國立勤益科技大學工業工程與管理系

114 學年度實務專題競賽

以姿勢分析技術探討居服員之工作負荷與輔具效益

摘要

隨著臺灣邁入超高齡社會，居家照顧服務需求持續增加，居家照顧服務員（以下簡稱居服員）在工作中需長時間執行翻身、移位與關節活動等高負荷照護任務，易產生肌肉骨骼傷害風險。本研究結合人因工程與電腦視覺技術，利用 MediaPipe 進行人體姿勢辨識與關節角度計算，並以 Kinovea 進行驗證，依據 ISO 11226 標準進行姿勢風險分析，同時比較穿戴與未穿戴下背支撐輔具之差異。結果顯示，本系統於最佳拍攝條件下具有良好量測精度，平均誤差為 0.48 度。姿勢分析結果指出坐姿復健為較高風險作業型態，而下背支撐輔具可有效降低腰部前屈與上肢代償情形，減少整體姿勢風險。本研究提供一套客觀姿勢評估方法，可作為改善長照作業與降低職業傷害之參考。

關鍵字：居家照顧服務員、電腦視覺、下背支撐輔具、人因工程

1. 緒論

1.1 研究背景

根據內政部（2025）統計，臺灣於民國 114 年 7 月時，65 歲以上老年人口比例已達 19.64％，極度接近超高齡社會門檻（內政部，2025）。隨著老化加劇，居家照顧服務需求呈爆發式成長，民國 113 年底，居服員人數已突破 5.4 萬人，較 105 年大幅成長 5.7 倍（衛生福利部，2024）。然而，居服員在實際工作現場面臨高度的肌肉骨骼傷害風險，其中下背與腰部不適比例高達 70％以上，雙肩不適也達 50 %~60 %（Alghadir et al., 2015; Gatchel et al., 2016）。此現象主因是居家環境多使用無法調整高度的傳統床，迫使居服員必須深度彎腰；加上從業者多為中高齡女性，肌力退化下更易累積職業傷害，進而引發高離職率與人力短缺。因此，如何透過客觀工具量化居服員的工作姿勢與下背生理負荷，已成為長照安全管理的重要議題。

1.2 研究目的

本研究從人因工程與職業安全衛生觀點出發，結合電腦視覺技術，旨在建立客觀量化方法，以量測居服員於常見居家照護任務中的工作姿勢與關節角度變化。透過數據分析，系統性辨識照護作業中之高負荷動作型態與高風險姿勢。進一步，研究將探討穿戴下背支撐輔具（護腰）對改善不良姿勢與降低彎腰角度之介入成效，並據此提出具體人因工程改善策略，作為居服員安全管理與輔具導入之參考依據。

1.3 研究假設

本研究核心假設提出兩項。假設一（H1）為居服員於執行站立、上肢、下肢、膝關節及臀橋等復健照護任務時，因需協助個案肢體活動與維持姿勢支撐，較容易出現腰部前傾與彎腰等非中立姿勢，且具有較高比例之姿勢警示狀況。假設二（H2）則為相較於未使用輔具之情境，居服員於穿戴下背支撐輔具後，其腰部彎曲角度與姿勢警示比例將呈現顯著下降趨勢。

2. 文獻探討

2.1 長期照顧體系與居家照顧服務背景

臺灣於民國 114 年正式進入 65 歲以上人口超過 20％ 之超高齡社會，且高齡化與長期照顧需求持續擴大（國家發展委員會，2023）。世界衛生組織（WHO）指出，肌肉骨骼疾病為全球導致失

能、限制行動能力與社會參與之重要原因，且隨平均壽命延長、慢性病與功能退化人口攀升，長期照護需求日益迫切（衛生福利部，2022）。居家照顧服務因符合「在地老化」與「延緩機構化」之政策方向，能有效維持個案生活自主並減輕家庭主要照顧者負擔，已成為長照體系之核心服務模式（行政院，2023；衛生福利部，2024）。

回顧我國長照政策演進，自民國 96 年推動「長照 1.0」建構基礎服務體系並提升服務普及性，至民國 106 年「長照 2.0」進一步建構社區整體照顧模式，皆以提升服務可近性為主要目標。為銜接高齡社會之新興需求，政府自民國 114 年 9 月起分階段推動「長照 3.0」，以健康老化、在地安老與安寧善終為核心願景，並納入共生社區營造、積極復能與智慧照顧導入等八大目標，使長照政策由單一服務提供轉向跨醫療、社福與科技輔具整合之連續性照護體系（立法院，2023；衛生福利部，2025）。

在此體系中，居家照顧服務以「家」為主要服務場域，服務對象涵蓋 65 歲以上失能長者、55 至 64 歲失能原住民、50 歲以上失智症者、領有身心障礙證明者及其他經政府核定之個案。根據民國 113 年官方統計，居家式長照機構之居服員總數為 63,918 人，其中女性為 53,173 人（占 83.19％），且女性居服員平均每月提供 89 次身體照顧服務，高於男性之 77 次，顯示居家照顧人力具有明顯性別集中與高照護負荷特性（衛生福利部，2024）。由於服務內容涵蓋備餐、沐浴、如廁協助及生活陪伴等多元任務，且服務時段受制度與計畫嚴格限制，居服員常需在高度時間壓力下以不利人因工程之姿勢完成照護工作，進而顯著增加肌肉骨骼負荷與職業傷害風險（衛生福利部，2024）。

2.2 居服員工作內容之高重複性與肌肉骨骼負荷

我國居服員人數約 63,000 餘人，其中女性占 83.2％，且多為 45 至 64 歲之中高齡族群。由於工作內容以「身體照顧」為核心，常涉及高重複性體力作業，導致肌肉骨骼傷害盛行率偏高。居服員日常工作負荷如表 1 所示。

表 1 居服員日常工作內容（本專題整理）

工作項目	預估所需時間	說明
搬運與移位	2~4 次/天	包括協助案主翻身、上下床或輪椅等，屬高風險動作。
長時間維持姿勢	2~3 次/天	協助進食、陪伴聊天或照護案主時，長時間保持相同姿勢。
家務與清潔	1~2 次/天	包括掃地、拖地、擦拭等，對肩膀、手腕及腰部造成負荷。
餐食與衛浴照顧	2~3 次/天	協助餵食、洗澡等，膝關節與手腕負荷增加。
轉場與交通時間	1~2 小時	往返個案家中，依據交通距離與交通狀況而定。
其他行政與紀錄	30 分鐘~1 小時	包括填寫服務紀錄、報告等行政工作。

2.3 居服員服務項目類別與職業傷害風險分析

受限於居家場域空間狹小且設備高度無法調整，居服員於過去一年內至少有一個身體部位出現肌肉骨骼不適之比例高達 88％，其中以下背部不適（75％）與肩膀部位最為嚴重（楊宥囷，2018；施碧旻，2016；勞動部，2019）。各服務項目之風險分析如表 2 所示。

表 2 居服員服務項目類別與職業傷害風險分析（本專題整理）

服務項目	執行比例	部位排名	傷害危險因子分析
身體照顧	極高（＜70%）	➢ 下背 ➢ 肩膀	高風險：反覆搬運重物、不自然扭轉姿勢、瞬間施力過大
餐食/餵食	高（60~70%）	➢ 頸部 ➢ 手腕	中風險：長時間低頭、重複性細微動作、固定姿勢
沐浴/清潔	中高（40~50%）	➢ 肩膀 ➢ 膝蓋	中高風險：濕滑環境、彎腰操作、手部高舉膀、手腕及腰部造成負荷
專業照顧	中（約 30%）	➢ 手肘 ➢ 手腕	高風險：對抗個案肌力、重複推拉
家務/代購	中低（20~30%）	➢ 脖子 ➢ 上背	低風險：環境高度不佳導致疲勞

2.4 電腦視覺技術於人體姿勢分析之發展

人工智慧與電腦視覺技術近年快速發展，基於深度學習之影像辨識模型（如 MediaPipe、OpenPose）已逐漸成為人因工程與職業安全衛生研究之重要工具（van Sluijs et al., 2023）。相較於肌

電圖或穿戴式感測器，影像式姿勢分析具有非侵入性、操作彈性高且不影響受試者自然動作等優點，特別適用於居家照護等非實驗室環境（van Sluijs et al., 2023）。在實務應用中，研究者常結合 Kinovea 軟體進行逐幀比對與人工校正，以兼顧分析效率與信效度，並克服影像辨識易受距離、角度與遮擋影響之限制，進一步提升姿勢風險評估之可靠性。

2.5 護腰／下腰部支撐輔具之相關研究

早期研究對於護腰（back belt / lumbar support）預防職業性下背痛之效果看法並不一致。加拿大預防醫學工作小組指出，部分研究未能證實護腰可穩定降低職業性下背痛，因此不建議作為例行性預防措施（Ammendolia et al., 2003）。後續 Cochrane 系統性回顧亦指出，護腰於預防下背痛方面雖具一定證據支持，但整體效果未明顯優於無介入或一般訓練方式，顯示護腰可能具有短期支持效果，惟作為單一預防工具之效益仍有限（van Duijvenbode et al., 2008）。

然而，隨著研究情境逐漸聚焦於高風險照護工作者，後續研究開始顯示護腰於實務應用之潛在效益。由於居家照護與醫療照護工作常涉及搬移、轉位、長時間前彎及重複施力等高負荷作業，護腰逐漸被應用於降低下背部負荷與改善肌肉骨骼不適。研究指出，曾有下背痛經驗之居家照護工作者於使用腰部支撐帶後具有一定遵從性與主觀改善效益，顯示護腰於照護工作中具實務可行性（Jellema et al., 2002）。

此外，Roelofs（2007）針對 360 名曾有下背痛病史之居家照護工作者進行研究發現，在健康工作訓練之外加入護腰介入後，可減少下背痛發作天數，顯示其對高風險族群可能具有症狀緩解與姿勢支持效果。在醫療照護工作者方面，Hagiwara（2017）研究指出，可穿戴式腰骶支撐裝置可降低疼痛程度、姿勢壓力及腰椎活動負荷，並改善下背與頸部不適情形。

綜合上述研究可知，護腰雖尚未被一致證實可有效預防所有職業性下背痛，但在高重複性、高前彎負荷之照護工作情境中，仍具有降低姿勢負荷、減少不適感及提升工作支持性之潛力。尤其在居家照護場域中，由於空間有限、設備不足及工作情境變異性高，護腰相較於大型移位設備具有成本較低、穿戴便利及使用限制較少等優勢，因此具有一定實務應用與研究價值。

2.6 姿勢評估與搬運工作負荷評估工具

為全面評估居服員執行照護任務時之職業風險，除分析工作姿勢外，亦需同時考量搬運作業所涉及之重量、動作頻率及持續時間等生理負荷因素。國際常用評估工具包括 ISO 11226（靜態姿勢評估）、NIOSH 舉重方程式與 Snook & Ciriello 心理物理模型，該等方法可從姿勢角度、持續時間、搬運重量與頻率等面向，提供系統性之風險分級與改善建議（McAtamney & Corlett, 1993; NIOSH, 2021; Snook & Ciriello, 1991）。

2.6.1 靜態工作姿勢評估：ISO 11226

根據國際標準組織（ISO, 2000）所制定之 ISO 11226 標準，主要用於評估身體維持固定或僅有微小變化之靜態工作姿勢（定義為維持超過 4 秒以上且無明顯動作變化者）。該標準依頭頸部、軀幹、上肢及下肢等身體部位分別進行分析，考量姿勢角度與維持時間，並區分為可接受、條件可接受（警示範圍）與不可接受三種風險等級。

人因工程研究指出，當軀幹前傾角度超過 20 度時，腰椎壓力與背部肌群負荷將逐漸增加，長時間維持可能影響局部血液循環、加速疲勞累積，並顯著提高下背痛風險（Punnett et al., 1991; Bernard, 1997）。

本研究整理之 ISO 11226 靜態姿勢評估基準如表 3 所示。

表 3 靜態工作姿勢 ISO 11226 評估結果顯示（本專題整理）

腰部前傾	0°~20°：可接受
	20°~60°：條件可接受 （需注意姿勢，警告範圍）
	>60°：不可接受
頸部前屈	<40°：可接受
	>40°：不可接受
頭部前傾	0°~25°：可接受
	25°~85°：條件可接受 （需注意姿勢，警告範圍）
	>85°：不可接受
上臂抬舉（肩關節）	<60°：可接受
	>60°：風險增加 （需注意姿勢，警告範圍）

2.6.2 搬運作業之人因工程評估：ISO 11228

為評估人工搬運對下背部生物力學之影響，國際常採用 ISO 11228 系列標準。該標準強調搬運風險並非僅由重量決定，必須綜合考量物體與身體之水平距離、垂直高度、軀幹姿勢及重複暴露情形（ISO, 2003）。

在第一部分（ISO 11228~1：舉起與搬運作業）中，規範搬運重量不宜超過 25 kg，若超過此限值即屬高風險作業，應導入輔具進行改善；當搬運物體與身體水平距離超過 50 cm，或作業垂直高度低於 50 cm（需深度彎腰）或高於 140 cm（高於肩部）時，皆可能顯著增加腰椎力矩與肩頸負荷。此外，當搬運頻率達每分鐘 1 至 5 次以上時，工作相關肌肉骨骼疾病（WMSDs）之風險將顯著提高。

在第二部分（ISO 11228~2：推與拉作業）中，則以初始施力與持續施力作為評估依據，為避免肌肉疲勞，建議女性初始施力控制於 100 N 以下、持續施力於 50 N 以下；男性則分別為 150 N 與 75 N 以下。第三部分（ISO 11228~3：低負荷高頻率作業）則指出，即使單次作業負荷較低，若長時間重複操作仍可能造成累積性肌肉疲勞。

在居家照護場域中，居服員執行移位與協助站立等作業時，常受限於時間與空間條件，被迫產生前傾、扭轉及手臂前伸等姿勢。將 ISO 11228 納入工作負荷評估依據，有助於更精確反映照護作業之實際生理危害風險。

2.7 整體動力鏈（Kinetic Chain）與人體工學之關聯性

在生物力學中，人體被視為由多關節所構成之「整體動力鏈」，各關節動作透過肌肉骨骼系統傳遞力量（Lephart & Henry, 1996）。若核心部位（如腰椎與骨盆）缺乏足夠穩定性，則肢體遠端（如肩頸與上肢）可能產生代償性動作，進而導致遠端肌群之過度負荷（Kibler et al., 2006）。

2.7.1 開放式與封閉式動力鏈之應用

在居家照顧實務中，居服員之操作可分為兩類動力鏈模式：

- **封閉式動力鏈（CKC）**：常見於協助案主站立或轉位等作業。此類動作中，居服員雙足固定於地面，下背部需承受來自地面反作用力與案主重量之疊加負荷；若腰部缺乏適當支撐，壓力將直接傳遞至脊椎結構，進而增加腰椎負荷。
- **開放式動力鏈（OKC）**：常見於協助翻身、沐浴等需頻繁擺動上肢之作業。當核心穩定性不足時，肩頸肌群將需維持較高程度之等長收縮以支撐動作控制，此代償機制被認為為導致肌肉骨骼傷害（Musculoskeletal Disorders, MSDs）之重要機轉（McGill, 2010）。

2.7.2 肌肉骨骼代償與防護機轉

居服員常見之肩頸酸痛，多源於核心疲勞下之代償機制。當下背豎脊肌群因長時間照護作業產生疲勞累積並出現功能性下降時，身體為維持脊椎穩定性，可能透過聳肩或駝背等代償性姿勢，將負荷轉移至上背與肩頸肌群（Hagiwara et al., 2017）。

此時導入下背支撐護腰介入，可透過提升腹內壓（intra~abdominal pressure, IAP）以增加軀幹穩定性，進而改善核心支撐能力。當核心穩定性獲得外在輔助後，動力鏈之發力模式可能趨於優化，並降低遠端肌群之代償需求，進而有助於減少累積性肌肉骨骼傷害風險（Schiøttz~Christensen et al., 1999）。

3. 研究方法與設計

3.1 研究架構

研究方法與流程如圖 1 所示。招募自願受試者參與試驗，並於實驗前說明研究目的與流程後簽署知情同意書。資料收集與分析流程如下：

1. 資料蒐集與影片拍攝：
   居服員於實際工作中常見之動作情境（如協助起身、搬移與彎腰等）進行模擬作業，並以固定鏡頭拍攝受試者全身動作影像。拍攝角度確保主要身體關節清晰可辨識，以利後續姿勢分析。
2. 骨架偵測與姿勢辨識（MediaPipe）：
   將影片匯入 Google MediaPipe 模組進行姿勢偵測。MediaPipe 透過深度學習模型標示人體 33 個關鍵節點，並輸出骨架影像，可即時追蹤人體動作、關節位置變化及姿勢角度，建立動作時間序列資料。
3. 角度量測與動作分析（Kinovea）：
   將影片匯入 Kinovea 軟體進行角度量測與資料校正，以提高姿勢辨識結果之準確性與一致性。
4. 資料整理與姿勢風險判定：
   整合角度資料、動作次數及維持時間後，本研究參照 ISO 11226 靜態姿勢評估標準進行風險分級，並比較未穿戴與穿戴輔具情境下之姿勢差異，以分析輔具介入對工作姿勢安全性之影響。

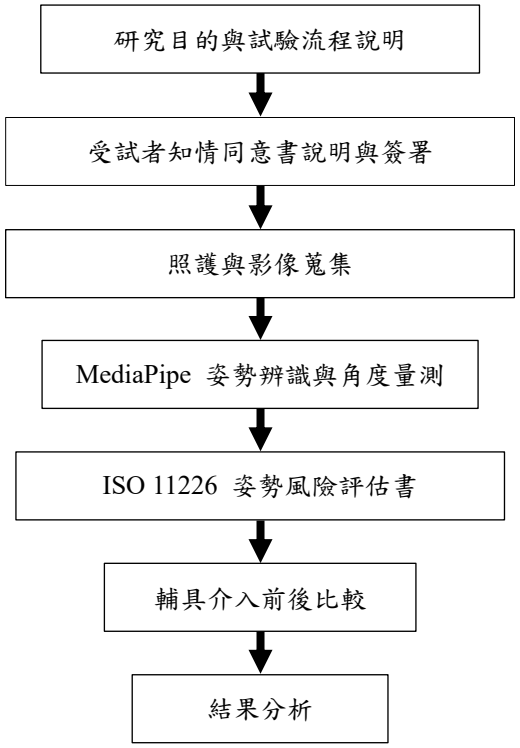


圖 1 研究流程圖

3.2 受試對象

本研究採個案研究設計，選取一名具實務經驗之男性居服員作為研究對象。正式實驗開始前，已向受試者詳細說明研究目的與流程，並由其本人自願簽署受試者知情同意書。本研究已通過朝陽科技大學人體研究倫理審查委員會（IRB）審查，核准日期為民國 115 年 3 月 20 日，案號 CYUTIRB~115~003，研究過程符合倫理規範與安全要求。

實驗內容主要模擬長期照護個案之肢體活動與復健情境，共包含五項常見照護動作：站立復健、上肢復健、下肢復健、膝關節復健及臀橋復健。受試者依實務操作方式執行照護任務，使其動作呈現貼近真實工作情境，以利觀察並記錄不同動作下之工作姿勢、腰部彎曲角度與下背負荷情形，進一步分析姿勢風險與護腰介入之防護效果。

3.3 實驗器材

本實驗採用非侵入性設備與數位影像技術進行姿勢分析，主要工具如下：

- 錄影設備：
  使用 iPhone 進行高解析度錄影，以擷取受試者全身動作影像，供後續姿勢分析使用。
- MediaPipe 姿勢辨識模組：
  本研究採用 Google 開發之 MediaPipe Pose 模組進行人體姿勢擷取，可自動偵測 33 個關鍵節點並輸出關節座標，用以建立人體骨架資料。
- Kinovea 軟體：
  作為影像複核工具，透過逐幀檢視與角度校正，以提升 MediaPipe 姿勢辨識結果之準確性。
- 資料分析軟體（JASP）：
  用於進行描述性統計與相關分析，以檢驗 MediaPipe 與 Kinovea 量測結果之一致性。

3.3.1 Python 姿勢分析系統

為客觀量化居服員之姿勢風險，本研究以 Python 自行建置姿勢分析系統，並導入 Google MediaPipe Pose 模組進行人體姿勢擷取。開發過程中輔以 Google Gemini 語言模型進行程式撰寫優化與除錯，以提升系統開發效率。

系統以 30 Hz（約每 0.033 秒一筆資料）逐幀擷取人體 33 個關鍵節點，並透過向量夾角計算方法，即時計算腰部前傾角（W_Angle）與肩關節角度（S_Angle）。

系統畫面（如圖 2 所示）左側為實際照護影像，右側為經 MediaPipe 辨識後的人體骨架。

姿勢風險判定參考 ISO 11226 標準，將腰部角度分為兩個風險區間，：20 度~60 度為警示範圍（Warning），超過 60 度為高負荷姿勢（Danger）。相關判定規則已內建於分析系統中，以進行即時分類。

系統輸出姿勢角度與風險判定結果，並記錄警示與高負荷姿勢之發生次數，用以作為後續姿勢負荷分析與輔具效益評估之依據。

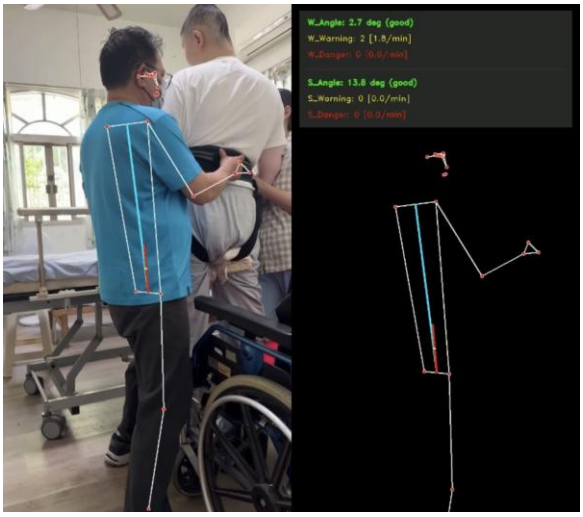


圖 2 系統畫面示意圖

3.4 實驗設計及姿勢風險判定原則

為評估護腰對工作姿勢之改善效果，本研究設計「未使用輔具組」與「使用輔具組」兩組對照實驗，由受試者分別以自然姿勢與穿戴護腰方式執行相同照護任務。研究過程透過全程影像錄製並結合 MediaPipe 姿勢辨識系統進行骨架擷取，以比較兩組在彎腰角度變化、不良姿勢比例及姿勢維持時間之差異。

姿勢風險判定主要參考 ISO 11226 及相關人因工程文獻，並依不同身體關節動作特性進行分級設定，包括軀幹前傾角、肩關節外展角、膝關節彎曲角、姿勢維持時間及動作重複頻率等指標，用以作為後續姿勢負荷分析與護腰效益比較之依據。

3.5 分析方法

1. 角度與時間資料整合：
   將 MediaPipe 與 Kinovea 所輸出之角度資料匯入 Excel 進行整理，計算各姿勢之平均角度、最大角度及持續時間，並以時間序列方式分析各任務之姿勢變化與動作重複特性。
2. 姿勢分級統計：
   依據 ISO 11226 分級原則，統計各任務中高風險姿勢之出現比例，用以比較輔具介入前後之差異。
3. 定性觀察分析：
   透過骨架影像與角度變化曲線進行對照分析，以

觀察護腰介入對姿勢穩定性之影響，並輔以受試者回饋進行綜合討論。

4. 統計分析（JASP）：

本研究使用 JASP 軟體進行統計分析，將 MediaPipe 與 Kinovea 之角度資料匯入後進行描述性統計與相關分析。相關性檢驗採皮爾森積差相關係數（Pearson correlation coefficient, r），用以衡量兩系統量測結果之一致性，r 值介於 −1 至 +1 之間，數值越接近 +1 表示相關性越高。本研究以 $r > 0.80$ 作為高度相關之判定標準，以確認兩量測系統之一致性，後續分析則以 MediaPipe 數據為主要依據。

4. 結果

本研究旨在驗證電腦視覺技術於居家照護場域之應用可行性，並比較護腰輔具介入前後之姿勢差異。資料處理流程主要分為三個階段：首先，透過 MediaPipe 與 Kinovea 進行人體骨架偵測與關節角度量測，並擷取具代表性之樣本資料；其次，進行 MediaPipe 量測結果之一致性驗證，以確保分析資料之可靠性；最後，依據 ISO 11226 標準進行姿勢風險分級，並比較輔具介入前後之差異。

本章內容依序說明資料前處理結果、MediaPipe 量測一致性分析、姿勢風險分級結果、輔具介入前後比較、定性觀察結果及綜合分析，以建立完整之資料分析流程與研究發現。

4.1 MediaPipe 與 Kinovea 數據驗證

本研究以 0.1 秒為時間間隔進行影格擷取，即每秒產生 10 筆角度資料，作為姿勢分析之基礎。由於各影片長度不一致，為確保資料具可比性，本研究依表 4 所示之規則擷取代表性樣本，以聚焦彎腰動作之關鍵變化區間。

影片資料首先導入 MediaPipe Pose 模組進行人體骨架偵測，輸出腰部前傾角度與姿勢變化資訊，並儲存為 Excel 資料。同時，為提升分析流程之開發效率與程式穩定性，本研究於 Python 程式撰寫過程中輔以 Google Gemini 語言模型進行程式設計輔助。

為提升量測準確性，影片亦匯入 Kinovea 軟體進行逐幀角度比對，以作為校正依據。相關資料處理與分析於 Spyder（Python 3.10）環境中進行，並比較兩種方法之角度量測結果，以評估其一致性與誤差程度。

為驗證 MediaPipe 於居家場域之量測準確性，本研究設計不同拍攝條件之彎腰動作實驗，包含距離（100、150、200 cm）與高度（100、120 cm），每組條件各拍攝 6 次。

數據分析指標包括平均誤差角度（Mean Error）與最大誤差（Max Error），用以描述兩種量測方法之差異程度。

表 4　MediaPipe 與 Kinovea 角度差異比較

距離（cm）	高度（cm）	平均誤差角度	最大誤差
100	100	4.42	25.42
100	120	2.77	11.26
150	100	0.48	1.70
150	120	1.63	13.91
200	100	1.10	4.42
200	120	1.85	5.13

圖 3 顯示不同拍攝距離與高度條件下，MediaPipe 與 Kinovea 量測結果之相關係數（R 值）變化趨勢。R 值用以衡量兩組資料之線性相關程度，其範圍介於 −1 至 +1 之間，數值越接近 1 表示相關性越高，接近 0 則表示相關性較弱，接近 −1 則表示負相關。

本研究結果顯示，各實驗條件下之 R 值均維持在 0.85 以上，表示兩系統量測結果具有高度相關性。其中，在距離 150 cm、高度 100 cm 之條件下，其相關性表現最高。

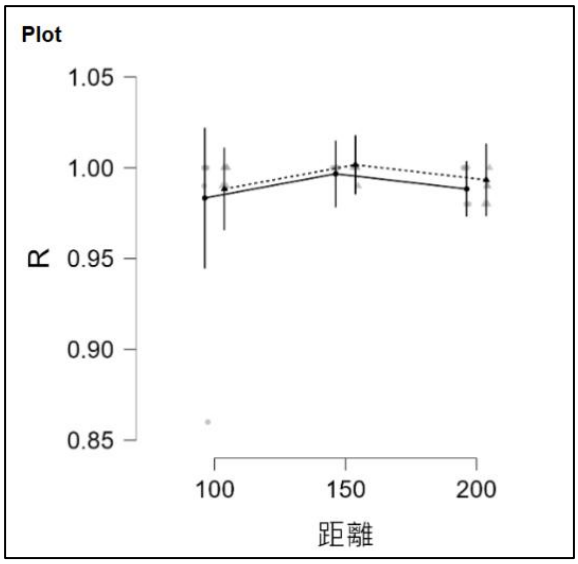


圖 3 R 值隨距離與高度變化折線圖

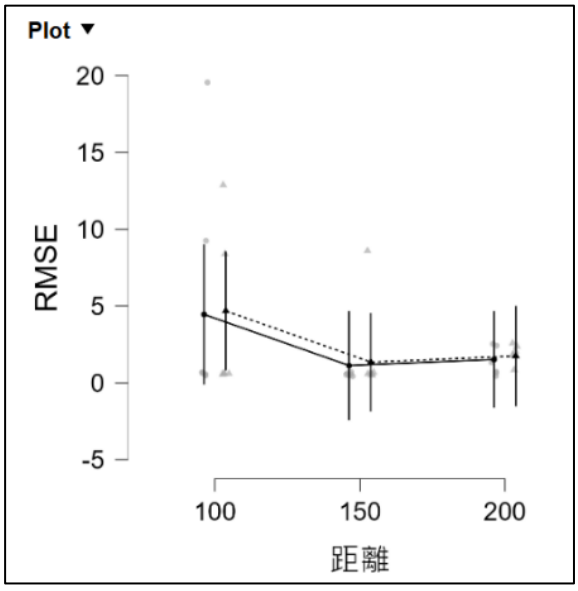


圖 4　RMSE 隨距離與高度變化折線圖

圖 4 顯示不同拍攝距離與高度條件下之均方根誤差（RMSE）變化情形。結果顯示，在距離 150 cm、高度 100 cm 之條件下，RMSE 為最低，表示 MediaPipe 與 Kinovea 之量測差異最小。相較之下，其餘條件之 RMSE 與最大誤差皆有上升趨勢，顯示拍攝距離與高度對量測誤差具有影響。

進一步分析各條件之誤差表現顯示，在距離 150 cm、高度 100 cm 時，平均誤差角度為 0.48°，最大誤差為 1.70°，為所有條件中誤差最低者。當拍攝距離縮短至 100 cm 或增加至 200 cm 時，誤差整體上升；其中在 100 cm 高度條件下之最大誤差較高，顯示近距離拍攝可能因視角變形或骨架辨識偏差而影響量測準確性。

此外，不同拍攝高度亦會影響辨識結果，其中 120 cm 高度於部分條件下呈現較高誤差，顯示鏡頭高度應盡量與受試者身體水平維持一致，以提升姿勢量測之穩定性與準確性。

4.2 協助復健站立訓練工作姿勢評估

本研究針對長時間站立型照護任務進行分析，統計受試者於未配戴護腰與配戴護腰情境下，各執行 4 次之全時段姿勢資料。

數據結果顯示，在未配戴護腰情境下，受試者腰部前傾角度大於等於 20 度之姿勢比例平均為 12.39%，其中警示姿勢（20 度–60 度）為 12.06%，高負荷姿勢（≥60 度）為 0.32%。

相較之下，如圖 5 所示，配戴護腰後之姿勢分布呈現改善趨勢。良好姿勢（＜20 度）比例由 87.62% 提升至 88.97%，高負荷姿勢（≥60 度）於配戴護腰情境下未再出現，且原本超過安全界線之姿勢皆下降至警示區間（20 度–60 度）。

表 5 站立訓練下居服員姿勢風險比例

組別 (次數)	良好 姿勢比例	警告 姿勢比例	危險 姿勢比例
無護腰 1	92.58%	7.42%	0.00%
無護腰 2	73.03%	26.76%	0.21%
無護腰 3	90.51%	8.44%	1.05%
無護腰 4	94.37%	5.63%	0.00%
有護腰 1	89.98%	10.02%	0.00%
有護腰 2	91.99%	8.01%	0.00%
有護腰 3	86.87%	13.13%	0.00%
有護腰 4	87.06%	12.94%	0.00%

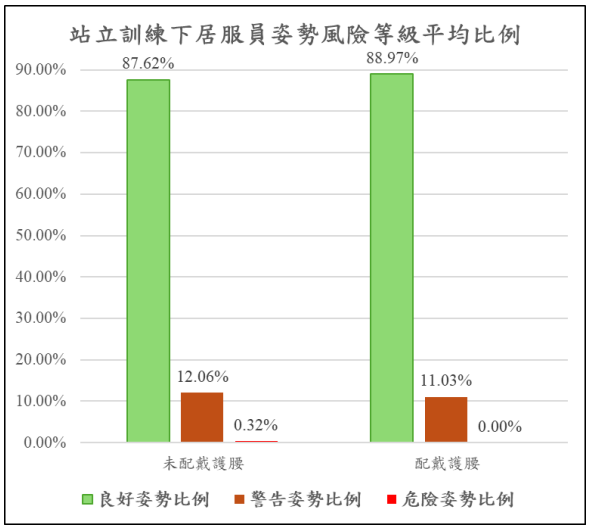


圖 5 站立訓練情境下居服員姿勢風險等級累積暴露比例對比

根據數據結果可發現，軟性護腰輔具有助於改善作業姿勢。透過增加腹內壓來穩定身體核心(Cholewicki, J., Juluru, K., Radebold, A. et al,1999)，可減少長時間照護工作造成的姿勢偏移，同時降低過深彎腰動作的出現，使工作姿勢更加穩定，進而減少受傷風險。

4.3 坐姿復健負擔更重？護腰功能的風險降級

居服員在執行復健動作時，我們發現「坐姿」與「站姿」存在決定性的生物力學差異。執行站姿動作時，居服員的下肢具備完整活動自由度，能透過跨步、屈膝或骨盆重心轉移，有效化解並分散案主肢體的重力負荷。然而，當坐在床邊椅子上執行「上肢復健」與「膝蓋復健」時，居服員的骨盆與大腿受限於座椅，失去了下肢跨步借力與重心轉移的代償空間。面對個案的肢體阻抗，居服員被迫完全依賴「軀幹前屈」搭配「上肢聳肩」的靜態姿勢硬撐。在長時數的連續作業中，這種坐姿照護所引起的累積性肌肉勞損風險，往往比站姿更為隱蔽且嚴重。

表 6 坐姿復健動作腰部姿勢風險統計表

作業動作	良好姿勢比例	警告姿勢比例	危險姿勢比例	20~60 度角度平均值	≧60 度角度平均值
上肢復健(無護)	0.00%	0.00%	100.00%	0.00	67.26
上肢復健(護腰)	0.00%	99.32%	0.68%	52.25	60.15
膝蓋復健(無護)	0.00%	0.00%	100.00%	0.00	90.98
膝蓋復健(護腰)	0.00%	6.76%	93.24%	58.62	66.79

由表 6 知，居服員在執行「坐姿上肢復健」與「坐姿膝蓋復健」時，腰部的高風險姿勢比例均達到了 100.00%，因坐姿時，腿部及腰部呈現彎曲狀態，腰部平均角度分別為 67.26 度與 90.98 度的不良體位。這表示受試者梁先生為了在座椅上遷就案主的床體高度，其下背部全時段皆卡在不可接受的風險區。

在坐姿上肢復健中，配戴護腰後，原本高達 100% 的高度危險姿勢時間降低至 68%，其餘 99.32%復健時間成功降級於中度風險的警告區間內，腰部平均前傾角也由 67.26 度優化至 52.25 度。

在坐姿膝蓋復健中，無護腰時腰部全時段處於高危風險區；配戴護腰後，成功引導出 6.76%的動作時間降級回到中度風險警告區間，且高危風險區之平均彎曲角度由 90.98 度降低至 66.79 度。

這項針對坐姿動作的降級數據，印證護腰能改善坐姿情況下，腿部無法借力的劣勢，透過腹內壓建立強固的外部核心力量基底，為長時間作業的居服員，爭取到腰椎卸壓空間。

4.4 站姿下肢復健與墊上臀橋動作的姿勢比較

本節探討受試者執行「下肢復健」與「臀橋動作」之表現。此兩項照護任務與空間受限之坐姿復健存在本質上的差異。

站姿下肢復健時，居服員的下肢具備完整的活動自由度，能透過雙腿前後跨步、屈膝或骨盆重心的動態位移，來分擔案主肢體所帶來的負載；而臀橋動作由於居服員須於床邊協助案主進行，居服員可藉由大面積的床面進行施力支撐，無須完全依賴軀幹前屈來對抗重力。因此，其腰部負荷與坐姿情境截然不同。

表 7 下肢與臀橋復健腰部姿勢風險統計表

作業動作	良好姿勢比例	警告姿勢比例	危險姿勢比例	20~60 度角度平均值	≧60 度角度平均值
下肢(無護)	95.30%	4.70%	0.00%	21.20	0.00
下肢(護腰)	97.99%	2.01%	0.00%	29.74	0.00
臀橋(無護)	0.00%	100.00%	0.00%	23.93	0.00
臀橋(護腰)	0.00%	100.00%	0.00%	28.11	0.00

由表 7 數據可知，「下肢復健」作業屬於腰椎負荷較低的動作，在未配戴護腰時，受試者的良好姿勢比例已達 95.30% 。而配戴護腰介入後，良好姿勢比例進一步精進優化到了 97.99%，使不安全的前傾時間由 4.70% 降低至 2.01% 。對於這類常態低負載的動態動作，護腰依舊能穩定發揮其輔助效果，協助居服員在長達 3 小時的作業間，減少下背肌肉的累積性創傷。

而在協助案主進行「臀橋動作」時，無論是否有護腰介入，受試者的姿勢皆穩定呈現 100.00% 的警告姿勢比例。這代表動作在操作上具有高度標準化的移動軌跡，居服員的腰部前傾被穩定控制在 20 度~60 度之間，沒有上升至高危險區的風險。

然而，在配戴護腰後，梁先生的腰部平均前傾角度由 23.93 度提升到了 28.11 度。臀橋復健的核心目標在於引導案主將骨盆頂起，配戴護腰給予了居服員更穩固的核心支撐感，使其能以更充裕的將姿勢向前，更有效率地協助個案完成復健引導。

4.5 肩頸代償與活動度

在執行照護作業時屬於複雜之動力鏈（Kinetic Chain）。透過軀幹前屈風險與「肩膀最大角度」之比對（如圖 6 所示），本專題深入挖掘出了下背支撐輔具對重塑全身代償機制的兩項關鍵學術發現：

- 坐姿下的「肩膀代償」：
  在執行坐姿復健時，這項無法藉由腿部跨步移轉重心的動作時，未配戴護腰的受試者為對抗案主的肢體張力，其肩膀最大角度上升。這實證了作業過程中「不自主聳肩、駝背以借力」的靜態疲勞代償（McAtamney & Corlett, 1993）。然而，配戴護腰輔具後，肩膀最大角度下降，此現象印證，護腰穩固了下背核心後，扮演了強大的基座，居服員不需再動用肩頸與上背部肌肉去進行代償性出力，從根本上解決引發居服員慢性肩頸職業病的惡性代償。
- 核心安全框架下之功能性活動度釋放：
  與肩膀代償降低相反的現象發生在「坐姿上肢復健」與「站立訓練」中。配戴護腰後，受試者的肩膀最大角度反而分別出現了功能性的上升；上肢復健，肩膀最大角度自 42.7 度提升至 56.4 度站立訓練：平均最大角度自 62.93 度提升至 74.15 度。

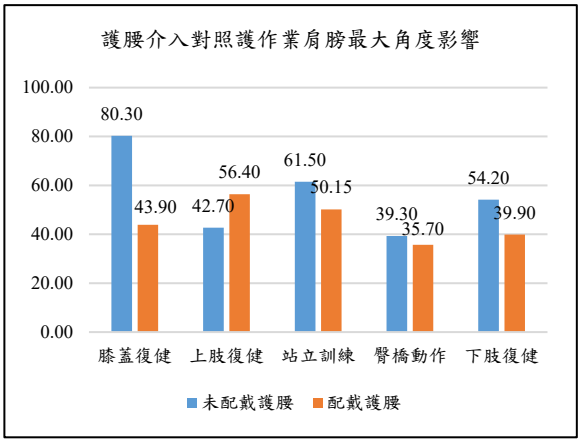


圖 6 護腰介入對照護作業肩膀最大角度影響

這項數據成功為護腰輔具提出了具說服力的解讀，當護腰穩固了骨盆底座與核心後，給予了受試者較高的下背安全感。在確信椎間盤受到妥善物理防禦的前提下，居服員梁先生得以在 3 小時的作業中，充分釋放上半身之功能性關節活動度，去協助案主進行大幅度復健，印證了護腰具備「保護下背」與「釋放肩頸靈活度」之雙重效益。

5. 研究結論與限制

5.1 研究結論

以居服員的復健協助動作為主題，結合 MediaPipe 姿勢辨識、Kinovea 角度驗證及人因工程分析，探討不同任務下的姿勢變化與下背負荷，並對比下背支撐輔具介入前後的效益。研究核心涵蓋關節角度量測、高風險姿勢辨識、輔具介入效果以及長照職業安全改善建議。以下將依據研究目的與分析結果，針對各項核心發現進行深入討論。

5.1.1 居家照護任務之關節角度客觀量測

運用 MediaPipe 姿勢辨識搭配 Kinovea 軟體，建立了一套動態量測流程。數據顯示，受試者在長達 3 小時的個案復健作業中，關節角度隨動作呈現高度特異性：在「坐姿復健」時，受試者因腿部固定於座椅無法跨步移位借力，軀幹呈現高度前屈折疊；而在「動態站姿復健」時，腰部良好姿勢比例高達 95.30%，顯示受試者能透過跨步與屈膝化解負荷；至於「臀橋動作」則呈現 100% 的警告姿勢比例，具備高度標準化的運動軌跡。

5.1.2 生理負荷動作型態與不安全姿勢辨識

依據 ISO 11226 準則，本研究辨識出「坐姿復健」為居家照護中最高生理負荷與累積性職災的高風險型態。在無輔具常態下，坐姿上肢復健與膝蓋復健暴露於高危險姿勢的時間比例皆高，此種長時間前屈負荷會使椎間盤承受巨大的累積性傷害，是引發居服員下背部損傷的隱蔽兇手。

5.1.3 下背支撐輔具之運動學介入效益

下背支撐護腰的介入，在生物力學與整體動力鏈上展現出顯著的防護成效：

1. 下背分流與降級： 護腰透過提高腹內壓扮演外源穩定器，成功將坐姿復健中的危險前屈時間，降級至安全的可控警告區間，並降低了站立訓練的不安全姿勢。
2. 動力鏈代償優化： 實證了「核心穩固能阻斷借力代償」之機轉。護腰介入後，坐姿膝蓋復健之肩膀最大角度下降，有效改善了常態性聳肩或駝背等肩頸酸痛代償。
3. 延緩疲勞與穩定動作： 護腰賦予受試者核心安全感，使其能更自信地釋放上半身關節活動度以協助案主，同時消除了因疲勞引發的姿勢隨意性漂移，保障 3 小時照護作業下的動作品質。

5.1.4 長照職安管理與輔具導入之人因改善建議

基於上述實證提出兩項具體可行之人因工程改善策略：

1. 行政管理優化： 針對 3 小時長時數的個案，建議嚴禁連續編排高風險之坐姿作業，應將各種作業狀態交替轉場，利用低風險作業作為腰部肌肉的生理調適緩衝期。
2. 輔具導入標準化： 長照機構應將下背支撐護腰列為第一線居服員的標準防護配備，尤其是面對無法跨步移位借力的照護情境，強制導入能從源頭阻斷累積性職業病。

5.2 研究限制與未來研究建議

雖在居家照護姿勢的客觀量化與動力鏈代償分析上取得成果，但於臨床實務與方法學上仍存在以下限制，並為未來研究提出延伸建議。

5.2.1 受試者個案樣本之局限與延伸

- 研究限制： 受限於長照現場隱私性與個案配合度，本研究主要源於單一居服員對單一個案的照護行為。雖然包含連續 3 小時的高強度操作，但不同居服員的生理特徵（如身高、體重、核心肌力）差異，仍會影響代償數值。
- 未來建議： 未來研究可擴大受試者樣本規模，納入不同年齡、性別、體型的居服員進行交叉比對，以建立更具普適性的居服員照護姿勢人因幾何資料庫。

5.2.2 電腦視覺二維量測之局限

- 研究限制： 本研究採用單鏡頭進行二維人體骨架辨識。在居家窄小空間中，若居服員操作時身體旋轉或遭受案主肢體短暫遮蔽，可能導致部分影格的角度計算出現誤差。
- 未來建議： 未來可導入多鏡頭微型同步攝影系統，透過影像辨識與感測器融合技術，補足三維空間腰椎扭轉的完整運動學軌跡，使全身動力鏈分析更加完善。

5.2.3 生理訊號之整合評估

- 研究限制： 本研究主要聚焦於外在姿勢風險的量測，缺乏直接的體內生理訊號監測。
- 未來建議： 後續可結合表面肌電圖（sEMG），直接客觀量測居服員各肌群的肌肉疲勞電訊號，將外在姿勢與內在肌肉疲勞訊號連結，為長照輔具的職安防護提供更多維度的科學實證。

6. 參考文獻

1. 內政部統計處（2024）。內政統計查詢網－人口結構統計資料。取自 https://statis.moi.gov.tw
2. 世界衛生組織官方網站(WHO)-老化篇
3. 立法院（2023）。我國長期照顧現況與展望。取自 https://www.ly.gov.tw
4. 行政院（2023）。推動長照 3.0—實現健康老化、在地安老、安寧善終之願景。取自 https://www.ey.gov.tw
5. 施碧旻（2016）。照顧服務員肌肉骨骼危害調查與作業姿勢評估（碩士論文，國立臺灣師範大學）。
6. 國家發展委員會（2023）。高齡化。取自 https://www.ndc.gov.tw/Content_List.aspx?n=2688C8F5935982DC
7. 勞動及職業安全衛生研究所（2018）。職業性肌肉骨骼傷病防治之健康管理模式探討研究（ILOSH107-A309）。新北市：勞動部。
8. 勞動部勞動及職業安全衛生研究所（2019）。照顧服務員工作輔具調查研究。新北市：勞動部勞動及職業安全衛生研究所。取自 https://labor-elearning.mol.gov.tw/co_report_detail.php?rid=904
9. 楊宥囷（2018）。居家照顧服務員肌肉骨骼不適的相關因子之探討。
10. 衛生福利部（2022）。預估 2025 年 台灣每 5 個人中有 1 人是長者 防老化顧健康 積極布建銀髮健身俱樂部。取自 https://www.mohw.gov.tw/cp-5273-71816-1.html
11. 衛生福利部統計處（2024）。113 年長期照顧之居家服務使用者及照顧服務員性別分析。臺北市：衛生福利部。
12. 羅宜文、陳慶忠（2018）。照護人員工作姿勢與肌肉骨骼負荷之人因工程研究。新北市：勞動及職業安全衛生研究所。
13. ACGIH 官方網站
14. American Conference of Governmental Industrial Hygienists. (2024).TLVs and BEIs: Threshold Limit Values for Chemical Substances and Physical Agents. Cincinnati, OH: ACGIH.
15. Ammendolia, C., Kerr, M. S., Bombardier, C., Cassidy, J. D., & Hogg-Johnson, S. (2003). Back belts for prevention of low back pain: A systematic review. Spine, 28(4), 379–390.
16. Cardoso, M., Flor-Unda, J., & Silva, F. (2024). Ergonomic interventions and assistive devices in long-term care settings: A systematic review. Applied Ergonomics, 115, 104115.
17. Jellema, P., van Tulder, M. W., van Poppel, M. N. M., Nachemson, A. L., & Bouter, L. M. (2002). Lumbar supports for prevention and treatment of low back pain among home care workers: A randomized trial. Occupational and Environmental Medicine, 59(1), 12–18.
18. Ciriello, V. M., Snook, S. H., & Blick, A. C. (1990). The effects of task duration on psychophysically-determined maximum acceptable weights and forces. Ergonomics, 33(2), 187–200.
19. Ciriello, V. M., Snook, S. H., & Hughes, G. J. (1993). Further studies of psychophysically determined maximum acceptable weights and forces. Human Factors, 35(1), 175–186.
20. De Zwart, B. C. H., Frings-Dresen, M. H. W., & Van Dijk, F. J. H.(2001).Physical workload and the ageing worker: A review of the literature. Occupational and Environmental Medicine, 58(4), 267–272.
21. Flor-Unda, J., Cardoso, M., & Arezes, P. (2025). Assistive technologies and caregiver workload in long-term care environments. International Journal of Industrial Ergonomics, 96, 103531.
22. Govaerts, R., Tassignon, B., & Meeusen, R. (2021). Work-related musculoskeletal disorders in healthcare workers: A systematic review. European Journal of Public Health, 31(3), 512–520.
23. Hagiwara, Y., et al. (2017). Effects of a wearable lumbar support on low back pain and physical stress in healthcare workers. Journal of Occupational Health, 59(3), 255–262.
24. Hwang, J. H., Chen, Y. L., & Lin, S. C. (2025). Assessing caregiver burden: The role of assistive devices and identification of assistive device needs. Journal of Nursing Management, 33(2), 245–254.
25. International Organization for Standardization. (2000). ISO 11226:2000 Ergonomics—Evaluation of static working postures. Geneva, Switzerland: Author.
26. International Organization for Standardization. (2003). ISO 11228-1: Ergonomics—Manual handling—Part 1: Lifting and carrying. Geneva, Switzerland: Author.
27. International Organization for Standardization. (2007). ISO 11228-2: Ergonomics—Manual handling—Part 2: Pushing and pulling. Geneva, Switzerland: Author.
28. International Organization for Standardization. (2007). ISO 11228-3: Ergonomics—Manual handling—Part 3: Handling of low loads at high frequency. Geneva, Switzerland: Author.
29. Jellema, P., van Tulder, M. W., van Poppel, M. N. M., Nachemson, A. L., & Bouter, L. M. (2002). Lumbar supports for prevention and treatment of low back pain among home care workers: A randomized trial. Occupational and Environmental Medicine, 59(1), 12–18.
30. Kumble, S., McLaughlin, K. H., Funk, K., Dekany, S., Ludwig, D., Farley, H., Stone, A. M.,

Tahara, N., Newkirk, E., Hoyer, E., & Young, D. L. (2024).
31. Lephart, S. M., & Henry, T. J. (1996). The physiological basis for open and closed kinetic chain rehabilitation for the upper extremity. Journal of Sport Rehabilitation, 5(1), 71-87.
32. Marasinghe, K. M. (2016). Assistive technologies in reducing caregiver burden among informal caregivers of older adults: A systematic review. Disability and Rehabilitation: Assistive Technology, 11(5), 353–362.
33. McAtamney, L., & Corlett, E. N. (1993). RULA: A survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. Applied Ergonomics, 24(2), 91–99.
34. McGill, S. M. (2010). Ultimate back fitness and performance. Waterloo, ON: Backfitpro Inc.
35. National Institute for Occupational Safety and Health. (2021). Applications manual for the revised NIOSH lifting equation (DHHS [NIOSH] Publication No. 94–110, Rev. 2021). U.S. Department of Health and Human Services, Centers for Disease Control and Prevention.
36. National Institute for Occupational Safety and Health. (2024). Safe Patient Handling and Mobility (SPHM) Guidelines. U.S. Department of Health and Human Services.
37. Roelofs, P. D. D. M., van Poppel, M. N. M., Jellema, P., van Tulder, M. W., & Bouter, L. M. (2007). Lumbar supports to prevent recurrent low back pain among home care workers: A randomized trial. Annals of Internal Medicine, 147(10), 685–692.
38. Scheer, J. K., Kim, H., & Patel, M. (2025). Designing and implementing exoskeleton devices for nurses with acute and chronic pain. Applied Ergonomics, 118, 104290.
39. Schiøttz-Christensen, B., et al. (1999). Long-term prognosis of cervical pain in a cohort of hospital workers. Spine, 24(17), 1775-1779.
40. Snook, S. H., & Ciriello, V. M. (1991). The design of manual handling tasks: Revised tables of maximum acceptable weights and forces. Ergonomics, 34(9), 1197–1213.
41. Trinkoff, A. M., Lipscomb, J. A., Geiger-Brown, J., & Brady, B. (2002). Musculoskeletal problems of the neck, shoulder, and back and functional consequences in nurses. American Journal of Industrial Medicine, 41(3), 170–178.
42. van Duijvenbode, I. C., Jellema, P., van Poppel, M. N. M., van Tulder, M. W., & Verhagen, A. P. (2008). Lumbar supports for prevention and treatment of low back pain. Cochrane Database of Systematic Reviews, (2), CD001823.
43. van Sluijs, E., Preethichandra, D., & de Looze, M. (2023). Work system design and musculoskeletal disorders in healthcare professionals. Human Factors, 65(6), 987–1002.
44. World Health Organization. (2015).World report on ageing and health. Geneva: World Health Organization.
45. Zhang, X., Tai, D., & Pforsich, H. (2018). United States registered nurse workforce report card and shortage forecast. American Journal of Medical Quality, 33(3), 229–236.

Investigation of Workload and the Efficacy of Assistive Devices for Home Care Workers Using Postural Analysis Techniques

Abstract

With Taiwan entering a super~aged society, the demand for home care services continues to increase. Home care workers are frequently exposed to high physical workloads due to repetitive caregiving tasks, leading to an increased risk of musculoskeletal disorders. This study applies posture analysis techniques to evaluate working load and the effectiveness of assistive devices. MediaPipe was used for pose estimation and joint angle calculation, and Kinovea was applied for validation. Posture risk was assessed based on the ISO 11226 standard, and comparisons were made between conditions with and without lower back support devices. The results indicate that the proposed system achieves high measurement accuracy under optimal conditions, with an average error of 0.48 degrees. In addition, sitting rehabilitation tasks were identified as higher~risk activities, while the use of lower back support devices effectively reduced trunk flexion and upper limb compensation. This study provides an objective method for posture evaluation and may serve as a reference for improving caregiving tasks and reducing occupational injury risks.

Keywords: Home Care Workers, Computer Vision, Low Back Support Assistive Devices, Ergonomics.