

Recommendations for Biomechanical Testing of Hip Protectors: Systematic Literature Review

Seunghoon Lee¹, Seikwon Park², Daehan Jung², Eunjin Jeon³, Hee-Eun Kim³, Sungho Kim¹,
Wonsup Lee¹ and Heecheon You¹

¹Dept. of Industrial & Management Engineering, POSTECH, Pohang, Korea

²Dept. of Systems Engineering, Korea Air Force Academy, Choongbuk, Korea

³Dept. of Clothing & Textiles, Kyungpook National University, Daegu, Korea

ABSTRACT

Objective: The objective of this study is to summarize and collate the techniques for measuring and optimizing the biomechanical performance of hip protectors for constructing experimental design in systematic reviews. **Background:** Hip fracture in older people usually results from a fall on the hip. Hip protectors have been advocated as a means to reduce the risk of hip fracture. However, there is a lack of standards test method for such laboratory tests, and there are conflicting reports on the force attenuation provided by specific devices from researchers using fundamentally different test systems. **Method:** The literature was searched on Science direct databases with keywords (e.g., hip protector, fracture, testing) in the searching areas of titles, keywords, abstracts and full texts. We selected 24 relevant literatures through 5-step (S1: keyword search, S2: title screening, S3: abstract screening, S4: full paper screening, S5: relevance evaluation). **Results:** The performance of hip protectors can be represented as peak force at the femoral neck and percent reduction in peak force provided by a given hip protector, when compared with unpadded conditions. To provide reasonable results, the test system should accurately simulate pelvic anatomy and the impact velocity (3.4 m/s), pelvic stiffness (39-55 kN/m), and impact mass (22-33 kg) during impact. **Conclusion & Application:** This study can be used in measuring and optimizing the biomechanical performance of hip protectors. Also, it can contribute to building a standard test method for hip protector.

Keywords: Hip protector, Hip Fractures, Prevention, Material testing, Biomechanics

1. Introduction

고관절 골절은 골격, 근육 감소 및 체형 변화로 인해 고령자에게 발생하는 주요한 질병 중 하나이다. 고관절 골절 환자 중 약 20%가 1년 내에 사망하며, 약 50%는 거동상의 문제로 인해 독립적인 생활이 불가능하다(Empana et al., 2004). 고관절 골절 발생의 위험도는 나이에 따라 급속히 증가하며, 고령화로 인한 노인 인구 증가에 의하여 2050년에는 전 세계적으로 고령층의 고관절 골절이 600만 건 이상 발생할 것으로 예상된다(Gullberg et al., 1997).

고관절 골절의 약 90%는 낙상에 의해 나타나며, 낙상 시 대퇴골(femur)에 발생하는 충격력(impact force)을 줄여 골절을 예방하는 고관절 골절 예방 제품(hip protector)이 보편적으로 사용되고 있다. 하지만, 다양한 임상 연구들은 hip protector의 임상적 효용성에 대하여 상반된 결과를 나타내

고 있다(Parker et al., 2006; Sawka et al., 2005; Kiel et al., 2007). 이러한 상반된 견해는 (1) 부적절한 hip protector 착용(e.g., over size), (2) 부적절한 임상 실험 design, 그리고 (3) 표준화된 hip protector 성능 평가 방법의 부재 등이 있다. Hip protector의 충격흡수 성능 평가와 관련한 연구가 다수 수행되어 왔으나, 평가 system간의 차이로 인하여 동일한 hip protector 내에서도 충격흡수 성능에 차이가 있다고 보고되고 있다(Mills NJ, 1996; Robinovitch et al., 1995). 또한, 선행 연구들은 인체 soft tissue 강성(stiffness) 정의(Laing and Robinovitch, 2008), 인체 soft tissue 두께(van Schoor et al., 2006), 인체 형상(Mills NJ, 1996; Laing and Robinovitch, 2008), 그리고 충격 속도(impact velocity) 차이(Laing and Robinovitch, 2008)가 hip protector의 충격 흡수 성능 평가에 차이를 발생시키는 요인임을 밝혔다. 따라서, 표준화된 hip protector 평가 방법의 수립을 통해 임상가, 사용자 및 제조사 등이 참고할 수 있는 평가 기준 및 결과의 제시가 필요하다.

본 연구의 목적은 문헌 조사를 통한 (1) 고관절 골절 예방 제품(hip protector)의 생체역학적 성능 평가 방법 조사 및 (2) 성능 평가 실험 설계를 제안한다.

2. Method

본 연구는 hip protector의 생체역학적 성능 평가 방법을 위하여 5단계의 논문 선별 절차(S1: keyword 검색, S2: title screening, S3: abstract screening, S4: full paper screening, S5: 관련도 평가)를 통해 관련도가 높은 문헌을 선정하였다. 논문 선별의 첫 번째 단계(S1)에서는 hip protector, fracture, testing, musculoskeletal system 등의 관련 keyword를 선정하였으며, 검색된 논문은 연구자 4인이 제목(S2), 초록(S3), 전문(S4)을 cross-filtering하여 관련도가 적은 논문을 제거하였다. 선정된 논문의 관련도는 hip protector 성능 평가 방법의 기술 연관성을 평가하여 3단계(상/중/하)로 구분하였다.

선정된 문헌은 실험 목적, 평가 대상 hip protector, 실험 참여자, 실험protocol, 평가 척도 및 평가 결과 등의 측면에서 정리하였다. 또한, 문헌 간 비교를 통하여 hip protector의 생체역학적 성능 평가의 주요 요소를 추출하고 그 결과를 비교하였다.

3. Results

3.1 Hip Protector Design

Hip protector는 낙상 시 충격 발생 부위의 강성(stiffness)을 낮추거나, hip protector에서 충격을 흡수함으로써 대퇴골의 근위(proximal)에 발생하는 최대 힘을 낮추도록 설계될 필요가 있다. 초기의 hip protector들은 충격 흡수 및 분산 효과를 높이기 위하여 plastic shell 구조로 설계되었다(Parkkari et al., 1995). 하지만, plastic shell 구조는 사용자에게 불편함을 야기하고 고관절 부위에 밀착되지 않아 최근에는 부드러운 foam pad를 사용한 hip protector가 대중적으로 사용되고 있다. 또한, 충격 흡수 효과와 사용성을 모두 향상시키기 위하여 plastic shell과 foam pad를 결합하거나 silicon 등의 재료를 사용한 hip protector가 개발되고 있다(Figure 1).

Hip protector의 적절한 충격 흡수 성능을 유지하며 사용자가 착용하였을 때 미관상 문제가 없도록 하기 위하여 적절한 pad 두께가 hip protector 설계의 주요한 요소로 작용할 수 있다. 이를 위하여 airback과 같은 원리를 사용하여 낙상 시 공기를 주입하는 형태의 hip protector가 개발되기도 하였다(Wu and Xue, 2008).

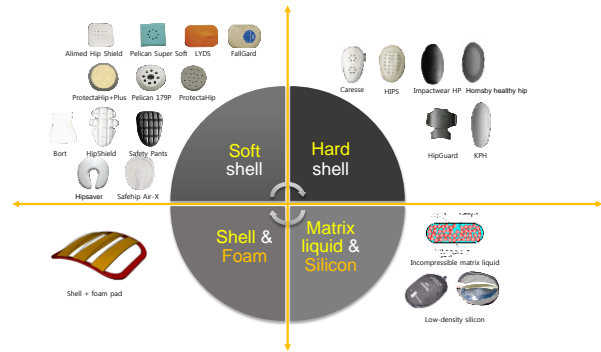


Figure 1. Classification of hip protector designs

3.2 Hip Protector 성능 평가 동향

기존의 hip protector 성능 평가 system은 일정 질량이 수직 경로로 떨어지는 drop tower 방식과 곡선 경로로 떨어지는 pendulum-based system 방식으로 구분할 수 있다(Figure 2). 두 가지 방식 모두 적정 충격을 발생 시킬 수 있으나, 실험 시 고려해야 할 사항이 존재한다. 먼저 drop tower 방식은 질량과 guide 사이의 마찰로 인하여 의도하지 않은 거동이 발생할 수 있다. Pendulum 방식은 질량 외에 pendulum arm에 의한 질량 추가 및 강성 변화를 고려해야 한다. 따라서, 두 가지 방식 모두 실제 충격이 발생하는 시점의 질량과 속도를 측정할 수 있는 센서를 부착하여 실제 의도한 충격이 정확히 발생하는지 확인할 필요가 있다.

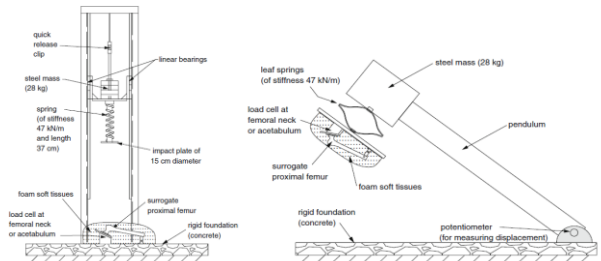


Figure 2. (a) Drop tower (Left) (b) Pendulum-based system (Right)

3.3 낙상 시 고관절에 작용하는 힘

Hip protector의 고관절 보호 성능은 낙상 시 고관절의 근위에 발생하는 최대 압축력(peak compressive force)을 고령층의 고관절 골절이 발생하지 않을 정도로 감소시킬 수 있는지에 대한 평가로부터 알 수 있다. 따라서, hip protector의 충격 흡수 성능 평가를 위해서는 낙상 시 고관절에 작용하는 최대 힘을 적절히 재현해 줄 필요가 있다. 본 연구는 사체 실험을 통해 노인의 고관절에서 발생하는 최대 힘을 측정하는 선행 연구를 검토하였다(Table 1).

Table 1. Comparison of strength of the cadaveric proximal femur among studies

Author	Subject age (Mean ± SD, years)			Femur strength (Mean ± SD, N)		
	Female	Male	Mixed	Female	Male	Mixed
Lotz and Hayes, 1990			69 ± 9			2,110 ± 1,060
Courtney et al. 1994			74 ± 7			4,100 ± 1,600
Bouxsein et al. 1995			76			3,680 ± 1,540
Pinilla et al. 1996			79 ± 11			4,050 ± 900
Cheng et al. 1998	71 ± 15	67 ± 15	69 ± 15	3,140 ± 1,240	4,630 ± 1,550	3,980 ± 1,600
Bouxsein et al. 1999	82 ± 13	78 ± 10	81 ± 12	1,997 ± 1,127	3,593 ± 1,614	2,636 ± 1,534
Keyak et al. 2000			70			2,400
Lochmuller et al. 2002	82 ± 9	76 ± 11		3,070 ± 1,060	4,230 ± 1,530	
Eckstein et al. 2004			79 ± 11			3,925 ± 1,650
Heini et al. 2004			76 ± 7			2,499 ± 695
Manske et al. 2006			69 ± 16			4,354 ± 1,886
Pulkkinen et al. 2006	82	79	81	2,821	4,209	3,472
Bouxsein et al. 2007			81 ± 11			3,353
Pulkkinen et al. 2008	82 ± 11	78 ± 11		3053 ± 976	5506 ± 1374	
Average	80	76	76	2,827	4,375	3,392

선행 연구에서 보고한 최대 힘의 평균 중앙값은 3,472 N (2,110~4,354 N)이었으며, 표준 편차는 1,534 N (695~1,886 N)이었다. 특히, Courtney et al., (1994)는 연령 및 성별에 따른 고관절의 강도(strength)를 비교하였으며, 60 ~ 80 대(73.1 ± 7.8 years)의 경우 10 ~ 40 대(30.0 ± 11.9 years) 보다 고관절 강도가 약 50% 낮았다(old: 3,770 N, young: 7,550 N). 고령층의 고관절 강도는 여성의 경우 남성보다 약 30% 낮았다 (Female: 2,966, male: 4,220 N).

3.4 Hip Protector 평가의 생체역학적 주요 지표

낙상 시 고관절에 작용하는 최대 힘은 기립 자세에서의 위치 에너지로부터 역산할 수 있다. 기립 자세에서 위치에너지는 식 (1)과 같이 몸무게와 낙상 높이의 곱으로 나타낼 수 있다. 낙상에 의해 위치에너지는 식 (2)와 같이 운동 에너지로 변환된다. 생체의 변형에 의한 에너지는 스프링 상수를 사용하여 식 (3)과 같이 표현할 수 있다. 이때, 생체의 변형 속도는 무시할 정도로 작으므로 감쇠(damping)에 의한 영향은 무시할 수 있다(Robinovitch et al., 1997). 따라서, 식 (1) ~ (3)을 사용하여 hip protector를 착용하지 않은 상태에서 고관절에 작용하는 힘($F_{unpadded}$)을 식 (4)와 같이 나타낼 수 있다. Hip protector를 착용한 경우는 hip protector의 강성(k_p)을 고려하여 고관절에 작용하는 힘(F_{padded})을 식 (5)와 같이 나타낼 수 있다. Hip protector에 의한 충격 흡수 효과(% attenuation)는 고관절에 작용하는 힘의 변화율을 사용하여 식 (6)과 같이 나타낼 수 있다.

$$E_{potential} = mgh \quad (1)$$

$$E_{kinetic} = \frac{1}{2}mv^2 \quad (2)$$

$$E_{strain} = \frac{F^2}{2k} \quad (3)$$

$$F_{unpadded} = \sqrt{2kmgh} = v\sqrt{mk} \quad (4)$$

$$F_{padded} = v\sqrt{m\left(\frac{kk_p}{k+k_p}\right)} \quad (5)$$

$$\begin{aligned} \% \text{attenuation} &= 100 * \left(1 - \frac{F_{padded}}{F_{unpadded}}\right) \\ &= 100 * \left(1 - \sqrt{\frac{k_p}{k_p+k}}\right) \end{aligned} \quad (6)$$

where,

m : effective mass (kg)

h : fall height (m),

v : impact velocity (m/s),

F : peak force (N),

k : effective stiffness of the body (N/m),

k_p : effective stiffness of the hip protectors (N/m)

식 (4) ~ (6)을 살펴보면 고관절에 작용하는 힘은 질량(m), 속도(v), 생체 강성(k), 및 hip protector 강성(k_p)의 4 가지 요인에 의해 결정 된다. 따라서, 4 가지 요인은 hip protector의 성능을 과대평가(overestimate) 또는 과소평가(underestimate) 할 수 있으므로 임상적 의미가 있는 값으로 적절히 선정될 필요가 있다.

합리적인 hip protector 평가를 위한 적절한 질량(m), 속도(v), 생체 강성(k), 및 hip protector 강성(k_p)의 선택은 선행연구 결과를 통해 도출될 수 있다. Fledman and Robinovitch

(2007)은 20 대(21 ± 2 years) 피실험자($n = 40$; F: 31, M: 13)를 대상으로 균형 유지 평가에서 지면과의 충격이 발생할 때의 속도가 약 3.01 ± 0.83 m/s 임을 밝혔다. 최근에는 낙상을 모사하는 pelvis release test (Figure 3)가 수행되고 있는데, 이러한 연구는 낙상 시 고관절이 지면과 접촉하기 전 손과 무릎이 바닥에 먼저 닿는 상황을 고려하여 실제와 더욱 유사하게 낙상을 모사할 수 있다. 선행 연구는 낙상 시 젊은 여성의 고관절에 작용하는 질량과 생체 강성이 각각 33 ± 11 kg, 39 ± 16 kN/m 임을 밝혔다(Laing et al., 2006; Robinovitch et al., 1991; Robinovitch et al., 1997).

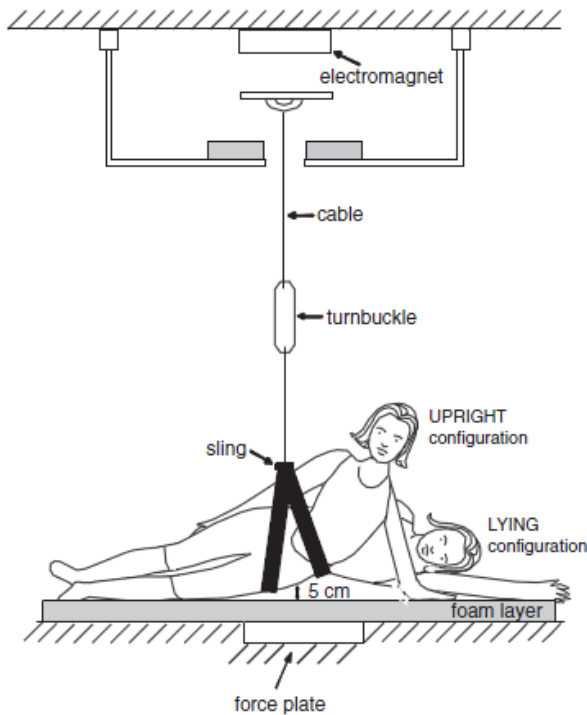


Figure 3. Pelvis release experiment (adapted from Laing et al., 2006)

3.5 Hip Protector 평가용 시편

고관절의 형상, 물성, 경계 조건 등은 hip protector 성능 평가를 위한 주요한 요인으로 작용할 수 있다. 고관절의 neck 부위는 다른 부위에 비하여 상대적으로 얇은 구조를 가지고 있으므로 충격으로 인하여 많은 힘과 모멘트가 집중된다. 따라서 정확한 실험을 위해서는 고관절과 유사한 형태로 시편이 제작될 필요가 있으며 이를 위해서 고관절 모형이 자주 사용되고 있다(van Schoor et al., 2006).

고관절 시편은 일반적으로 aluminum이나 steel과 같은 내구성이 강한 물질로 제작될 필요가 있다. 실제로 고관절은 주변의 뼈, 근육, 인대 등으로 단단히 고정되어 있는 상태이다. 따라서, 내구성이 약한 물질을 사용하여 충격 시험을 진행할 경우 뼈의 국소 부위의 미세한 변형에 의한 충격

흡수 효과로 고관절 neck부분에 작용하는 힘의 영향이 실제보다 적어질 수 있다.

고관절의 경계 조건은 인체 형상 및 실제 낙상 조건을 고려하여 결정되어야 한다. 측면 방향의 낙상 시 지면과 접촉하는 부분은 고관절의 neck이 약 12° 도 내회전(internal rotation)한 상태이며, 동시에 고관절의 shaft는 지면과 약 10° 를 이루고 있다(Pinilla et al., 1996; Robinovitch et al., 1995). 또한 고관절은 근위에는 충격에 의해 적은 힘이 전달되므로 고관절의 근위 부분만 고정하여 지지(fixed support condition)할 수 있다.

4. Discussion

본 연구는 문헌 조사를 통하여 고관절 골절 예방 제품(hip protector)의 생체역학적 성능 평가 방법 조사하고 실험 설계에 필요한 요소를 추출하였다. 기존 연구들은 표준화된 hip protector 성능 평가 방법의 부재로 인하여 hip protector의 충격흡수 성능 평가간에 차이가 발생할 수 있고 동일한 hip protector 내에서도 충격흡수 성능에 차이가 있다고 보고되고 있다.

본 연구는 (1) hip protector의 design 동향 파악, (2) 성능 평가 조건(평가 기기, 고관절 강도, 충격 질량, 충격 속도, 최대 힘, 생체 강성, hip protector 강성) 조사, 그리고 (3) 평가용 시편 조건(형상, 물성, 경계 조건) 조사를 수행하였다.

Hip protector는 개발 초기에 충격 흡수 및 분산 효과를 높이기 위하여 plastic shell 구조로 설계되었지만, plastic shell 구조는 사용자에게 불편함을 야기하고 고관절 부위에 밀착되지 않는 단점이 있어 최근에는 부드러운 foam pad를 사용한 hip protector가 대중적으로 사용되고 있다. Hip protector의 고관절 골절 예방 성능 평가를 위해 고관절의 강도를 고려할 필요가 있으며, 사체 실험을 통해 고관절의 강도를 조사한 선행 연구를 분석한 결과 고령층의 고관절 골절을 발생시키는 최대 힘의 평균 중앙값은 $3,472$ N ($2,110 \sim 4,354$ N) 이었다. 또한, 실제 낙상을 모사한 pelvis release experiment로부터 지면과의 충격이 발생할 때의 속도(3.01 ± 0.83 m/s), 고관절에 작용하는 질량(33 ± 11 kg)과 생체 강성(39 ± 16 kN/m)을 알 수 있다. 시편의 형상, 물성, 경계 조건 등은 hip protector 성능 평가를 위한 주요한 요인으로 작용할 수 있으며, 일반적으로 시편은 내구성이 강한 물질(e.g., steel, aluminum)을 사용하여 고관절 형상을 모사하여 제작한다.

본 연구의 결과는 추후 hip protector의 소재 결정 및 충격 흡수 성능 평가에 사용될 예정이다. 본 연구는 hip protector의 임상적 효과 검증에 사용될 수 있으며, 나아가 hip protector의 표준화된 시험 방법 구축에 기여할 수 있다.

Acknowledgements

This research was supported by Basic Science Research Program through the National Research Foundation of Korea (NRF) funded by the Ministry of Education, Science and Technology (2013-014195).

References

- Bouxsein, M. L., Coan, B. S., and Lee, S. C. (1999). Prediction of the strength of the elderly proximal femur by bone mineral density and quantitative ultrasound measurements of the heel and tibia. *Bone*, 25(1), 49-54.
- Bouxsein, M. L., Courtney, A. C., and Hayes, W. C. (1995). Ultrasound and densitometry of the calcaneus correlate with the failure loads of cadaveric femurs. *Calcified Tissue International*, 56(2), 99-103.
- Bouxsein, M. L., Szulc, P., Munoz, F., Thrall, E., Sornay-Rendu, E., and Delmas, P. D. (2007). Contribution of Trochanteric Soft Tissues to Fall Force Estimates, the Factor of Risk, and Prediction of Hip Fracture Risk*. *Journal of Bone and Mineral Research*, 22(6), 825-831.
- Cheng, X. G., Lowet, G., Boonen, S., Nicholson, P. H. F., Van Der Perre, G., and Dequeker, J. (1998). Prediction of Vertebral and Femoral Strength In Vitro by Bone Mineral Density Measured at Different Skeletal Sites. *Journal of Bone and Mineral Research*, 13(9), 1439-1443.
- Courtney, A. C., Wachtel, E. F., Myers, E. R., and Hayes, W. C. (1994). Effects of loading rate on strength of the proximal femur. *Calcified Tissue International*, 55(1), 53-58.
- Eckstein, F., Wunderer, C., Boehm, H., Kuhn, V., Priemel, M., Link, T. M., and Lochmüller, E.-M. (2004). Reproducibility and Side Differences of Mechanical Tests for Determining the Structural Strength of the Proximal Femur. *Journal of Bone and Mineral Research*, 19(3), 379-385.
- Empana, J.-P., Dargent-Molina, P., Bréart, G., and for the, E. G. (2004). Effect of Hip Fracture on Mortality in Elderly Women: The EPIDOS Prospective Study. *Journal of the American Geriatrics Society*, 52(5), 685-690.
- Feldman, F., and Robinovitch, S. N. (2007). Reducing hip fracture risk during sideways falls: Evidence in young adults of the protective effects of impact to the hands and stepping. *Journal of Biomechanics*, 40(12), 2612-2618.
- Gullberg, B., Johnell, O., and Kanis, J. A. (1997). World-wide Projections for Hip Fracture. *Osteoporosis International*, 7(5), 407-413.
- Heini, P. F., Franz, T., Fankhauser, C., Gasser, B., and Ganz, R. (2004). Femoroplasty-augmentation of mechanical properties in the osteoporotic proximal femur: a biomechanical investigation of PMMA reinforcement in cadaver bones. *Clinical Biomechanics*, 19(5), 506-512.
- Keyak, J. H. (2000). Relationships between femoral fracture loads for two load configurations. *Journal of Biomechanics*, 33(4), 499-502.
- Kiel, D. P., Magaziner, J., and Zimmerman, S. (2007). Efficacy of a hip protector to prevent hip fracture in nursing home residents: The hip pro randomized controlled trial. *JAMA*, 298(4), 413-422.
- Laing, A. C., and Robinovitch, S. N. (2008). The force attenuation provided by hip protectors depends on impact velocity, pelvic size, and soft tissue stiffness. *Journal of Biomechanical Engineering*, 130(6).
- Laing, A. C., Tootoonchi, I., Hulme, P. A., and Robinovitch, S. N. (2006). Effect of compliant flooring on impact force during falls on the hip. *Journal of Orthopaedic Research*, 24(7), 1405-1411.
- Lochmüller, E. M., Groll, O., Kuhn, V., and Eckstein, F. (2002). Mechanical strength of the proximal femur as predicted from geometric and densitometric bone properties at the lower limb versus the distal radius. *Bone*, 30(1), 207-216.
- Lotz, J. C., and Hayes, W. C. (1990). The use of quantitative computed tomography to estimate risk of fracture of the hip from falls. *Journal of Bone Joint Surgery American volume*, 72(5), 689-700.
- Manske, S. L., Liu-Ambrose, T., de Bakker, P. M., Liu, D., Kontulainen, S., Guy, P., Oxland, T. R., and McKay, H. A. (2006). Femoral neck cortical geometry measured with magnetic resonance imaging is associated with proximal femur strength. *Osteoporosis International*, 17(10), 1539-1545.
- Mills, N. J. (1996). The biomechanics of hip protectors. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H*, 210(4), 259-266.
- Parker, M. J., Gillespie, W. J., and Gillespie, L. D. (2006). Effectiveness of hip protectors for preventing hip fractures in elderly people: systematic review. *British Medical Journal*, 332, 571-574.
- Parkkari, J., Kannus, P., Heikkilä, J., Poutala, J., Sievanen, H., and Vuori, I. (1995). Energy-shunting external hip protector attenuates the peak femoral impact force below the theoretical fracture threshold: An in vitro biomechanical study under falling conditions of the elderly. *Journal of Bone and Mineral Research*, 10(10), 1437-1442.

Author listings

- Pinilla, T. P., Boardman, K. C., Bouxsein, M. L., Myers, E. R., and Hayes, W. C. (1996). Impact direction from a fall influences the failure load of the proximal femur as much as age-related bone loss. *Calcified Tissue International*, 58(4), 231-235.
- Pulkkinen, P., Eckstein, F., Lochmüller, E.-M., Kuhn, V., and Jämsä, T. (2006). Association of Geometric Factors and Failure Load Level With the Distribution of Cervical vs. Trochanteric Hip Fractures. *Journal of Bone and Mineral Research*, 21(6), 895-901.
- Pulkkinen, P., Jämsä, T., Lochmüller, E. M., Kuhn, V., Nieminen, M. T., and Eckstein, F. (2008). Experimental hip fracture load can be predicted from plain radiography by combined analysis of trabecular bone structure and bone geometry. *Osteoporosis International*, 19(4), 547-558.
- Robinovitch, S., Hayes, W., and McMahon, T. (1997). Distribution of contact force during impact to the hip. *Annals of Biomedical Engineering*, 25(3), 499-508.
- Robinovitch, S. N., Hayes, W. C., and McMahon, T. A. (1991). Prediction of Femoral Impact Forces in Falls on the Hip. *Journal of Biomechanical Engineering*, 113(4), 366-374.
- Robinovitch, S. N., Hayes, W. C., and McMahon, T. A. (1995). Energy-Shunting Hip Padding System Attenuates Femoral Impact Force in a Simulated Fall. *Journal of Biomechanical Engineering*, 117(4), 409-413.
- Robinovitch, S. N., Hayes, W. C., and McMahon, T. A. (1997). Predicting the Impact Response of a Nonlinear Single-Degree-of-Freedom Shock-Absorbing System From the Measured Step Response. *Journal of Biomechanical Engineering*, 119(3), 221-227.
- Sawka, A., Boulos, P., Beattie, K., Thabane, L., Papaioannou, A., Gafni, A., Cranney, A., Zytaruk, N., Hanley, D., and Adachi, J. (2005). Do hip protectors decrease the risk of hip fracture in institutional and community-dwelling elderly? A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Osteoporosis International*, 16(12), 1461-1474.
- van Schoor, N. M., van der Veen, A. J., Schaap, L. A., Smit, T. H., and Lips, P. (2006). Biomechanical comparison of hard and soft hip protectors, and the influence of soft tissue. *Bone*, 39(2), 401-407.
- Wu, G., and Xue, S. (2008). Portable preimpact fall detector with inertial sensors. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 16(2), 178-183.

Seunghoon Lee: shoonlee@postech.ac.kr

Highest degree: M.S, Mechanical Engineering, Sogang University, 2013

Position title: Ph.D. candidate, Department of Industrial and Management Engineering, POSTECH

Areas of interest: Digital human modeling & simulation, User-centered product design & development, Anthropometric and biomechanical methods for product development

Seikwon Park: parksk@afa.ac.kr

Highest degree: PhD, Industrial Engineering, Pennsylvania State University

Position title: Professor, Department of Systems Engineering, Korea Air Force Academy

Areas of interest: Human factors in aviation and aerospace, Fatigue/Stress modeling & assessment, Human performance & workload assessment, Bio-signal measurement and analysis techniques, Biofeedback training

Daehan Jung: daehanj@afa.ac.kr

Highest degree: PhD, Mechanical Engineering, State University of New York at Buffalo

Position title: Associate Professor, Department of Aerospace and Mechanical Engineering, Korea Air Force Academy

Areas of interest: Fluid dynamics, Turbulence, Computer fluid dynamics

Eunjin Jeon: slowjeon@hanmail.net

Highest degree: PhD, Clothing and Textile, Kyungpook National University

Position title: Post Doc, Department of Industrial and Management Engineering, POSTECH

Areas of interest: Ergonomic pattern design, Pattern grading, User interface design & evaluation

Hee-Eun Kim: hekim@knu.ac.kr

Highest degree: PhD, Clothing physiology, Nara Women's University, Japan

Position title: Professor, Department of Clothing and Science, Kyungpook National University

Areas of interest: Clothing environment, Clothing pattern & construction, Clothing comfort

Sungho Kim: ksh1220@postech.ac.kr

Highest degree: B.S., Electronic Engineering, R.O.K Air Force Academy, 2009

Position title: M.S., candidate, Department of Industrial and Management Engineering, POSTECH

Areas of interest: Human factors in aviation and aerospace, User-centered product design & development, Usability testing

Wonsup Lee: mcurry@postech.edu

Highest degree: PhD, Department of Industrial and Management Engineering, POSTECH

Position title: Post-doc researcher, Department of Industrial and Management Engineering, POSTECH

Areas of interest: Ergonomic product design, Product shape design based on 3D scanning, 3D human modeling, Engineering design

Heecheon You: hcyou@postech.ac.kr

Highest degree: PhD, Industrial Engineering, Pennsylvania State University

Position title: Associate Professor, Department of Industrial and Management Engineering, POSTECH

Areas of interest: Ergonomic product design & development, User interface design & evaluation, Digital human modeling & simulation, Human performance & workload assessment, Work-related musculoskeletal disorders (WMSDs) prevention, Usability testing