



מؤسسة "شاليم" | The Shalem Fund  
لتطوير خدمات للشخص ذو  
التخلف العقلي في السلطات المحلية  
for Development of Services for People with  
Intellectual Disabilities in the Local Councils  
פיתוח שירותים לאדם עם מוגבלות שכלית  
התפתחותית ברשויות המקומיות



אוניברסיטת תל אביב

# מערכת מותקנת על הליכון חשמלי לניטור התפתחות הליכה בפעוטות עם תסמונת דאון

ד"ר זיווה יזהר

המחלקה לפיזיותרפיה, הפקולטה לרפואה  
אוניברסיטת תל אביב

ד"ר עמית גפן

המחלקה להנדסה ביו-רפואית, הפקולטה להנדסה  
אוניברסיטת תל אביב



מחקר זה נערך בסיוע מענק מחקר מקרן שלם  
הקרן לפיתוח שירותים לאדם עם מוגבלות שכלית התפתחותית ברשויות המקומיות  
2008

## תוכן עניינים

2	תקציר
3	הקדמה
4	שיטות
7	תוצאות
9	דיון
10	רשימת מקורות
13	תקציר באנגלית

## תקציר

לפעוטות עם תסמונת דאון, דפוס שונה בהתפתחות ההליכה בשלב מוקדם בגיל הילדות. ניתן להשתמש באימון באמצעות הליכון חשמלי כדי לקדם השגת יעדים מוטוריים אצל ילדים עם תסמונת דאון אך מידע כמותי על התפתחות ההליכה מוגבל למחקרים המתבצעים במעבדות הליכה. מטרתנו הייתה לפתח ולבחון מערכת ניידת וזולה שמזהה את צעדי הפעוט על ההליכון במהלך האימון. המערכת כוללת חיישני אינפרה-אדום שמודדים מרחק, אותם מיקמנו על ההליכון החשמלי כדי לזהות את מיקום הרגליים של הפעוט בזמן הליכה וכך למדוד אורך צעד וקצב הליכה של הפעוט. ניסויים ראשוניים בוצעו בחמישה פעוטות עם תסמונת דאון (בגילאים 11-28 חודשים) כדי לקבוע אורך צעד וקצב הליכה בניסוי התחלתי, מעקב לאחר חודש ולאחר שלושה חודשים מהמועד ההתחלתי. המדידות הראו עלייה של  $10 \pm 15\%$  (סטיית תקן  $\pm$  ממוצע) באורך הצעד וירידה של  $36 \pm 31\%$  בקצב ההליכה בין המועד הראשון לבין המעקב כעבור שלושה חודשים. ניסויים ראשוניים אלו מצביעים על תועלת פוטנציאלית במערכת שפותחה כאן בכימות ניטור תהליך רכישת הליכה בפעוטות עם תסמונת דאון ולקויות הליכה נוספות – במתקן ניתנים שירותי הטיפול בקהילה.

## 1. הקדמה

ילדים עם תסמונת דאון מפגינים לעיתים קרובות ביצועיים מוטוריים נמוכים יותר בהשוואה לילדים בריאים ואף בהשוואה לנבדקים אחרים בעלי פיגור שכלי דומה [1]. מחקרים הראו שלילדים עם תסמונת דאון יש דפוס התפתחות מוטורית שונה כבר בגיל הילדות עקב ליקויים במערכת השלד והשרירים שאופייניים לתסמונת דאון, כגון טונוס שרירי ירוד ורפיון מפרקי [2], שמשויך חלקית באופן גנטי [3] לעלייה בצפיפות קולגן מסוג IV [4]. בנוסף, נמצא כי פעוטות עם תסמונת דאון סובלים לעתים קרובות מליקויי ראייה ושמיעה שמשפיעים על שיווי המשקל והקואורדינציה המוטורית [5]. לפיכך, פעוטות עם תסמונת דאון חווים עיכובים מוטוריים משמעותיים ולא מגיעים לאבני דרך בהתפתחות מוטורית בדומה לגיל בילדים בריאים [6]. בגיל בית ספר, הם מתקשים ליטול חלק בפעילויות גופניות [7]. כמתבגרים, הם מפגינים חוסר בתגובה מוטורית מקדימה (anticipatory) וחווים קושי בהסתגלות לפני קרקע בלתי צפויים.

כושר גופני ירוד [8,9] מוביל לצריכת אנרגיה גבוהה בזמן הליכה אצל פעוטות עם תסמונת דאון [10]. בהשוואה לנבדקים בריאים, צריכת החמצן וקצב הלב שלהם גבוהים יותר במנוחה ונמוכים יותר בזמן מאמץ [11,12]. אולם, שניים עשר שבועות של אימון גופני עם דגש על חיזוק כוח שריר, יציבות דינאמית וסבולת, הניבו שיפור משמעותי בכושר הגופני של נבדקים עם תסמונת דאון [13,14].

קיימת הסכמה כי אימון באמצעות הליכון חשמלי משפר כוח שריר, צפיפות מסת עצם, שיווי משקל ותגובות שיווי משקל, בנוסף לתבנית ההליכה. לכן, אימון באמצעות הליכון חשמלי הפך לחלק בלתי נפרד מהאימון בתוכניות שיקום שמיועדות למספר הולך וגדל של פתולוגיות בילדים [14,18,19,20]. במחקר חלוץ של אולריך (Ulrich) ועמיתיו [21], השתמשו בהתערבות עם הליכון חשמלי לצורך עידוד השגה מוקדמת של אבני דרך מוטוריות בפעוטות עם תסמונת דאון. פעוטות עם תסמונת דאון שקיבלו התערבות עם הליכון חשמלי, הלכו שלושה צעדים באופן עצמאי על הרצפה כארבעה חודשים מוקדם יותר מפעוטות ללא התערבות עם הליכון חשמלי. יתר על כן, מחקר לאורך זמן הראה לאחרונה כי להתערבות באמצעות הליכון חשמלי יש השפעה משמעותית ארוכת טווח על דינאמיות וסימטריות ההליכה בפעוטות עם תסמונת דאון, שביטויה, תבנית הליכה קרובה יותר לתבנית הליכה נורמאלית [6]. אולם מידע כמותי המאפיין את שיפור ההליכה הממשי המתקבל באמצעות אימון עם הליכון חשמלי מוגבל למחקרים בודדים, בהם מידע נרכש במעבדות הליכה [22] ולא בסביבה הטבעית של הפעוטות. יתר על כן, ניתן להשתמש במערכת זולה לניטור התפתחות ההליכה בפעוטות עם תסמונת דאון לתכנון והתאמה של ההתערבות ומדידת תוצאותיה במרכזי

טיפול, בהם נמצא סגל מתמחה שמטפל באופן רצוף בפעוטות. לפיכך, פיתוח מערכת זולה וניידת לניטור רכישת הליכה בפעוטות עם תסמונת דאון הוא צעד חיוני של מחקר רפואי שמטרתו ליישם את תוצאות המחקר הבסיסי שפורסמו לאחרונה בנוגע לחשיבות אימון הליכה עם הליכון חשמלי באוכלוסייה זו [22]. מטרת מחקר זה היא לכן לפתח ולבדוק מערכת ניידת זולה לזיהוי צעדי פעוטות על הליכון חשמלי בזמן אימון, ובהישג יד למרכזי טיפול מוסדיים ובקהילות..

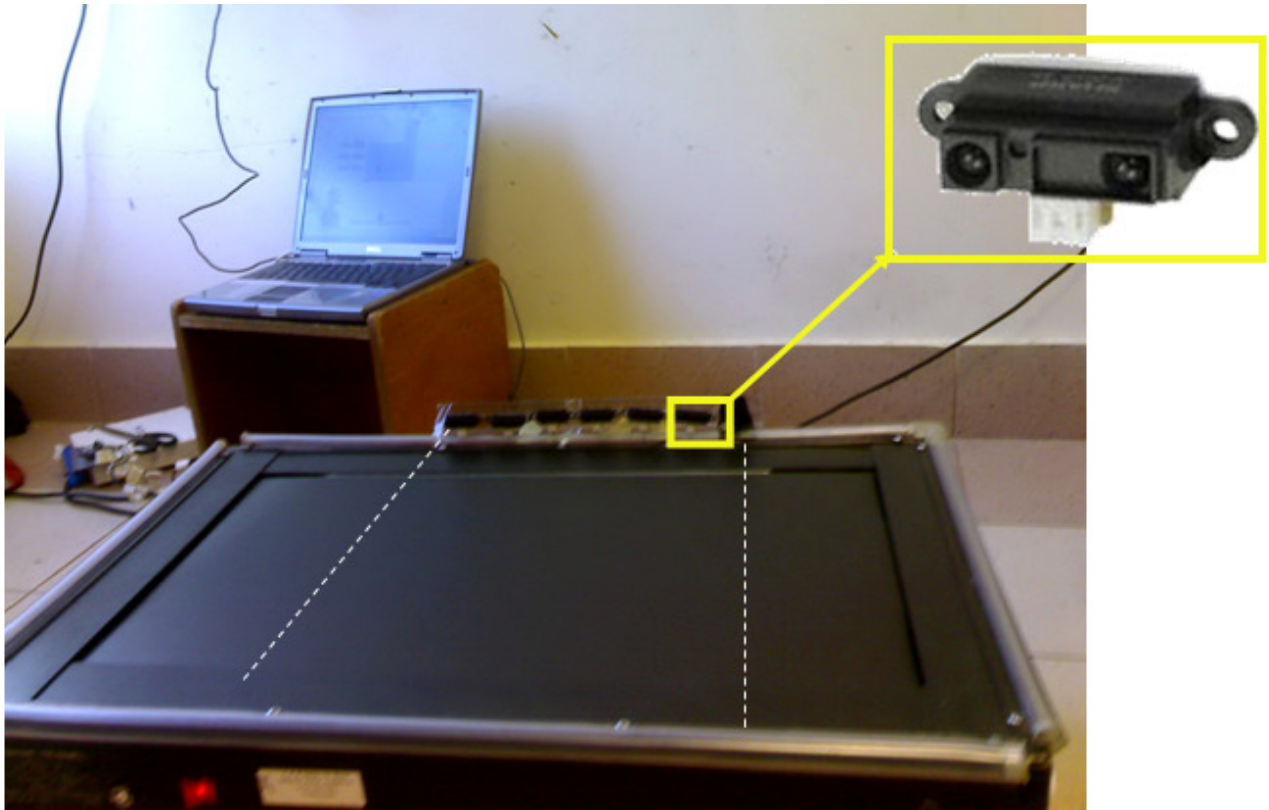
## 2. שיטות

### 2.1 מערכת המדידה

המערכת הניידת מודדת אורך צעד וקצב הליכה וניתן להרכיב אותה בקלות למעשה על כל הליכון חשמלי המיועד לפעוטות. המערכת כוללת חיישני איפרה-אדום המודדים מרחק, ממיר את אנלוגי לדיגיטאלי ומחשב עם תוכנות לאיסוף וניתוח מידע. חמישה חיישני איפרה-אדום המודדים מרחק (Sharp GP2D12) (Co., Japan) קובעו על ההליכון החשמלי הממונע שתוכנן מפורשות עבור פעוטות (Pediatric Motorized treadmill 2, Carlin's Creations, L.L.C., והיא מגיעה למהירות של 0.6 מטר לשנייה. כל חיישן משדר את אינפרה-אדום שמוחזר מהעצם שלפניו ונקלט על ידי החיישן. החיישנים מייצרים כך את מתח אנלוגי לא לינארי מתמשך ביחס למרחק העצם שנמצא בין 10 ו-80 סנטימטרים מהחיישן. לחיישנים חסינות גבוהה מפני אור מקיף וצבע העצם שמולם ולכן הם מתאימים טוב למדידות שנלקחות מחוץ למעבדת הליכה, כלומר, בתוך המתקן לטיפול בפעוטות עם תסמונת דאון. אורך חיישן הוא בקירוב 5 סנטימטרים. החיישנים מוקמו בשורה על שפת ההליכון החשמלי הממונע, מכוונים אל משטח המסילה הנעה, כך מעל ל-50% משטח המסילה הנעה נמצא בתחום אזור הזיהוי של החיישנים (איור 1).

נתוני אות תזוזה גולמיים הוקלטו והוצגו באופן כמותי וגרפי, בו-זמנית מכל חמשת החיישנים. המוצא האנלוגי של החיישנים (עד לכ-3 וולטים) הומר לאות דיגיטאלי באמצעות כרטיס אנלוגי/דיגיטאלי (DAQPAD 6015, National Instruments Co., TX, USA). מתח הפעלה של 5 וולטים לכל החיישנים סופק באמצעות אותו כרטיס אנלוגי/דיגיטאלי. נתונים מחמשת החיישנים הוקלטו עם תוכנת LabView 8 (National Instruments Co.) software module. בניסויים ראשוניים קבענו תדר דגימה של 100 הרץ, אך הנתונים שנקלטו בתדר זה היו בעלי יתירות גבוהה ולכן הורדנו את תדר הדגימה בניסויים הבאים ל-25

הרץ. תוכנת עיבוד הנתונים מסננת נתונים מתחת ל-0.1 וולטים, שהוא הרעש הטבעי של החיישנים. נקלט גם רעש סביבתי, בעיקר עקב תנועה שנקלטה מעברו השני של ההליכון החשמלי, אבק ומכשולים חזותיים בטווח הגילוי של החיישנים (כגון בגדי הפעוט, יד הפיסיותרפיסט). לאחר מכן, הנתונים מכל סנסור הומרו לקוד בינארי ('0' – כאשר אין עצם מול החיישן ו '1' – כשאותר עצם מול החיישן). כדי להפחית את השפעת הרעש הסביבתי, מדידה סומנה כ-'1' רק אם הדגימות שלפני ואחרי הדגימה הנוכחית שתיהן שונות מאפס, כך שרעשים גבוהים מקריים ומיידים סוננו גם הם. בזמן ניתוח הנתונים, נקרא המידע הבינארי ונבנה מערך טורי של "אורכי צעד", בו כל שורה מכילה אורך צעד בנקודת זמן ספציפית (כל 40 מילישניות). אורך צעד מוגדר כמרחק המקסימאלי בין שני חיישנים שמזהים עצם מולם. המערך נקרא בשנית למטרת זיהוי הצעדים. בהתבסס על מדידות קודמות, צעד חדש מתחיל אם קיימות שתי דגימות שונות מאפס לפניו ושלוש דגימות שונות מאפס אחריו, כלומר הפעוט מניח את שתי רגליו על ההליכון החשמלי ל-120 מילישניות. מספר האירועים האלו מוגדר כמספר הצעדים. האורכים המקסימאליים בכל אירוע מסוכמים ומחולקים בסוף תהליך עיבוד הנתונים במספר הצעדים לקבלת אורך הצעד הסופי. קצב ההליכה הוא מספר הצעדים הכולל חלקי זמן המדידה על ההליכון החשמלי.



**איור 1:** מערך הניסוי מכיל הליכון חשמלי לילדים וחמישה חיישני אינפרה-אדום למדידת מרחק, ערוכים בשורה על שפת ההליכון. טווח המדידה מכסה מעל 50% ממשטח ההליכה הנע, כפי שמתואר באיור באמצעות שני הקווים הלבנים המקווקוים.

## 2.2 מחקרים ראשוניים בנבדקים

שישה פעוטות השתתפו במחקר ראשוני שמטרתו בדיקת המערכת (5 פעוטות עם תסמונת דאון, מתוכם בן אחד זכר וארבע בנות, גילאים 11-28 חודשים ובת אחת בריאה בגיל 13 חודשים). ההורים קראו ודנו בטופס מידע מפורט על המחקר לפני שהתנדבו לקחת חלק בניסויים הראשוניים. כל הפעוטות עם תסמונת דאון חזרו למעקב חודש לאחר הניסוי הראשון ושלושה מהם חזרו למעקב שני שלושה חודשים לאחר הניסוי הראשון. הניסויים התקיימו במתקן המיועד לתת שירות לפעוטות עם תסמונת דאון (בשיתוף עם עזר מציון, The Israel Health Support Organization, בני ברק, ישראל), בו הפעוטות עם תסמונת דאון שהשתתפו במחקר מקבלים טיפול שגרתי על ידי צוות מומחה.

פרוטוקול הניסוי היה כדלהלן. תחילה, נמדד אורך כף הרגל של הפעוט על ידי פיסיותרפיסטית מיומנת כדי לקבוע את מספר החיישנים הדרושים לזיהוי צעד. לאחר מכן, מהירות המסילה הנעה כוונה ל 0.05 מטרים לשנייה והפעוט הוחזק זקוף מעל ההליכון החשמלי הממונע, עם מגע חלקי עד מלא של כפות הרגליים

בהליכון. כאשר מהירות התקדמות הפעוט היתה גדולה ממהירות המסילה, המטפל הגביר בהדרגה את מהירות המסילה הנעה עד ל-0.07 מטרים לשנייה.

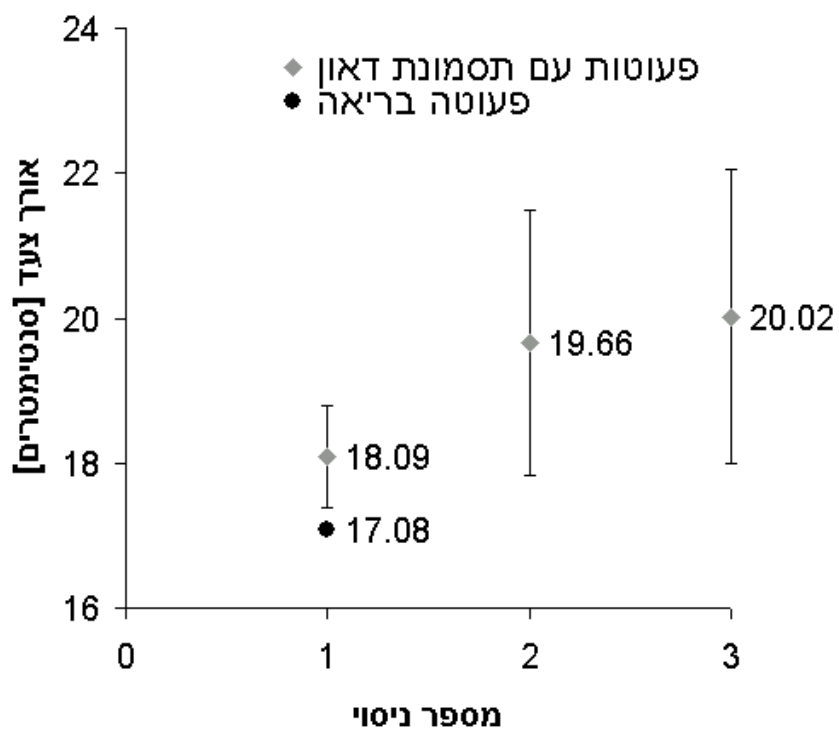
### 3. תוצאות

אימות זיהוי צעד עבור הנדבקת הבריאה נעשה באמצעות צילומי וידאו של הניסויים, בהם נספר מספר הצעדים באופן ויזואלי. הספירה הויזואלית תאמה את הספירה האוטומטית של מערכת החיישנים. מצאנו שמערכת הניטור הנוכחית מתאימה למחקרים במתקן הטיפולי, בו נעשו מספר ניסויים של עד 10 דקות כל אחד עם חמשת הפעוטות עם תסמונת דאון.

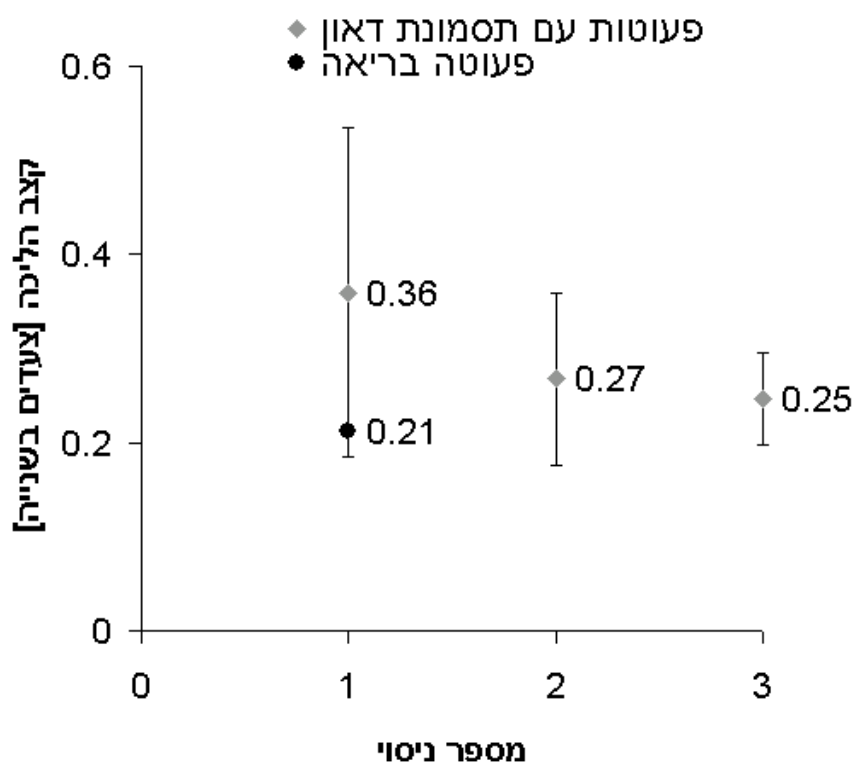
אורך כף הרגל של הפעוטות עם תסמונת דאון היה בממוצע  $10.2 \pm 1.2$  סנטימטרים בהתאם לאורך רגל זה, הסף לזיהוי מצב בו שתי הרגליים נוגעות במסילה הנעה של ההליכון החשמלי יחד (פרט למקרה בו רגל אחת מסתירה לחלוטין את הרגל השנייה) נקבע ל'1' בו זמנית משלושה חיישנים.

שניים מהנבדקים עם תסמונת דאון נעו קדימה באופן עצמאי על המסילה הנעה בניסוי הראשון ולכן מהירות המסילה הנעה בניסויים שלהם הועלתה מ-0.05 ל-0.07 מטרים לשנייה, כאשר הגבוהה מביניהן שימשה להשוואה לבדיקות העוקבות. אורך הצעד וקצב ההליכה, שחושבו עבור חמשת הפעוטות עם תסמונת דאון, מתוארים באיור 2. המדידות, שהתקבלו באמצעות מערכת הניטור הנוכחית, מראות שאחרי שלושה ניסויים, בהפרש של שלושה חודשים, אורך הצעד הממוצע של פעוטות עם תסמונת דאון גדל ב-10 %  $\pm 15$  וקצב ההליכה קטן ב-31%  $\pm 36$ .





(א)



(ב)

איור 2: (א) אורך צעד (ס"מ) ו- (ב) קצב הליכה (צעדים בשנייה) של פעוטות עם תסמונת דאון ושל פעוטה בריאה אחת. מסומנים תחומי סטיית תקן אחת מהמוצע.

אימון הליכה בילדים הוא הגורם ההתפתחותי החשוב ביותר להשגת כוח שריר נורמאלי ושיווי משקל הולם של הגוף. ניתן לנטר את אופן רכישת ההליכה בפעוטות וילדות מוקדמת על ידי תיעוד מדדי מרחב וזמן במהלך רכישת מיומנות ההליכה לאורך התפתחות הילד. לדוגמא אורך הצעד גדל פי 3 בגיל הרך [23], ובמקביל קטן קצב ההליכה. בהתאם לזאת, פיתחנו מערכת ניידת וזולה לניטור התפתחות ההליכה וכימות היעילות של אימון הליכה (וטיפולים נוספים) בפעוטות עם תסמונת דאון בסביבתם הטבעית, כלומר, במתקן הטיפול או יתכן גם בביתם. המערכת קולטת את מיקום כפות רגלי הפעוט על ההליכון החשמלי ומספקת את אורך הצעד וקצב ההליכה במהלך המדידה. המערכת הינה אמינה, זולה יחסית (לא יותר מ-1200 דולרים אמריקאיים), בלתי מאיימת לפעוטות, מורכבת בקלות למעשה על כל הליכון מסחרי לאימון הליכה בפעוטות וילדים וידידותית למשתמש. חשוב לציין שאין צורך במערכת ניטור הליכה אופטו-אלקטרונית מתוחכמת, כמו שניתן למצוא במעבדות הליכה ולכן המערכת הנוכחית שמישה שמרכזי טיפול קהילתיים בהם מקבלים פעוטות עם תסמונת דאון טיפול באופן שוטף, כפי שנעשה במחקר הנוכחי.

הנתונים שקיבלנו בניסויים הראשוניים תואמים את הספרות. במחקרים בקנה מידה גדול נמצא שאורך הצעד בגילאי 17-9 חודשים הוא בערך 25 סנטימטרים וגדל עם הגיל [6,23].

למערכת שפותחה במחקר זה מספר מגבלות. שמנו לב שמספר צעדים בניסויים בוצעו מחוץ לטווח הקליטה של החיישנים. ניתן לתקן זאת בקלות בפיתוח עתידי של מערכת אב-טיפוס על ידי כיסוי שפת ההליכון החשמלי בחיישני מרחק נוספים. נוסף על כך, ניתן להגדיל את צפיפות החיישנים ובכך לשפר את רזולוציית המערכת. מגבלות נוספות של המערכת הם רגישות לתנועה בצדו השני של ההליכון או עצמים בטווח הזיהוי של החיישנים (ניתן לפתור חלקית על ידי מיקום מתאים של ההליכון החשמלי בחדר). כמו-כן, ניתן להרחיב את ביצועי המערכת על ידי הנחת חיישנים משני צידי המסילה וכך להבחין בין מצב של תמיכה באמצעות רגל אחת למצב של תמיכה בשתי הרגליים בו רגל אחת מסתירה לחלוטין את השנייה.

יש לציין שנושא כמות וסידור החיישנים מכיל שיקולי תמחור.

לסיכום, פיתחנו מערכת ניידת וזולה לניטור התפתחות הליכה בפעוטות עם תסמונת דאון ולכימות יעילות אימון הליכה באוכלוסייה זו במתקן טיפול בקהילה, בו ניתן טיפול שגרתי. ניסויים ראשוניים בקבוצה קטנה של פעוטות עם תסמונת דאון הצביעו על פוטנציאל לתועלת של המערכת בניטור כמותי של תהליך הרכישה של הליכה ראשונית.

## תודות

החוקרים הראשיים מעריכים מאד את תמיכתה של קרן שלם במימון הפרויקט ואת עזרתם של סיגל פורטנוי ואסף אוחנה מהמעבדה לביומכניקה של מערכת השלד והשרירים באוניברסיטת תל אביב בפיתוח המערכות הניסיוניות, הרצת הניסויים וניתוח המידע. אנו מעריכים את עזרת הפיזיותרפיסטים (דניאלה המנחם) והסייעות של עזר מציון וההורים של הפעוטות שהשתתפו בניסוי. אנו רוצים להודות לד"ר ישעיהו הולצר ממרכז ספיבק לנכים, שסיפק את ההליכון החשמלי הממונע.

## רשימת מקורות

- [1] **Spano M., Mercuri E., Randoá T., Pantoá T., Gagliano A., Henderson S. & Guzzetta F.** Motor and perceptual-motor competence in children with Down syndrome: variation in performance with age. *Europ J Paediat Neuro* 1999; 3: 7-14
- [2] **Merrick J. Ezra E. Josef B. Hendel D. Steinberg DM. Wientroub S.** Musculoskeletal problems in Down Syndrome European Paediatric Orthopaedic Society Survey: the Israeli sample. *J Pediatric Orthop, Part B* 2000; 9: 185-192
- [3] **Duff K, Williamson R, Richards SJ.** Expression of genes encoding two chains of the collagen type VI molecule during human fetal heart development. *Int J Cardio* 1990; 27: 128-129
- [4] **Gittenberger-de Groot AC. Bartram U. Oosthoek PW. Bartelings MM. Hogers B. Poelmann RE. Jongewaard IN. Klewer SE.** Collagen type VI expression during cardiac development and in human fetuses with trisomy 21. *Discos in Molecular, Cellular, & Evolutionary Biology* 2003; 275: 1109-1116
- [5] **Virji-Babul N. Brown M.** Stepping over obstacles: anticipatory modifications in children with and without Down Syndrome. *Exp Br Res* 2002; 159: 487-490

- [6] **Angulo-Barroso RM. Jianhua Wu, Ulrich DA.** Long-term effect of different treadmill interventions on gait development in new walkers with Down syndrome. *Gait & Posture* 2007; article in press
- [7] **Leonardo S, Msall M, Bpwer C, Tremont M Leonard H.** Functional status of school-aged children with Down Syndrom. *J. Paediatr. Child Health* 2002; 38: 160-165
- [8] **Fernhall B. Pitetti KH. Rimmer JH. McCubbin JA. Rintala P. Millar AL. Kittredge J. Burkett LN.** Cardiorespiratory capacity of individuals with mental retardation including Down Syndrome. *Medic & Sci in Spor & Exerc* 1996; 28: 366-371
- [9] **Draheim CC. Williams DP. McCubbin JA.** Prevalence of physical inactivity and recommended physical activity in community-based adults with mental retardation. *Mental Retardation* 2002; 40: 436-44
- [10] **Fernhall B. McCubbin JA. Pitetti KH. Rintala P. Rimmer JH. Millar AL. De Silva. A.** Prediction of maximal heart rate in individuals with mental retardation. *Medic & Sci in Spor & Exerc* 2001; 33: 1655-1660
- [11] **Pastore E. Marino B. Calzolari A. Digilio MC. Giannotti A. Turchetta.** A Clinical and cardiorespiratory assessment in children with Down syndrome without congenital heart disease. *Arch Ped & Adole Med* 2000; 154: 408-410
- [12] **Baynard T. Pitetti KH. Guerra M. Fernhall B.** Heart rate variability at rest and during exercise in persons with Down syndrome. *Arc Physic Med & Rehab* 2004; 85: 1285-1290
- [13] **Tsimaras VK. Fotiadou EG.** Effect of training on the muscle strength and dynamic balance ability of adults with Down Syndrome. *J Streng & Cond Res* 2004; 18: 343-347
- [14] **Tsimaras V. Giagazoglou P. Fotiadou E. Christoulas K. Angelopoulou N.** Jog-walk training in cardiorespiratory fitness of adults with Down syndrome. *Percept & Motor Skills* 2003; 96(3 Pt 2): 1239-1251

- [15] **Bodkin AW. Baxter RS. Heriza CB.** Treadmill training for an infant born preterm with a grade III intraventricular hemorrhage. *Phys Ther.* 2003; 83: 1107-1118
- [16] **Buzzi U H. Ulrich B D.** Dynamic Stability of Gait Cycles as a Function of Speed and System Constraints. *Motor Control* 2004; 8: 241-254
- [17] **Black DP, Smith BA, Wu J, Ulrich BD.** Uncontrolled manifold analysis of segmental angle variability during walking: preadolescents with and without Down syndrome. *Exp Brain Res.* 2007 Dec;183(4):511-21. Epub 2007 Aug 24.
- [18] **Carmeli E. Barchad S. Masharawi Y. Coleman R.** Impact of a walking program in people with Down Syndrome. *J. Stren & Cond Rese* 2004; 18: 180-184
- [19] **Carmeli E. Kessel S. Coleman R. Ayalon M.** Effects of a treadmill walking program on muscle strength and balance in elderly people with Down Syndrome. *J of Geronto Series A-Biolog Sci & Med Sci* 2002; 57M: 106-110
- [20] **Fernhall B. Otterstetter M.** Attenuated responses to sympathoexcitation in individuals with Down syndrome. *J Appl Physio* 2003; 94: 2158-2165
- [21] **Ulrich DA. Ulrich BD. Angulo-Kinzler RM. Yun J.** Treadmill training of infants with Down syndrome: evidence-based developmental outcomes. *Pediatrics* 2001; 108E: 84
- [22] **Wu J, Looper J, Ulrich BD, Ulrich DA, Angulo-Barroso RM.** Exploring effects of different treadmill interventions on walking onset and gait patterns in infants with Down syndrome. *Dev Med Child Neurol.* 2007 Nov;49(11):839-945.
- [23] **Adolph KE. Vereijken B. Shrout PE.** What changes in infant walking and why. *Child Development* 2003; 74: 475-497.

## ***Abstract***

Infants with Down syndrome (DS) show an altered pattern of motor development at early childhood. Treadmill-walking training can be used to promote the earlier attainment of motor milestones in infants with DS but quantitative data on their motor development are limited to gait laboratory studies. Our purpose was to develop, validate and test a low-cost portable system for detecting infant steps on a treadmill while training. The system includes infrared distance sensors, which were placed on a motorized treadmill to record the location of the feet of the infant during walking and thus measure his/her step length (SL) and cadence (CD). Pilot studies were conducted in 5 infants with DS (age 11-28 months) to determine SL and CD at baseline, as well as at follow-ups 1-month and 3-months after the first trial. Measurements were repeatable and showed an increase in SL by  $10 \pm 15 \%$  (mean  $\pm$  standard deviation) and a decrease of CD by  $36 \pm 31 \%$  between the baseline and last follow-up. These pilot studies indicate the potential utility of the system developed herein in quantitative monitoring of the process of acquisition of initial gait in infants with DS - at the care facility where routine therapy is given.



מؤسسة 'شاليم'  
لتطوير خدمات للأشخاص ذو  
التخلف العقلي في السلطات المحلية  
The Shalem Fund  
for Development of Services for People with  
Intellectual Disabilities in the Local Councils  
פיתוח שירותים לאדם עם מוגבלות שכלית  
התפתחותית ברשויות המקומיות



Tel Aviv University

# **A System Mounted on a Motorized Treadmill to Monitor the Development of Gait in Infants with Down Syndrome**

**Dr. Ziva Yizhar**

**Department of Physical Therapy, Faculty of Medicine**

**Tel Aviv University**

**Dr. Amit Gefen**

**Department of Biomedical Engineering, Faculty of Engineering**

**Tel Aviv University**



This work was supported by a grant from Shalem Fund for Development of Services for People with Intellectual Disabilities in the Local Councils in Israel  
2008