

## 動態蹲型態對下肢生物力學之影響

### The effect of different dynamic squat types on lower extremity biomechanics during squatting movement

<sup>1</sup>翁梓林 Tzu-Lin Wong <sup>1</sup>廖建隆 Chien-Lung Liao

<sup>1</sup>國立臺北教育大學體育學系 Department of Physical Education, National Taipei University of Education

投稿日期：2017 年 2 月；通過日期：2017 年 5 月

#### 摘 要

**緒論：**探討全蹲 (full squat)、踮腳蹲 (tiptoe squat)、座椅蹲 (chair squat) 與半蹲 (half squat) 等四種不同動態蹲型態對運動學參數及動力學參數之影響。**方法：**以 12 名無下肢傷痛病史之健康成年男性 (年齡  $30.33 \pm 4.48$  歲、身高  $170.50 \pm 4.06$  cm、體重  $67.97 \pm 8.54$  kg) 為受試對象，使用一部 Mega Speed Ms30K 高速攝影機 (100Hz) 及一台 AMTI 測力板 (1000Hz) 以同步方法擷取下蹲起身之動作。影片以 Kwon3D 動作分析軟體處理及量化後取得運動學參數；測力板原始訊號利用 DASY Lab 6.0 分析軟體，經濾波 (filter) 與模組校正 (scaling) 等處理得到垂直分力、水平分力及壓力中心。為了利於比較將原始分力予標準化 (normalize)，以體重倍率 (Body Weight, B.W) 表示。以單因子重複量數變異數分析進行統計分析 ( $\alpha = .05$ )。**結果：**一、不同動態蹲型態對軀幹前傾角度及角速度及髖、膝及踝關節最大屈曲角度均達顯著差異 ( $p < .05$ )；二、不同動態蹲型態對重心之水平位移及垂直位移均達顯著差異 ( $p < .05$ )。三、起身期垂直分力峰值，半蹲顯著小於全蹲及座椅蹲 ( $p < .05$ )；四、壓力中心前後偏移量以踮腳蹲顯著大於其他三種動態蹲 ( $p < .05$ )。**結論：**以動態蹲做為健身運動或肌力訓練時，應從下肢關節負荷較小且動作相對較穩定的半蹲動作開始，隨肌力的增強而減輕了運動時關節之負荷時，再進行全蹲動作以降低下肢傷害的風險。

**關鍵詞：**全蹲、踮腳蹲、座椅蹲、半蹲

#### 壹、緒論

下蹲運動 (squat) 不但可刺激心臟與腿部之間的血液流通，增強心肺功能，且能增強肌力，維持生理功能。雖然下蹲運動有益身體健康，然在人體工程學上卻被視為扭曲不自然的姿勢，而在工作場合中，蹲姿與膝關節的傷害有高度相關 (Chung, Lee, & Kee, 2003)。在 Pollard, Porter, and Redfern (2011) 的研究發現當膝關節完全彎曲時，雙腳蹲姿的內翻力矩顯著大於雙腳跪姿 ( $3.9$  vs  $2.7$  % B.W $\times$ Ht)；Nagura, Dyrby, Alexander, and Andriacchi (2002) 比較深蹲與其他日常動作發現，雙腳站立至深蹲、雙腳深蹲至站立、平地行走與登階四個動作其膝關節的淨屈曲力矩分別為  $11.4$ 、 $13.5$ 、 $4.0$  與  $7.5$  (% B.W $\times$ Ht)；而內外力分別為  $58.4$ 、 $62.8$ 、 $38.8$  與  $47.1$  (% B.W)，由此下蹲對下肢的負荷比日常許多活動大。研究指出重複性高的動作、不當的施力或是長時間不當的姿勢，會造成肌肉、神經、肌腱、韌帶、關節、軟骨和椎間盤的傷害或疾病。

而膝關節的傷害一般導因於反覆及長時間的膝關節彎曲 (Bejjani, Gross, & Pugh, 1984 ; Chung et al., 2003)，此時膝關節在高度的彎曲及過度壓力下，尤其是長時間或頻繁以蹲方式工作，長期易造成膝關節的病痛 (Kivimaki, Riihimäki, & Hänninen, 1992)，譬如關節軟骨病、骨關節炎、軟骨炎等等 (Escamilla, et al., 2001)。由此可知，膝關節為滑液性的屈戌關節，主要之動作為屈曲和伸展，也可做少許的內外轉動，膝關節因承受身體的重量，如果經常的屈曲及伸展動作，可能會造成膝關節傷害的情形。下蹲雖對身體健康有益，但可能造成下肢肌肉骨骼傷害的潛在風險，也因此如要練習下蹲運動，必須對此運動有所了解才能夠降低傷害發生的風險。

深蹲動作亦經常被運用在運動訓練與復健領域上。動態蹲是運動訓練計畫中增強及維持身體良好狀態不可或缺的一個部分，因其與許多運動項目的在生物力

通訊作者：翁梓林 Email : wong0724@gmail.com

地址：106 台北市大安區和平東路二段 134 號

學及神經肌肉方面有著相似之處 (Escamilla, Fleisig, Zheng, Barrentine, Wilk, & Andrews, 1998), 因而常被運用在運動訓練上, 尤其對美式足球、田徑及舉重等許多高強度的運動來說, 用來增強髖關節、腿及背部肌肉, 並促使下肢關節更具穩定性, 以增進運動表現, 也能降低傷害的可能性 (Escamilla, et al., 2001)。而運用在復健醫療的臨床環境也愈來愈普及, 動態蹲為封閉式動力鍊運動, 被視為一個多關節且具功能性運動, 此一個動作能徵募股四頭肌、腿後肌、腓腸肌、比目魚肌、髖內收肌與髖外展肌等大部分的下肢肌肉組織 (Nisell & Ekholm, 1986), 因此, 當關節韌帶受傷後, 相關的肌肉也隨之萎縮, 動態蹲則被當作增強下肢肌肉及結締組織的一個方法, 廣泛的運用在韌帶損傷、膝蓋骨與股骨的失能、關節的置換和踝關節的不穩定的病患上, 而使能維持生理上的獨立性, 而逐漸受到復建、教育、研究及教練等重視 (Salem, Salinas, & Harding, 2003; Flanagan, Salem, Wang, Sanker, & Greendale, 2003)。然 Vakos, Nitz, Threlkeld, Shapiro, and Horn (1994) 表示當動作適當時, 動態蹲運動之相關傷害並不常見, 但缺乏技巧或不適當的運動處方卻可能造成身體的傷害, 如肌肉關節損傷、韌帶扭傷及脊椎前移等。因此為了達到理想化的肌肉發展及減輕訓練相關的傷害, 了解動態蹲的生物力學成為重要課題。

動態蹲起始於直立的姿勢, 膝關節和髖關節完全伸展, 之後藉由彎曲髖、膝和踝關節執行下蹲動作, 當到達欲下蹲的深度時, 以不同方向起身回到直立的姿勢 (Schoenfeld, 2010)。而動態蹲一般以膝關節彎曲的角度測量, 譬如半蹲 (half squats) 為膝關節彎曲角度約為  $0^{\circ}$ ~ $100^{\circ}$ ; 深蹲 (deep squats) 為膝關節彎曲角度約為  $0^{\circ}$ ~ $140^{\circ}$ , 同時大腿後側與小腿接觸 (Escamilla, et al., 2001; Nagura et al., 2002)。Wallace, Salem, Salinas, and Powers (2002) 研究發現有無負重, 髖股關節壓力及膝關節力矩會隨著膝關節屈曲角度增加而增加。雖是如此, Zelle, Barink, De Waal Malefijt, and Verdonchot (2009) 研究發現在高屈膝且大腿小腿接觸的情況下, 膝關節壓力會顯著降低, 如膝關節屈曲  $155^{\circ}$  時, 膝關節壓力會從 4.89 倍降低到 2.90 倍。除了下蹲深度外, 還有步寬、速度、負重率、負重位置、疲勞等因素也都會影響動態蹲之動作控制, 如寬蹲姿 ( $169 \pm 12\%$  肩寬) 比窄蹲姿 ( $107 \pm 10\%$  肩寬) 的髖股關節壓力多了 15%, 脛股關節壓多了 16% (Escamilla, Fleisig, Lowry, Barrentine, & Andrews, 2001); 快速度比

慢速度動作的膝關節前後剪力多出約 50%, 而膝關節受力多出約 28% (Hattin, Pierrynowski, & Ball, 1989); 隨著負荷重量的增加, 脛股關節受力及剪力也隨之增加 (Sahli, Rebai, Elleuch, Tabka, & Poumarat, 2008); 前蹲舉的膝關節的最大作用力顯著小於後蹲舉, 且能減少腰椎的壓力, 故前蹲舉較後蹲舉更適合於那些韌帶或新月板受傷的人 (Gullett, Tillman, Gutierrez, & Chow, 2009)。

除此之外, 足跟離地會影響深蹲的身體平衡控制與負荷。Hemmerich, Brown, Smith, Marthandam, and Wyss (2006) 發現在下蹲或起身時, 踝關節為較大活動範圍, 尤其在深蹲時保持腳跟落地, 踝關節平均最大背屈角度  $38.5 \pm 5.9^{\circ}$  是必要的; 在動態蹲時隨著下蹲深度的增加, 軀幹逐漸前傾, 髖關節力矩會隨之增加, 最大力矩發生在幾近下蹲期結束前 (Fry, Smith, & Schilling, 2003)。而 Sriwarno, Shimomura, Iwanaga, and Katsuura (2008a) 研究深蹲到站動作發現全蹲, 重心位於支撐底面積後部, 因此, 如果屈曲髖關節及踝關節有困難的話, 會影響到肌肉力量而失去平衡形成跌倒的負面結果。當踝關節彈性不足時, 有一個趨勢是提起腳跟離開地板, 此動作會導致髖、膝、踝及脊柱等關節力矩的補償作用 (Schoenfeld, 2010), 而身體協調使得身體關節角度改變, 形成補償性的平衡控制, 因此身體質心得以維持在支撐底面積內 (Shimizu & Andrew, 1999), 在最大深度時, 踮腳蹲 (tiptoe squat) 比全蹲的髖關節角度顯著增加 ( $64.93 \pm 12.97^{\circ}$  vs  $34.35 \pm 9.23^{\circ}$ ), 膝關節角度顯著減少 ( $26.67 \pm 14.53^{\circ}$  vs  $33.37 \pm 18.35^{\circ}$ ) (Sriwarno et al., 2008a)。然此時會將身體的重量轉移到蹠趾關節 (Saito, Asaka, Fukushima, & Takeda, 2007), 支撐底面積的長度顯著的縮短, 重心提高, 壓力中心前後位移加大, 降低身體穩定性 (Sriwarno et al., 2008b), 而下蹲為日常生活經常性的動作, 若無足夠的肌力與平衡控制, 會增加跌倒之風險 (郭芳娟、李友淳、溫雁凱, 2009)。再者 Toutoungi, Lu, Leardini, Catani, and O'Connor (2000) 研究動態蹲發現, 足跟離地與足掌貼地時的前十字韌帶作用力在下蹲期分為別  $95 \pm 40\text{N}$  與  $26 \pm 31\text{N}$ ; 在起身期分別為  $49 \pm 57\text{N}$  與  $28 \pm 36\text{N}$ , 無論下蹲或起身, 腳跟離地的前十字韌帶作用力皆呈顯著增加。由此可知腳跟提升會影響動態蹲之平衡控制, 讓身體穩定性更差, 且增加十字韌帶受傷風險, 而造成下肢各關節的負荷為何? 是值得進一步探討。

生活上或肌力訓練上會因應不同的需求, 使用各

種設備，而形成不同型態的動態蹲，因而改變肢體姿勢或影響動作表現。其中座椅的介入，可支撐身體的重量減輕雙腳的負荷 (Jung & Jung, 2008)。Chung et al., (2003) 調查研究指出，從事地面水平的工作時，比起一般蹲姿，10cm 矮凳蹲姿會加大軀幹彎曲角度而改變工作姿勢，雖使得髖關節過度彎曲，增加脊椎的負荷，卻能減輕雙腳的負荷。在肌力訓練的運用上，Flanagan et al., (2003) 發現老人進行 43.8cm 座椅蹲 (chair squat) 比一般蹲 (normal squat) 的膝關節伸展力矩峰值於下蹲期時減少了 50%，在起身期時減少了 29.5%；而 Jung et al., (2008) 建議蹲坐的椅子，高度不宜低於 10 公分，否則身體重量向後移轉時，可能會造成個體跌倒。由此可知座椅蹲雖減輕一般蹲的膝關節的負荷，然隨著座椅高度的降低，對下肢的負荷也隨之變大，而過低的座椅可能使人失去平衡而跌倒。因此，進行動態深蹲時介入 10cm 高度的矮座椅，對身體動作控制之影響為何？是值得進一步研究。回顧過去文獻在不同動態蹲作為訓練時確實提供著有一定科學依據，然對下肢所產生之負荷至目前為止尚有不清晰之處，值得進一步探討。本研究目的為探討全蹲 (full squat)、踮腳蹲 (tiptoe squat)、座椅蹲 (chair squat) 與半蹲 (half squat) 等四種不同動態蹲型態對下肢生物力學之影響。

## 貳、方法

以 12 名無下肢傷痛病史之健康成年男性 (年齡  $30.33 \pm 4.48$  歲、身高  $170.50 \pm 4.06$  cm、體重  $67.97 \pm 8.54$  kg) 為受試對象，使用一部 Mega Speed Ms30K 高速攝影機 (100Hz) 沿矢狀面進行二度空間拍攝及一台 AMTI 測力板 (1000Hz) 以同步方法擷取下蹲起身之動作。影片以 Kwon3D 動作分析軟體處理，經過人體肢段參數建置 (BSP)、參考架 KwonCC 校正、引用人體肢段參數、直接線性轉換 (DLT) 及量化後取得運動學參數；測力板原始訊號利用 DASY Lab 6.0 分析軟體，經濾波 (filter)、模組校正 (scaling) 得到地面垂直分力、水平分力及壓力中心位移量數值。為了利於比較將原始分力測量值標準化 (normalize)，以體重倍率 (Body Weight, B.W) 表示。本研究針對全蹲、踮腳蹲、座椅蹲及半蹲等四種不同動態蹲各執行五次，選取動作穩定即壓力中心左右偏移量最小之三次結果，以平均值表示，為避免參與者受實驗處理順序與疲勞因素的影響，實驗次序以平衡次序 (counterbalanced order) 的方式進行。所測得之運動學及動力學經過資料處理後，

使用 SPSS for Windows 18.0 中文版統計軟體，以單因子重複量數變異數分析 (One-way ANOVA, with repeated measure) 比較是否達到顯著差異，顯著水準訂為 ( $\alpha = .05$ )，若有達顯著差異，則再進一步使用 LSD 進行事後比較。

## 參、結果

將不同動態蹲型態之力學參數資料結果分為：一、下蹲起身動作分期時間百分比參數；二、軀幹前傾角度及角速度變化；三、身體重心的位移變化；四、垂直分力峰值與峰值到達時間；五、壓力中心偏移情形。

### 一、下蹲起身動作分期時間百分比參數

在動作分期方面，不同動態蹲型態對下蹲期及起身期時間 (以動作百分比表示) 的影響，並未達到統計上的顯著差異 ( $p > .05$ ) (表一)。

表一、不同動態蹲型態之動作分期時間百分比統計摘要表 (n=12)

參數	全蹲 (A)	踮腳蹲 (B)	座椅蹲 (C)	半蹲 (D)
下蹲期 (%)	51.92± 1.98	52.40± 2.25	53.51± 2.63	52.13± 1.78
起身期 (%)	48.08± 1.98	47.60± 2.25	46.69± 2.63	47.87± 1.78

表二、不同動態蹲型態之軀幹肢段前傾動作統計摘要表 (n=12)

參數	全蹲 (A)	踮腳蹲 (B)	座椅蹲 (C)	半蹲 (D)	F值	LSD
軀幹前傾 最大角度(°)	29.99±7.23	14.68±2.83	.48±6.12	18.19±4.73	67.650	C>A>B>D A>B;A>D
下蹲期 軀幹前傾 最大角速度 (rad/s)	0.50±0.10	0.26±0.07	0.65±0.14	0.33±0.09	59.470	C>A>D>B
起身期 軀幹前傾 最大角速度 (rad/s)	0.40±0.10	0.20±0.07	0.52±0.11	0.22±0.07	91.723	C>A>B; C>D;A>D

\* $p<.05$ 

表三、不同動態蹲型態之重心最大位移統計摘要表 (n=12)

參數	全蹲 (A)	踮腳蹲 (B)	座椅蹲 (C)	半蹲 (D)	F值	LSD
最大水平位移 (cm)	4.67±1.53	9.26±1.92	14.14±2.68	4.07±1.20	70.208	C>B>A C>D;B>D
最大垂直位移 (cm)	57.92±2.90	48.55±3.33	59.04±1.69	28.80±1.65	505.524	A>B>D C>B;C>D

\* $p<.05$ 

表四、不同動態蹲型態之垂直分力統計摘要表 (n=12)

參數	全蹲 (A)	踮腳蹲 (B)	座椅蹲 (C)	半蹲 (D)	F 值	LSD
下蹲期垂直分力 峰值(B.W)	1.17±0.06	1.15±0.07	1.14±0.03	1.11±0.03	2.673	n.s
起身期垂直分力 峰值(B.W)	1.19±0.07	1.18±0.07	1.19±0.05	1.12±0.03	4.147	A>D;C>D
下蹲期垂直 分力 峰值之時間(%)	49.91±2.48	48.51±3.20	38.74±1.29	49.64±2.11	59.937	A>C;B>C D>C
起身期垂直 分力 峰值之時間(%)	56.22±2.30	57.25±2.98	67.39±2.44	55.83±2.10	69.193	C>A;C>B C>D

\* $p<.05$

## 二、軀幹肢段前傾角度及角速度變化

軀幹肢段最大前傾角度方面，軀幹肢段最大前傾角度在不同動態蹲型態之間達顯著差異 ( $F=67.650$ ,  $p<.05$ )，踮腳蹲之軀幹前傾角度最小約為  $14.68^\circ$ ，而比較座椅蹲、全蹲及半蹲等動態蹲型態，軀幹前傾最大角度隨著重心較低的動態蹲型態而有增加之趨勢，經事後比較發現，全蹲顯著大於踮腳蹲與半蹲；座椅蹲顯著大於踮腳蹲與半蹲；半蹲大於踮腳蹲。軀幹前傾在下蹲期與起身期之最大瞬時角速度方面，於下蹲期時，軀幹前傾之最大瞬時角速度在不同動態蹲型態之間有達顯著差異 ( $F=59.470$ ,  $p<.05$ )，踮腳蹲之軀幹前傾角速度最小約為  $0.26 \text{ rad/s}$ ，而比較座椅蹲、全蹲及半蹲，軀幹前傾最大瞬時角速度隨著重心較低較後的動態蹲型態而有增加之趨勢，經事後比較發現座椅蹲之軀幹瞬時角速度最大，其次為全蹲，接著是半蹲，踮腳蹲為最小。於起身期時，軀幹前傾之最大瞬時角速度在不同動態蹲型態之間達顯著差異 ( $F=91.723$ ,  $p<.05$ )，經事後比較發現座椅蹲分別顯著大於全蹲、踮腳蹲與半蹲；全蹲顯著大於踮腳蹲與半蹲(如表二)。

## 三、身體重心位移之變化

比較不同動態蹲型態對身體重心位移變化之影響，不同動態蹲型態對身體重心最大水平位移之影響達顯著差異 ( $F=70.208$ ,  $p<.05$ )，並經事後比較發現座椅蹲顯著大於全蹲、踮腳蹲與半蹲；踮腳蹲顯著大於全蹲與半蹲。不同動態蹲型態對身體重心最大垂直位移之影響達顯著差異 ( $F=505.524$ ,  $p<.05$ )，並經事後比較發現全蹲顯著大於踮腳蹲與半蹲；座椅蹲顯著大於踮腳蹲與半蹲；踮腳蹲大於半蹲(如表三)。

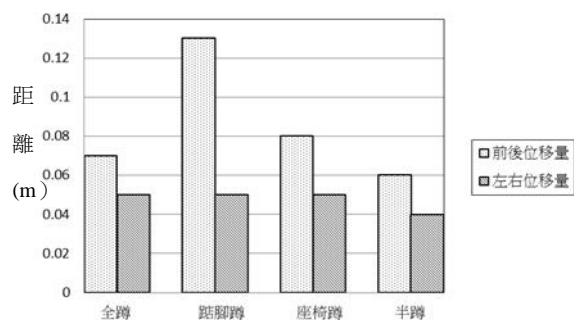
## 四、垂直分力峰值與峰值到達時間

比較不同動態蹲型態對垂直分力變化之影響，在下蹲期時，不同動態蹲型態對垂直分力峰值之影響未達顯著差異 ( $p>.05$ )。在起身期時，不同動態蹲型態對垂直分力峰值之影響達顯著差異 ( $F=4.147$ ,  $p<.05$ )，半蹲之垂直分力峰值最小約為  $1.12 \text{ B.W}$ ，垂直分力峰值隨著重心較低及較後之動態蹲型態有增加之趨勢。經事後比較發現全蹲顯著大於半蹲；座椅蹲顯著大於半蹲。在下蹲期時，不同動態蹲型態對垂直分力峰值到達時間（以動作百分比表示）之影響達顯著差異 ( $F=59.937$ ,  $p<.05$ )，經事後比較發現全蹲顯著大於座椅蹲；踮腳蹲顯著大於座椅蹲；半蹲顯著大於座椅蹲。在起身期時，不同動態蹲型態對垂直分力峰值到達時間（以動作百分比表示）之影響達顯著差

異 ( $F=69.193$ ,  $p<.05$ )，經事後比較發現座椅蹲顯著大於全蹲；座椅蹲顯著大於踮腳蹲；座椅蹲顯著大於半蹲(如表四)。

## 五、壓力中心偏移情形

在壓力中心方面，主要比較壓力中心前後及左右方向偏移量。不同動態蹲型態對前後向偏移量之影響在統計上達顯著差異 ( $F=60.270$ ,  $p<.05$ )，踮腳蹲之前後偏移量最大，約為  $0.13\text{m}$ ，比較全蹲、座椅蹲及半蹲，壓力中心偏移量會隨著重心較低較後之動態蹲型態而有增加之趨勢。經事後比較發現踮腳蹲分別顯著大於全蹲、座椅蹲及半蹲；座椅蹲分別顯著大於全蹲及半蹲；全蹲顯著大於半蹲。從圖一顯示，不同動態蹲型態對最大左右向偏移量之影響在統計上未達顯著差異 ( $p>.05$ )。



圖一、不同動態蹲型態之壓力中心前後及左右最大偏移量圖

## 肆、討論

在動作分期方面，四種動態蹲型態之下蹲期皆比起身期時間（動作週期百分比）稍為長，而四種動態蹲型態之間的下蹲期或起身期在時間上（動作週期百分比），無顯著差異，推測原因是以節拍器（120 下／秒）做為實驗控制受試者下蹲起身之時間，使得四種動態蹲型態之間動作分期（動作週期百分比）的研究結果無顯著差異，與 Robertson, Wilson, and Pierre (2008) 的研究結果全蹲之下蹲期約為動作週期 53% 相近。不同動態蹲之軀幹肢段前傾最大角度，全蹲與座椅蹲顯著大於踮腳蹲與半蹲；半蹲顯著大於踮腳蹲。由於腰椎與骨盆的協同關係，使得下蹲時，脊柱的絕對角度會隨著髖關節的持續屈曲而增加 (Schoenfeld, 2010)，因此執行全蹲時，在腳跟不能離開地板的情況下，重心位於支撐底面積的後部，為避免往後跌倒，肢段鏈的協調作用會將軀幹往前傾，使得重心得以維持在雙腳支撐底面積內 (Hemmerich, Brown, Smith, Marthandam, & Wyss, 2006; Kerr et al., 1997)。

四種不同動態蹲型態對壓力中心左右方向最大偏移量在統計上未達顯著差異。吳唯平、王令儀(2012)指出若雙足支撐基底區域較窄，站立時會比較不穩定，當雙足支撐基底區域較寬，站立時會比較穩。因此四種動態蹲之壓力中心左右方向最大偏移量在未達顯著差異，推測原因為主要動態蹲為矢狀面之運動，且動作需將雙腳打開與肩同寬，因此增加了左右向之支撐底面積，而增加了動作之穩定性。另外，壓力中心前後方向最大偏移量有達顯著差異，推測原因為下蹲主要為矢狀面之運動，隨著不同型態之動態蹲，會有不同的動作表現，踮腳蹲從足掌支撐身體之重量轉為踮趾關節，使得足壓力中心往前落在踮趾關節，因此壓力中心偏移大於全蹲，結果與 Sriwarno et al., (2008b)之研究相符。壓力中心的位移量可表示身體搖晃的程度，坐到站時隨著身體遠離雙腳，會加大壓力中心前後的位移，因此進行下蹲起身時，身體擺動的大小會影響壓力中心偏移量，而下蹲至最低位置時，座椅蹲與全蹲之重心垂直高度差異微小，然執行座椅蹲會將身體重量向後轉移到座椅，使重心離開雙腳，身體向後擺動幅度較大，因此使得座椅蹲之足壓中心前後偏移量比全蹲大，與 Hase et al., (2004)之研究結果相符。而半蹲則下蹲深度小，且大腿近端向後擺動幅度小，因而身體往後擺動小於全蹲，使得半蹲壓力中心之前後偏移量也最小。

起身期垂直地面反作用力的部分，全蹲與座椅蹲之垂直分力峰值顯著大於半蹲，因重心位置高低影響所致，在 Sriwarno et al., (2008a) 提到從蹲姿起身時，就如同坐到站，需要先將軀幹前傾，產生向前的動量，以轉為向上的推進力。從愈低的位置起身，身體重心愈低愈後，需要愈大的地面反作用力，以協助完成身體向上起身的動作，而本研究之座椅蹲及全蹲在起身初始期之身體重心位置較低，故需要較大的地面反作用力以完成起身之動作，故座椅蹲及全蹲之最大垂直地面反作用力大於半蹲。

本研究之全蹲與座椅蹲皆為深蹲型態，重心垂直位移較大，需要較大的軀幹前傾角度以維持身體平衡與穩定，因此軀幹最大前傾角度顯著大於半蹲；而座椅蹲與全蹲的重心垂直位移差異微小，使得全蹲與座椅蹲的軀幹最大前傾角度無顯著差異。當執行踮腳蹲時，需將腳跟抬起，身體重心前移，大腿平行於地面，會將壓力中心移轉到踮趾關節較小的支撐底面積內，此時因肢段鏈的協調作用，而減少軀幹前傾，使身體重心維持在此狹小的支撐底面積內 (Sriwarno et al.,

2008a)，因此踮腳蹲之軀幹前傾角度顯著小於其它三種動態蹲。

在身體重心水平的位移的部分，座椅蹲顯著大於其它三種動態蹲型態，執行座椅蹲時，座椅在雙腳後方且坐在椅上時，前傾的軀幹會有一個向後回復的動作 (Kerr et al., 1997)，此動作使得身體重心持續向後位移並離開雙腳之支撐底面積，因此座椅蹲重心水平位移量最大；踮腳蹲，則因抬起腳跟的同時，重心向前移動，轉由踮趾關節為支撐底面積，且藉由減少軀幹前傾而使得重心能夠落在踮趾關節之支撐底面積內，以防向跌倒(Sriwarno et al., 2008a)，使得身體重心向前移動至踮趾關節；進行下蹲時，軀幹會先解除豎脊肌的活性讓軀幹前傾 (Robertson, Wilson, & Pierre, 2008)，當進行全蹲及半蹲時，身體重心往後移動的同時，藉由軀幹前傾以調整重心位移的距離，以減少重心向後位移，使之不至超過雙腳之支撐底面積，以保身體穩定，是故全蹲與半蹲的水平位移顯著小於座椅蹲及踮腳蹲。全蹲與座椅蹲之重心垂直位移顯著大於踮腳蹲與半蹲，踮腳蹲之重心垂直位移顯著大於半蹲在 Cai and You (1997) 的研究中發現成年人全蹲時，臀部距離地面約 10.97cm，而座椅蹲之座椅高度為 10cm，相差微小，使得全蹲與座椅蹲重心垂直位移無顯著差異；全蹲之重心垂直位移大於踮腳蹲，與 Sriwarno et al., (2008a)之研究結果相符，半蹲之重心垂直位移最小符合實驗設計。

## 伍、結論與建議

探討四種不同型態動態蹲對下肢生物力學之影響。歸納本研究發現動態蹲型態對軀幹前傾角度、下肢關節角度及角速度、重心位移、垂直分力峰值及壓力中心的偏移量產生顯著的影響。因此，以動態蹲做為健身運動或肌力訓練時，應從下肢關節負荷較小且動作相對較穩定的半蹲動作開始，隨肌力的增強而減輕了運動時關節之負荷時，再進行全蹲動作以降低下肢傷害的風險。未來可增加肌電圖探究下肢主要肌群活化之情形，了解不同動態蹲型態對神經肌肉支配特性之影響，在有效訓練肌肉的同時，降低傷害發生的可能性。

## 引用文獻

- 吳唯平、王令儀 (2012)。運動與平衡。政大體育研究, 21, 73-89。
- 郭芳娟、李友淳、溫雁凱 (2009)。跌到老人下蹲動作的二維平面運動學與肌電圖模式。物理治療, 34 (6), 364-371。
- Bejjani, F. J., Gross, C. M., & Pugh, J. W. (1984). Model for static lifting: Relationship of loads on the spine and knee. *Journal of Biomechanics*, 17, 281-286.
- Cai, D., & You, M. (1998). An ergonomic approach to public squatting-type toilet design. *Applied Ergonomics*, 29, 147-153.
- Cherry, N. M., Meyer, J. D., & Chen, Y. (2001). The reported incidence of work-related musculoskeletal disease in the UK: MOSS 1997-2000. *Occupational Medicine*, 51, 450-455.
- Chung, M. K., Lee, I., & Kee, D., (2003). Effect of stool height and holding time on postural load of squatting postures. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 32, 309-317.
- Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Zheng, N., Barrentine, S. W., Wilk, K. E., & Andrews, J. R. (1998). Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30(4), 556-569.
- Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Zheng, N., Lander, J. E., Barrentine, S. W., Andrews, J. R., Bergemann, B.W., & Moorman, C. T. (2001). Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33, 1552-1566.
- Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Lowry, T. M., Barrentine, S. W., & Andrews, J. R. (2001). A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33, 984-998.
- Flanagan, S., Salem, G. J., Wang, M., Sanker, S. E., & Greendale, G. A. (2003). Squatting exercises in older adults : Kinematic and kinetic comparisons. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35, 635-643.
- Fry, A. C., Smith, J. C., & Schilling, B. K. (2003). Effect of knee position on hip and knee torques during the barbell squat. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 17, 629-633.
- Gullett, J. C., Tillman, M. D., Gutierrez, G. M., & Chow, J. W. (2009). A biomechanical comparison of back and front squats in healthy trained individuals. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 23, 284-292.
- Hase, K., Sako, M., Ushiba, J., & Chino, N. (2004). Motor strategies for initiating downward-oriented movements during standing in adults. *Experimental Brain Research*, 158, 18- 27.
- Hattin, H. C., Pierrynowski, M. R., & Ball, K. A. (1989). Effect of load, cadence, and fatigue on tibio-femoral joint force during a half squat. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 21, 613-618.
- Hemmerich, A., Brown, H., Smith, S., Marthandam, S. S., & Wyss, U. P. (2006). Hip, knee, and ankle kinematics of high range of motion activities of daily living. *Journal of Orthopedic Research*, 24, 770-781.
- Jung, H. S., & Jung, H. S. (2008). Evaluation of proper height for squatting stool. *Ergonomics*, 51, 671-690.
- Kerr, K. M., White, J. A., Barr, D. A. & Mollan, P. B. (1997). Analysis of sit-to-stand movement cycle in normal subjects. *Clinical Biomechanics*, 12, 236-245.
- Kivimaki, J., Riihimäki, H. & Hänninen, K. (1992). Knee disorders in carpet and floor layers and painters. *Scandinavian Journal of Work, Environment and Health*, 18, 310-316.
- Nagura, T., Dyrby C. O., Alexander, E. J., & Andriacchi, T. P. (2002). Mechanical loads at the knee joint during deep flexion. *Journal of Orthopaedic Research*, 20, 881-886.
- Nisell, R., & Ekholm, J. (1986). Joint load during the parallel squat in powerlifting and force analysis of in vivo bilateral quadriceps tendon rupture. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 8, 63-70.



- Pollard, J. P., Porter, W. L., & Redfern, M. S. (2011). Forces and moments on the knee during kneeling and squatting. *Journal of Applied Biomechanics*, 27(3), 233-241.
- Robertson, D. G. E., Wilson, J. M., & Pierre, T. A. S. (2008). Lower extremity muscle functions during full squats. *Journal of Applied Biomechanics*, 24, 333-339.
- Sahli, S., Rebai, H., Elleuch, M. H., Tabka, Z., & Poumarat, G. (2008). Tibiofemoral 94 joint kinetics during squatting with increasing external load. *Journal of Sport Rehabilitation*, 17, 300-315.
- Salem, G. J., Salinas, R., & Harding, F. V. (2003). Bilateral kinematic and kinetic analysis of the squat exercise after anterior cruciate ligament reconstruction. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84, 1211-1216.
- Saito, H., Asaka, T., Fukushima, J., & Takeda, N. (2007). Effects on anticipatory postural adjustments by repetition of the tiptoe movement. *Journal of Physical Therapy Science*, 19(1), 83-89.
- Schoenfeld, B. J. (2010). Squatting kinematics and kinetics and the application to exercise performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24, 3497-3506.
- Shimizu, M., & Andrew, P. D. (1999). Effect of heel height on the foot in unilateral standing. *Journal of Physical Therapy Science*, 11, 95-100.
- Sriwarno, A. B., Shimomura, Y., Iwanaga, K., & Katsuura, T. (2008a). The effects of heel elevation on postural adjustment and activity of lower-extremity muscles during deep squatting-to-standing movement in normal subjects. *Journal of Physical Therapy Science*, 20, 31-38.
- Sriwarno, A. B., Shimomura, Y., Iwanaga, K., & Katsuura, T. (2008b). The relation between the change of postural achievement, lower limb muscle activities, and balance stability in three different deep-squatting postures. *Journal of Physiological Anthropology*, 27(1), 11-17.
- Toutoungi, D. E., Lu, T. W., Leardini, A., Catani, F., & O'Connor, J. J. (2000). Cruciate ligament forces in the human knee during rehabilitation exercises. *Clinical Biomechanics*, 15, 176-187.
- Vakos, J. P., Nitz, A. J., Threlkeld, A. J., Shapiro, R., & Horn, T. (1994). Electromyographic activity of selected trunk and hip muscles during a squat lift: Effect of varying the lumbar posture. *Spine*, 19, 687-695.
- Wallace, D. A., Salem, G. J., Salinas, R., & Powers, C., M. (2002). Patellofemoral joint kinetics while squatting with and without an external load. *Journal of Orthopedic & Sports Physical Therapy*, 32, 141-148.
- Zelle, J., Barink, M., De Waal Malefijt, M., & Verdonchot, N. (2009). Thigh-calf contact: Does it affect the loading of the knee in the high-flexion range? *Journal of Biomechanical Engineering*, 42, 587-593.



## The effect of different dynamic squat on lower extremity biomechanics during squatting movement

<sup>1</sup>Tzu-Lin Wong <sup>1</sup>Chien-Lung Liao

Department of Physical Education Performance, National Taipei University of Education, Taipei, Taiwan

Submit date : February 2017 ; Qualified date : May 2017

---

### Abstract

**Introduction:** The aim of this study was to explore the effect of four squatting types -- full squat, tiptoe squat, chair squat and half squat, on lower extremity biomechanics. **Methods:** Subjects were twelve healthy adult males (age:  $30.33 \pm 4.48$  years old, height:  $170.50 \pm 4.06$  cm, weight:  $67.97 \pm 8.54$  kg) with no history of lower extremity pain or injury. A Mega SpeedMs30k high-speed camera (100Hz) and an AMTI force plate (1000Hz) were used to capture squat motion synchronously. The film was processed and quantified by Kwon3D motion analysis software to obtain kinematic parameters. The original signals from the force plate were processed through DASY Lab 6.0 analysis software, filtering and scaling to obtain the vertical force, horizontal force and the center of pressure. We normalized GRFs to the participant's body weight (BW). One-way repeated-measures ANOVA was used for statistical analysis ( $\alpha = .05$ ). **Results:** For all four squat types, 1) the trunk angle of forward lean, angular velocity and the maximum flexion angles at the hip, knee and ankle joint all showed significant differences ( $p < .05$ ); 2) the horizontal and vertical displacement of the center of gravity were significantly different ( $p < .05$ ); 3) the peak vertical force was less half squat than full squat and chair squat during rising phase ( $p < .05$ ); 4) the antero-posterior of center of pressure was greater tiptoe squat than other three dynamic squat during squatting movement ( $p < .05$ ). **Conclusion:** To choose dynamic squats as a fitness exercise or muscle strength training, one should start with the half squat that is lighter in load and relatively stable in order to reduce the risk of lower extremity injury. As the joint loads decreasing along with the increase of muscle strength, one can switch to a full squat.

**Keywords:** full squat, tiptoe squat, chair squat, half squat

---

