systems for adolescent and adult scoliosis. *Neurosurgery*. 2008;63(3 SUPPL.):16-24.
15. Heary RF, Madhavan K. the History of Spinal Deformity. *Neurosurgery*. 2008;63(3 Suppl.):5-15.
16. Fusco C, Zaina F, Atanasio S, Romano M, Negrini A, Negrini S. Physical exercises in the treatment of adolescent idiopathic scoliosis: an updated systematic review. *Physiother Theory Pract*. 2011;27(1):80-114.
17. Doi T, Kido S, Kuwashima U, Tono O, Tarukado K, Harimaya K, Matsumoto Y, Kawaguchi K, Iwamoto Y. A new method for measuring torsional deformity in scoliosis. *Scoliosis*. 2011;6:7.
18. Poussa MS, Heliovaara MM, Seitsamo JT, Kononen MH, Hurmerinta KA, Nissinen MJ. Development of spinal posture in a cohort of children from the age of 11 to 22 years. *Eur Spine J*. 2005;14:738-742.
19. Dayer R, Haumont T, Belaieff W, Lascombes P. Idiopathic scoliosis: etiological concepts and hypotheses. *J Child Orthop*. 2013;7(1):11-16.
20. Patias P, Grivas TB, Kaspiris A, Aggouris C, Drakoutos E. A review of the trunk surface metrics used as Scoliosis and other deformities evaluation indices. *Scoliosis*. 2010;5:12.
21. Adam CJ, Askin GN, Percy MJ. Gravity-induced torque and intravertebral rotation in idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2008;33:E30-E37.
22. White AA, Panjabi MM. The Basic Kinematics of the Human Spine: A Review of Past and Current Knowledge. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1978;3:12-20.
23. Yazici M, Acaroglu ER, Alanay A, Deviren V, Cila A, Surat A. Measurement of vertebral rotation in standing versus supine position in adolescent idiopathic scoliosis. *J Pediatr Orthop*. 2001;21(2):252-256.
24. Zetterberg C, Hansson T, Lindström J, Irstam L, Andersson GBJ. Postural and time-dependent effects on body height and scoliosis angle in adolescent idiopathic scoliosis. *Acta Orthop Scand*. 1983;54:836-840.
25. Torell G, Nachemson A, Haderspeck-Grib K, Schultz A. standing and supine Cobb measures in girls with idiopathic scoliosis. *Spine J*. 1985;10:425-427.
26. Pearsall DJ, Reid JG, Hedden DM. Comparison of three noninvasive methods for measuring scoliosis. *Phys Ther*. 1992;72:648-657.
27. Harrop JS, Birknes J, Shaffrey CI. Noninvasive measurement and screening techniques for spinal deformities. *Neurosurgery*. 2008;63(3 Suppl):46-53.
28. Lam GC, Hill DL, Le LH, Raso J V, Lou EH. Vertebral rotation measurement: a summary and comparison of common radiographic and CT methods. *Scoliosis*. 2008;3:16.
29. Hirabayashi Y, Shimizu R, Saitoh K, Fukuda H, Furuse M. Anatomical configuration of the spinal column in the supine position. I. A study using magnetic resonance imaging. *Br J Anaesth*. 1995;75:3-5.
30. Fortin C, Feldman DE, Cheriet F, Gravel D, Gauthier F, Labelle H. Reliability of a quantitative clinical posture assessment tool among persons with idiopathic scoliosis. *Physiotherapy*. 2012;98:64-75.
31. Saad KR, Colombo AS, Amado Joao SM. Reliability and Validity of the Photogrammetry for Scoliosis Evaluation: a Cross-Sectional Prospective Study. *J Manipulative Physiol Ther*. 2009;32:423-430.
32. Pausic J, Pedisic Z, Dizdar DD. Reliability of a photographic method for assessing standing posture of elementary school students. *J Manipulative Physiol Ther*. 2010;33:425-431.
33. Dunk NM, Chung YY, Compton DS, Callaghan JP. the reliability of quantifying upright standing postures as a baseline diagnostic clinical tool. *J Manipulative Physiol Ther*. 2004;27:91-6.
34. Krawczyk B, Pacheco AG, Mainenti MRM. A systematic review of the angular values obtained by computerized photogrammetry in sagittal plane: a proposal for reference values. *J Manipulative Physiol Ther*. 2014;37:269-275.
35. Ferreira EAG, Duarte M, Maldonado EP, Burke TN, Marques AP. Postural assessment software (PAS/SAPO): Validation and reliability. *Clinics (Sao Paulo)*. 2010;65(7):675-681.
36. Ruivo RM, Pezarat-Correia P, Carita AI, Vaz JR. Reliability and validity of angular measures through the software for postural assessment. *Postural Assessment Software. Rehabilitación (Madr)*. 2013;47(4):223-228.
37. Sacco ICN, Alibert S, Queiroz BWC, Pripas D, Kieling I, Kimura AA, Sellmer AE, Malvesito RA, Sera MT. Reliability of photogrammetry in relation to goniometry for postural lower limb assessment. *Rev bras fisioter*, Sao Carlos. 2007;11(5):411-417.
38. Trigueiro MJ, Massada L, Garganta R. Back pain in Portuguese schoolchildren: Prevalence and risk factors. *Eur J Public Health*. 2013;23(3):499-503.
39. do Rosário JLP. Photographic analysis of human posture: a literature review. *J Bodyw Mov Ther*. 2014;18:56-61.
40. van Niekerk SM, Louw Q, Vaughan C, Grimmer-Somers K, Schreve K. Photographic measurement of upper-body sitting posture of high school students: a reliability and validity study. *BMC Musculoskelet Disord*. 2008;9:113.
41. Schewtschik AC, de Oliveira ES, de Vasconcelos Moreira I, Ribas CG, Cunha Loureiro AP. Construction of an artifact to the suitability of sitting posture in children

- with cerebral palsy and multiple disabilities. *Disabil Rehabil Assist Technol*. 2013;8(6):502-506.
42. Iyengar YR, Vijayakumar K, Abraham JM, Misri ZK, Suresh BV, Unnikrishnan B. Relationship between postural alignment in sitting by photogrammetry and seated postural control in post-stroke subjects. *NeuroRehabilitation*. 2014;35:181-190.
  43. Metring NL, Gaspar MIFAS, Mateus-Vasconcelos ECL, Gomes MM, de Abreu DCC. Influence of different types of seat cushions on the static sitting posture in individuals with spinal cord injury. *Spinal Cord*. 2012;50:627-631.
  44. Souza JA, Pasinato F, Basso D, Corrêa ECR, da Silva AMT. Biofotogrammetry reliability of measurements obtained with a posture assessment software (SAPO). *Rev Bras Cineantropometria e Desempenho Hum*. 2011;13(4):299-305.
  45. Braz RG, Pedroso F, Del Castilo P, Carvalho GZ. Reliability and validity of angular measures through the software for postural assessment. *Fisioter em Mov*. 2008;21(3):117-126.
  46. Barbatto LM. Control of postural alignment in patients with Parkinsons disease: analysis through postural software (SAPO). *Arq Neuropsiquiatr*. 2013;71(10):829-829.
  47. Singla D, Veqar Z. Methods of postural assessment used for sports persons. *J Clin Diagnostic Res*. 2014;8(4):2-5.
  48. Zaharieva D. Flat feet, prone feet, posture and dependency between them in first grade children. *Scoliosis*. 2014;9(Suppl 1):O16.
  49. Ruivo RM, Pezarat-Correia P, Carita AI. Intrarater and interrater reliability of photographic measurement of upper-body standing posture of adolescents. *J Manipulative Physiol Ther*. 2015;38:74-80.
  50. Ruivo RM, Carita AI, Pezarat-Correia P. The effects of training and detraining after an 8 month resistance and stretching training program on forward head and protracted shoulder postures in adolescents: Randomised controlled study. *Man Ther*. 2015:1-7.
  51. Stolfi J, Moura JA de. Reliability intra- and inter-examiner of photogrammetric measurements for analysis of the vertical alignment of the spine. *Rev Bras Ciências da Saúde*. 2014;12(41):29-36.
  52. De Freitas Camelo EMP, Uchoa DM, Santos-Junior FFU, De Vasconcelos TB, Macena RHM. Use of softwares for posture assessment: Integrative review. *Coluna/ Columna*. 2015;14(3):230-235.
  53. Saad KR, Colombo AS, Ribeiro AP, Joao SMA. Reliability of photogrammetry in the evaluation of the postural aspects of individuals with structural scoliosis. *J Bodyw Mov Ther*. 2012;16:210-216.
  54. Santos LDM Dos, Souza TP De, Crescentini MCV, Poletto PR, Gotfryd AO, Yi LC. Postural assessment by photogrammetry in patients with idiopathic scoliosis undergoing arthrodesis. *Fisioter Mov*. 2012;25(1):165-173.
  55. Nejati P, Lotfian S, Moezy A, Nejati M. The relationship of forward head posture and rounded shoulders with neck pain in Iranian office workers. *IJOMEH*. 2015;28(2).
  56. Bullock-Saxton J. Postural alignment in standing: A repeatability study. *Aust J Physiother*. 1993;39(1):25-29.
  57. De Souza Moraes GF, Mendes DP, Papinni AA, Moraes GFDS, Mendes DP, Papinni AA. Shoes influence in women posture. *Work*. 2012;41 (Suppl 1):2582-2587.
  58. Patias P, Grivas TB, Kaspiris A, Aggouris C, Drakoutos E. A review of the trunk surface metrics used as Scoliosis and other deformities evaluation indices. *Scoliosis*. 2010;5:12.
  59. Fortin C, Feldman DE, Cheriet F, Labelle H. Clinical methods for quantifying body segment posture: a literature review. *Disabil Rehabil*. 2011;33(5):367-383.
  60. Cala SJ, Kenyon CM, Feringo G, Carnevali P, Aliverti A, Pedotti A, Macklem PT, Rochester DF. Chest wall and lung volume estimation by optical reflectance motion analysis. *J App Physiol*. 1996;81(6):2680-2689.
  61. Bosso LR, Golias ARC. Rhythmic gymnastics athletes posture: Analysis through photometry. *Rev Bras Med do Esporte*. 2012;18(5):333-337.
  62. Lima TRL, Silva Guimarães F, Sá Ferreira A, Silva Penafortes JT, Almeida VP, Lopez AJ. Correlation between posture, balance control, and peripheral muscle function in adults with cystic fibrosis. *Physiother Theory Pract*. 2014;30(2):79-84.
  63. Torell G, Nachemson A, Haderspeck-Grib K, Schultz A. Standing and supine Cobb measures in girls with idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1985;10(5):425-427.
  64. Raczkowski JW, Daniszewska B, Zolynski K. Functional scoliosis caused by leg length discrepancy. *Arch Med Sci*. 2010;6(3):393-398.
  65. Been E, Kalichman L. Lumbar lordosis. *Spine J*. 2014;14(1):87-97.
  66. Bailey JF, Sparrey CJ, Been E, Kramer PA. Morphological and postural sexual dimorphism of the lumbar spine facilitates greater lordosis in females. *J Anat*. 2016.
  67. Roth AK, Bogie R, Jacobs E, Arts JJ, Van Rhijn LW. Large animal models in fusionless scoliosis correction research: A literature review. *Spine J*. 2013;13(6):675-688.
  68. Roll R, Kavounoudias A, Roll J-P. Cutaneous afferents | from human plantar sole contribute to body posture awareness. *Neuroreport*. 2002;13(15):1957-1961.
  69. Kavounoudias A, Roll R, Roll JP. Foot sole and ankle



- muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. *J Physiol.* 2001;532(3):869-878.
70. Barra J, Pérennou D, Thilo K V., Gresty MA, Bronstein AM. The awareness of body orientation modulates the perception of visual vertical. *Neuropsychologia.* 2012;50(10):2492-2498.
  71. Barra J, Oujamaa L, Chauvineau V, Rougier P, Pérennou D. Asymmetric standing posture after stroke is related to a biased egocentric coordinate system. *Neurology.* 2009;72(18):1582-1587.
  72. Israël I, Giannopulu I, Isra I. Subjective posture in tridimensional space. *J Vestib Res Equilib Orientat.* 2012;22(4):173-180.
  73. Saj A, Honoré J, Davroux J, Coello Y, Rousseaux M. Effect of posture on the perception of verticality in neglect patients. *Stroke.* 2005;36(10):2203-2205.
  74. Ouchi Y, Okada H, Yoshikawa E, Nobezawa S, Futatsubashi M. Brain activation during maintenance of standing postures in humans. *Brain.* 1999;122(2):329-338.
  75. Carriot J, Dizio P, Nougier V. Vertical frames of reference and control of body orientation. *Neurophysiol Clin.* 2008;38(6):423-437.
  76. Ceyte H, Cian C, Nougier V, Olivier I, Trousselard M. Role of gravity-based information on the orientation and localization of the perceived body midline. *Exp Brain Res.* 2007;176(3):504-509.
  77. Horlings CGC, Küng UM, Honegger F, Van Engelen BGM, Van Alfen N, Bloem BR, Allum HJ. Vestibular and proprioceptive influences on trunk movements during quiet standing. *Neuroscience.* 2009;161(3):904-914.
  78. Schuler JR, Bockisch CJ, Straumann D, Tarnutzer A a. Precision and accuracy of the subjective haptic vertical in the roll plane. *BMC Neurosci.* 2010;11:83.
  79. Pozzo T, Levik Y, Berthoz a. Head and trunk movements in the frontal plane during complex dynamic equilibrium tasks in humans. *Exp brain Res.* 1995;106(2):327-338.
  80. Fortin C, Feldman DE, Chretien F, Labelle H. Validity of a quantitative clinical measurement tool of trunk posture in idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976).* 2010;35(19):E988-E994.
  81. Coryell J, Michel GF. How supine postural preference of infants can contribute towards the development of handedness. *Infant Behav Dev.* 1978; 1:245-257

## Comparing anterior postural alignment between standing and supine positions, in healthy young adults, through photographic measurements

Alon Siegler<sup>1</sup>, Chaim G. Pick<sup>1,2</sup>, Been Ella<sup>1,3</sup>

<sup>1</sup> Department of Anatomy and Anthropology, Sackler Faculty of Medicine, Tel Aviv University.

<sup>2</sup> Dr. Miriam & Sheldon G. Adelson Chair in Addiction Biology, Tel Aviv University.

<sup>3</sup> Department of Physical Therapy, School of Health Professions, Ono Academic College.

### Abstract

**Background:** Posture represents body segments position in space, at a given point in time. Correct static posture in the frontal plane is considered to be symmetrical. In addition, gravity plays an important role as an extraneous factor. It was shown that when changing the position of patients with scoliosis, from standing to supine, the scoliosis curves were corrected spontaneously up to 30%. Nevertheless, the influence of changing body position from standing to supine position, on the anterior postural alignment of healthy subjects has not been tested yet.

**Objective:** Comparing the anterior postural alignment of the body segments between standing and supine position and the degree of asymmetry in healthy young adults.

**Population and Methods:** The research was conducted at the Faculty of Medicine in Tel Aviv University. Thirty-four healthy participants were evaluated in standing and supine positions using photogrammetric method. Seven postural variables were analyzed using the software SAPO. Paired T-test was used to compare the two positions.

**Results:** The results demonstrated that in the supine position, the degree of asymmetry for the head ( $P < .02$ ) increased.

However, the upper trunk showed an increased degree of symmetry ( $P < .02$ ) in supine position compared to the standing position.

**Conclusions:** Our results indicate that the supine position improves trunk symmetrical alignment. Our results support recent studies on scoliotic patients. These results might have clinical implications for treating asymmetric patients. To better understand the effect of gravity and body position on asymmetrical postural alignment, more studies are needed.

**Key words:** Posture Evaluation, Photogrammetric Method, Supine, Asymmetry.