

Master's Thesis

고관절 골절 예방 제품의
충격 보호 성능의 유한요소해석

Hansoo Lee (이 한 수)

Department of Industrial and Management Engineering
(Human Factors and Ergonomics Program)

Pohang University of Science and Technology

2018

고관절 골절 예방 제품의
충격 보호 성능의 유한요소해석

A Finite Element Analysis
for the Impact Protection Performance
Evaluation of a Hip Protector

A Finite Element Analysis for the Impact Protection Performance Evaluation of a Hip Protector

by

Hansoo Lee

Department of Industrial and Management Engineering

(Human Factors and Ergonomics Program)


Pohang University of Science and Technology

A thesis submitted to the faculty of the Pohang University of Science and Technology in partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science in the Department of Industrial and Management Engineering (Human Factors and Ergonomics Program)

Pohang, Korea

12. 18. 2017

Approved by

Heecheon You 

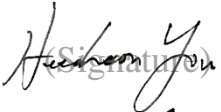


Academic Advisor

A Finite Element Analysis for the Impact Protection Performance Evaluation of a Hip Protector

Hansoo Lee

The undersigned have examined this thesis and hereby certify that it is
worthy of acceptance for a master's degree from POSTECH

12/18/2017

Committee Chair	Heecheon You	 (Signature)
Member	Kwangsoo Kim	 (Signature)
Member	Seikwon Park	 (Signature)

DIME 이한수, Hansoo Lee

20162846 A Finite Element Analysis for the Impact Protection Performance
Evaluation of a Hip Protector

고관절 골절 예방 제품의 충격 보호 성능의 유한요소해석

Division of Industrial and Management Engineering (Human Factors
and Ergonomics Program), 2018, 235P, Advisor: Heecheon You, Text in
Korean.

ABSTRACT

Hip fracture due to falls has a great effect on the survival rate and quality of life of the elderly, and is known to be the main cause of lowering the quality of life by increasing the medical expenses of the elderly. In addition, hip fractures due to falls are more frequent in females than in males and as higher the age group. There is a hip protector to prevent hip fracture in the elderly. Impact protection performance evaluation based on impact simulator was performed on the clinical efficacy of current commercial hip protector. However, the existing impact protection performance evaluation by impact simulator is limited by the time and cost limitations. Furthermore, differences have arisen due to experimental limitations that are difficult to account for differences due to biomechanical factors such as differences in evaluation systems and subjects, human shape, stiffness, and trochanteric soft tissue thickness in experimental design. As a result, even in the case of the same subject to be evaluated, there was a difference in the results in the impact protection performance evaluation. In addition, existing commercial products are limited in that they are not manufactured based on the body size of older women aged 60 or older who have the highest hip fracture risk.

To supplement the limitations of existing commercial hip protectors, the present study through the usability evaluation research (Jeon et al., 2014) produced a hip protector based on the human scan data (Size Korea, 2004) of the elderly Korean women over 60 years

of age. In this study, the optimum hardness of the fabricated hip protector was derived through evaluation of impact protection performance by hardness, and the evaluation method to prove the superiority of the properties was presented. The proposed study consists of the following five steps. (1) Analysis of characteristics and limitations of existing impact protection performance evaluation study and design of impact protection performance evaluation by benchmarking. (2) Designing an evaluation system based on an impact simulator suitable for the hip protector to be evaluated by referring to the impact simulator recommended design presented in the previous study. (3) Establishment of an impact protection performance evaluation protocol based on the human body size data of elderly women, and an impact simulation to determine the optimal hardness of the hip protector to be evaluated. (4) Finite element (FE) modeling is carried out for Finite element analysis (FEA) study to supplement impact protection performance evaluation based on impact simulator. (5) The optimal hardness of the hip protector to be evaluated based on the finite element model (FEM) is determined and compared with the impact simulator results. (6) FEM for verifying the superiority of the properties of the polyurethane material used in the production of the hip protector.

First, in design of impact protection performance evaluation step, this study analyzed and benchmarked the characteristics and limitations of previous studies validating the clinical efficacy of the hip protector. In addition, this study referred to Robinovtich et al. (2009) and International Hip Protector Research Group (IHPRG) which established the recommended design guideline, which is an international standard for the design of impact simulator. In addition, this study referred to Robinovtich (2009) and IHPRG which established the recommended design guideline, which is an international standard for the design of impact simulator. Therefore, this study selected the parameters for the design conditions of the impact simulator to evaluate the impact protection performance of the hip protector based on the size data of the elderly Korean women.

Second, in design of evaluation system by impact simulator, this study designed the impact simulator based on the parameters of the selected impact simulator, and made of surrogate pelvis parts using the human model (Sawbones, Vashon: WA, USA) for

mechanical testing. This study also developed the evaluation system for measuring the total force and femoral neck force required to derive selected the main measures, and selecting measures for quantitative evaluation of the impact protection performance of the hip protector to be evaluated.

Third, in design of evaluation protocol development and impact test by impact simulator system, based on the body size data of older Korean women aged 60 years and older, which are major experiment subjects, this study derived theoretical calculation value of total peak force through reference to the rigid model of van Den Kroonenberg et al. (1995). This research validated that total peak force based on the weight and height of Korean elderly woman aged 60 or more, and the total peak force of Bouxsein et al. (2007) based on the rigid model theoretical equation of van Den Kroonenberg et al. (1995), have the similar theoretical value within ± 200 N. The evaluation protocol for the impact test was established by applying the theoretical values, and the femoral neck peak force (N), attenuated peak force (N), force attenuation (%), and fracture risk by hardness of hip protector were analyzed. This regression model shows that the impact protection performance is the most superior at optimal hardness of 44.8 A ($R^2=79.4\%$, femoral neck peak force = $0.7462x^2-66.9x + 4205$).

Fourth, in design of FE modeling for finite element analysis of hip protector for the impact protection performance, FE modeling is performed under the same conditions as the impact simulator. Also, based on the human body model used in the impact simulator, FE modeling was performed with reflecting by characteristics of human body of elderly woman (bone shape, bone density, bone mass, trochanteric soft tissue thickness, and femur angle). Also, the properties of hyperelastic materials such as soft tissue and pad were applied to FE modeling through material test evaluation. Finally, 99% of the elements of parts made of elastic or hyperelastic were meshed with aspect ratio < 2 to prevent numerical errors in the analysis and to ensure the reliability of the results.

Fifth, in the optimum hardness derivation step for determining impact protection performance of hip protector based FEA, the center of gravity and inertia values are derived from the 35° and 0° conditions of the model developed through the FEA dedicated tool, and the analysis was carried out by deriving the angular velocities of 2.96 and 2.92

respectively, when wearing and not wearing the pad. The results of hardness analysis for the pad evaluated that the impact protection performance evaluation was superb as in terms of stress and force in order of 40 A > 50 A > 60 A > 70 A pad, and in case of wearing 40 A pad against not wearing pad, contact force attenuation decreased 14.17%, femoral neck force attenuation decreased 25%, and stress decreased 12.5%. Out of pads of target hardness of evaluation, wearing 40 A pad in FEA had the most excellent impact protection performance that was similar to the optimal hardness of 44.8 A pad derived from impact simulation test by impact simulator.

Sixth, from the viewpoint of verification of physical properties, polyurethane material, which is the property of hip protector used in this study, was found to have excellent impact protection performance in terms of femoral neck force attenuation and stress as compared with general rubber material. The internal energy absorbed by the pad was found to be superior to the rubber material, but the internal energy absorbed by the bone was lower than that of the rubber material. As a result, when the pad was made of a polyurethane material, it was found that the impact protection performance was superior to that of a pad made of a rubber material.

In this study, an impact simulator was developed by referring to the recommended guide line of the impact simulator design presented by IHPRG and Robinovitch et al. (2009), impact simulation test by the impact simulator and FEA were performed to obtain optimal hardness of the hip protector, and the impact protection performance according to the properties of the hip protector was evaluated through impact simulation test by the FEA. Finally, this study can be used as a standard study for the evaluation of the impact protection performance of the hip protector by carrying out the impact simulation test based on the impact simulator and FEA which can complement and replace the limit of impact simulation test based on the impact simulator.

TABLE OF CONTENTS

ABSTRACT	i
TABLE OF CONTENTS	v
LIST OF FIGURES.....	ix
LIST OF TABLES	xv
I. Introduction.....	1
1.1. Research Background	1
1.2. Objectives of the Study	10
1.3. Organization of the Thesis	13
II. Literature review.....	14
2.1. Funtional Anatomy of the Hip	14
2.1.1. Bones of the Hip	14
2.1.2. Osteokinematics.....	19
2.1.3. Muscle of the Hip	22
2.2. Characteristics of Hip Fracture by Fall	25
2.2.1. Biomechanical Principles of Falls	25
2.2.2. Biomechanical Principles of Hip Fracture by Fall.....	26
2.2.3. Risk Factors of Hip Fracture.....	28
2.2.4. Types of Hip Fracture by Fall	38
2.3. Characteristics of Hip Protector	39
2.3.1. Prevention of Hip Protection Strategies.....	39
2.3.2. Types of Hip Protector	40
2.3.3. Impact Protection Performance by Type of Hip Protector.....	41
2.3.4. Efficacy of Hip Protector	43
2.3.5. Compliance of Hip Protector	46
2.3.6. Methods of Impact Protection Evaluation for Hip Protector	47
2.4. Impact Protection Performance Evaluation by Impact Simulator.....	50
2.4.1. Types of Impact Simulator.....	50

2.4.2. Design Parameters for Impact Simulator	51
2.5. Finite Element Analysis for the Hip Protector Evaluation	60
2.5.1. Finite Element Human Model.....	63
2.5.2. Finite Element Model by Impact Simulator.....	71
2.5.3. Finite Element Analysis for Hip Protector Evaluation.....	76
III. Theory of Fall and FEM.....	90
3.1. Theoretical Equations of Sideways Fall.....	90
3.1.1. Point Mass Model	91
3.1.2. One-Link Model	92
3.1.3. Two-Link Model	94
3.1.4. Three-Link Model.....	97
3.2. Theory of Material Testing for Finite Element Model Development.....	99
3.2.1. Hyperelastic Material Test	100
3.2.2. Viscoelastic Material Test	106
3.3. Theory of Finite Element Model.....	107
3.3.1. Linear and Nonlinear Finite Element Systems	107
3.3.2. Solutions for Nonlinear Analysis	111
3.3.3. Hyperelastic Model.....	112
3.3.4. Viscoelastic Model.....	116
IV. Impact Simulation Test by Impact Simulator	117
4.1. Methods.....	117
4.1.1. Development of Hip Protectors for Impact Simulation Test.....	117
4.1.2. Design of Impact Simulator and Evaluation System	122
4.1.3. Measures for Impact Simulation Test	126
4.1.4. Theoretical Calculation for Total Peak Force.....	128
4.1.5. Validation of Impact Simulator	132
4.1.6. Pendulum Angle Setting Experiment	134
4.1.7. Experimental Design for Impact Simulation Test.....	136
4.2. Results.....	137

V. Impact Simulation Test by Finite Element Analysis.....	141
5.1. Development of Finite Element Model.....	142
5.1.1. Finite Element Modeling of Impact Simulator	143
5.1.2. Finite Element Modeling of Surrogate Pelvis.....	146
5.1.3. Finite Element Modeling of Hip Protector	152
5.1.4. Contact of Finite Element Model.....	155
5.1.5. Validation of Finite Element Model.....	160
5.1.6. Summaries of Properties for Finite Element Model	162
5.2. Finite Element Analysis	164
5.2.1. Boundary Condition Setting	164
5.2.2. Loading & Simulation	167
5.2.3. Validation of Finite Element Analysis	168
5.2.4. Target of Evaluation.....	170
5.3. Results of Hardness Evaluation	170
5.3.1. Analysis of Total Peak Force & Femoral Neck Peak Force.....	171
5.3.2. Analysis of Effective Stress (Von Mises Stress).....	172
5.4. Results of Properties Evaluation	174
5.4.1. Analysis of Total Peak Force & Femoral Neck Peak Force.....	174
5.4.2. Analysis of Effective Stress (Von Mises Stress).....	178
5.4.3. Analysis of Safety factor.....	181
VI. Discussion.....	183
6.1. Impact Simulation by Impact Simulator	183
6.2. Impact Simulation by Finite Element Analysis.....	186
VII. Conclusion.....	192
REFERENCES	194
APPENDICES	211
Appendix A. Matlab Code for Signal Converting and Processing Program.....	211
Appendix B. Results of Impact Protection Performance Evaluation of Hip Protector by Impact Simulator	216
Appendix C. Code for Finite Element Analysis (LS-DYNA 971 R 8.21).....	217

Appendix D. Results of Skin Materials by Hyperelastic Curve Fitting.....	223
Appendix E. Tensile and Compressive Stress-Strain Curve of Polyurethane Specimens by Hardness	226
Appendix F. Mooney Rivlin Constants by Rubber Hardness (Altidis et al., 2005)	230
Acknowledgements.....	231
Curriculum Vitae	233

LIST OF FIGURES

Figure 1.1. 낙상에 따른 고관절 골절 환자 수 및 사회적 비용.....	2
Figure 1.2. 고관절 골절 발생 원인 및 환자 예후: 국내.....	3
Figure 1.3. Hip protector의 충격 보호 성능 평가 연구 목적	12
Figure 2.1. Hip joint의 해부학적 구조	15
Figure 2.2. Pelvis의 해부학적 구조.....	15
Figure 2.3. Hip 내측의 소화기관 및 생식기관.....	16
Figure 2.4. Femur의 해부학적 구조	18
Figure 2.5. Femur의 neck shaft angle	18
Figure 2.6. Femur의 내부 구성	19
Figure 2.7. Pelvic on femoral hip osteokinematics	20
Figure 2.8. Femoral on pelvic hip osteokinematics.....	22
Figure 2.9. Hip의 전방 및 내측 근육.....	23
Figure 2.10. Hip의 후방, 외측 및 외회전 근육.....	25
Figure 2.11. 낙상의 생체역학적 원리 (Lockhart et al., 2005)	26
Figure 2.12. 낙상에 따른 고관절 골절의 생체역학적 원리 (Hayes et al., 1996).....	27
Figure 2.13. Pelvis release experiment를 통한 mathematical body model (Hayes et al., 1996; Robinovitch et al., 1991).....	28
Figure 2.14. 인종에 따른 고령층의 hip fracture비율 (Wright et al., 2012).....	35
Figure 2.15. 고관절 골절에 영향을 미치는 주요 femoral geometry (최용준, 2007).....	37
Figure 2.16. 대퇴골 골절의 주요 유형.....	38
Figure 2.17. Classification of hip protector designs	41
Figure 2.18. Hip protector 종류 (soft, hard)에 따른 충격 보호 성능 평가 결과의 예 (Li et al., 2013; van Schooler et al., 2006)	43
Figure 2.19. Hip protector의 장기간 착용 및 미착용의 효과 비교 (Kiel et al., 2007)	

.....	45
Figure 2.20. Hip protector의 충격 보호 성능 평가를 위한 pelvis release experiment (Choi et al., 2010)	48
Figure 2.21. Impact simulator의 유형 (Robinovitch et al., 2009)	51
Figure 2.22. Drop tower system 기반 impact simulator	56
Figure 2.23. Pendulum based system 기반 impact simulator	57
Figure 2.24. Impact force 측정 시 noise filtering 효과 (Robinovitch et al., 2009)	60
Figure 2.25. FEA 기반 hip protector의 충격 보호 성능 평가 문헌 선별 절차	62
Figure 2.26. Multi body mathematical dynamic model과 finite element human model (Hirabayashi et al., 2013)	64
Figure 2.27. FEM 기반 sideways fall 및 backward fall에서의 impact simulation (Hirabayashi et al., 2013)	65
Figure 2.28. Pelvic-femur complex의 FEM (Majumder et al., 2007)	67
Figure 2.29. Soft tissue의 FEM (Majumder et al., 2007)	68
Figure 2.30. Pelvis-femur-soft tissue complex를 포함하는 전체 body의 spring-mass- dashpot이 연결된 FEM (Majumder et al., 2007)	70
Figure 2.31. Hip protector의 충격 성능 평가를 위한 (a) impact simulator (Derler et al., 2004a, 2004b, 2005) 및 (b) impactor 기반 FEM (Schmitt et al., 2004)	72
Figure 2.32. Hip protector의 충격 성능 평가를 위한 (a) impact simulator 및 (b) impactor 기반 FEM (Daners et al., 2008).....	73
Figure 2.33. 평가 대상 pad의 (a) 치수 및 형상과 (b) 4종의 polyurethane 재질 (Madreska et al., 2012)	73
Figure 2.34. Hip protector의 충격 보호 성능 평가를 위한 (a) impact simulator 및 (b) impactor 기반 FEM (Madreska et al., 2012)	74
Figure 2.35. Sideways fall에서 foam type hip pad가 부착된 pelvis-femur-soft tissue	

complex FEM (Majumder et al., 2008b)	77
Figure 2.36. FEM과 hip protector의 세부 geometry (Schmitt et al., 2004)	78
Figure 2.37. Soft tissue surrogate가 없을 때 (top)와 soft tissue surrogate가 있을 때 (bottom)의 validation process의 결과 (Schmitt et al., 2004)	79
Figure 2.38. Hip padding systems의 종류에 따른 결과 (Schmitt et al.,2004)	80
Figure 2.39. Strip 개수 (1,2,3개) 및 bonded 상태 (flexibly/hard)에 따른 FEA 및 protector shell에 대한 impact simulator의 충격 보호 성능 평가 결과 비교 그래프 (a) flexibly bonded curved strips, (b) hard bonded curved strips (Darner et al., 2008).....	81
Figure 2.41. 8 kN 및 16 kN의 impact force에서 FEA simulation과 experimental test의 결과 비교 (a) PU B, (b) PU C, (c) PU R, (d) PU P (Madrecka et al., 2012)	84
Figure 2.41. Hole arrangement에 따른 hip protector 무게 (Madrecka et al., 2012)	86
Figure 2.42. Impact force 8.9 kN에서 hip protector pad designs에 따른 PU C 재질의 FEA simulation 결과 (Madrecka et al., 2012)	87
Figure 3.1. 단일 자유도 (single degree of freedom) impact model (van Den Kroonenberg et al., 1995)	91
Figure 3.2. Point mass model (van Den Kroonenberg et al., 1995).....	92
Figure 3.3. One-link model (van Den Kroonenberg et al., 1995).....	93
Figure 3.4. Two-link model (van Den Kroonenberg et al., 1995)	94
Figure 3.5. 수직 방향의 β 각도에서 free-body diagram (van Den Kroonenberg et al., 1995)	97
Figure 3.6. Three-link model (van Den Kroonenberg et al., 1995)	98
Figure 3.7. Prony series for properties of FEM.....	100
Figure 3.8. 인장 시험에 따른 stress-strain curve의 예	104
Figure 3.9. Viscoelastic의 대표 현상.....	106
Figure 3.10. Strain energy potential model 및 분류 (ANSYS Explicit Dynamics)	114
Figure 4.1. Hip protector size system method (red dot: median, gray dot: population)	118

Figure 4.2. Production of RP sample and pad shape sample	119
Figure 4.3. 7종의 shore A hardness의 polyurethane hip protector pad.....	120
Figure 4.4. Hip protector의 경도 측정 방법	120
Figure 4.5. Hip protector의 경도 측정 부위	121
Figure 4.6. Shore 경도에 따른 hardness 분류표.....	122
Figure 4.7. Impact simulation test를 위한 impact simulator 설계	123
Figure 4.8. Surrogate pelvis model.....	125
Figure 4.9. Femoral neck peak force 측정을 위한 loadcell 설계.....	126
Figure 4.10. Signal converting and processing program (Matlab 2011a; Appendix A 참조).	128
Figure 4.11. 충격량 및 충격력 관계식	130
Figure 4.12. 각도별 impact simulation test를 통한 soft tissue에 의한 충격 흡수에 따른 peak force 측정	133
Figure 4.13. 한국인 기준 이론 total peak force를 만족하기 위한 초기 각도 선정 실험.....	135
Figure 4.14. 경도 별 hip protector의 충격 보호 성능 평가를 위한 impact simulation test	137
Figure 4.15. Hip protector 경도 별 femoral neck peak force 결과	138
Figure 4.16. Hip protector 경도 별 force attenuation 및 attenuated peak force 결과	139
Figure 4.17. Hip protector 경도 별 fracture risk 결과	140
Figure 4.18. Hip protector 경도와 femoral neck peak force 간의 regression model을 통한 최적 경도 도출.....	140
Figure 5.1. FEA 기반 hip protector의 충격 성능 평가 전체 절차	141
Figure 5.2. FEM 개발 절차	143
Figure 5.3. Impact simulator의 pendulum arm의 FEM 개발	145

Figure 5.4. Cylinder 및 spring의 piston 운동을 위한 node의 구속조건 설정	145
Figure 5.5. Sawbones femur model(# 3406)의 물성 파악을 위한 material testing (Gardner et al., 2010)	147
Figure 5.6. 복합재 아날로그 모델들의 네 개의 bending point에서의 load deflection curve의 대표 예 (Gardner et al., 2010)	147
Figure 5.7. Sawbones femur model (# 3406) 및 femur FEM	149
Figure 5.8. Femoral neck에 작용하는 stress 및 force 측정을 위한 FEM	149
Figure 5.9. 60세 고령층 여성 사체의 CT-scan data(KISTI) 기반 pelvis FEM 개발	150
Figure 5.10. Skin의 물성 파악을 위한 인장 시험용 시편	151
Figure 5.11. Skin의 인장 시험에 따른 stress-strain curve의 예	152
Figure 5.12. Pad의 물성 파악을 위한 인장 및 압축 시험용 시편	153
Figure 5.13. Pad의 물성 파악을 위한 인장 및 압축 시험 평가 장비	154
Figure 5.14. Pad 경도 별 인장 및 압축 시험에 따른 stress-strain curve의 예 (strain rate 50 mm/min 일때)	154
Figure 5.15. Force plate와 몸통의 FEM 충돌 시 해의 발산 방지를 위한 force plate 가공	156
Figure 5.16. Force plate와 몸통 또는 pad의 FEM 접촉 시 해의 발산 방지를 위한 contact fair 설정	156
Figure 5.17. Force plate 및 jig plate FEM의 접촉 시 해의 발산 방지를 위한 bonded contact 설정	157
Figure 5.18. Femur 및 pelvis FEM의 접촉 시 해의 발산 방지를 위한 contact fair 설정	158
Figure 5.19. 고령층 여성의 trochanteric soft tissue 최소 두께에 따른 soft tissue 및 bones의 contact 설정	159
Figure 5.20. FEA를 위한 전체 FEM	159

Figure 5.21. 전체 FEM의 aspect ratio	161
Figure 5.22. Femur FEM의 aspect ratio.....	161
Figure 5.23. FEA를 위한 각속도 도출	166
Figure 5.24. FEM 기반 FE simulation.....	167
Figure 5.25. FEA 기반 impact simulation의 결과.....	169
Figure 5.26. Impact simulator 및 FEA 기반 impact simulation에 따른 pad 미착용 시의 total peak force 결과 비교.....	169
Figure 5.27. 미국인 및 한국인 기준 경도 별 hip protector의 total peak force 및 femoral neck peak force 결과.....	172
Figure 5.28. 경도 별 hip protector 착용 시 고관절 부위의 maximum effective stress 결과.....	173
Figure 5.29. Pad의 물성 및 경도에 따른 total peak force.....	175
Figure 5.30. Pad의 물성 및 경도에 따른 femoral neck peak force.....	176
Figure 5.31. Pad의 물성 및 경도에 따른 total peak force 및 femoral neck peak force 비교.....	177
Figure 5.32. Pad의 미착용 및 착용 시 물성에 따른 maximum effective stress.....	178
Figure 5.33. 두 요소들의 합계 및 평균 effective stress.....	179
Figure 5.34. Rubber 50 A pad 및 polyurethane 40 A pad의 internal energy 분석.....	181
Figure 5.35. Pad 착용 시 주요 maximum effective stress의 발생 부위.....	182
Figure 6.1. Impact simulator 기반 hip protector의 충격 보호 성능 평가의 한계점	185
Figure 6.2. Hip protector의 충격 보호 성능 평가 추후 연구	191
Figure 6.3. Impact simulator 및 FEA 기반 평가 결과에 따른 최적 경도 도출....	193

LIST OF TABLE

Table 1.1. 기존 FEM 기반 충격 보호 성능 평가 연구 동향	9
Table 2.1. Sideways fall을 통한 고령자의 cadaveric proximal femur의 strength를 도출한 연구 결과 (Robinovitch et al., 2009)	30
Table 2.2. Trochanteric soft tissue thickness를 측정한 기존 연구 결과 (Lafleur, 2016)	33
Table 2.3. 고관절 골절 유무에 따른 femoral geometry 특성 (최용준, 2007)	35
Table 2.4. 동일 연령대 고령층 여성의 fracture group과 control group의 특성 (Bouxsein et al., 2007)	36
Table 2.5. Hip protectors의 효과에 대한 RCTs testing을 통한 compliance 등급 (Cowling, 2004)	47
Table 2.6. Impact simulator의 hip fracture threshold 기준 및 낙상방향	52
Table 2.7. Impact simulator 기반 hip protector의 충격 보호 성능 평가를 위한 total peak force 및 설계 parameters	54
Table 2.8. FEA 기반 hip protector의 충격 보호 성능 평가 연구 문헌 선별 절차.	62
Table 2.9. FEA 기반 hip protector의 충격 보호 성능 평가 연구 문헌 조사 분류.	63
Table 2.10. Thigh 부위 FEM의 Mechanical 물성치	66
Table 2.11. Pelvis-femur-soft tissue complex FEM의 물성치(Majumder et al., 2008a)...	68
Table 2.12. Relations of apparent bone density with elastic modulus and yield stress, for cancellous bone, provided by various investigations (Majumder et al., 2007)	69
Table 2.13. Details of stiffness and damping coefficients for the spring and damper, respectly, representing the body segments with its mass (Nigam & Malik, 1987, Amirouche, 1987).....	71
Table 2.14. Peak force values from FEA simulation and experimental testing for PU gels at different impact force (Madrecka et al., 2012).....	75

Table 2.15. Details of FEA mesh for each part in the impact model (Madrecka et al., 2012)	75
Table 2.16. Effectiveness of a foam type hip pad and its thickness for sideways fall simulation (Majumder et al., 2008b)	77
Table 2. 17. Peak values observed in the dynamic test and FE analysis (Darners et al., 2008)	82
Table 2. 18. Impact test results on the anatomical hip model for various combinations of the protector shell and different versions of shock absorbing foam pads (Darners et al., 2008)	83
Table 3. 1. Hyperelastic 물성 도출을 위한 시험별 시험 방법, 측정 항목, 시편, 시험 사진, 시험 결과 예	101
Table 4. 1. Hip protector 7종의 shore A 경도 및 분류표	122
Table 4. 2. Hip protector의 충격 흡수 성능 평가 방법, 특징, 한계점	123
Table 4. 3. 고령층 여성 인체 data (Size korea, 2015; Bouxsein et al., 2007)	129
Table 4. 4. Rigid-link model에 따른 impulse 및 total peak force 산출	131
Table 4. 5. 각도별 impact simulation test를 통한 soft tissue 충격 흡수에 따른 peak force 측정	134
Table 5. 1. Material testing에 따른 femur (# 3406)의 properties (Gardner et al., 2010)	147
Table 5. 2. Hip protector pad의 경도별 mass 및 density	155
Table 5. 3. FEM의 전체 properties	163
Table 5. 4. FEA를 위한 각속도 도출 관련 parameters 및 각속도(한국인 기준)	165

I. Introduction

1.1. Research Background

낙상으로 인한 고관절 골절은 노인의 생존율과 의료비 상승에 의한 노인의 삶의 질을 저하시키는 주요 원인으로 알려져 있다. 고관절 골절 환자 중 90%는 낙상에 의해 발생하며(Grisso et al., 1990), 약 20%는 1년 내에 사망하고, 약 50%는 거동이 불편하여 독립적인 생활이 불가능하며, 생존하더라도 장기간의 치료 비용으로 인해 개인적, 국가적 의료비 부담이 가중될 수 있다(Empana et al., 2004). 2050년에는 Figure 1.1과 같이 고령화로 인한 노령층 인구의 증가로 전 세계적으로 2050년에는 고령층의 고관절 골절이 450 ~ 600만 건 이상 발생할 것으로 예측되고 있으며, 고관절 골절 환자 중 51.1 % 정도는 동양인에게서 발생할 것으로 예측 하였다(Compston et al., 2008; Cooper et al., 1992; Gullberg et al., 1997). 이로 인한 사회적 비용은 2025년에 28조원에 달할 것으로 예상되고 있다(Burge et al., 2007). 낙상에 따른 고관절 골절 발생의 위험도 (hip fracture risk)는 연령이 상승함에 따라 급속히 증가하며, 남성보다는 여성에게서 고관절 골절 위험도가 높게 나타난다(Kirke et al., 2002). 전세계 65세 이상 노인의 33%는 1년에 1회 이상의 낙상을 경험하고, 80세 이상의 노인의 50% 이상이 낙상을 경험한 것으로 알려져 있다(Tinetti et al., 1997). 미국의 경우 65세 이상 노인의 사고사의 원인 중 낙상이 약 66%를 차지하는 것으로 알려져

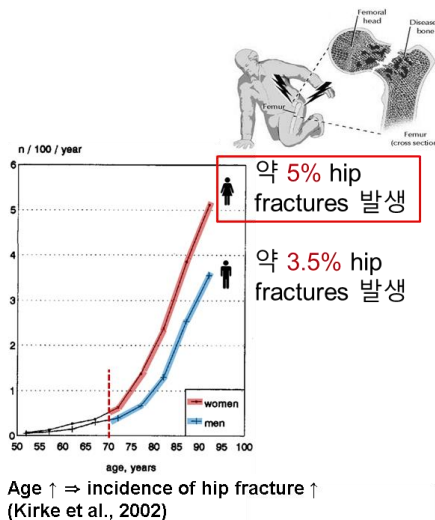
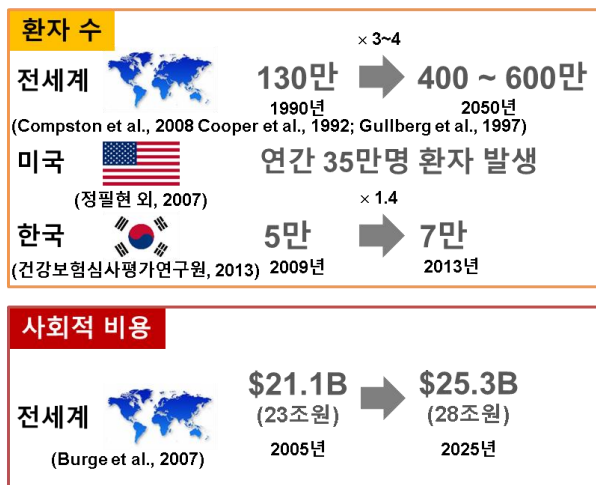
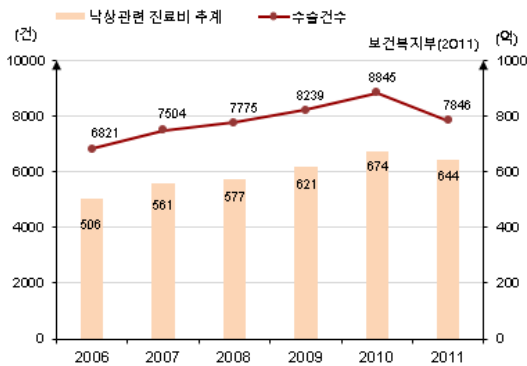


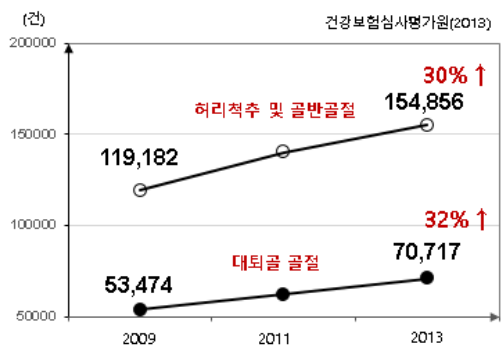
Figure 1.1. 낙상에 따른 고관절 골절 환자 수 및 사회적 비용

있으며(Sleet et al., 2008), 낙상으로 인한 부상 중 20%는 의료적 치치가 필요한 손상이고, 10%는 골절로 알려져 있다(Tinetti et al., 1996). 또한, 연간 35만 명의 고령자 고관절 골절 환자가 발생하고 치료과 재활에 연간 180억 달러가 소요되고 있다(정필현 외, 2007). 국내 노인의 낙상 경험 비율도 전세계 노인의 통계치 비율과 유사한 65세 이상 노인의 33%, 80세 이상 노인의 50% 이상이 낙상을 경험한 것으로 나타났으며(Statistics Korea, 2009), 국내 고관절 골절 환자의 예후를 보면 Figure 1.2a와 같이 국내 65세 이상 고령자의 고관절 수술 건수 및 진료비는 2011년 기준 7,846건 및 644억원으로 2006년 대비 8,845건 및 674억원 증가한 것으로 파악되었다(보건복지부, 2011). 또한, 국내 낙상으로 인한

척추뼈와 골반 골절이 발생한 환자는 Figure 1.2b와 같이 2013년 기준 154,856명으로 2009년 119,182명 대비 40% 가까이 증가하였으며, 대퇴골 골절이 발생한 환자는 2013년 기준 70,717명으로 2009년 53,474명 대비 약 24.4% 증가된 것으로 파악되었다(Health Insurance Review & Assessment Service, 2013). 또한, 전 세계적으로 골절 후 10년 이상 생존율은 22 ~ 36 % 수준이며, 1년 이내 사망한 비율이 20%, 독립적 생활이 어려운 환자 비율이 50%인 것으로 파악되었다(Empana et al., 2004; Tsuboi et al., 2007; WHO, 1994; Wolinsky et al., 1997). 따라서, 노인의 고관절 골절은 치료도 중요하지만 예방이 더 중요한 것으로 파악된다.



(a) 고관절 수술건수 및 진료비 추계



(b) 낙상 관련 골절 환자

Figure 1.2. 고관절 골절 발생 원인 및 예후: 국내

고관절 골절을 예방 제품에는 낙상 시 고관절 부위(hip)에 가해지는 충격을 흡수(impact absorbing) 또는 충격 반사(impact shunting)하여 충격력(impact force)을 감소시켜 고관절 골절을 예방하는 고관절 골절 예방 제품(hip protector)이 보편적으로 사용되고 있다. Hip protector의 착용은 고관절 골절 위험율을 50% 이상 감소(Kannus et al., 2000)시키고, 개인 별 진료비를 \$10,000 이상 감소(Singh, 2004)시키는 것으로 보고되고 있으나, 다양한 임상 연구들(Kiel et al., 2007; Parker et al., 2006; Sawka et al., 2005)은 hip protector의 임상적 효용성(clinical efficacy)에 대해 상반된 결과를 나타내고 있는 실정이다. 이러한 상반된 견해는 (1) 부적절한 크기의 hip protector 착용(e.g., over size), (2) 부적절한 임상 실험 design, 그리고 (3) 표준화된 hip protector 성능 평가 방법의 부재 등으로 파악된다(Robinovitch et al., 2009). 또한, 임상적 효용성을 가진 hip protector의 design factor는 충격 보호 성능 평가 및 사용성 평가를 통하여 규명될 수 있으며, 고관절 골절 예방 향상에 유의한 영향을 미치는 것으로 보고되고 있다(Choi et al., 2010; Madrecka et al., 2012; van Schoor et al., 2006).

기존 hip protector의 충격 보호 성능 평가 관련 연구들은 주로 물리적으로 hip protector의 충격 보호 성능을 평가하기 위한 장비인 impact simulator를 활용하여 hip protector의 종류, 형상, 두께, 크기별 충격 보호 성능을 평가하였다. Choi et al. (2010)은 pad 착용 시 peak pressure가 70% 낮아지는 것을 파악하였으며, Holzer et al. (2009) 및 Li et al. (2013)은 soft type의 hip protector가

hard type의 hip protector에 비해 충격 흡수 성능이 약 2 ~ 5배 뛰어나다고 한 반면, van Schoor et al. (2006)은 hard type이 soft type에 비해 충격 흡수 성능이 뛰어나고 hard type의 hip protector를 사용했을 때 고관절이 받는 힘이 fracture threshold 기준(3,100 N)을 넘지 않는 것으로 파악하였다. Daners et al. (2008)은 hip protector의 foam pad 두께가 두꺼울수록 충격 흡수 성능이 높아짐을 규명(두께 10 mm당 femoral neck force가 21.4% 감소)하였으며, shell과 foam을 결합한 pad 착용 시 femoral neck force가 shell 형태의 pad 대비 55.7%, foam 형태의 pad 대비 24.1% 감소하여 충격 보호 성능이 높아짐을 파악하였다. Kannus et al. (1999)은 복합 기능(energy shunt + partly absorb)이 적용된 hip protector가 단순 기능(absorb)만 적용된 것보다 2 ~ 3배 만큼 우수함을 파악하였다. Laing & Robinovitch, (2008)은 피부와 접촉하지 않는 패드가 피부와 접촉하는 패드에 비해 femoral neck에 작용하는 충격 흡수력이 2 m/s에서 약 1.9배, 3 m/s에서 약 1.5배 우수함을 밝혔다. 이와 같이 hip protector의 충격 보호 성능 평가 관련 연구는 다양한 측면에서 수행되어 왔으나, 평가 system 간의 차이로 인해 동일한 type(e.g., 강도)의 hip protector내에서도 충격 보호 성능 평가 결과의 차이가 발생하였다. 특히, 강도 및 종류는 soft/hard와 foam/shell으로 기존 연구에서 분류되어 왔으나 정확한 수치 정보가 제공되지 않아 기존 연구 결과를 참고하여 hip protector를 제작하기 힘든 실정이다. 또한, 동일한 hip protector내에서도 충격 보호 성능에 차이가 보고되고 있다. Impact simulator를

활용한 다수의 충격 보호 평가 연구의 경우 충격 속도(effective velocity), 낙하 높이(falling height), 그리고 낙하 시 고관절에 작용하는 무게(effective mass)에 따른 total force의 차이(Choi et al., 2010; Kannus et al., 1999; Laing & Robinovitch, 2008; Sze et al., 2008) 이외에 바닥 종류(Li et al., 2013), 인체(soft tissue) 두께(van Schoor et al., 2006), 인체 형상(Laing & Robinovitch, 2008; Mills N.J., 1996)에 따라 동일한 hip protector 간에도 충격 보호 성능 평가 결과의 차이가 발생하고 있다. 특히, 충격 보호 성능 평가에 가장 큰 영향을 미치는 parameters는 total peak force인데, Li et al. (2013), Nabhani and Bamford et al. (2002), van Schoor et al. (2006)은 인체 낙하 실험을 통해 total peak force를 도출한 기존 문헌(Hayes et al., 1996; Robinovitch et al., 1991)에 근거하여 impact simulator 기반 hip protector의 충격 보호 성능 평가를 위한 total peak force를 도출하였으며, Derler et al. (2005)은 인체의 고관절 부위의 강도(femoral strength)를 측정된 기존 문헌(Courtney et al., 1994; Mills N.J., 1996; Pinilla et al., 1996)을 통해 impact simulation을 위한 total peak force를 도출하였고, Kannus et al. (1999) 및 Sze et al. (2008)은 femoral strength 측정(Courtney et al., 1995) 및 인체 낙하 실험(Cheng et al., 1997; Robinovitch et al., 1991; Stankewich et al., 1996)을 수행한 기존 문헌을 통해 impact simulation을 위한 total peak force를 도출하였다. Robinovitch et al. (2009)은 16개 문헌에서 조사한 인체 femoral strength의 평균 수치에 기반하여 fracture threshold를 설정하고, Robinovitch et al. (1991)에서 수행한 여성 피실험자의 muscle relaxed 상태의 pelvis release

experiment에 근거하여 impact simulator 구성에 대한 design parameters (e.g., effective mass, effective pelvic stiffness, soft tissue covering, minimal thickness of soft tissue covering over the greater trochanter, impact velocity)를 제시하였다.


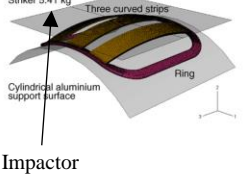
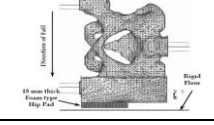
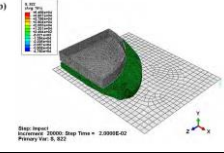
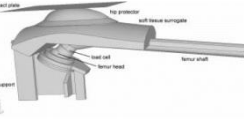
기존 인체 실험 기반 hip protector의 충격 보호 성능 평가(Choi et al., 2010)는 피실험자를 직접 바닥에 낙상시켜 hip protector의 충격 보호 성능 평가를 수행함으로써 인체 해부학적 특성(e.g., 인체크기, BMI)을 고려한 평가가 가능하였으나, 재현성 측면에서 한계점이 존재한다. 피실험자로부터 직접 의견 수집이 가능한 장점이 있지만, 피실험자의 부상 위험성과 동일한 낙상 방향과 각도 조건 구현의 어려움 등으로 인해 재현성에 한계가 있다.

기존 impact simulator 기반 hip protector의 충격 보호 성능 평가 연구는 다양한 실험 조건에서 hip protector의 충격 성능 평가를 수행하였으나, 시간, 비용, 공간적 제약에 따른 실험 장비 구현성, 결과의 상이성, 장비 또는 인체 모델의 내구성 측면에서 한계점이 존재한다. 실험 장비를 구현하기 위한 비용, 시간적인 소모가 많고(Daners et al., 2008), 구현된 각 평가 system간에 적용된 실험 조건에 따라 결과가 상이하게 나타나며, 낙하 방식의 worce case fall 구현은 biomechanical testing용 장비 내구성의 한계로 구현이 어렵다.

Impact simulator 및 인체 실험 기반 평가의 한계점을 보완하기 위해 Table 1.1과 같이 가상 환경에서 구현된 finite element model (FEM)을 활용한 연구가 수행되었다. 기존 FEM 기반 충격 보호 성능 평가 연구(Daners et al., 2008;

Madrecka et al., 2012; Majumder et al., 2008b; Schmitt et al., 2004)는 hip protector의 pad가 부착된 impactor 또는 human model을 생성하고 pad의 물성 및 실험 조건이 구현된 가상환경에서 낙하하여 pad가 받는 force, stress 또는 strain을 측정하여 pad의 충격 보호 성능을 평가하였다. 그러나, 기존 연구 중 3건(Daners et al., 2008; Madrecka et al., 2012; Schmitt et al., 2004)의 연구가 인체 FEM을 제작하지 않아 실제 고관절 부위에 작용하는 force 및 stress에 대한 평가는 미흡한 실정이고, Majumder et al. (2008b)의 경우 인체 FEM을 개발하여 충격 보호 성능 평가를 수행하였으나, 기존 3건의 연구와 같이 pad에 작용하는 force 및 stress만 평가하고 pad 착용 시 인체에 미치는 force 및 stress가 같은 영향력은 파악하지 않았다. 또한, 기존 FEM 기반 충격 보호 성능 평가 연구 모두 개발된 FEM의 mesh quality에 대한 검증이 수행되지 않아 결과 값의 신뢰성이 떨어지는 실정이다.

Table 1.1. 기존 FEM 기반 충격 보호 성능 평가 연구 동향

No	Author (year)	낙하 FEM 유형 (impactor/human)	평가 대상 hip protector	연구 목적	해석 Measure	FEM simulation 설계
1	Daners et al. (2008)	Impactor model (직사각형 판) 낙하	Protector shell 6 종 	Impact simulator 의 한계(다양한 종류의 pad 제작의 어려움)를 보완한 성능 평가	Pad 의 total peak force 및 displacement	
			Shell 및 foam 으로 구성된 hip protector 6 종(Shell (15mm), Foam (15 mm), Shell & Foam (5 mm, 10 mm, 15 mm))	Strip 개수, 두께 별 충격 보호 성능 평가		
2	Majumder et al. (2008)	Human model 낙하 58 years old 1 male cadaver (CT-scan data)	두께별 polystyrene (EPS) foam 3 종	두께에 따른 충격 흡수 성능 평가	Pad 의 total peak force Fracture risk (Fmax/Femoral fracture load)	
3	Madrecka et al. (2012)	Impactor model 낙하	입자별 polyurethane gel pad 4 종	무게 및 재질에 따른 hip pad 의 충격 흡수 성능 평가	충격 부위 total peak force	
			무게별 polyurethane gel pad 6 종		Pad energy (전체 충격량)	
			형상을 고려하지 않음		Pad 의 stress 및 strain	
4	Schmitt et al. (2004)	Impactor model 낙하	인체 geometry 기반으로 설계된 강도 3 종 (hard, soft, hard + soft)의 pad	Impact simulator 및 FEM 와 비교하여 검증 종류에 따른 충격 흡수 성능 평가	Pad 의 force Artificial femoral neck 의 force	

따라서, 기존 연구의 한계점을 보완하고 재현성과 신뢰성을 모두 확보할 수 있는 hip protector의 충격 보호 성능 평가를 위해서는 (1) hip protector 강도 및 종류에 대한 정확한 수치적 정보가 제공되어야 하며, (2) 표준화된 biomechanical testing system (Robinovitch et al., 2009)를 적용한 impact simulator 기반 충격 보호 성능 평가가 필요하며, (3) 인체 특성을 고려하고 mesh quality가 검증된 인체 FEM을 활용하여 worse case fall을 재현한 FEA 기반 hip protector의 충격 보호 성능 평가가 필요하다.

1.2. Objectives of the Study

본 연구는 한국인 고령층의 인체 형상을 고려하여 개발된 hip protector의 충격 보호 성능 평가를 위한 유한 요소 해석을 목표로 (1) 문헌조사를 통한 충격 보호 성능 평가 protocol 수립, (2) Impact simulator 기반 hip protector 충격 보호 성능 평가 시스템 개발, (3) 충격 보호 성능 평가를 통한 hip protector 적정 경도 범위 파악, (4) 인체 특성이 고려된 finite element model (FEM) 개발, (5) FEM 기반 finite element analysis (FEA)를 통한 hip protector의 최적 경도 및 우수 물성 도출의 다섯가지 세부 목표를 가진다.

첫째, 본 연구는 hip protector의 충격 보호 성능 평가 protocol 수립을 위해 기존 문헌으로부터 충격 보호 성능에 영향을 미치는 주요 설계 인자와 평가 방법을 파악하고, 본 연구에 적합한 hip protector 충격 보호 성능 평가

protocol을 수립하였다.

둘째, 본 연구는 문헌 조사 결과를 기반으로 impact simulator 기반 충격 보호 성능 평가 시스템을 개발하였다. 평가 대상은 충격 보호 성능에 영향을 미치는 주요 설계 인자(물성 및 경도)를 고려하여 한국인 고령층의 인체 형상을 고려하여 개발된 7가지 경도의 polyurethane 재질의 hip protector pad를 평가 대상 시료로 제작하고, 충격 보호 성능 평가 시스템은 Robinovitch et al. (2009)의 pendulum based drop tower system을 참고하여 Size Korea, (2015)에 수집된 정보 중 한국인 여성 고령층(60세 이상)의 인체 치수 정보에 기반한 van Den Kroonenberg et al. (1995)의 rigid model을 활용하여 계산된 total peak force를 기준으로 parameters를 선정하여 설계되었다. 또한, 실제 대퇴부위 뼈 및 주변 조직과 유사하게 제작된 biomechanical test용 surrogate pelvis model (Sawbones, Vashon: WA, USA)을 가공 후 loadcell을 femoral neck에 부착하여 femoral neck force를 측정하고, force plate를 지면에 설치하여 total force를 동시에 측정하도록 설계 되었다.

셋째, impact simulator 기반 충격 보호 성능 평가를 통해 7가지 경도의 pad 중 적정 경도 범위를 도출하였다. 설계된 impact simulator를 활용하여 한국인 인체 형상을 고려하여 개발된 hip protector의 7종의 경도(10 A ~ 70 A) 중 적정 경도 범위를 도출 하였다.

넷째, impact simulator 기반 연구를 보완하고 FEA 기반 hip protector의

충격 보호 성능 평가를 위해 impact simulator 기반 연구의 특성으로 인해 기존 biomechanical testing용 surrogate pelvis model에서 고려되지 못한 고령층 여성의 인체 해부학적 특성 (1) quadriceps angle, (2) femoral neck 부위 (shape, density, size) (3) pelvic, (4) trochanteric soft tissue thickness, (5) bones 및 주변 연조직의 contact 등을 보완하여 FE modeling하였다.

다섯째, 개발된 FEM을 통해 FEA를 수행하여 impact simulator 결과와 FEM을 검증하고, hip protector pad의 최적 경도 도출과 rubber 재질과 본 연구에서 사용한 polyurethane 재질의 물성 비교를 통한 polyurethane 재질의 충격 보호 성능의 우수성을 비교하였다.

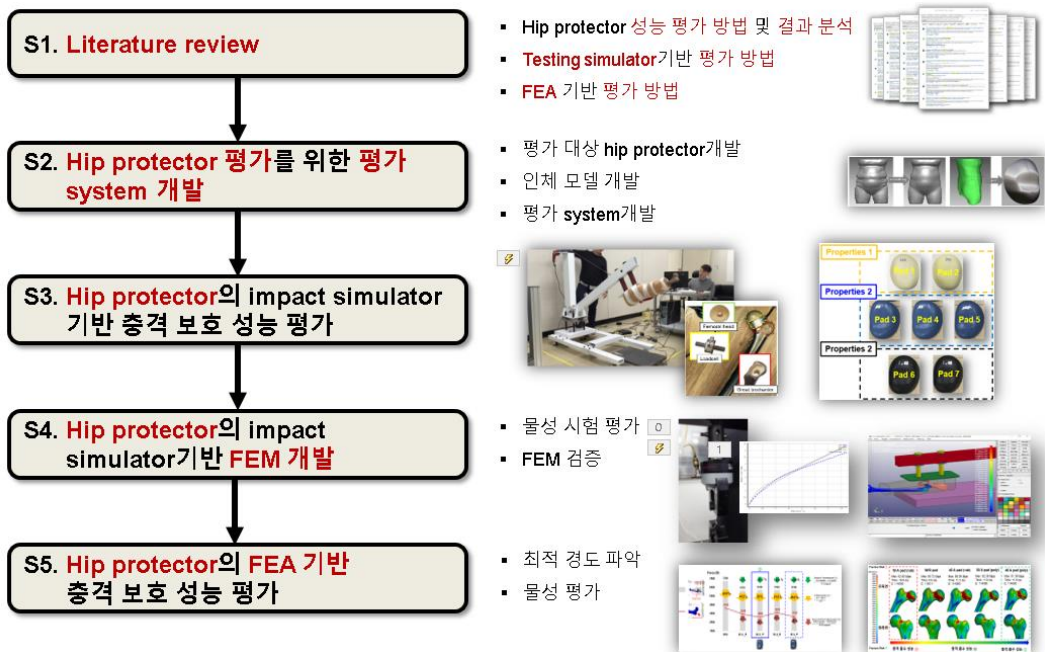


Figure 1.3. Hip protector의 충격 보호 성능 평가 연구 목적

1.3. Organization of the Thesis

본 논문은 7개의 장으로 구성되어 있다. 제 1장은 연구의 배경 및 필요성, 연구 목적 등의 전반적인 연구 개요를 서술하고 있으며, 제 2장은 기존 문헌을 참고하여 고관절의 해부학적 구조 및 기능을 파악하고, web 기반 문헌 조사를 통하여 고관절의 충격 성능 평가를 위한 기존의 연구 방법 및 동향을 서술하고 있다. 제 3장은 sideways fall 시에 인체에 가해지는 force에 대한 이론적 수치를 rigid model을 통해 이론적으로 설명하고 있으며, FEM 제작을 위한 물성 시험 평가 및 FEM의 mechanical 특성을 서술하고 있다. 제 4장은 1장과 2장에서 분석된 기존 연구 결과를 통해 impact simulator 기반 hip protector의 충격 보호 성능 평가 system을 개발하고, 한국인 여성 고령층에 적합한 polyurethane 재질의 7종의 hip protector를 제작하였다. 제 5장은 제 4장의 impact simulator 기반 연구를 보완하여 유한요소모델을 제작하고, 유한요소해석 기반의 충격 보호 성능 평가를 제안하였다. 제 6장은 제 4장과 제 5장에서 분석된 hip protector의 충격 보호 성능 평가 방법 및 충격 보호 성능 평가 결과에 대한 본 연구의 의의 및 한계에 대한 토의 내용을 서술하고 있으며, 제 7장은 본 연구의 결론 및 추후 연구에 대하여 서술하고 있다. 마지막 부록은 각 장에서 기술된 구체적인 분석 내용 및 정보를 제시하고 있다.

II. Literature Review

2.1. Functional Anatomy of the Hip

고관절 부위는 뼈, 인대, 근육, 힘줄, 혈관 등으로 구성되며 해부학적으로 복잡한 구조를 가지고 있다. 본 장에서는 고관절의 근골격계 구조와 관련된 고관절의 기능에 대하여 *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Rehabilitation* (Donald A. Neumann, 2010) 및 *Gray's Anatomy for Students E-Book* (Drake. Richard, 2009)를 참고하여 기술하였다.

2.1.1. Bones of the Hip

고관절(Coax 또는 hip joint)은 골반의 외측 비구부(acetabulum)와 대퇴골두(femoral head)가 만나는 부분으로, 소켓역할을 하는 비구부와 공 모양의 대퇴골두가 이루는 구와 소켓(ball and socket joint)형태이며, 다양한 방향으로 관절 운동이 가능한 관절이다(Figure 2.1). 대퇴골두와 비구부는 관절 연골로 덮여있으며, 외측 비구부에는 비구순(acetabular labrum)이 비구와 함께 대퇴골두를 덮고 있으며, 그 외측으로 관절낭이 비구부와 대퇴 경부를 함께 감싸고 있다.

고관절과 닿는 뼈는 골반골(pelvis), 대퇴골(femur)이며, 골반은 장골(ilium), 좌골(ischium), 치골(pubis)로 구성되어 있다(Figure 2.2). 골반은 어릴

때는 분리되어 있다가 성인 (20세 이상)이 되면서 하나의 뼈로 합쳐지게 된다.

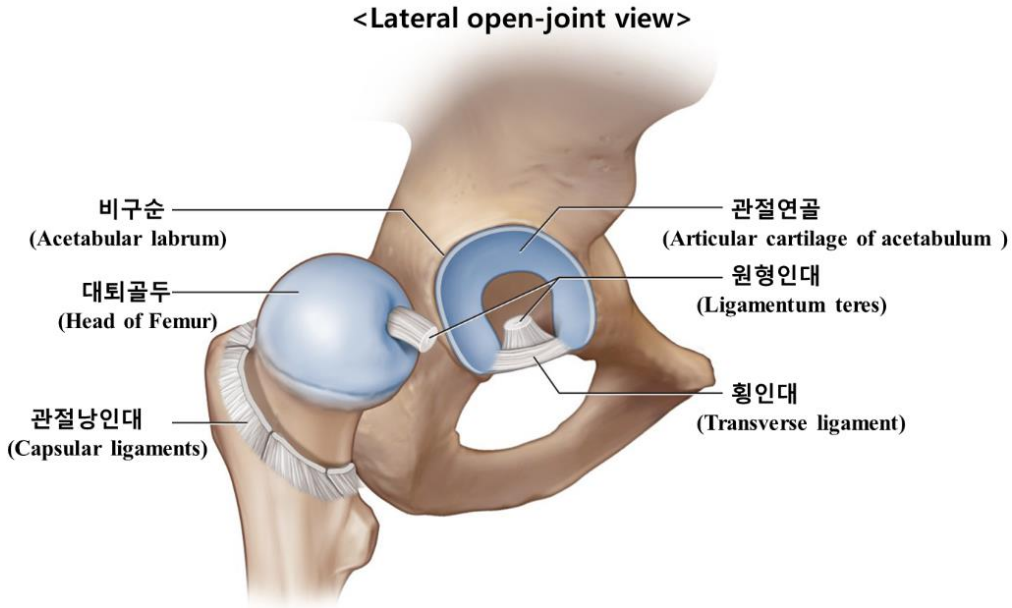


Figure 2.1. Hip joint의 해부학적 구조

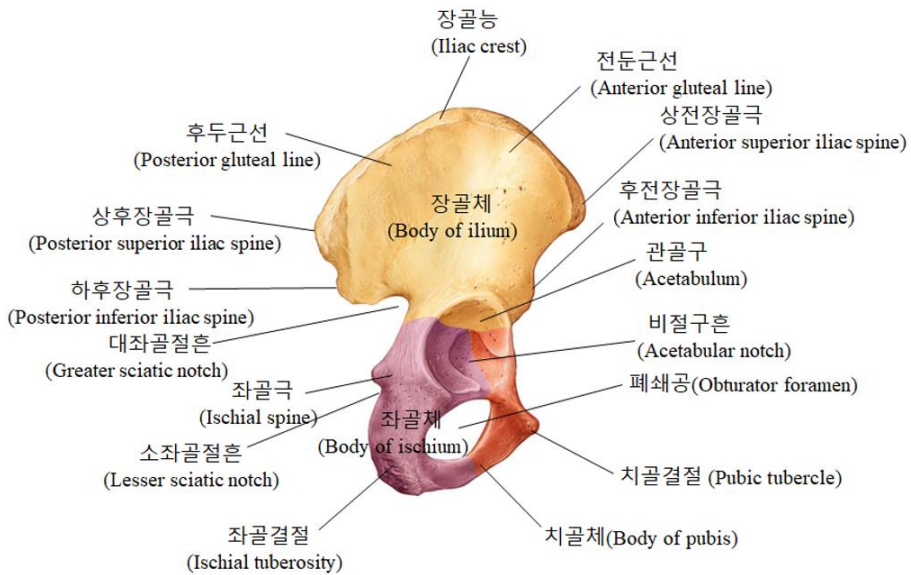


Figure 2.2. Pelvis의 해부학적 구조

척추의 제일 하단부에 위치한 천골(sacrum)도 강한 결합 조직(인대)으로 골반에 부착되어 있다. 이렇게 구성된 골반은 내측으로는 흉곽(thorax) 아래 커다란 그릇과 같은 공간을 만들고, 외측으로는 고관절에 대한 소켓 역할을 하는 둥근 컵 모양의 공간인 비구를 만든다. 비구부의 80%는 장골과 좌골로 되어 있으며, 20%는 치골로 구성되어 있다. 골반의 내측 공간에는 Figure 2.3과 같이 여러 소화기관과 비뇨생식기관이 위치하고 있으며, 다리로 내려가는 주요 신경과 혈관들이 분포한다. 또한 골반 하부에는 대퇴골을 움직이는 근육들이 골반에 부착하며, 골반 상부에는 몸통을 움직이는 근육들이 부착되어 있다.

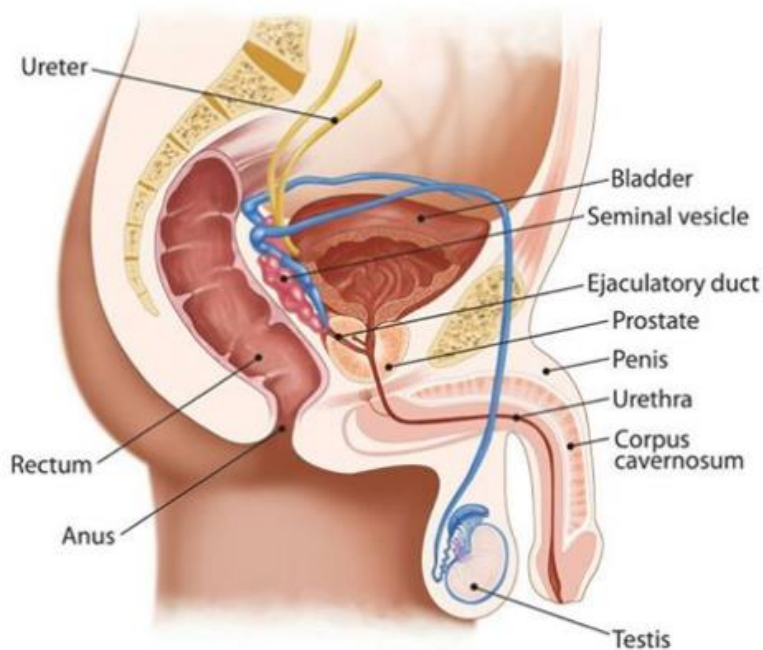


Figure 2.3. Hip 내측의 소화기관 및 생식기관

대퇴골(femur)은 인체 골조직 중 가장 크고 길며, 크게 골반골의 외측인 비구부와 연결되는 상부, 슬개골(patella)과 연결되는 하부, 그리고 양쪽 대퇴부 극한을 이어주는 몸통(shaft)으로 구성되어 있다(Figure 2.4). 대퇴골은 전체 신장의 약 1/4 가량을 차지하며, 정상 한국인들의 경우에는 약 40 ~ 50 cm 정도의 길이를 가진다. 상부 대퇴골은 부위에 따라 공모양의 대퇴 골두(femoral head), 대퇴 골두에서 기시하여 전자간부를 잇는 가늘어지는 부분인 대퇴 경부(femoral neck), 대전자(greater trochanter)와 소전자(lesser trochanter)사이를 잇는 부위로 여러 근육들이 부착하는 전자간부(intertrochanter)로 나뉘어진다. 정상 성인의 경우 대퇴골두는 비구부와 일직선으로 연결되지 않고, Figure 2.5와 같이 120° ~ 135° (Donad A. Neumann, 2010)의 neck shaft angle로 내측으로 돌출되어 있으며, 정상 각도 범위를 벗어나면 내반고(coxa vera) 또는 외반고(coxa valga)라 불리는 엉덩이 변형이 발생하여 하지 부위 손상의 요인이 된다. 하부 대퇴골은 측방(lateral)과 내부(medial) 관절용기(condyle)로 구성되며, 좌우로 넓은 모양을 가진다. 대퇴골의 몸통인 간부(shaft)는 긴 원통형(long cylindrical)형태이며 양쪽 대퇴부 극한(femoral extremities)을 연결하는 역할을 한다.

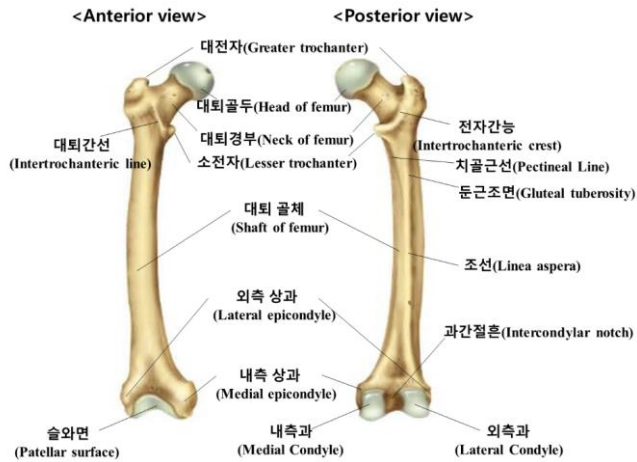


Figure 2.4. Femur의 해부학적 구조

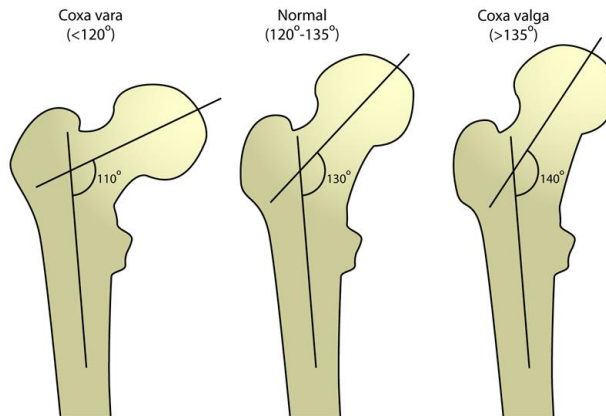


Figure 2.5. Femur의 neck shaft angle

마지막으로, 성인의 대퇴골 내부는 크게 치밀골(cortical bone, compact bone, osteonal bone), 해면골(cancellous bone, spongy bone, trabecula bone), 골수강(medullary cavity) 및 골수(bone marrow)로 구성되며 그외 연골(cartilage), 골막(periosteum), 골단판 또는 골단선(epiphyseal line)로 구성된다(Figure 2.6).

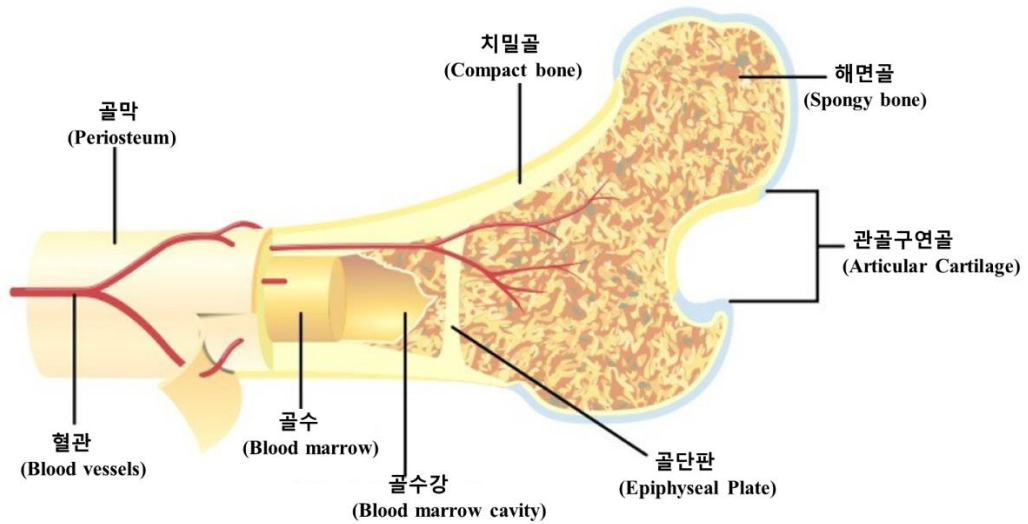


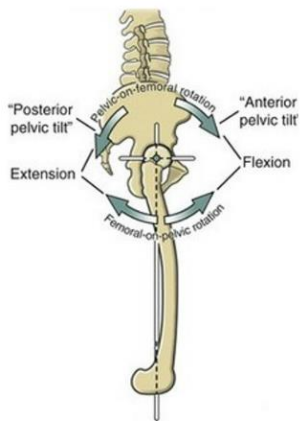
Figure 2.6. Femur의 내부 구성

2.1.2. Osteokinematics

Hip joint의 뼈운동형상학을 설명하는 방법에는 대퇴골에 대한 골반의 엉덩관절 뼈운동형상학(pelvic on femoral hip osteokinematics)과 골반에 대한 대퇴골의 엉덩관절 뼈운동형상학(femoral on pelvic hip osteokinematics)이 있다. Hip joint의 뼈운동형상학은 3면(sagittal plane, frontal plane, horizontal plane), 3축(x, y, z축)에서 3종류(tilt, lateral tilt, lateral rotation)의 움직임이 발생하며, femoral head 중심과 knee joint 중심 사이의 직선이 hip joint의 돌림축이다. 고정된 대퇴골에 대한 골반 및 몸통의 운동은 Figure 2.7과 같이 척추의 요추 부위 운동과 고관절의 운동으로 이루어진다. 먼저, pelvic tilt(골반 기울임)은 상방회전 및 하방회전(upward and downward rotation)운동으로 나뉘지며, 상방회전(upward rotation)은 고정된

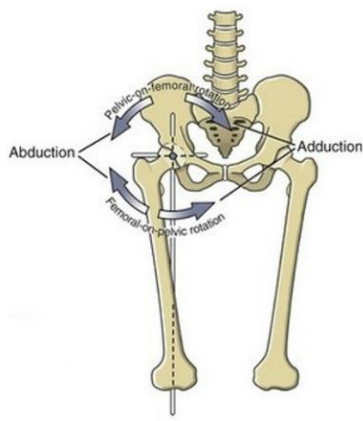
femur위에서 pelvic이 앞으로 기울어지는 움직임(anterior tilt)으로, pelvic의 앞쪽이 위로 올라감으로 인해 hip joint flexion 및 lumbar hyperextension이 발생한다. 하방회전(doward rotation)운동은 고정된 femur위에서 pelvic이 뒤로 기울어지는 움직임(posterior tilt)으로 lumbar flexion 및 hip joint extension이 발생한다. 외측굴곡 움직임(pelvic lateral tilting)은 한쪽 골반이 다른 쪽 골반보다 내려가는 움직임으로 pelvic lateral tilt와 lumbar lateral flexion이 동시에 발생한다. 이때 hip joint abduction 또는 pelvic depression이 발생하면 lateral tilting은 감소하고, hip joint adduction 또는 pelvic elevation이 발생하면 lateral tilting은 증가한다.

<Sagittal plane rotation>



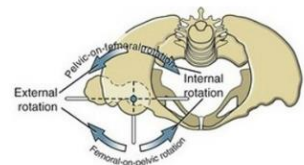
(a) Pelvic tilt

<Frontal plane rotation>



(b) Pelvic lateral tilt

<Horizontal plane rotation>



(c) Pelvic lateral rotation

Figure 2.7. Pelvic on femoral hip osteokinematics

외측회전(pelvic lateral rotation) 운동은 보행시 중요한 역할을 하는 운동으로, 수직축(longitudinal axis)을 중심으로 femur가 고정된 상태에서 pelvis가 회전하여 hip internal rotation 및 hip external rotation이 발생한다. 이때 체중을 지지한 상태에서 반대쪽 골반이 앞으로 움직이는 경우 hip joint에서 internal rotation이 발생하며, 뒤로 움직이는 경우 hip joint에서 external rotation이 발생한다.

고정된 골반에 대한 대퇴골의 운동은 Figure 2.8과 같이 굴곡(flexion), 신전(extension), 외전(abduction), 내전(adduction), 원운동(circular rotation), 내측회전(internal rotation) 및 외측회전(lateral rotation) 등이 있다. 굴곡운동은 대퇴를 앞쪽 또는 위쪽으로 움직여 복부에 닿게 하는 것과 같은 운동이며, 신전운동은 대퇴를 후방으로 움직이는 운동이다. 외전은 하지를 외측으로 벌리는 운동으로 양쪽 하지의 사이가 넓어지며, 내전은 양측 하지를 모으는 운동이다. 원운동은 앞서 언급한 4가지 운동이 혼합된 것이다. 내측회전 운동은 슬개골(patella)이 안쪽을 향하도록 하지를 회전시키는 운동이고, 외측회전 운동은 반대로 슬개골이 바깥쪽으로 향하도록 하지를 회전시키는 운동이다. 고관절 굴곡운동은 대퇴골의 골두 및 경부가 하지의 장축에 있지 않기 때문에, 회전은 대퇴골두의 위 부분을 중심으로 이루어진다.

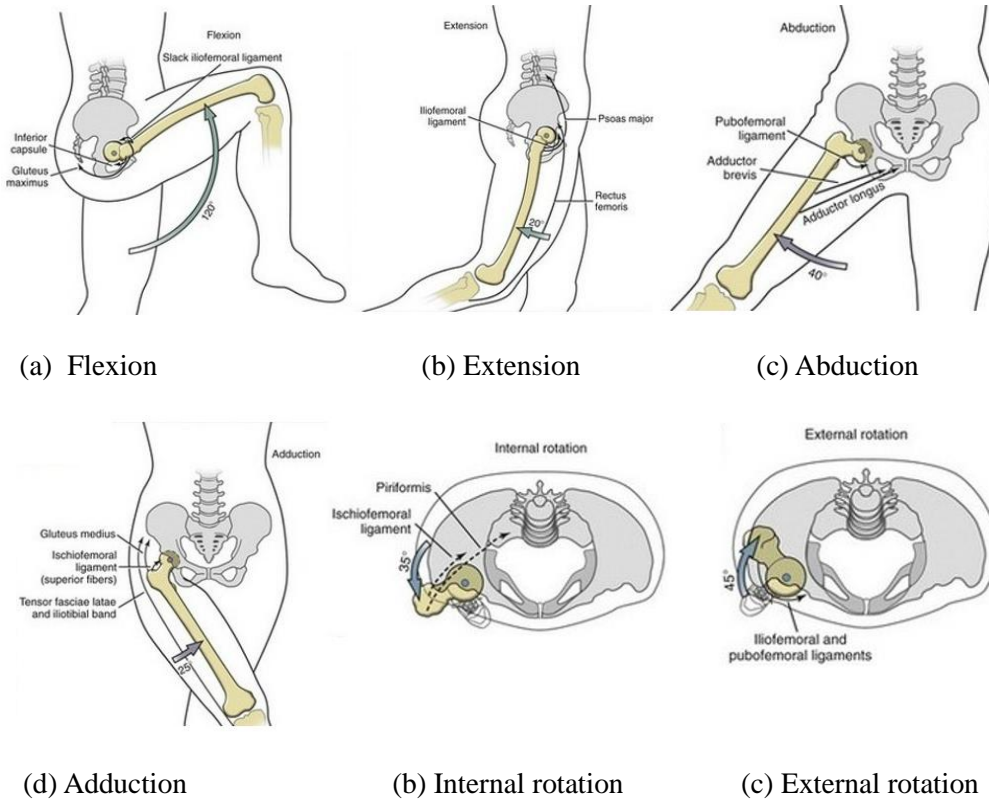


Figure 2.8. Femoral on pelvic hip osteokinematics

2.1.3. Muscle of the Hip

고관절의 운동에는 상기에서 서술한대로 내전, 굴곡, 외전, 신전이 있으며, 내전은 내측(medial), 굴곡은 대퇴부 및 둔부의 전방(anterial), 외전은 외측(lateral), 그리고 신전은 후방(posterior)에 있는 근육의 작용에 의해 일어난다. 내측에 위치한 근육들은 Figure 2.9와 같이 대내전근(adductor magnus), 장내전근(adductor longus), 단내전근(adductor brevis)이 있으며, 모두 내전운동에

관여하여 이름에 adductor가 붙는다. 이외에 박근(gracilis)와 치골근(pectineus)이 있다. 이 근육들은 하지의 내전운동에 관여하며, 폐쇄신경(obturator nerve)에 의해 작용한다. 예외로 치골근의 경우 대퇴신경(femoral nerve)에 의해 작용한다. 전방에 위치한 근육들은 장골근(iliacus)과 대요근(psoas major)으로 구성된 장요근(iliopsoas muscle), 봉공근(sartorius), 3개의 광근(vastus)인 내측광근(vastus medialis), 중간광근(vastus intermedius), 외측광근(vastus lateralis), 그리고 대퇴직근(rectus femoris)으로 이루어진 대퇴사두근(quadiceps femoris group)이 있다. 이 근육들은 하지의 굴곡운동에 관여하며, 대퇴신경에 의해 작용한다. 또한, 대퇴사두근의 4개근들은 경골조면에 기시하며 슬관절 신전(knee extensor)에 작용한다. 따라서, 고관절이 굴곡되었을 때 슬관절은 신전하게 되며, 반대로 고관절이 신전하면 슬관절은 굴곡하게 된다.

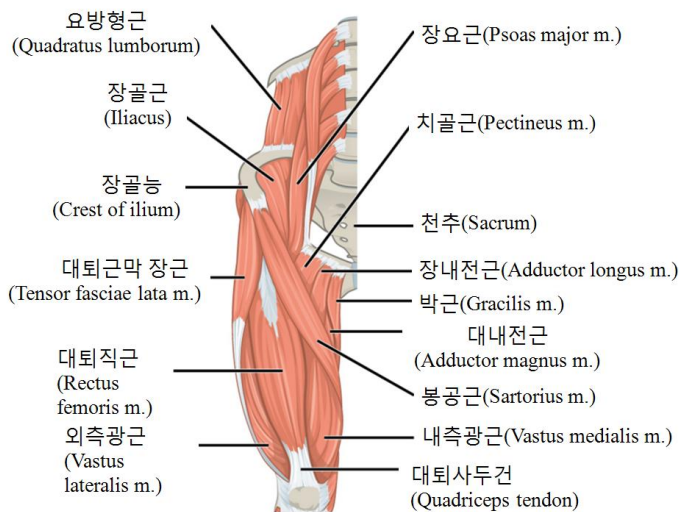


Figure 2.9. Hip의 전방 및 내측 근육

외측에 위치한 근육들은 Figure 2.10과 같이 둔부에 있는 둔근(gluteus)이 있다. 둔근은 크기에 따라 대둔근(gluteus maximus), 중둔근(gluteus medius), 소둔근(gluteus minimus)의 3가지가 있다. 그 옆쪽에는 대퇴근막장근(tensor fasciae latae)이 있다. 이 근육들은 하지의 외전 운동에 관여하며, 상둔신경(superior gluteal nerve)에 의해 작용한다. 예외로 대둔근의 경우 외측후방에 위치하여 신전 운동에 관여하며, 하둔신경(inferior gluteal nerve)에 의해 작용한다.

후방에 위치한 근육은 슬픽근(hamstring)으로 대퇴이두근(biceps femoris), 반건양근(semitendinosus), 반막양근(semimembranosus)으로 구성되어 있다. 이 근육들은 좌골결절에서 기시하여, 고관절을 신전시키고 슬관절을 굴곡시키는 움직임에 관여하며, 좌골신경(sciatic nerve)에 의해 작용한다.

또한, 외측회전 운동(lateral rotation)에 관여하는 6개의 외회전근(lateral rotators)인 이상근(pisiforms), 상쌍지근(gemellus superior), 내폐쇄근(obturator internus), 하쌍지근(gemellus inferior), 외폐쇄근(obturator externus), 대퇴사두근(quadratus femoris)가 있으며, 고관절의 안정성을 확보해주며 대퇴부를 바깥쪽으로 회전함과 동시에 고관절을 안쪽으로 회전하는 역할을 한다. 폐쇄신경에 의해 작용하는 외폐쇄근을 제외하고는 모두 천골신경총(sacral plexus)에 의해 작용한다. 내측회전 운동(medial rotation)의 경우 상기의 외측 및 내측에 위치한 근육들에 의해 작용한다.

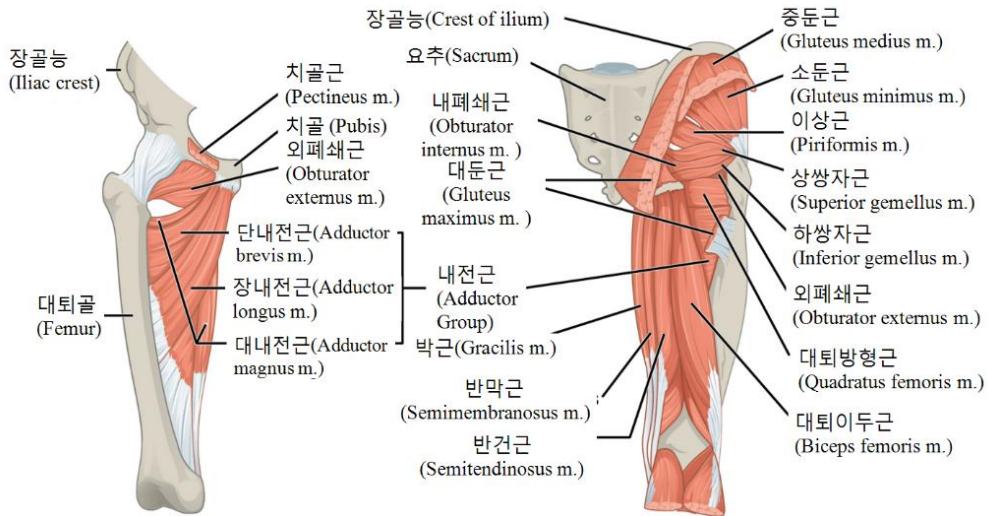
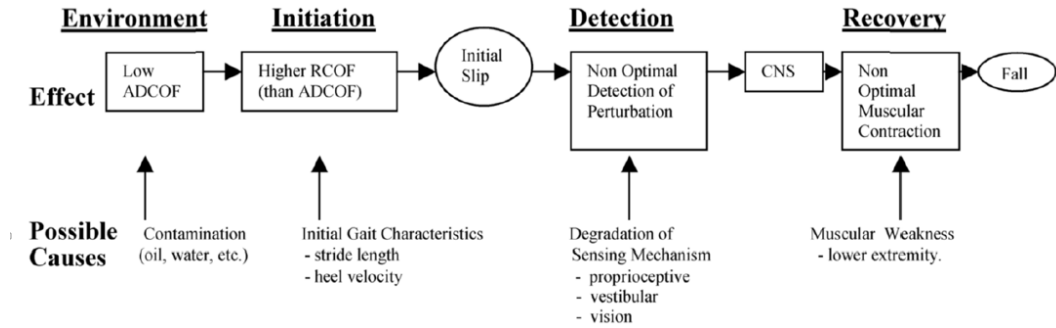


Figure 2.10. Hip의 후방, 외측 및 외회전 근육

2.2. Characteristics of Hip Fracture by Fall

2.2.1. Biomechanical Principles of Falls

낙상은 ‘사고, 의식소실, 실신이나 경련’ 등으로 본인의 의사와 상관없이 뜻하지 않게 위에서 아래쪽으로 신체의 위치가 이동하는 것을 일컫는다(Tinetti et al., 1997). Lockhart et al. (2005)은 Figure 2.11과 같이 내외적 위험인자와 같은 environment에 의해 initial slip이 발생하였을 때 detection 단계에서 국문용어(degradation of sensing mechanism)인 시야(vision), 전정계(vestibular), 고유수용성감각(proprioception)에 따라 반사신경이 근육으로 전달되었을 때 recovery 단계에서 근육 활성화가 느리게 발생하거나, 근육 활성화가 빠르게



RCOF: Required coefficient of friction
 ADCOF: available dynamic coefficient of friction

Figure 2.11. 낙상의 생체역학적 원리 (Lockhart et al., 2005)

발현되더라도 신체가 protective mechanism을 발현하기에 근력이 부족하면 낙상이 발생하는 것을 파악하였으며, 젊은층에 비해 고령층일수록 고유수용성감각의 저하에 의한 muscle latency times의 감소로 muscle relaxed에서 active로의 전환이 느려 낙상이 발생하는 것을 파악하였다($F[2,39] = 13.77; p < 0.0001$).

2.2.2. Biomechanical Principles of Hip Fracture by Fall

낙상에 따른 고관절 골절의 생체역학적 원리는 Figure 2.12와 같이 낙상 전(fall initiation), 낙상(fall decent), 충돌(impact)의 각 단계별 위험 요인(risk factor) 및 고관절의 내구성(structural capacity of the hip)에 따라 고관절 골절이 발생하는 원리를 말한다(Hayes et al., 1996). Hayes et al. (1996) 및 Robinovitch et al. (1991)은

Figure 2.13과 같이 0.7 m 높이(성인 엉덩이 높이 평균)에서 성인 남,녀 20, 30대 ($n = 6$)를 대상으로 인체 낙하 실험(pelvis release experiment)을 통해 근육 상태(muscle active & relaxed state)에 따른 낙상 시 충격힘을 도출하였다. 그 결과 muscle active state 일 때 남성은 12,100 N, 여성은 6,370 N, 그리고 muscle relaxed state 일 때 남성은 6,100 N, 여성은 5,050 N으로 충격힘이 발생하였으며, 성별 및 근육 상태에 따라 낙상 시 충격힘에 차이가 있음을 파악하였다.

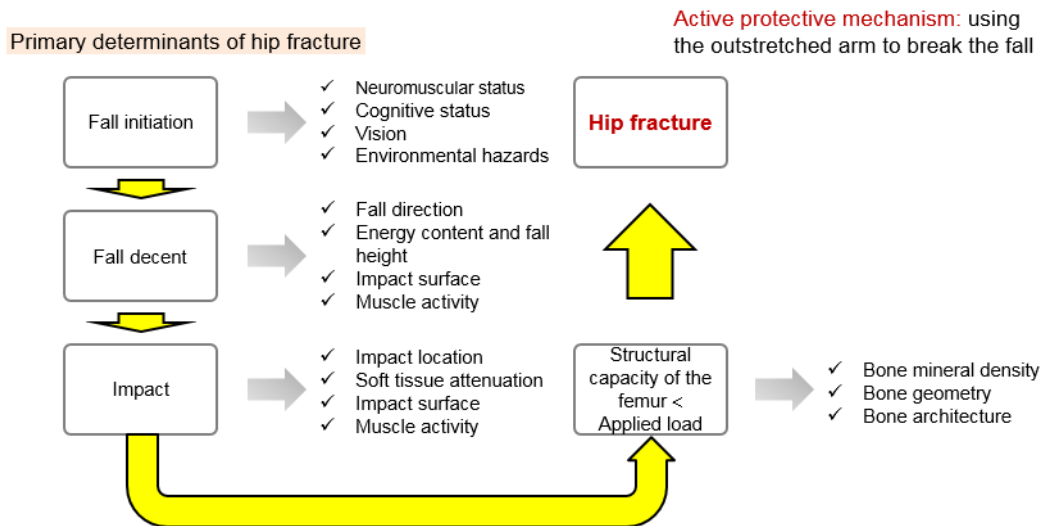


Figure 2.12. 낙상에 따른 고관절 골절의 생체역학적 원리 (Hayes et al., 1996)

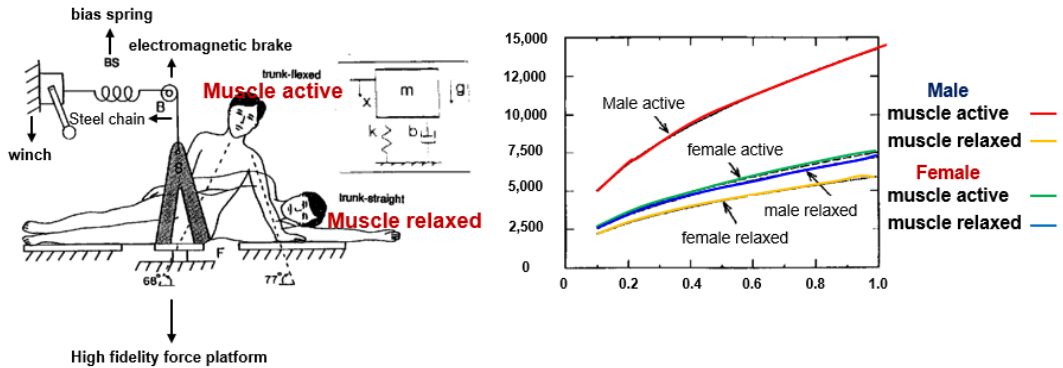


Figure 2.13. Pelvis release experiment를 통한 mathematical body model

(Hayes et al., 1996; Robinovitch et al., 1991)

2.2.3. Risk Factors of Hip Fracture

고관절 골절의 위험 요인(risk factors of hip fracture)은 인구학적 인자와 병리학적 인자와 같은 내인적 위험 인자와 낙상 형태, 주변 환경, 특정 시기와 같은 외인적 위험인자로 정의할 수 있다. Lim et al. (2010)은 낙상에 따른 고관절 골절의 위험인자를 외인적 위험인자와 내인적 위험인자로 분류하였으며, 외인적 위험인자는 특정 시기, 낙상 형태, 장소와 같은 환경적 요인으로 정의하였고, 내인적 위험 인자는 여성, 노인과 같은 인구학적 정보(demographical information)와 병력, 근력 약화 등의 신체 상태로 정의하였다.

Hip fracture의 인구학적 요인에는 연령, 성별, 신장, 몸무게, BMI, soft tissue 두께, 인종 등이 있다. Bjorgul & Reikeras (2007), Chevalley et al. (2007), Lonnroos et al. (2006)은 남성에 비해 여성이 두 배 가량 고관절 골절의 위험도가

높아짐을 파악하였다. 그 이유로 첫째, 여성에게 많이 생기는 관절염과 빈혈, 기립성 저혈압으로 인한 어지럼증에 따라 여성 노인의 낙상 빈도를 증가시켜 여성의 고관절 골절 발생률을 높이는 것으로 파악하였고, 둘째 낙상 빈도 및 뼈 강도 즉, femoral strength의 차이로 인한 것으로 여성의 경우 50대 이상부터 골밀도를 유지시키는 여성 호르몬이 급격히 저하되어 femoral strength가 남성에 비해 낮아지는 것으로 파악되었다. 또한, Robionovitch et al. (2009)는 sideways fall상태에서 Table 2.1과 같이 골절을 일으키는데 필요한 압축력(compressive force)을 측정하여 65세 이상 고령층의 남성과 여성 cadaver의 femoral strength를 파악한 16개 문헌의 연구 결과의 평균값을 통해 남성에 비해 여성의 femur strength가 낮은 것을 밝혔다.

Table 2.1. Sideways fall을 통한 고령자의 cadaveric proximal femur의 strength를 도출한 연구 결과 (Robinovitch et al., 2009)

Author (years)	Condition	Subject age (Mean ± SD, years; sample size, <i>n</i>)			Femur strength (Mean ± SD, N)		
		Female	Male	Mixed	Female	Male	Mixed
Lotz and Hayes, (1990) ^c				69 ± 9; <i>n</i> = 24			2,110 ± 1,060
Courtney et al. (1994) ^c	Deformation rate = 100 mm/s			74 ± 7; <i>n</i> = 8			4,100 ± 1,600
	Deformation rate = 2 mm/s			74 ± 7; <i>n</i> = 8			3,440 ± 1,330
Bouxsein et al. (1995) ^c				76 (59 ~ 96) ^b ; <i>n</i> = 16			3,680 ± 1,540
Pinilla et al. (1996) ^c	0° Load angle			79 ± 11; <i>n</i> = 11			4,050 ± 900
	15° Load angle			81 ± 7; <i>n</i> = 11			3,820 ± 910
	30° Load angle			74 ± 11; <i>n</i> = 11			3,060 (890)
Cheng et al. (1997), (1998) ^d		71 ± 15; <i>n</i> = 28	67 ± 15; <i>n</i> = 36	69 ± 15; <i>n</i> = 64	3,140 ± 1,240	4,630 ± 1,550	3,980 ± 1,600
Bouxsein et al. (1999) ^c		82 ± 13; <i>n</i> = 16	78 ± 10; <i>n</i> = 10	81 ± 12; <i>n</i> = 26	1,997 ± 1,127	3,593 ± 1,614	2,636 ± 1,534
Keyak et al. (2000) ^c				70 (52 ~ 92) ^b ; <i>n</i> = 17			2,400 ^a
Lochmuller et al. (2002) ^d		82 ± 9; <i>n</i> = 63	76 ± 11; <i>n</i> = 42		3,070 ± 1,060	4,230 ± 1,530	
Eckstein et al. (2004) ^d				79 ± 11; <i>n</i> = 54			3,925 ± 1,650
Heini et al. (2004) ^c				76 ± 7; <i>n</i> = 20			2,499 ± 695
Manske et al. (2006) ^c				69 ± 16; <i>n</i> = 23			4,354 ± 1,886
Pulkkinen et al. (2006) ^d		82; <i>n</i> = 77	79; <i>n</i> = 63	81; <i>n</i> = 140	2,821 ^a	4,209 ^a	3,472 ^a
Bouxsein et al. (2007) ^c				81 ± 11; <i>n</i> = 49			3,353 ± 1,809
Pulkkinen et al. (2008) ^d	Cervical fx	82 ± 11; <i>n</i> = 34	78 ± 11; <i>n</i> = 28		2,879 ± 1,117	4,079 ± 1,165	
	Trochanteric fx				3,053 ± 976	5,506 ± 1,374	
Average					2,827 N	4,375	3,392
Median					2,996 N		

^aSD not provided; ^bRange (not SD) reported

^cSpecimens were stored fresh-frozen

^dSpecimens were embalmed in alcohol/formalin

^eSpecimens were stored frozen, but the authors did not specify

16개 문헌 중 Courtney et al. (1994)은 연령 및 성별에 따른 고관절의 강도(strength)를 비교하였으며, 60 ~ 80대(73.1 ± 7.8 세)의 경우 10 ~ 40대(30.0 ± 11.9 years)에 비해 femur strength가 약 50% 낮았음을 밝혔고(old: 3, 770 N, young: 7,550 N), 전체 문헌의 median 값을 분석한 결과 고령층의 femur strength는 여성의 경우 남성보다 약 30% 낮았다(female: 2,966 N, male: 4,220 N). Kirke et al. (2002) 및 Rowe et al. (1993)은 연령이 증가함에 따라 낙상이 빈번하게 발생하여 고관절 골절 발생률이 높은 것을 파악하였다. Choi et al. (2010), Lauritzen et al. (1993), La Vecchia et al. (1991), Robinovitch et al. (1995)은 BMI 지수가 낮을수록 고관절 골절의 위험도가 높은 것을 파악하였으며, Choi et al. (2010)은 Low BMI는 high BMI보다 266% 높은 것을 파악하였다($F = 6.7, p = 0.024$). 이는 높은 BMI 지수의 fat tissue가 natural padding의 역할을 하는 것으로 파악되었다. Farahmand et al. (2000) 및 Owusu et al. (1998)은 키와 몸무게에 대한 고관절 골절 위험도의 상관성에 대해 분석한 결과 키가 클수록 고관절 골절 위험도가 높아짐을 파악하였다. 반면에 몸무게가 많이 나갈수록 충격량 및 충격력 또한 커지나, trochanter를 덮고 있는 soft tissue 두께가 두꺼워져 충격 흡수 효과가 발생함으로 몸무게와 고관절 골절 위험도간에 절대적인 상관성은 없음을 파악하였다.

Lafleur, (2016)은 인체 trochanter 부위를 덮는 soft tissue 두께를 측정한 기존 연구를 Table 2.2와 같이 정리하였다. Robinovtich et al. (1995)은 60세 이상 고령층 여성의 trochanter 부위의 soft tissue 두께는 사체의 대전자 점액낭(greater trochanteric bursa)을 needle probe로 측정하여 인체의 soft tissue 두께가 8 ~ 45 mm, 평균이 24 mm인 것을 파악하였으며, 낙상 실험 시 일정한 impact energy가 작용할때 soft tissue 두께 1 mm 당 femoral neck에 작용하는 peak force가 71 N 감소하는 것을 파악하였다. 또한, Bouxsein et al. (2007), Minns et al. (2007), Nielson et al. (2009)은 고관절 골절군과 비골절군의 soft tissue 두께를 조사하여 고관절 골절 위험도를 파악하였다. Minns et al. (2007)은 고령층 여성의 고관절 골절군 ($n = 20$)에서 soft tissue 두께가 18 mm, 비골절군($n = 12$)에서 28 mm인 것으로 soft tissue 두께가 두꺼울수록 고관절 골절 위험도가 낮아짐을 파악하였다. Bouxsein et al. (2007)은 평균 80세의 고령층 여성을 대상으로 hip fracture군 ($n = 21$)에서 평균 soft tissue 두께가 40.4 mm로 controls군 ($n = 42$)에서 평균 soft tissue 두께 49.8 mm에 비해 얇은 것을 파악하였다.

Table 2.2. Trochanteric soft tissue thickness를 계측한 기존 연구 결과 (Lafleur, 2016)

Authors (years)	Category	Sample Size	Age (years)	TSTT (mm)	Method	Major Contribution (for TSTT)
Robinovitch et al. (1991)	Mechanical role	7 males and 7 females	26.9 ± 5.5 (20 ~ 35)	26.1 ± 12.7 (9.0 ~ 50.0)	US (standing)	Pioneer study that first demonstrated that TSTT influences pelvic stiffness
Robinovitch et al. (1995)		3 male and 6 female cadavers	72.0 ± 4.0 (60 ~ 102)	24.0 ± 13.0 (8.0 ~ 45.0)	Direct measurement	First to use surrogate pelvis test system, made attenuation equation of 71N/mm
Etheridge et al. (2005)		10 female pelvises	75.9 ± 8.6 (53 ~ 82)	41.3 ± 18.8 (13.4 ~ 79.0)	CT	Showed that TSTT energy dissipation changes at different velocities
Majumder et al. (2008)		Male FEM of pelvis-femur-TSTT	N/A	5, 14, 17, 23, and 26	N/A	Made a FEM that can be used to simulate different fall scenarios
Majumder et al. (2013)		7 FE males	N/A	5, 14, 17, 23, and 26	N/A	Demonstrated that TSTT was a more dominant parameter than weight and height (when it comes to normalized peak force, time to peak force, and strain ratio)
Choi et al. (2015)		17 young females 17 older females	21.2 ± 2.7 69.9 ± 4.7	32.1 ± 7.2 30.4 ± 14.9	US (sidelying)	Demonstrated that TST stiffness and damping is decreased in older women versus young women
Boussein et al. (2007)	TSTT and Fx risk	42 controls 21 Fx cases (all females)	73.9 ± 8.0 73.9 ± 8.3	49.8, ± 16.8 40.4, ± 16.7	Whole-body DXA	Showed significant difference in TSTT between fracture cases and controls, and was trending to being a predictor of hip fracture (independent of BMD)
Nielson et al. (2009)		222 controls 70 Fx cases (all males)	74.2 ± 6.1 79.7 ± 6.0	31 ± 11.5 29.1 ± 11.9 (13.3 ~ 78.0)	Whole-body DXA and subset of QCT	TSTT was not significantly different between the male groups, but the Factor of Risk was demonstrated to be
Roberts et al. (2010)		48 female and 25 male cadavers	74.4 ± 8.9 (55 ~ 98)	41.86 ± 30.84	BMI regression equations	Showed that the Factor of Risk has better predictive capabilities than using solely BMD T-scores
Dufour et al. (2012)		425 males (26 Fx) 675 women (110 Fx)	76.0 ± 5.1 (67 ~ 95)	30.1 ± 9.3, 29.5 ± 9.9 55.3 ± 16.8 49.5 ± 16.8	BMI regression equations	Factor of Risk was significantly associated to hip fracture risk in a population-based cohort study (in men and women) // Showed that fall force and TSTT was predictive of hip fracture in women, independent of BMD
Maitland et al. (1993)	Measurement technique	50 females	72.0 ± 4.0 (all over 65)	15.0 ~ 85.0	US (standing) and DXA	Found significant correlations between US TSTT, DXA, BMI, BIA and hip circumference
Minns et al. (2007)		12 controls 20 Fx cases (all females)	82.0 (69 ~ 88) 79.0 (76 ~ 93)	18.1 27.9	US (standing)	Provided insights as to how hip protectors should be made// GT is 12cm postero-lateral from ASIS
Schacter and Leslie (2014)		2 cohorts, 188 each 83% female	56.6 ± 20.8 (all over 20) 54.8 ± 20.1 (all over 20)	49.0 ± 23.0 (3.0 ~ 140.0) 48.0 ± 21.0 (3.0 ~ 140.0)	Whole-body DXA	Made regression model of TSTT that uses regional DXA scan info of the spine and hip
Levine et al. (2015)		10 females, 10 males, 20 Mixed	22.3 ± 1.1 22.2 ± 1.9	33.3 ± 6.6, 22.8 ± 9.7 28.1 ± 9.7	US (standing)	Demonstrated that changes of posture (flex, ext, flex+add) influence TSTT

DXA: Dual-energy X-ray absorptiometry; TSTT: Trochanteric soft tissue thickness

QCT: Quantitative computed tomography; BMD: Bone mineral density

BMI: Body mass index; BIA: Bioelectrical impedance analysis

Nielson et al. (2009)은 고령층 남성의 고관절 골절군($n = 70$)에서 29.1 mm ($SD = 11.9$ mm), 비골절군($n = 222$)에서 31.0 mm인 것을 파악하였다. Wright et al. (2012)은 Figure 2.14와 같이 black, Asian, white, hispanic 순으로 hip fracture 발생률이 낮은 것을 파악하여, 인종에 따라 고관절 골절의 위험도에 차이가 있음을 밝혔다.

Hip fracture의 병리학적 요인에는 고관절 골절 경험 유무, 뼈의 골밀도와 기하학적 구조(geometry), 골다공증, 그리고 영양상태 등이 있다. 최용준, (2007), Han et al. (2016), 그리고 Im et al. (2011)은 고관절 골절 경험자가 비경험자에 비해 고관절 골절 재발확률이 높은 것을 파악하였으며, 최용준, (2007)은 Table 2.3과 같이 비골절군에 비해 골절군에서 고관절 장축(hip axis length)의 길이가 유의하게 길었으며($p < 0.05$), 대퇴골 강도 지수(femur strength index)는 골절군에서 유의하게 낮음($p < 0.01$)을 파악하였다. Faulkner et al. (1993)은 연령 및 골밀도에 관계없이 골절군이 비골절군에 비해 hip axis length가 긴 것을 파악하였다. Duboeuf et al. (1991)은 dual energy X-ray absorptiometry (DEXA)를 통해 고관절 골절이 대퇴부의 골 소실과 관련있는 것을 파악하였다. 그 밖에 Compston et al. (2009)은 비타민 D 및 칼슘과 같은 영양 부족으로 인한 골다공증 유발로 고관절 골절 발생률이 증가한다고 밝혔다.

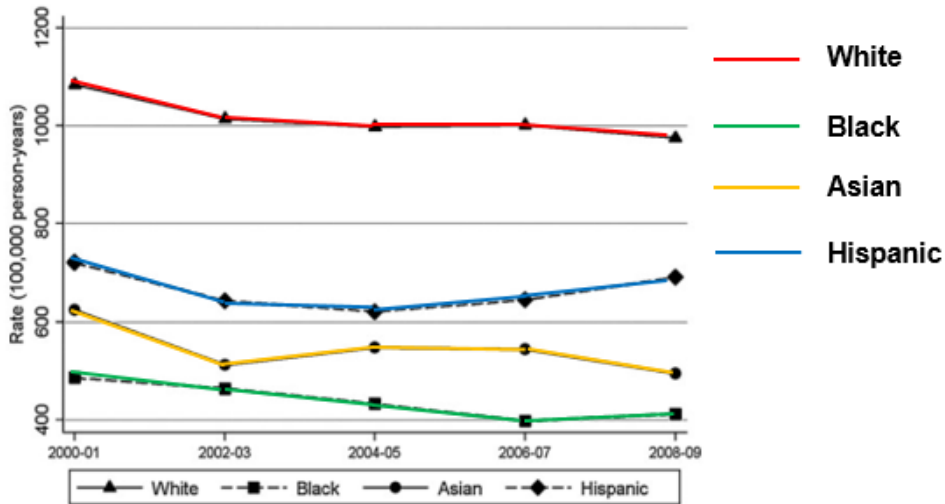


Figure 2.14. 인종에 따른 고령층의 hip fracture 비율 (Wright et al., 2012)

Table 2.3. 고관절 골절 유무에 따른 femoral geometry 특성 (최용준, 2007)

Variables	Hip fracture cases (n = 51)	Controls (n = 51)	P (unadjusted)	P^a (Age-adjusted)
Age (years)	77.4 ± 7.4	67.0 ± 5.6	< 0.001	
Gender (male%)	15.7	11.8	ns	
Weight (kg)	53.2 ± 10.7	53.6 ± 8.2	ns	ns
Height (cm)	155.6 ± 8.0	153.1 ± 6.5	ns	0.013
BMI (kg/m^2)	21.9 ± 3.4	22.8 ± 3.0	ns	ns
BMD _{Femoral neck} (g/cm^2)	0.591 ± 0.103	0.712 ± 0.089	< 0.001	< 0.001
HAL (mm)	103.8 ± 7.1	100.8 ± 5.9	0.014	0.019
FSI ^b	1.27 ± 0.39	1.49 ± 0.28	< 0.001	< 0.001
CSMI ^b (mm^4)	6,508.0 ± 2,472.2	6,455.0 ± 1,612.0	ns	ns
CSA (mm^2)	89.0 ± 20.1	103.1 ± 15.0	< 0.001	ns
D1 (mm)	16.4 ± 3.6	15.3 ± 2.8	ns	0.035
D2 (mm)	47.3 ± 5.7	46.6 ± 3.5	ns	ns
D3 (mm)	32.4 ± 3.7	30.8 ± 1.7	0.008	0.026
y^b (mm)	17.2 ± 1.9	15.8 ± 1.2	< 0.001	0.001
Alpha (degree)	0.0 ± 3.1	-2.1 ± 2.8	0.001	0.024
Theta (degree)	125.0 ± 3.4	125.8 ± 3.5	ns	ns

Data are mean ± SD or %. P values by independent Student's *t* test for continuous variables and X^2 tests for categorical variables are given.

P value by ANOVA adjusted for age

Log transformed

BMD: bone mineral density; BMI: body mass index

CSMI: cross sectional moment of inertia; CSA: cross sectional area

FSI: femur strength index; HAL: hip axis length

NTX: N-telopepti

Bouxsein et al. (2007)은 Table 2.4와 같이 고관절 골절 유무에 따라 hip fracture cases 및 controls의 두 그룹으로 분리하여 각 그룹 별 soft tissue의 평균 thickness를 측정하고, 충격 흡수 효과를 계산하여 attenuated fall force (N)로 나타내었다. 또한, 80.5 ± 10.5 세 (범위: 53~99세)의 남성 ($n=20$), 여성 ($n=29$)의 cadaver에 대한 sideways fall를 사용하여 femoral neck의 areal bone mineral density (aBMD)와 femoral strength 간의 연관성을 도출하였다($p < 0.01$, estimated femoral strength (N) = $7,527 \times \text{Trochanteric aBMD (g/cm}^2) - 443$, $R^2 = 82\%$). 마지막으로 도출된 femoral strength를 peak fall force와 attenuated fall force에 각각 나눠 hip fracture에 대한 risk factor φ_{peak} 와 $\varphi_{attenuated\ fall\ force}$ 를 도출하였다.

Table 2.4. 동일 연령대 고령층 여성의 fracture group과 control group의 특성 (Bouxsein et al., 2007)

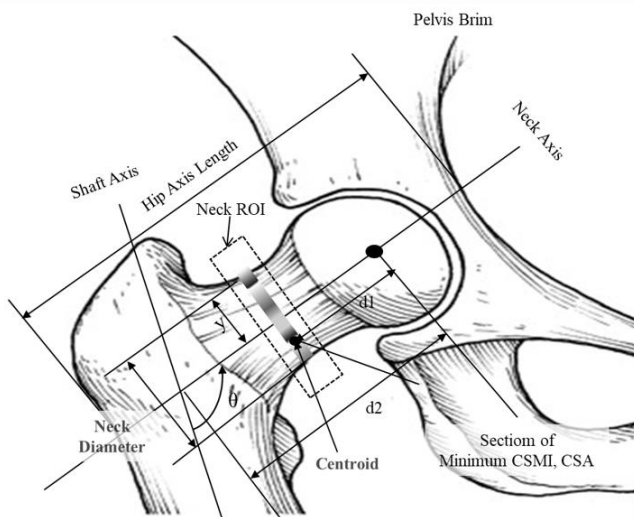
Variables	Hip fracture group ($n = 21$)	Controls group ($n = 42$)	Difference between hip fracture and controls groups (SD units)*	† p
Age (years)	73.9 ± 8.3	73.9 ± 8.0	-	NS
Height (cm)	157.2 ± 5.0	156.2 ± 5.6	-	NS
Weight (kg)	5.7 ± 9.7	60.7 ± 8.2	-	NS
Body mass index (kg/m ²)	23.1 ± 3.6	24.9 ± 3.6	-0.5	0.07
Previous history of fragility fracture (%)	33.3	19.0	NA	NS
History of falls in prior 12 months (%)	61.9	23.8	NA	0.02
Femoral neck aBMD (g/cm ²)	0.57 ± 0.08	0.64 ± 0.09	-0.82	0.003
Total hip aBMD (g/cm ²)	0.66 ± 0.11	0.77 ± 0.13	-0.92	0.001
Trochanteric soft tissue thickness (mm)	40.4 ± 16.7	49.8 ± 16.8	-0.56	0.04
Estimated femoral strength (N)	$3,210 \pm 695$	$3,853 \pm 784$	-0.87	0.003
Peak fall force (N)	$5,641 \pm 522$	$5,795 \pm 420$	-	NS
Attenuated fall force (N)	$2,772 \pm 939$	$2,258 \pm 1,073$	0.51	0.007
Factor of risk (peak)	1.83 ± 0.4	1.58 ± 0.49	0.56	0.005
Factor of risk (attenuated)	0.92 ± 0.44	0.65 ± 0.50	0.57	0.004

Values are mean \pm SD.

* Difference between fracture cases and controls expressed as number of SDs.

† p value for difference between fracture cases and controls, assessed by unpaired t

Hip fracture의 환경적 요인에는 특정 시기, 장소와 같은 외부 환경적 요소가 있다. Lim et al. (2010)은 65세 이상 고령층 노인 800명을 대상으로 설문조사를 수행한 결과 특정 시기, 낙상 형태에 따라 낙상 발생률이 높아져, 고관절 골절 위험도가 높아짐을 파악하였다. 그 결과 계절의 경우 봄과 겨울에 낙상 발생률이 높아지는 것으로 파악되었으며, 시간별로는 활동이 활발한 오전 10시 ~ 11시에 낙상 발생률이 높았다가 12시에 줄어들고, 다시 오후 1시 ~ 2시까지 높게 나타났다. 낙상 형태별로는 미끄러짐(남: 30.9 %, 여: 31.1 %), 걸려 넘어짐(남: 26.6 %, 여: 37.8 %), 발을 헛디뎠 넘어짐(남: 26.6 %, 여: 20 %)로 남, 녀 모두 약 80 % 이상으로 나타나 미끄럽거나 울퉁불퉁한 바닥 또는 계단을 걸거나 오르내릴 때 낙상 발생률이 높게 나타나는 것을 파악하였다.



ROI: region of interest
 CSMI: femoral cross sectional moment of inertia
 CSA: cross sectional area

Figure 2.15. 고관절 골절에 영향을 미치는 주요 femoral geometry (최용준, 2007)

2.2.4. Types of Hip Fracture by Fall

낙상에 따른 고관절 골절의 주요 유형은 크게 Figure 2.16과 같이 대퇴골 경부 골절(femoral neck fracture)과 대퇴골 전자간 골절(intertrochanteric femur fracture)이 있다. 대퇴부 경부 골절은 대퇴골 경부(femoral neck)을 가로지르는 골절로 혈관 손상으로 인해 대퇴골두 무혈성 괴사가 발생하여 인공관절 삽입이 필요하며, 수술 후 골관절염 등의 부작용 발생률이 높은 등 심각성이 높은 고관절 골절이다. 대퇴부 전자간 골절은 대퇴골의 대전자부(intertrochanter)가 골절된 상태로 대퇴골 혈관이 손상되지 않아 인공관절 삽입이 필요없다. 그러므로 대퇴부 경부 골절에 비해 심각성이 낮은 고관절 골절이다. 따라서, 본 연구에서는 고관절 골절 중 대퇴부 경부 골절 예방을 목적으로 충격 성능 평가를 수행하고자 한다.

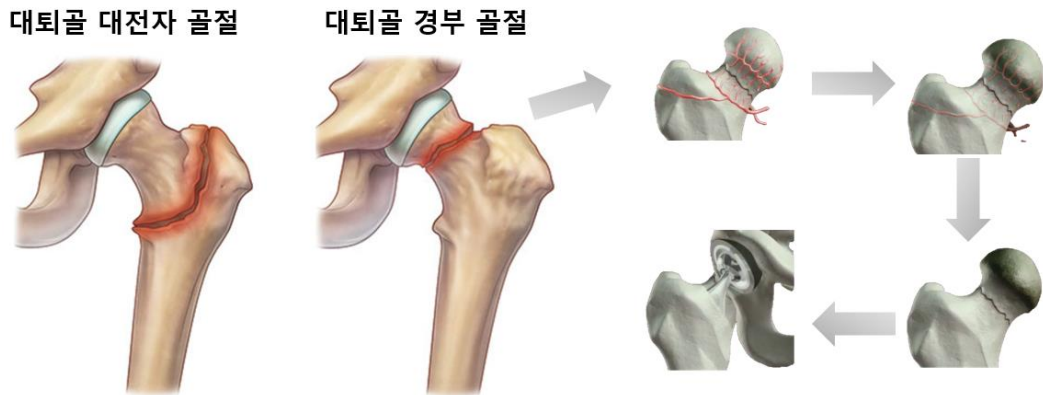


Figure 2.16. 대퇴골 골절의 주요 유형

2.3. Characteristics of the Hip Protector

2.3.1. Prevention of the Hip Protection Strategies

낙상에 따른 고관절 골절을 예방하는 방법은 크게 주위 환경 요소 통제, 약물치료, 운동을 통한 감각 기능 및 근골격계 강화, 고관절 골절 예방 제품 사용 등이 있다. 주위 환경 요소 통제로는 눈이나 비가 오는 날 외출을 삼가거나 또는 가정 내에 낙상이 많이 발생하는 욕실 등에 낙상을 예방하기 위한 미끄럼 방지 타일 설치 등이 있으며, 과격한 스포츠 활동이나 고관절에 무리가 가는 운동을 피하는 방법이 있다(Lim et al., 2010). 약물 치료의 경우 비스포스포네이트와 같은 골 흡수를 억제하는 방법, 칼슘과 비타민 D, 에스트로젠, 선택적 에스트로젠 수용체 조절약물(SERM)과 같은 약물을 통해 골밀도를 향상시키는 방법, 부갑상선 호르몬 제제를 통해 골형성을 촉진하는 방법이 있다(Lim et al., 2009). 고관절 골절 예방 운동의 경우 실내 운동과 근력 운동, 자전거 타기, 러닝 머신 및 스트레칭을 통해 민첩성과 균형감 등의 고유수용감각 기능과 고관절 부위 및 하지 근육을 향상시키므로써 낙상을 방지하여 고관절 골절 예방 효과를 향상시킬 수 있다(양윤준, 2005). 그러나, 주위 환경 요소 통제는 눈이나 비가 오는날 외출을 할 수 밖에 없는 상황이나 미끄럼 방지 타일 등을 설치하더라도 예기치 못하게 미끄러운 바닥이나 물체를 밟아 넘어지는 경우 때문에 낙상으로 인한 고관절 골절에 완벽히 대처하지

못하는 경우가 많다. 약물치료의 경우 약물 투여로 인한 부작용이 발생할 우려가 있고, 주기적인 약물 투여로 인한 비용 증가가 문제가 될 수 있다. 고관절 골절 예방 운동의 경우 현대인은 대부분 의자에 앉아서 일과를 보내기 때문에 활동량이 작아 예방 운동을 수행하기 힘들고, 특히 고령층의 경우 운동으로 인해 오히려 큰 부상을 당할 수 있다. 또한, 노화로 인한 고유수용감각 기능 저하 및 근골격계가 약화로 조그만 충격에도 고관절 골절이 발생할 수 있는데, 이 때, 낙상으로 인한 고관절 부위의 충격을 감소시킴으로써 고관절 골절을 예방하는 기능성 제품인 고관절 골절 예방 제품(hip protector)이 대안이 될 수 있다. 이처럼 hip protector는 낙상 시 충격 발생 부위의 강성(stiffness)을 낮추거나, hip protector에서 충격을 흡수함으로써 대퇴골의 근위(proximal)에 발생하는 최대 힘을 낮춰주도록 설계되어야 한다.

2.3.2. Types of Hip Protector

Hip protector는 물성 및 기능에 따라 energy shunting 기능을 하는 soft foam과 energy absorbing 기능을 하는 hard shell로 나눌 수 있으며, 그 이외에 energy shunting 및 energy absorbing 기능을 합친 shell 및 foam을 결합한 형태와 matrix liquid 및 silicon으로 구성된 hip protector가 있다(Figure 2.17). 초기의 hip protector는 충격 흡수 및 분산 효과를 높이기 위하여 plastic shell 구조로 설계되었지만(Parkari et al., 1995),

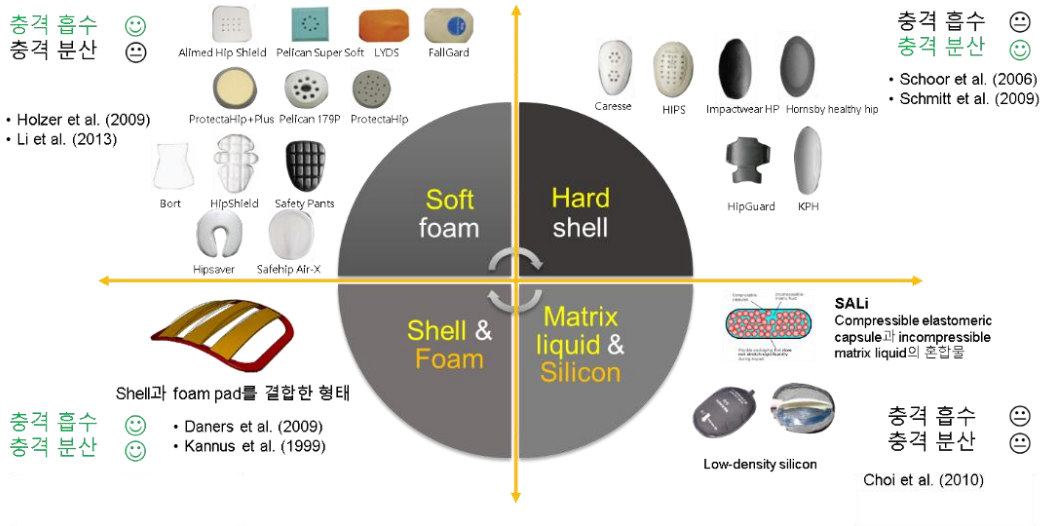


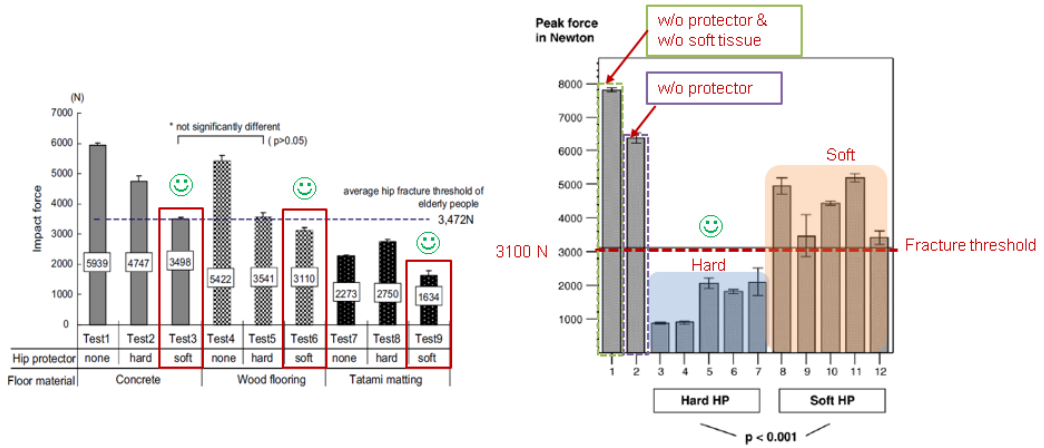
Figure 2.17. Classification of hip protector designs

plastic shell 구조는 사용자에게 불편함을 야기하고 고관절 부위에 밀착되지않아 현재는 부드러운 foam pad와 딱딱한 plastic shell이 모두 사용되고 있다(Madrecka et al., 2012). 또한, 충격 흡수 효과와 사용성을 모두 향상시키기 위해 plastic shell과 foam pad를 결합하거나(Daners et al., 2008), silicon과 같은 유연한 재료를 사용한 hip protector도 개발되고 있다(Courtney et al., 2001).

2.3.3. Impact Protection Performance by Type of Hip Protector

기존 연구는 충격 성능 평가를 통해 2.3.2에서 서술한 hip protector 유형별 충격 보호 성능에 대해 파악하였다. Li et al. (2013)은 Figure 2.18a와 같이

concrete, wood flooring, 그리고 tatami matting의 바닥에서 충격 보호 성능 평가를 수행한 결과 바닥 유형에 관계없이 soft type의 hip protector가 hard type의 hip protector에 비해 충격 보호 성능이 우수함을 파악하였다. Holzer et al. (2009)는 기존 상용 제품 7종(hard type: 3종, soft type: 4종)에 대한 충격 성능 평가를 통해 soft type의 hip protector가 hard type의 hip protector에 비해 충격 흡수 성능이 약 2배 ~ 5배 우수함을, soft type의 hip protector 재질인 polyethylene과 polyurethane이 충격 흡수 효과가 뛰어난 것을 파악하였다. 반면, van Schoor et al. (2006)은 Figure 2.18b와 같이 기존 상용 제품 9종(hard type 4종, soft type 5종)에 대한 충격 보호 성능 평가를 통해 hard type의 hip protector가 soft type의 hip protector에 비해 충격을 보다 잘 분산시킴으로써 충격 보호 성능이 뛰어난 것으로 보고하였다. Kannus et al. (1999)은 기존 상용 제품 4종의 hip protector에 대한 충격 보호 성능 평가를 통해 복합 기능의 hip protector (energy shunt + partly absorb)가 단순 absorb 기능의 hip protector에 비해 충격 감쇠 성능이 우수함을 파악하였다. Daners et al. (2008)은 충격 보호 성능 평가를 통해 shell과 foam을 결합한 hip protector가 결합하지 않은 hip protector에 비해 충격 보호 성능이 높아짐을 파악하였으며, foam pad의 두께가 두꺼울수록 충격 보호 성능이 높아짐을 파악하였다.



(a) 바닥에 따른 hip protector 평가 (b) 기존 상용 hip protector 9종 평가

Figure 2.18. Hip protector 종류 (soft, hard)에 따른 충격 보호 성능 평가 결과의 예 (Li et al., 2013; van Schooler et al., 2006)

2.3.4. Efficacy of Hip Protector

Hip protector의 임상적 효과에 대한 유효성은 현재까지 수행된 기존 연구별로 다양하다. Duma et al. (2006) 및 Kannus et al. (2000)은 hip protector 착용 시 고관절 골절의 위험률을 50% 감소할 수 있음을 파악하였고, Burl et al. (2003)은 hip protector 착용 상태에서 60%까지 고관절 골절의 위험률이 감소됨을 예측하였다. Gross et al. (2000)은 hip protector 낙상 실험에서 hip protector를 착용하지 않은 피험자 369명 중 16명인 4.3%가 고관절 부위 골절이 발생하였고, hip protector를 착용한 피험자 199명 전원은 고관절 부위 골절이 발생하지

않았다고 보고하였다. 유사 연구인 Kirchner et al. (2001)은 가정에서 낙상 시 hip protector 착용 유무에 따른 고령층의 고관절 부위 골절에 대해 연구한 결과 hip protector를 착용한 1,034명 중 4명인 0.39%가 고관절 골절이 발생하였고, hip protector를 착용하지 않은 370명 중 12명인 2.43%가 고관절 골절이 발생하여 hip protector가 임상적 효과가 있음을 검증하였다.

Hip protector의 임상적 효과에 대한 유효성이 없음을 파악한 기존 연구도 존재한다. Kiel et al. (2007)은 Figure 2.19과 같이 37개의 요양원에서 무작위로 통제군을 할당하여 선발된 1,042명을 대상으로 hip protector의 효과에 대해 연구하였지만, hip protector의 착용이 착용전에 비해 고관절 골절 예방 효과가 없으며, 오히려 고관절 골절 빈도가 높아졌다고 보고하였다. Kannus et al. (2007)은 Kiel et al. (2007) 연구에서 사용한 hip protector가 처음으로 평가되어 생체역학적 효용성에 신뢰가 떨어지며, 노령층을 대상으로 한 점에서 Kiel et al. (2007)의 연구만으로는 hip protector가 임상적 효용성이 없다는 것을 설명하기에는 불충분하다고 피력하였다. 따라서, Kiel et al. (2007)과 같이 불특정 다수를 대상으로 한 hip protector에 대해 임상적 효과 연구가 추가로 수행되어야 한다고 밝혔다.

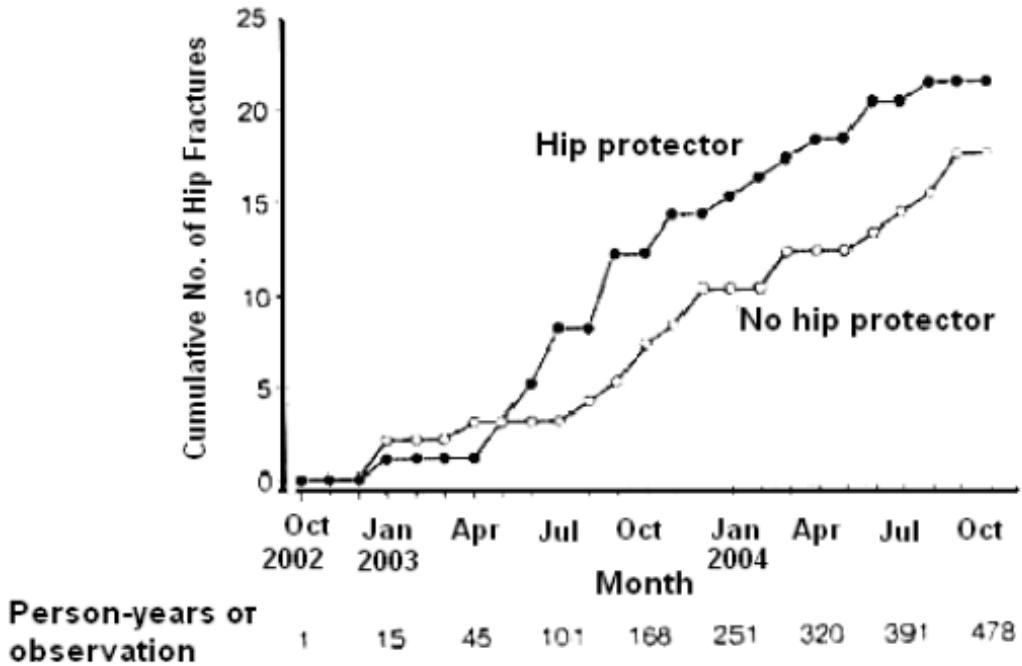


Figure 2.19. Hip protector의 장기간 착용 및 미착용의 효과 비교 (Kiel et al., 2007)

Kiel et al. (2007)과 기존 hip protector 연구결과에 대한 상충된 결과를 검토하고 추후 hip protector의 효과적인 임상적 효능을 안정적으로 평가하기 위한 국제적인 시험 평가 인정 기준의 필요성이 대두되었고, Dr. Robinovitch는 International Hip Protector Research Group (IHPRG)를 결성하여 2007년 11월 최초로 회의를 가졌다(Andrew, 2007). 본 회의에서 Dr. Kiel은 hip protector의 성능 평가를 위한 연구 설계에 따라 기존 연구마다 hip protector의 효용성에 대한 결과가 상이하다는 것을 문제점으로 피력하였으며, Dr. Andrew는 기존 상용 hip protector에 대한 연구 설계의 표준 및 품질 보증이 부족한 것을 고려할때

기존의 많은 임상 시험에서 hip protector의 효용성이 떨어지는 결과가 나올 수 있음을 피력하였다. 또한, 본 회답에서 대부분의 관련 전문가들은 hip protector가 고관절 골절 예방 효과를 검증받기 위해서는 편안하면서도 생체역학적으로 효용성이 있어야 함에 동의하였다. 이에 따라 Dr. Robinovitch는 hip protector의 생체 역학적 및 임상적 효능을 측정하기 위한 표준 기술에 대한 국제 권장 사항을 정리하고, 향후 상충되는 연구 결과를 피하기 위해 기존 hip protector의 성능 평가 방법들을 참고하여 충격 보호 성능 평가를 위한 실험 설계 가이드 라인을 제시하였다(Robionovtich et al., 2009).

2.3.5. Compliance of Hip Protector

Hip protector의 compliance 관련 선행연구는 환자 및 사용자의 고관절 골절 예방율에 있어 중요한 요인 중 하나로 명시하였다. Cameron et al. (1994) 및 Myers et al. (1995)는 hip protector의 compliance와 연관된 요인들로 appearance, comfort, fit, efficacy, easy laundering, 그리고 low cost가 있음을 밝혔다. 또한, Cameron et al. (2003) 및 Ekman et al. (1997)은 피부 자극이나 감염과 같은 hip protector 착용으로 인한 의학적 문제 또한 중요한 요인임을 밝혔다. Cowling, (2004)는 hip protector의 효용성을 randomised controlled trials (RCTs)를 통해 수행한 9개의 compliance 관련 선행연구를 Table 2.5와 같이 정리하여 비교하였다.

Table 2.5. Hip protectors의 효과에 대한 RCTs testing을 통한 compliance 등급 (Cowling, 2004)

Author (years)	Definition of compliance	Compliance (%)
Lauritzen et al. (1993)	The percentage of residence given hip protectors who wore them regularly	22
Ekman et al. (1997)	-	44
Kannus et al. (2000)	Number of days protector worn as percent of all available follow-up days	48
Chan et al. (2000)	The percentage of falls recorded for which the protector was worn in the study	50.3
Harada et al. (2001)	Percentage of the complete 24 hr wear periods and the whole observational period	70 & 17*
Cameron et al. (2001)	Percentage of time for which hip protectors were worn during the day; night use was not considered	57
van Schoor et al. (2003)	Unannounced visits at 1, 6 and 12 months participants were checked to see if their were wearing the protector	37
Cameron et al. (2003)	The amount of time that hip protector were worn during the day	57
Birks et al. (2003)	Participants who only wore protectors occasionally were classed as non-compliant	34

-, No mention is made in this paper on the method of measuring compliance

*, Complete 24 hr wear compliance rate was 70 %, and incomplete wear was 17 %

2.3.6. Methods of Impact Protection Evaluation for Hip Protector

Hip protector의 충격 성능을 평가하는 기존 연구 방법은 experimental test인 피험자 대상 평가와 impact simulator 기반 평가, 그리고 computational test인 유한요소해석(finite element analysis) 기반 평가가 있다. 먼저, Choi et al. (2010)은 지상 5 cm 위치에서 hip protector를 착용한 상태에서 피험자를 낙상시켜 Figure 2.20과 같이 greater trochanter 부위가 force plate 및 pressure mat에 충돌하게 하여 hip protector의 효과를 측정하였다. 실험 대상 피험자는 여성이

남성에 비해 고관절 부위 골절이 많이 발생하는 점에 착안하여 여성을 대상으로 실험 하였다(Bjorgul & Reikeras, 2007; Chevalley et al., 2007; Lonroos et al., 2006). 고령층의 경우 간단한 충격에도 위험할 수 있고, 젊은 여성의 impact force는 고령 여성의 impact force의 범위를 포함하므로 안전을 위해 젊은 여성을 대상으로 실험하였다(Laing & Robinovitch, 2008). 낙상 방향의 경우 측면(lateral), 측면에서 20° 앞(anterolateral), 측면에서 20° 뒤(posterolateral)로 실험하였다. 이를 통해 다양한 각도 및 인체특성(geometry, BMI)를 고려하여 평가할 수 있음을 파악하였다.

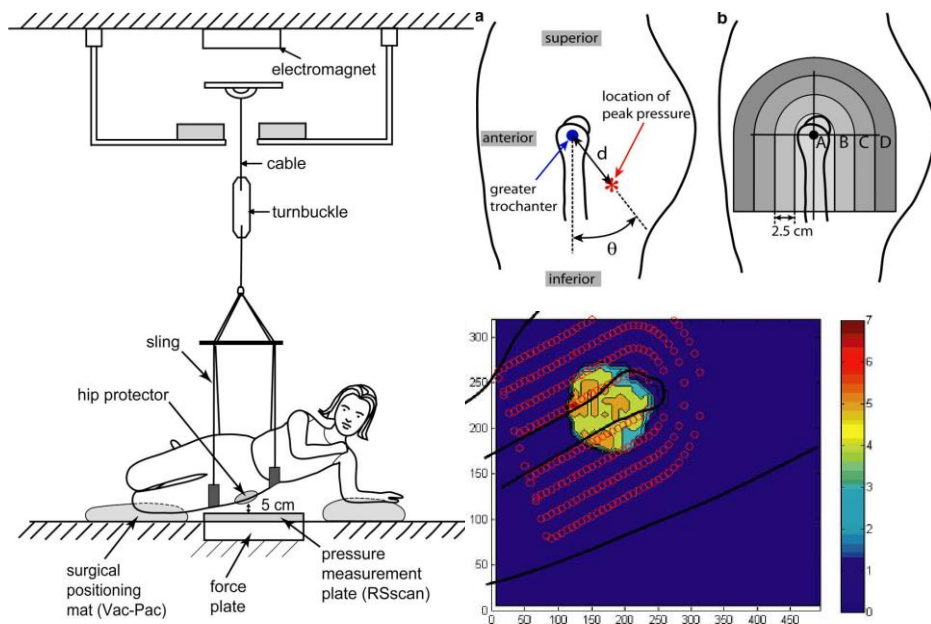


Figure 2.20. Hip protector의 충격 보호 성능 평가를 위한 pelvis release experiment (Choi et al., 2010)

둘째로, 기존 연구 다수가 impact simulator 기반 평가를 통해 hip protector의 충격 성능을 평가 하였다. Daners et al. (2008), Laing & Robinovitch, (2008) 및 Holzer et al. (2009)는 impact simulator 기반 평가를 통해 다양한 조건(impact velocity, pelvis & femur size, soft tissue stiffness, impact force)에서 hip protector의 충격 성능 평가가 가능함을 밝혔다. 마지막으로, Daners et al. (2008) 및 Majumder et al. (2008b)은 유한요소모델 기반 평가를 통해 hip protector의 충격 성능을 평가 할 수 있음을 보여 주었다.

2.4. Impact Protection Performance Evaluation by Impact Simulator

2.4.1. Types of Impact Simulator

기존 연구의 hip protector 충격 성능 평가 system은 충격 에너지(impact energy)도출을 위해서 일정 질량이 수직 경로로 자유 낙하하는 drop tower system 또는 곡선 경로로 회전 낙하하는 pendulum-based system을 사용하였다(Figure 2.21). Robinovitch et al. (2009)는 두 가지 방식 모두 적정 충격을 발생 시킬 수 있으나, 실험 시 고려해야 할 사항이 존재함을 밝혔다. 먼저, drop tower system은 선행연구(Derler et al., 2005; Minns et al., 2004; van Schoor et al, 2006)를 참고하여 질량과 guide 사이의 마찰로 인하여 의도하지 않은 거동이 발생됨을 파악하였고, 반면에 pendulum-based system은 선행연구(Kannus et al., 1999; Robinovitch et al., 1995)를 참고하여 질량외에 pendulum arm에 의한 질량 추가 및 강성 변화를 고려해야 함을 파악하였다. 따라서, 두 가지 방식 모두 실제 충격이 발생하는 시점의 질량과 속도를 측정 할 수 있는 센서를 부착하여 실제 의도한 충격이 정확히 발생하는지 확인할 필요가 있음을 밝혔다.

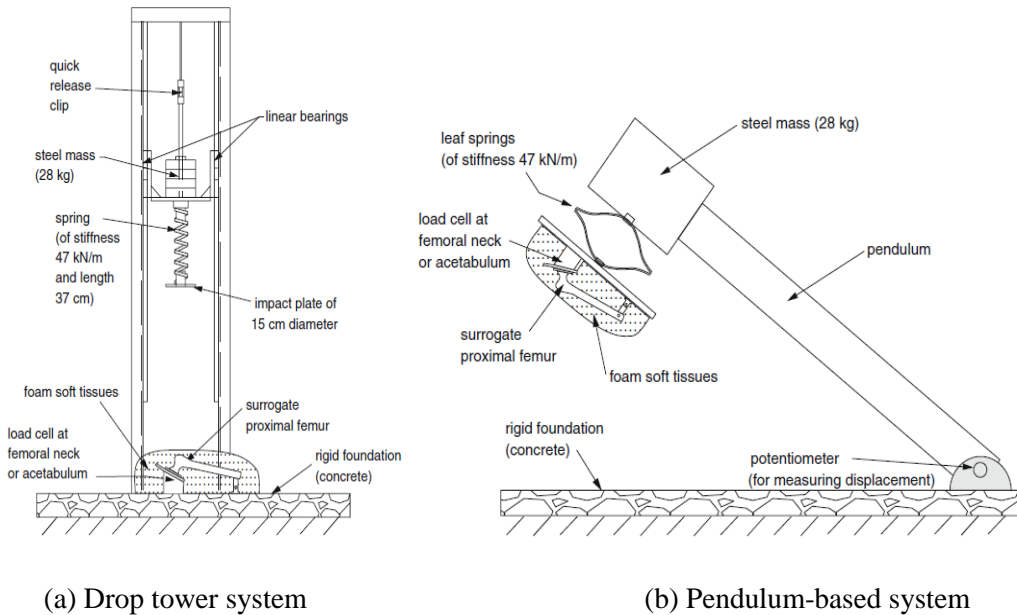


Figure 2.21. Impact simulator의 유형 (Robinovitch et al., 2009)

2.4.2. Design Parameters for Impact Simulator

기존 연구들은 hip protector 착용자의 인체특성을 고려하여 낙상 simulation을 구현하기 위한 parameters를 선정 후 impact simulator 설계하고, 기존 상용 제품 또는 자체 설계한 hip protector의 충격 성능을 평가 하였다. Impact simulator 설계 시 고려해야 할 통제 변수는 낙상 방향 및 hip fracture threshold가 있다. 낙상 방향의 경우 Waist & hip 전체 부위에 충격 시험을 한 Sze et al. (2008)을 제외하고 고관절 부위의 골절을 고려하여 주로 lateral 방향으로 설계하여 낙하하였다. Fracture threshold의 경우 impact simulator 기반 hip

protector의 충격 성능을 평가한 문헌 모두 Robinovitch et al. (1991) 및 Hayes et al. (1996)의 pelvis release experiment 또는 Robionovith et al. (2009)에 서술된 고령자의 cadaveric proximal femur의 strength를 도출한 문헌의 평균 femur strength (N)를 참고하여 Table 2.6과 같이 fracture threshold를 설정하였다. 그 결과 hip fracture threshold가 최소 2 kN, 최대 10 kN으로 나타났으며, 이는 문헌 별로 연령, 성별 및 근육 상태에 따라 다른 기준을 적용했기 때문으로 사료된다.

Table 2.6. Impact simulator의 hip fracture threshold 기준 및 낙상방향

Author (years)	Participants	Fracture Threshold	낙상방향
Sze et al. (2008)	68 females (Age: 75.4 ± 6.2 years)	Low impact: height 0.15 m (7 kN) High impact: height 0.25 m (10 kN)	Waist & hip circumference
Robinovitch et al. (2009)	-	Elderly person: 3.77 kN (female: 2.966 kN; male: 4.33 kN) Young person: 7.55 kN	Lateral
Derler et al. (2005)	10 human subject	2.5 kN	Lateral
Holzeer et al. (2009)	-	3.6 kN	Lateral
Kannus et al. (1999)	-	3.1 kN	Lateral
Lie et al. (2013)	-	3.472 kN	Lateral
Nabhani & Bamford et al. (2002)	-	2.5 kN	-
van Schoor et al. (2006)	-	3.1 kN	Lateral
Nankaku et al. (2005)	-	2 kN ~ 4 kN	Lateral
Kannus et al. (2007)	-	2.83 kN in older women 4.38 kN in older man	-
Bulat et al. (2008)	28 old female	3.1 kN	Lateral

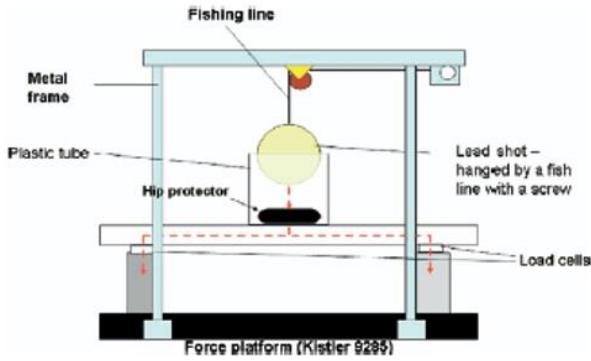
Impact simulator 설계 시 고려해야 할 주요 실험 조건은 total peak force가 있고, total peak force 값을 도출하기 위해 impact imulator에서 설계 시 필요한 parameter 값들로는 낙하 높이(falling height), 낙하 무게(total effective mass), 충격 속도(impact velocity), 강성(total effective stiffness)이 있다. Falling height는 standing 상태에서 hip으로부터 바닥까지의 높이로 정의할 수 있고(Robinovitch et al., 1991), total effective mass는 충격 시 body weight 중 고관절 골절에 영향을 주는 body mass로 정의된다(Hayes et al., 1996). 또한, 충격 속도는 에너지 보존 법칙을 통해 낙하 높이 및 낙하 무게에 따라 정해진다(Robinovitch et al., 2009). 마지막으로, total effective stiffness는 (1) hip 부위를 덮고 있는 soft tissue의 compressive stiffness 영역, (2) 고관절을 구성하는 뼈의 compressive stiffness, (3) 몸통(trunk), 골반(pelvis) 및 하지(lower extremities) 사이를 잇는 관절의 강성으로 정의된다(Robinovitch et al., 2009).

Impact simulator 기반 기존 hip protector의 충격 성능 평가 연구(Derler et al., 2005; Kannus et al., 1999; Nabbhani & Bamford, 2002; Li et al., 2013; Sze et al., 2008; van Schoor et al., 2006)는 Table 2.7와 같이 pelvis release experiment의 결과 및 femoral strength를 도출한 기존 연구의 결과를 기준으로 그 이상 값을 낙상 시 total peak force 기준으로 선정하여 impact simulation을 수행하였으며, 이때 total peak force를 도출하기 위한 parameters(낙하 높이, 낙하 무게, 충격 속도)를 선정하여 impact simulator를 설계하였다.

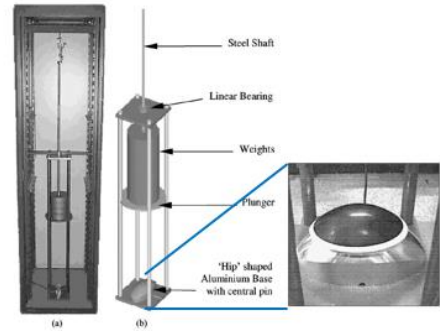
Table 2.7. Impact simulator 기반 hip protector의 충격 보호 성능 평가를 위한 total peak force 기준 및 설계 parameters

Authors (years)	System type (Drop tower/pendulum)	Height (m)	Effective mass (kg)	Impact velocity (m/s)	Total peak force (N)	Reference		
						Author (year)	Types of test	Standard (kN)
Li et al. (2013)	Pendulum	0.4	5	2.0	5,939 ± 81	Robinovitch et al. (1991)	Pelvis release experiment	Muscle relaxed:5.6
Nabhani & Bamford, (2002)	Drop tower	0.51	24	3.12	4,158 N (120 J)			
van Schoor et al. (2006)	Drop tower	0.08	25	N.S.	7,806 ± 69	Hayes et al. (1996)	Pelvis release experiment	Muscle relaxed M: 6.1 Muscle active F: 6.37
Derler et al. (2005)	Drop tower	0.5	Low: 5 Mid: 10 High: 15	3.1	Low: 2.4 ± 0.25 (24.5 J) Mid: 4.3 ± 0.59 (49 J) High: 6.4 ± 0.86 (74.6 J)	Mills N.J., (1996)	Femoral strength	2.5
						Pinilla et al. (1996)		3.8 ± 0.9
						Courtney et al. (1994)		4.2 ± 0.2
Kannus et al. (1999)	Pendulum	Low: 0.1 Mid: 0.18 High: 0.27	40.3	Low: 1.4 Mid: 1.9 High: 2.3	Low: 4,330 (41 J) Mid: 7,230 (74 J) High: 10,840 (110 J)	Cheng et al. (1997), (1998) (Low)	Pelvis release experiment	Low: 3,100
						Courtney et al. (1995) (Low)	Femoral strength	Low: 2,900 ~ 3,400
						Robinovitch et al. (1991) (Mid)	Pelvis release experiment	Mid: 5,600
						Stankewich et al. (1996) (High)	Pelvis release experiment	High: 8,600
Sze et al. (2008)	Drop tower	Low: 0.15 High: 0.25	N.S.	N.S.	Low: 7,000 High:10,000	Kannus et al. (1999)과 동일		
Laing & Robinovitch, (2008)	Pendulum	Low: 0.05 Mid: 0.1 High: 0.2	28	Ex 1: 1,2,3,4 Ex 2: 3 Ex 3: 1	Ex 1: 14 J, 56 J, 126 J, 224 J Ex 2: N.S. Ex 3: N.S.	N.S.		

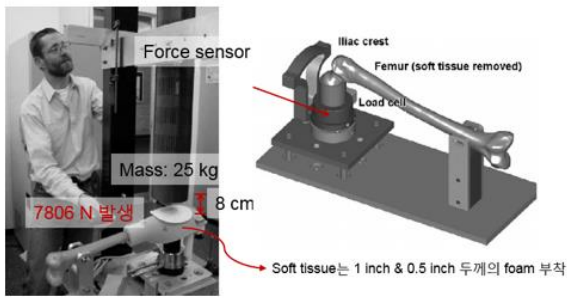
기존 impact simulator 기반 연구들은 설계 유형에 따라 drop tower system 기반 연구(Derler et al., 2005; Nabhani & Bamford et al, 2002; , Sze et al., 2008; van Schooler et al., 2006)와 pendulum based system 기반 연구(Kannus et al., 1999; Laing & Robinovitch et al., 2008; Li et al., 2013)로 나눌 수 있다. van Schooler et al. (2006)은 Figure 2.22a와 같이 femur를 바닥에 설치하고, femoral head 부위에 load cell을 삽입하여 impact force (N)을 측정하였다. Derler et al. (2005)는 Figure 2.22b와 같이 Mall et al. (2000)의 여성 femur의 dimension 정보를 참고하여 hip model의 geometry를 설계하고, femoral neck 부위에 load cell을 달아 peak force (N)를 측정하였다. Sze et al. (2008)은 Figure 2.22c와 같이 load cell을 두 기둥에 설치하여 특정 무게의 추를 자유 낙하하여 충격 성능 평가를 수행하고, force platform (Kister 9285, 2000 Hz)을 통해 충격량의 변화를 분석하였다. Nabhani & Bamford, (2002)는 Figure 2.22d와 같이 van Den Kroonenberg et al. (1996)을 참고하여 3.1m/s의 충격속도를 가하여 120 J의 충격 에너지를 도출하였고, aluminium base의 hip shaped와 load cell (10kN Load Washer, Graham & White Instruments Ltd) 및 transducer meter (PS-9A, Entran Ltd.)를 바닥에 설치하고, hip protector를 그 위에 놓아 충격 보호 성능을 평가하였다.



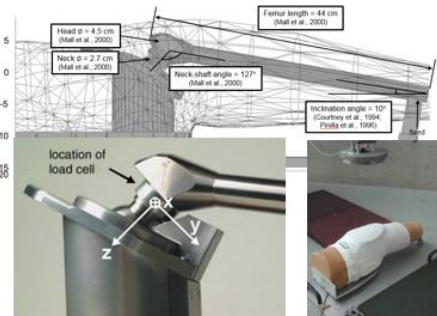
(a) van Schoor et al. (2006)



(b) Derler et al. (2005)



(c) Sze et al. (2008)



(d) Nabhani & Bamford, (2002)

Figure 2.22. Drop tower system 기반 impact simulator

Laing & Robinovitch et al. (2008)은 Figure 2.23a와 같이 surrogate pelvis 파트를 자체 제작 후 impact simulator의 impactor head 부분에 부착하여 함께 낙하하였다. 이때 impactor head와 surrogate pelvis사이에는 leaf spring을 부착하여 effective stiffness를 42kN/m로 주었다. Li et al. (2013)은 Figure 2.23b와 같이 pendulum based system에 기반하여 Robinovitch et al. (2009)의 falling height를 참고하여 pendulum arm을 70 cm로 설계하여 sideways fall system을 구현하였고, impactor의 head에 hip protector

shell을 부착하여 낙하 후 prescale film을 사용하여 충격력을 측정하였다. Kannus et al. (1999)는 pendulum based system에 대한 설계안을 hip protector의 충격 성능 평가 연구 최초로 파트별 명칭에 대한 정의와 함께 구체적으로 제시하였으며, effective stiffness를 고려하여 바닥에 surrogate pelvis와 femur를 두고 pendulum arm에 effective mass를 주어 hip protector의 충격 성능 평가 방법을 Figure 2.23c와 같이 제시하였다.

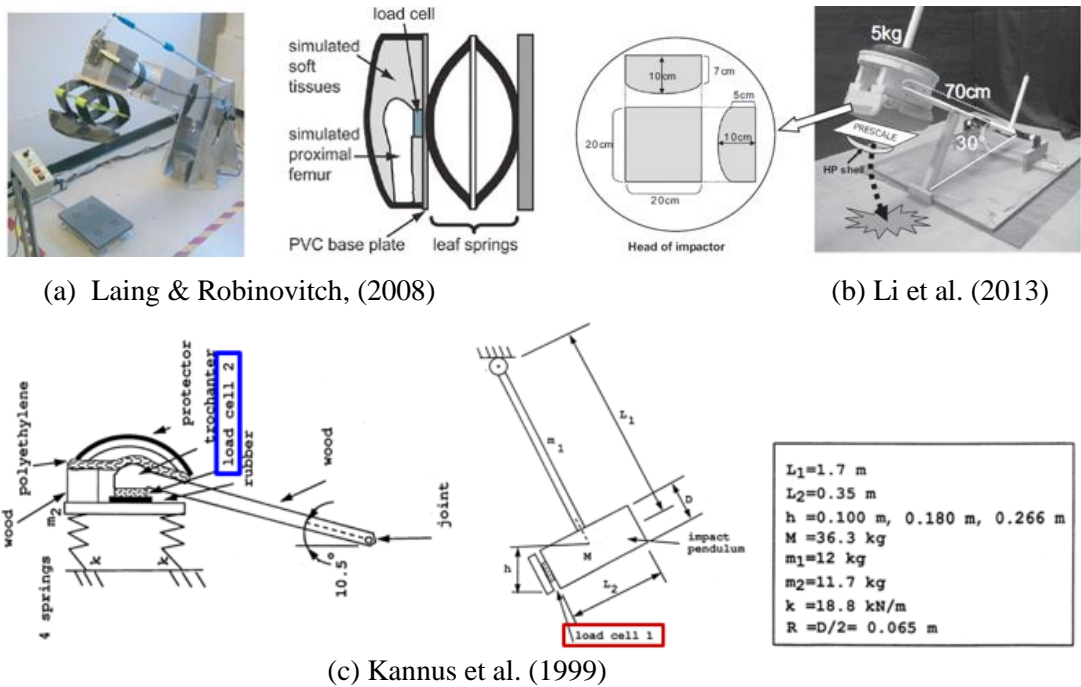


Figure 2.23. Pendulum based system 기반 impact simulator

Robinovitch et al. (2009)는 기존 hip protector의 충격 성능 평가 연구 및 낙상에 따른 고관절 골절 관련한 기존 연구들을 바탕으로, hip protector 충격 흡수 성능 평가를 위한 충격 평가 시스템 설계를 위한 recommended design parameters를 Table 2.8과 같이 제시하였다. 또한, 이 연구의 design parameters는 2.3.4에 기술한 대로 국제 고관절 예방 제품 연구 포럼에서 hip protector의 임상적 효능을 측정하기 위한 국제 표준 기술에 대한 권장 사항으로 제시되었다. 먼저, effective mass와 impact velocity의 경우 기존 젊은 성인 남, 여를 대상으로 pelvis release experiments를 수행한 선행연구(Hayes et al., 1996, Robinovitch et al., 1991)에 근거하여 선정하였다. Great trochanter를 덮고 있는 soft tissue의 두께는 2.2.3에서 설명한 고령층 남, 여의 soft tissue 두께에 대해서 조사한 문헌들(Bouxsein et al., 2007; Minns et al., 2007; Nielson et al., 2009)의 결과 중 soft tissue가 얇을수록 고관절 부위에 작용하는 충격힘이 높아지는 기존 연구(Minns et al., 2007) 결과를 참고하여 severe한 기준을 적용하여 가장 얇은 두께인 18 mm를 soft tissue 두께의 최소 기준으로 선정하였으며, soft tissue의 물성은 기존 hip protector의 충격 보호 성능에 대해 연구한 기존 문헌들(Derler et al., 2005; Kannus et al., 1999; Laing & Robinovitch, 2008; Minns et al., 2004, 2007; Robinovitch et al., 2009; van Schoor et al., 2006)을 통해 polyethylene 또는 polyurethane foam rubber 재질을 기준으로 선정하였다. 패드 미착용 시의 peak compressive force는 Equation 4.2에서 설명한 pad의 상쇄 효과 추정식을 기반으로, 나머지 기준

parameters를 통해 3.5 kN ~4.5 kN으로 도출하였으나, parameters 값에 따라 4.5 kN을 초과할 수 있음을 명시하였다(Robinovitch et al., 2009). Time to peak compressive force (rise time)는 European standard, (1997)과 Laing et al. (2006)을 참조하여 30 ~ 50 ms로 선정하였다. Proximal femur에 적용된 peak compressive force를 위한 force measurement는 femoral neck 사이(Robinovitch et al., 1995; Kannus et al., 1999) 또는 관골구(van Schoor et al., 2006)에 위치한 single axis load cell을 통해 1,000 Hz 또는 그 이상으로 측정하거나, 대안으로 greater trochanter 부위(Minns et al., 2004)의 triaxial load cell (Derler et al., 2005) 또는 buttom load cell을 제시하였다. Robinovitch et al. (2009)은 정확한 seating과 preloading, 그리고 장비가 과도한 off-axis force를 받지 않기 위해서는 hip impact시 발생하는 주파수의 특성보다 훨씬 높은 공진 주파수(resonant frequency)를 가지는 load cell을 선택하여 설계하여야 함을 밝혔다. Force signals을 filtering하기 위한 frequency는 Figure 2.24와 같이 low-pass recursive한 50 Hz로 선정하였다.

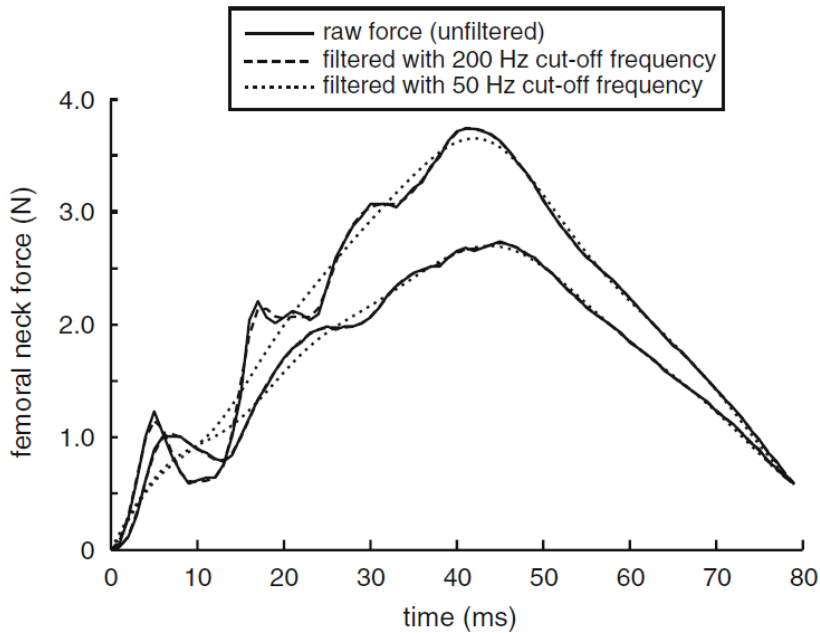


Figure 2.24. Impact force 측정 시 noise filtering 효과 (Robinovitch et al., 2009)

2.5. Finite Element Analysis for Hip Protector Evaluation

본 장에서는 고관절 골절 예방 제품의 충격 성능 평가를 위한 유한요소해석(finite element analysis)에 기반한 computational testing 연구에 대하여 기술하였다. Computational testing 연구는 2.4에서 서술한 impact simulator와 같은 experimental testing 연구의 한계점을 보완하고 수치적으로 보다 정확하게 고관절 골절 예방 제품의 충격 성능을 평가하기 위해 활용되고 있다. Experimental testing 및 clinical trials를 수행한 기존 연구는 시간, 비용, 공간적 측면의 한계에 따른 특정 조건 및 특정 대상만 실험이 가능한 제약성을 가지고 있는 반면,

computational testing의 경우 computer aided engineering (CAE) 기반 기술을 활용함으로써 다양한 hip fracture risk factors를 고려하여 다양한 조건에서 simulation을 통한 고관절 골절 예방 제품의 성능을 평가할 수 있으며, 상대적으로 시간, 비용, 공간의 제약성이 experimental testing에 비해 덜하다는 점에서 장점이 있다. CAE 기반 연구 중 FEA를 활용한 연구가 hip protector의 충격 보호 성능 평가를 위한 연구로 널리 활용되고 있다. FEA에 기반한 고관절 인체 유한요소모델 개발 및 hip protector의 충격 보호 성능 평가 관련 문헌 조사는 Figure 2.25와 같이 keyword 선별, title screening, abstract screening, 입수 문헌의 관련도 평가, 최종 review 대상 문헌 선별의 5가지 단계를 통하여 수행되었다. Table 2.8에 정리된 주요 핵심어(keywords)를 조합하여 문헌 검색 사이트인 ScienceDirect (www.scienceDirect.com)에서 검색한 결과, 383건의 논문이 검색되었고, title과 abstract를 검토하여 최종적으로 Table 2.9와 같이 hip protector 평가 또는 FEM 인체 모델 개발 관련 총 6건을 세부 문헌 리뷰 대상으로 정하였으며, 그외 51건의 hip fracture prevention과 관련된 문헌을 참조하였다.

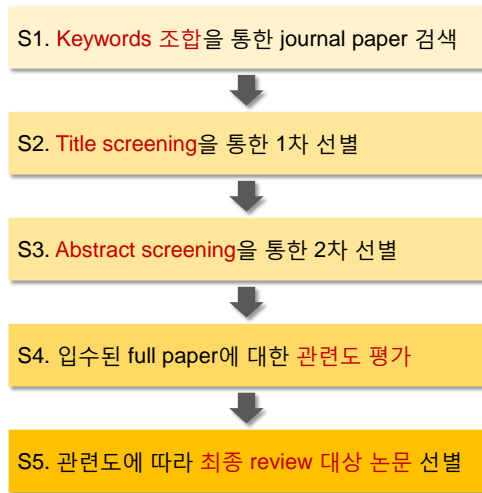


Figure 2.25. FEA 기반 hip protector의 충격 보호 성능 평가 문헌 선별 절차

Table 2.8. FEA 기반 hip protector의 충격 보호 성능 평가 연구 문헌 선별 절차

구분	Keywords
분석	FEM, FEA, finite element
근골격계	Femur, femoral, trochanter, hip, pelvis, pelvic
낙상	Fracture, impact, fall, shock

* 검색 조건: Title, abstract, keyword 위주로 검색

** 검색 분야: Ergonomics 및 biomechanics 분야의 journal paper, conference paper, thesis

Table 2.9. FEA 기반 hip protector의 충격 보호 성능 평가 연구 문헌 조사 분류

No.	Authors	Year	Title	Source
1	Majumder et al.	2007	Simulation of hip fracture in sideways fall using a 3D finite element model of pelvis femur soft tissue complex with simplified representation of whole body	<i>Medical Engineering & Physics</i>
2	Majumder et al.	2008b	Effectiveness of a foam type hip pad in reduction of hip fracture: a 3D finite element study	<i>Injury and Forensic Biomechanics</i>
3	Schmitt et al.	2004	A finite element approach and experiments to assess the effectiveness of hip protectors	<i>Technology and Health Care</i>
4	Daners et al.	2008	Development of a new design of hip protectors using finite element analysis and mechanical tests	<i>Medical Engineering & Physics</i>
5	Hirabayashi et al.	2013	Simulation study on mechanisms of hip fractures in backward falls	<i>Journal of Biomechanical Science and Engineering</i>
6	Madrecka	2012	Biomechanical and computational investigation of the hip protector design and function	<i>Phd.Thesis: Department of Mechanical, Aeronautical and Biomedical Engineering, University of Limerick, Ireland</i>

2.5.1. Finite Element Human Model

기존 finite element analysis (FEA) 기반 hip fracture prevention 관련 인체 모델 연구는 주로 인체의 computed tomography (CT) scan data 또는 유사하게 제작된 artificial human model에 기반하여 실제 고관절 부위의 FEM을 구현하고, FEA 소프트웨어를 활용한 impact simulation을 수행하여 근위도 대퇴골(proximal femur)의 골절 위험도를 추산하고 예방책을 수립하였다. Hip protector의 충격 보호 성능 평가관련 기존 연구 또한 실제 인체의 CT-scan 또는 Saw bones

모델에 기반하여 개발된 proximal femur FEM에 hip protector FEM을 부착하여 impact simulation 시 hip protector에 작용하는 force 및 stress 평가를 통해 충격 보호 성능을 평가하였다.

Hirabayashi et al. (2013)은 sideways fall 뿐만 아니라 backward fall 발생 시 femoral neck 부위의 fracture 연구를 위해 60세 이상 일본 고령층 여성 50명의 인체 CT-scan data를 평균화한 모델을 사용하여 multi body mathematical dynamic model & finite element coupled human model (MFCH)을 Figure 2.26과 같이 개발하였고, sideways fall 및 backward fall에서의 impact simulation을 Figure 2.27과 같이 수행하였다. Femur 및 pelvis 형상은 National Institute of Information and Communication Technology (NIICT)가 제공하는 일본 평균 여성을 대표하는 numerical shape data에 기초하여 구성 요소들을 설계하고 결합하였다.

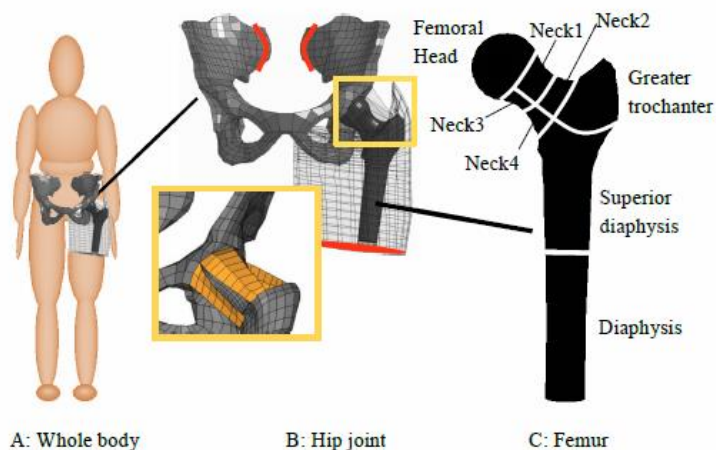


Figure 2.26. Multi body mathematical dynamic model과 finite element human model (Hirabayashi et al., 2013)

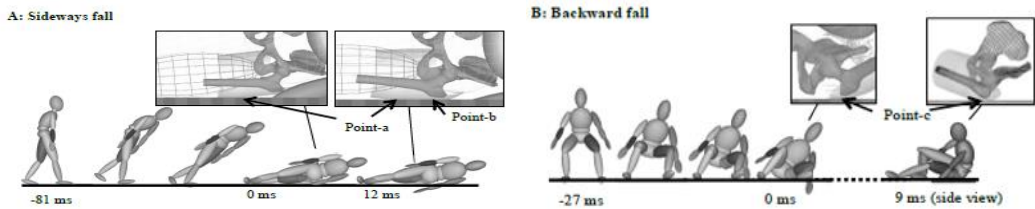


Figure 2.27. FEM 기반 sideways fall 및 backward fall에서의 impact simulation
(Hirabayashi et al., 2013)

Femur 및 pelvic에 대한 전체 물성치는 Table 2.10과 같이 하지의 부위 별로 세부적으로 나눠 정의 하였다. 고령층 여성의 density는 femur의 62세 이상 고령층 남성의 standard bone density를 활용하여 남성과 여성의 density 비를 통해 도출하였다(Lotz et al., 1991a; Peacock et al., 1998; Snyder et al., 1991). Young modulus는 Snyder et al. (1991) 및 Lotz et al. (1991a)의 변환식을 통해 mass density로부터 계산하였으며, Poisson's ratio는 Lotz et al. (1991a)를 참조하여 정의하였다. 이때 femur와 pelvis 사이의 contact surface는 경계조건 설정을 통해 외부 충돌 시 서로 분리 되지 않도록 하였다.

Table 2.10. Thigh 부위 FEM의 Mechanical 물성치

Region	Type of elements (and thickness)	Young's modulus (MPa)	Yield stress (MPa)	Mass density (gm/cm ³)
Cortical bone of femur ✓ Femoral head ✓ Neck 1 ✓ Neck 2 ✓ Neck 3 ✓ Neck 4 ✓ Greater trochanter ✓ Superior diaphysis ✓ Diaphysis	hexahedron solid	8.4 × 10 ³ 8.4 × 10 ³ 12.0 × 10 ³ 12.0 × 10 ³ 13.4 × 10 ³ 9.20 × 10 ³ 13.4 × 10 ³ 13.4 × 10 ³	0.31	1.62 × 10 ³ 1.62 × 10 ³ 1.85 × 10 ³ 1.85 × 10 ³ 1.94 × 10 ³ 1.67 × 10 ³ 1.94 × 10 ³ 1.94 × 10 ³
Spongy bone of femur ✓ Femoral head ✓ Neck 1 ✓ Neck 2 ✓ Neck 3 ✓ Neck 4 ✓ Greater trochanter ✓ Superior diaphysis ✓ Diaphysis	hexahedron solid	0.42 × 10 ³ 0.37 × 10 ³ 0.40 × 10 ³ 0.30 × 10 ³ 0.19 × 10 ³ 0.25 × 10 ³ 0.20 × 10 ³ 0.15 × 10 ³	0.29	1.62 × 10 ³ 1.62 × 10 ³ 1.85 × 10 ³ 1.85 × 10 ³ 1.94 × 10 ³ 1.67 × 10 ³ 1.94 × 10 ³ 1.94 × 10 ³
Cortical bone of pelvis ✓ Pubis, ischium ✓ Ilium, acetabulum	square shell (1.0 mm) square shell (2.0 mm)	8.4 × 10 ³	0.31	1.62 × 10 ³
Spongy bone of pelvis	hexahedron solid	0.42 × 10 ³	0.29	0.46 × 10 ³
Public symphysis	hexahedron solid	An isotropic nonlinear elastic model: Stress-strain curve*	0.31	1.00 × 10 ³
Public symphysis ligament Hip joint ligament	square shell (9.0 mm)	20.0	0.40	1.00 × 10 ³
Skin	Square membrane (1.0 mm)	0.23 × 10 ³	0.29	1.00 × 10 ³
Muscle-fat	Hexahedron solid	15.0**	0.49	1.00 × 10 ³

*An isotropic nonlinear elastic material (Hirabayashi et al., 2013)

**A two-elements visco elastic Maxwell model: The relaxation time is set at 2.0 ms

Majumder et al. (2007, 2008a, 2008b)는 The Calcutta Medical Research Institute (CMRI), Hospital Kolkata의 Department of Radiology에서 제공한 58세 성인 남성의 둔부 및 대퇴부의 CT-scan data를 활용하여 FEM을 개발하였다. Three-dimensional

(3D) solid model은 98개로 slices된 CT image (in DICOM format)을 MIMICS (trial version 7.3, Materialise Software, Malaysia)를 통해 적층하여 thresholding 및 segmentation (bone and soft tissue) 작업을 거쳐 제작하였다. DXF format을 IGS format으로 변환하기 위해서 Mechanical Desktop (version 6.0, Auto Desk Inc.)을 사용하였다. 마지막으로 LS-DYNA (LSTC를 활용하여 IGS data를 Figure 2.28와 같이 sacrum, left and right ilium, left and right proximal femur와 Figure 2.29와 같이 pelvis 및 femur 주위를 둘러싼 soft tissue의 FEM을 개발하였다. Majumder et al. (2007, 2008b)는 trochanteric 부위의 soft tissue 두께를 14 mm로 제작하였으며, Majumder et al. (2008a)의 경우 sideways fall시 FEM의 trochanteric soft tissue 두께에 따른 femur 및 pelvis에 작용하는 충격 성능 파악을 위해 Robinovitch et al. (1991)을 참고하여 5, 14, 17, 23, 26 mm의 trochanteric soft tissue 두께로 모델을 제작하였다.

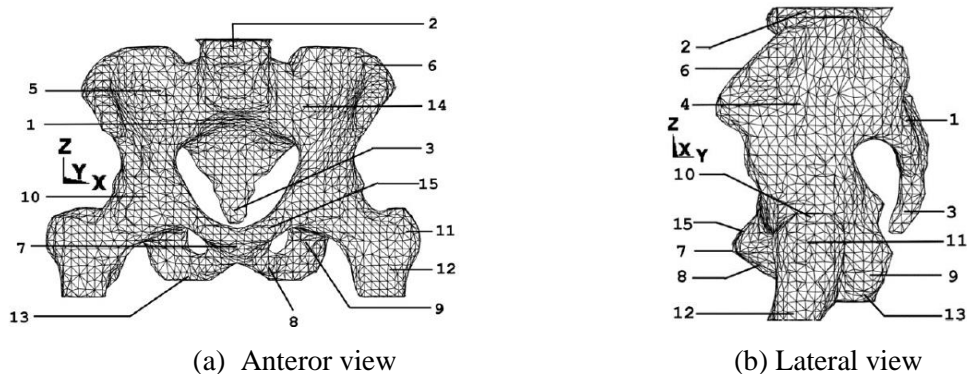


Figure 2.28. Pelvic-femur complex의 FEM (Majumder et al., 2007)

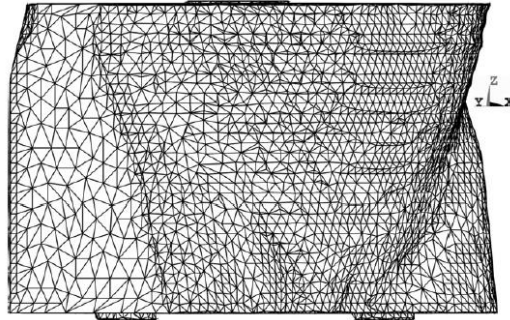


Figure 2.29. Soft tissue의 FEM (Majumder et al., 2007)

이때 finite element 충격 해석시 필요한 FEM의 물성(density, elastic modulus, yield stress, post yield tangent modulus, poisson's ratio)은 Table 2.11과 같다.

Table 2.11. Pelvis-femur-soft tissue complex FEM의 물성치 (Majumder et al., 2008a)

Modeling entities	Density (gm/cm ³)	Young's modulus (MPa)	Yield stress (MPa)	Post yield tangent modulus (MPa)	Poisson's ratio
Cancellous bone	0.042–0.541 ^a	32–3340 ^a	0.354–40 ^a	0.032–3.34 ^a	0.2 ^b
Cortical bone	1.8 ^c	22,700 ^c	158 ^c	1135 ^d	0.3 ^e
Trochanteric soft tissue	0.749 ^f	C ₁₀ = 85.5 kPa ^{g,h}	–	–	0.495 ^f
		C ₀₁ = 21.38 kPa ^{g,i}			
Pubic symphysis ^f	0.749	C ₁₀ = 800 kPa	–	–	0.495
		C ₀₁ = 200 kPa			

^a Based on CT scan Hounsfield values (43–949) and various relations of Keyak and Falkinstein (2003), as described by Majumder et al. (2007).

^b Dalstra et al. (1995).

^c Kaneko et al. (2003).

^d Lotz et al. (1991b).

^e Couteau et al. (1998).

^f Bandak et al. (2001).

^g Mooney–Rivlin coefficients (Hallquist, 1998).

^h Lemmon et al. (1997).

ⁱ C₀₁ ¼ C₁₀/4 (Vannah & Childress, 1996).

충격 해석시 필요한 FEM의 물성은 MIMICS를 활용하여 추출한 골 밀도(bone mineral density)를 사용하였으며, Table 2.12와 같이 실제 뼈의 인장, 압축 material testing을 통해 골밀도와 elastic modulus 및 yield stress의 상관성을 분석한 기존 문헌의 관계식을 통해 도출하였다.

Table 2.12. Relations of apparent bone density with elastic modulus and yield stress, for cancellous bone, provided by various investigations (Majumder et al., 2007)

Investigations		Compressive elastic modulus, E (MPa)	Compressive yield stress, σ_y (MPa)
Femoral bone	Carter and Hayes, (1977)	$E = 3790 \cdot \epsilon^{0.06} \rho^3$	$\sigma_y = 68 \cdot \epsilon^{0.06} \rho^2$
	Rice et al. (1988)	$E = 900\rho^2 + 60$	$\sigma_y = 32.66\rho^2 + 2.45$
	Lotz et al. (1990) ^a	$E_b = 0.7\rho^{1.2}$	$\sigma_{yb} = 0.003\rho^{1.4}$
	Rho et al. (1995)	$E = 4560\rho^{-331}$ and $E = 4607.1\rho^{1.30}$	–
	Morgan et al. (2003) ^c	$E = 6850\rho^{1.49}$	–
	Morgan and Keaveny, (2001) ^c	–	$\sigma_y = 38.5\rho^{1.48}$
	Morgan et al. (2003) ^d	$E = 15010\rho^{2.18}$	–
	Morgan and Keaveny (2001) ^d	–	$\sigma_y = 85.5\rho^{2.26}$
Tibial bone	Keyak, (2001), Keyak and Falkinstein, (2003)	$E = 33900\rho_{ash}^{2.20}$ for $\rho_{ash} \leq 0.27$	$\sigma_y = 137\rho_{ash}^{1.88}$ for $\rho_{ash} < 0.317$
		$E = 5307\rho_{ash} + 469$ for $0.27 < \rho_{ash} < 0.6$	$\sigma_y = 114\rho_{ash}^{1.72}$ for $\rho_{ash} \geq 0.317$
Pelvic bone	Dalstra et al. (1995)	$E = 2017.3\rho^{2.46}$	–
Vertebral bone	Morgan et al. (2003)	$E = 4730\rho^{1.56}$	–
	Morgan and Keaveny (2001)	–	$\sigma_y = 37.1\rho^{1.74}$

ϵ : strain rate; ρ : apparent density (g/cm^3); ρ_{ash} : apparent ash density (g/cm^3).

^a As reported by Lotz et al. (1991a).

^b Computed tomography equivalent mineral density, expressed in $\text{g}/100 \text{ cm}^3$.

^c For femoral neck region.

^d For femoral greater trochanter region.

전체 body의 spring-mass-dashpot이 연결된 FEM (Majumder et al., 2007)

Majuder et al. (2007, 2008a, 2008b)는 인체 고관절 부위의 무게와 강성을 구현하기 위해 Figure 2.30과 같이 FEM에 인체 부위에 따른 lumped mass를 제작하여 spring & damper를 통해 연결하였다. Lumped mass와 spring & damper의 stiffness 및 damping coefficient는 기존 연구를 참조하여 Table 2.13과 같이 설정하였다.

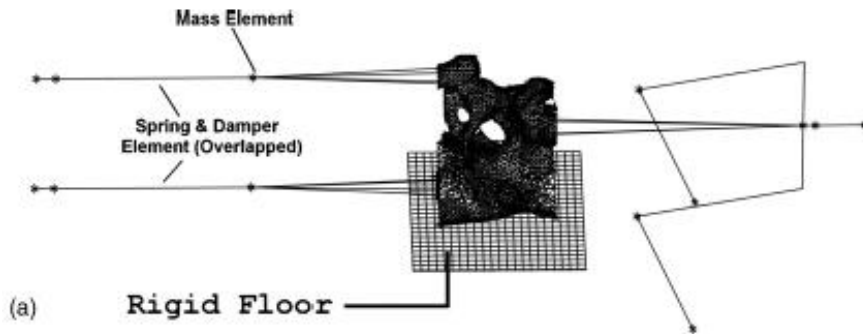


Figure 2.30. Pelvis-femur-soft tissue complex를 포함하는 전체 body의 spring-mass-dashpot이 연결된 FEM (Majumder et al., 2007)

Table 2.13. Details of stiffness and damping coefficients for the spring and damper, respectively, representing the body segments with their mass (Amirouche, 1987; Nigam & Malik, 1987)

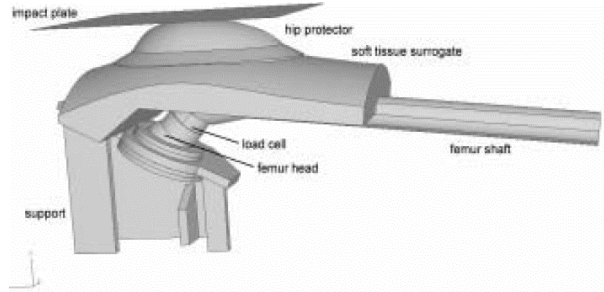
Body segments		Stiffness (kN/m)	Damping coefficient (kN s/m)	Mass (kg)*
From	To			
Head*	Neck	680.5	1.5	3.044
Neck*	Upper torso	1392.0	1.5	0.207
Upper torso*	Central torso	584.2	1.6	9.105
Upper torso	Left upper arm*	152.1	1.0	2.322
Left upper arm	Left lower arm*	98.1	1.0	1.91
Central torso*	Lower torso	555.1	1.8	16.55
Lower torso*	Left upper leg	130.5	1.1	12.59
Left upper leg*	Left lower leg	68.9	1.0	7.827
Left lower leg*	Left foot ^a	958.0	1.0	3.445

2.5.2. Finite Element Model by Impact Simulator

Hip protector의 충격 보호 성능 평가를 위한 impact simulator 기반 FEM은 impact simulator 기반 충격 성능 평가 결과와 비교하여 타당성을 검증하고, impact simulator 기반 연구의 한계점인 시간, 비용적 제약에 따른 다양한 조건들에 대한 impact test를 수행하기 위해 유사한 모델로 제작하였다. Schmitt et al. (2004)은 Derler et al. (2004a, 2004b, 2005)에서 사용된 Figure 2.31a의 impact simulator 모델을 참고하여 FEM을 설계하였다. 개발된 FEM은 Figure 2.31b와 같이 aluminum 재질의 artificial pelvis와 steel 재질의 femur로 구성되며, 두 뼈는 ball-and-socket의 고관절 부위로 연결되어있고, hip의 전체 뼈 및 관절을 덮고 있는 soft tissue 및 muscle surrogate는 silicone 재질로 구성되어 형상은 인체 모델을 차용하였으나 물성은 인체 모델과 다르게 적용하였다(Daners et al., 2008).



(a) Impact simulator



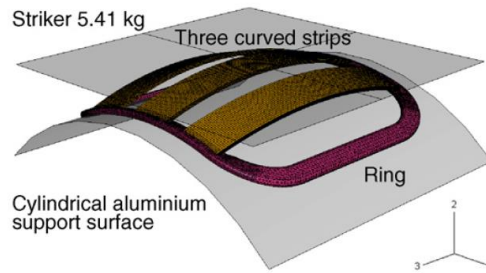
(b) Impactor 기반 FEM

Figure 2.31. Hip protector의 충격 보호 성능 평가를 위한 (a) impact simulator (Derler et al., 2004a, 2004b, 2005) 및 (b) impactor 기반 FEM (Schmitt et al., 2004)

Daners et al. (2008)은 ring 및 three bonded curve로 제작된 protector shell에 대한 충격 보호 성능 평가를 위해 Figure 2.32a와 같이 dynamic impact test를 수행하고, FEM을 Figure 2.32b와 같이 제작하였다. 이때 Ring의 경우 약 55,000의 first order tetrahedron elements (ABAQUS element 'C3D4')로 mesh하였고, curved strip은 각각 20,000의 first order hexahedron elements (ABAQUS element 'C3D8R')로 mesh하였다. Figure 2.32b의 striker는 5.41 kg의 steel 물성으로 제작하였고, 뼈 부위 및 striker 부위 모두 rigid surface로 제작되었다. Protector shell을 구성하는 세 개의 strips 중 중앙 strip의 Young modulus는 $E = 130 \text{ GPa}$ 로 양쪽은 $E = 8 \text{ GPa}$ 로 정의되었고, Poisson's ratio는 $\nu = 0.32$ 로 정의되었다. Ring의 경우 Young modulus는 $E = 9341 \text{ MPa}$, Poisson's ratio는 $\nu = 0.4$ 로 정의되었다.



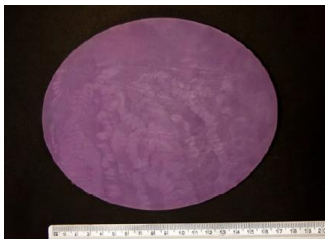
(a) Impact simulator



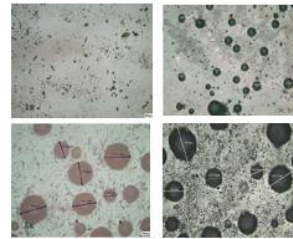
(b) Impactor 기반 FEM

Figure 2.32. Hip protector의 충격 성능 평가를 위한 (a) impact simulator 및 (b) impactor 기반 FEM (Daners et al., 2008)

Madrecka et al. (2012)는 Figure 2.33와 같이 4종의 polyurethane 재질 및 6mm 두께의 평평한 타원형의 polyurethane gel pad를 제작하고, 충격 보호 성능 평가를 수행하기 위해 Figure 2.34a와 같이 release plate를 떨어뜨려 loadcell을 통해 force를 측정하는 drop weight impactor를 제작하고, Figure 2.34b와 같이 다른 형태의 FEM을 제작하였다.

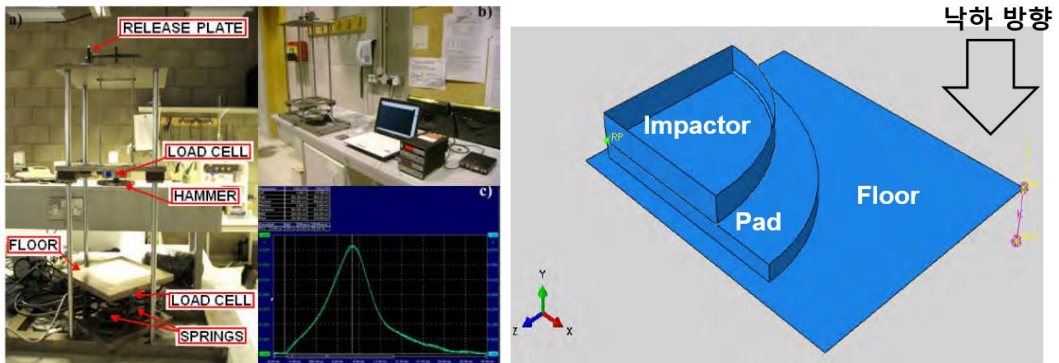


(a) Pad 치수 및 형상



(b) 4종의 polyurethane 재질

Figure 2.33. 평가 대상 pad의 (a) 치수 및 형상과 (b) 4종의 polyurethane 재질 (Madrecka et al., 2012)



(a) Impact simulator

(b) FEM

Figure 2.34. Hip protector의 충격 보호 성능 평가를 위한 (a) impact simulator 및 (b) impactor 기반 FEM (Madrecka et al., 2012)

4종 pad의 물성은 세 종의 시험 평가(uniaxial tensile test, simple compression test, equal biaxial tensile test)를 수행하여 Table 2.14와 같이 stress - strain curve를 hyperelastic (Mooney Rivlin, Neo Hooke) 및 viscoelastic 기법을 활용하여 물성을 도출 후 세 가지 impact force 조건(8.9 kN, 12 kN, 16 kN)에서 각각 experimental test 결과와 비교하여 FE pad model의 물성 정의를 viscoelastic 형질로 정의하여 modeling하였다. FEM 별 element type, number of elements, 그리고 element specification은 Table 2.15와 같이 정의하였다.

Table 2.14. Peak force values from FEA simulation and experimental testing for PU gels at different impact forces (Madrecka et al., 2012)

	Impact Force (kN)	PU B (kN)	PU C (kN)	PU R (kN)	PU P (kN)
Experimental	8.9	2.61	2.71	3.37	3.08
Viscoelastic	8.9	2.44 (6.51 %)	2.51 (7.38 %)	2.95 (12.46 %)	2.81 (8.77 %)
Hyperelastic	8.9	2.54 (2.68 %)	2.52 (7.01 %)	2.88 (14.54 %)	2.82 (8.44 %)
Experimental	16	5.38	5.14	6.11	5.87
Viscoelastic	16	5.06 (5.95 %)	5.14 (0.01 %)	5.24 (14.24 %)	5.76 (1.87 %)
Hyperelastic	16	4.75 (11.71 %)	4.73 (7.98 %)	4.85 (20.62 %)	5.45 (7.16 %)
Estimated	12	3.44	3.53	4.52	4.20
Viscoelastic	12	3.51 (2.03 %)	3.49 (1.13 %)	4 (11.5 %)	3.95 (5.95 %)

Table 2.15. Details of FEA mesh for each part in the impact model (Madrecka et al., 2012)

Part	Element type	Total number of elements	Element specification
Floor	R3D4	609	599 linear quadrilateral elements of type R3D4
			10 linear triangular elements of type R3D4
Impactor	R3D4	7,825	7816 linear triangular elements of type R3D4
Pad	C3D4	10,765	10,765 elements of type C3D4

2.5.3. Finite Element Analysis for Hip Protector Evaluation

기존 연구는 2.5.1 및 2.5.2에서 서술한 human model 및 impact simulator 기반 FEM을 활용하여 유한요소해석을 통한 고관절 골절 예방 제품의 효과에 대해 연구하였다. Majumder et al. (2008b)은 Majumder et al. (2007) 및 Majumder et al. (2008a)를 통해 개발된 FE human model을 활용하여 자체 제작한 polystyrene (EPS) foam (thickness: 18, 27, 36 mm)를 pelvis, femur, 그리고 soft tissue로 구성된 FEM의 표면에 부착하여 Figure 2.35와 같이 sideways fall을 통한 FE simulation을 통해 hip pad의 두께별로 femoral 부위에 작용하는 impact force, 충격 시간(impact time), 그리고 fracture risk ($\emptyset = F_{max}/F_u$)를 pad를 미착용한 상태와 비교하여 Table 2.16와 같이 분석하였다. 이때, F_{max} 는 femoral에 작용하는 peak impact force로 F_u 는 femoral fracture load의 기준치인 4,170 N으로 정의하였다. 해석을 위한 낙하 경계 조건은 62세 이상 고령층 남성의 몸무게 77.47 kg을 자유 낙하하였을 때 발생하는 140 J의 충격 에너지를 고려하여 중력 가속도와 1.904 m/s의 impact velocity로 설정하였으며, ANSYS-LS-DYNA를 활용하여 해석을 수행하였다. 그 결과 no pad 상태일때 F_{max} 및 fracture risk가 가장 높게 나타났으며, 두께가 두꺼울수록 F_{max} 및 fracture risk는 감소함을 보였다. F_{max} 가 발생하는 충격시간 t_{max} 및 전체 충격이 발생하는 시간인 Δt 의 경우 no pad 상태일 때 가장 높게 나타났으며, 두께가 두꺼울수록 감소함을 보였다.

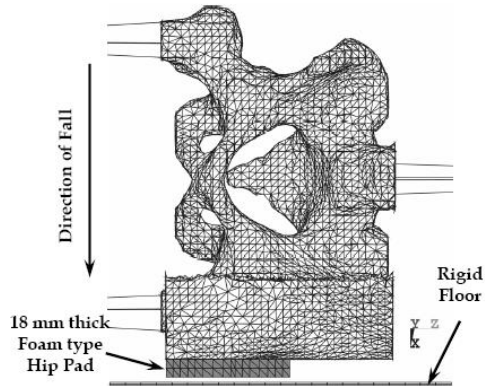


Figure 2.35. Sideways fall에서 foam type hip pad가 부착된 pelvis-femur-soft tissue complex FEM (Majumder et al., 2008b)

Table 2.16. Effectiveness of a foam type hip pad and its thickness for sideways fall simulation (Majumder et al., 2008b)

	H (mm)	F_{max} (ms)	t_{max} (ms)	(ms)	F_{max}/F_u
No pad	-	5,225	20	50	1.253
Pad 1	18	4,251	33	69	1.019
Pad 2	27	3,891	36	75	0.933
Pad 3	36	3,535	39	82	0.848

이를 통해 전체 충격 에너지는 동일하지만, hip pad의 두께가 두꺼울수록 충격 에너지를 천천히 흡수하여 femur에 작용하는 impact peak force를 떨어뜨려 fracture risk는 가장 낮은 것을 파악하였다(Majumder et al., 2008b).

Schmitt et al. (2004)는 Figure 2.36과 같이 energy shunting이 주 기능인 hard cover 형태의 hip protector의 FEM를 제작하고, 추가로 energy padding이 주 기능인 foam으로만 구성된 hip protector의 FEM을 제작하였다. Figure



Figure 2.36. FEM과 hip protector의 세부 geometry (Schmitt et al., 2004)

2.36에서 제작된 hip protector에 대한 Figure 2.31의 impact simulator 및 FEM 기반 충격 보호 성능 평가 결과에 대한 비교 결과를 위해 먼저, Figure 2.37과 같이 soft tissue surrogate가 있는 상태와 soft tissue surrogate가 없는 상태로 나눠서 비교하였다. 그 결과 impact simulator 및 FEA 기반 평가 모두 femoral impact force 및 impact time에서 유사한 수치가 도출되었으며, soft tissue surrogate를 착용한 상태에서는 impact simulator 및 FEA 기반 평가 모두 femoral neck에 작용하는 impact force는 유사한 값이 도출되었으나, peak impact time의 경우 impact simulator 기반 평가에 비해 FEA 기반 평가가 조금 더 지연되는 결과가 도출되었다. 이는 soft tissue surrogate 제작 시 실제 impact simulator와 FEM 간에 물성 및 두께에 있어 차이가 발생되어 충격 흡수가 지연된 것으로 사료된다.

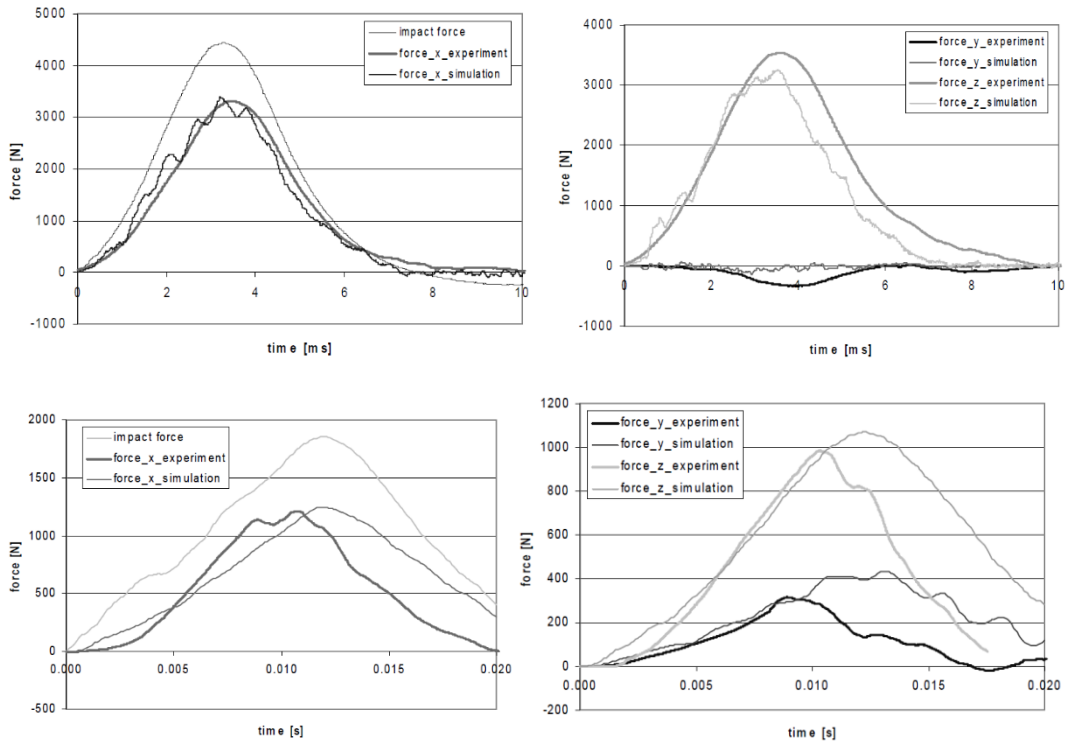


Figure 2.37. Soft tissue surrogate가 없을 때 (top)와 soft tissue surrogate가 있을 때 (bottom)의 validation process의 결과 (Schmitt et al., 2004)

둘째로, Schmitt et al. (2004)는 FE simulation을 통해 no protector, foam pad, hard cover, 그리고 foam pad와 hard cover를 결합한 combined pad 상태의 hip protector에 대한 충격 보호 성능 평가를 수행하여 femoral neck에 작용하는 impact force를 Figure 2.38과 같이 도출 후 비교 분석하였다. 그 결과 Figure 2.38과 같이 no protector 상태에 비해 hard cover pad가 최대 60%로 femoral impact force가 저감되는 효과가 있었으며, 대조적으로 only foam pad의 경우에 30% 저감효과가 있었고,

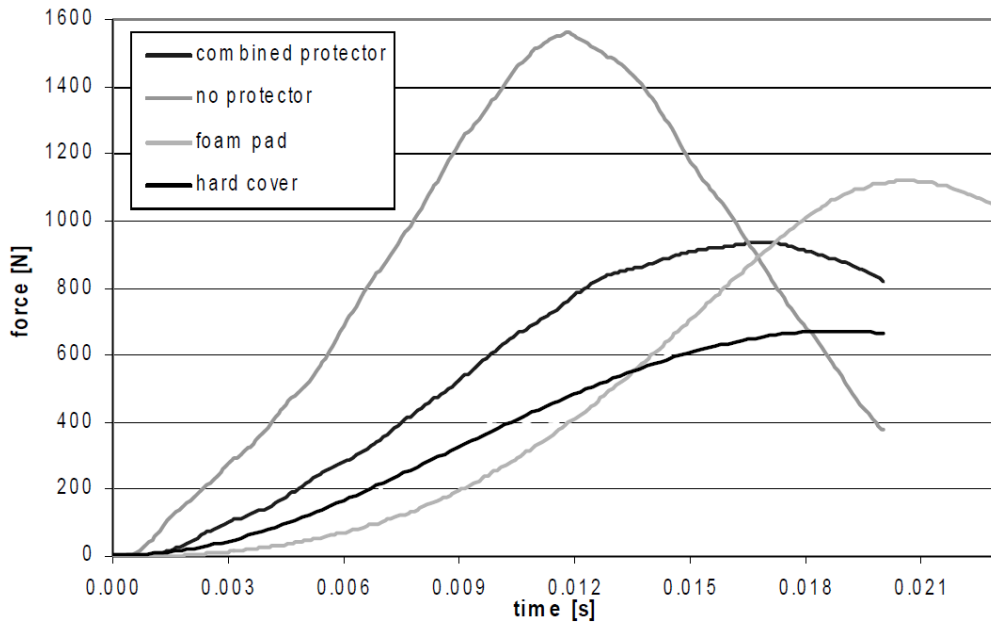
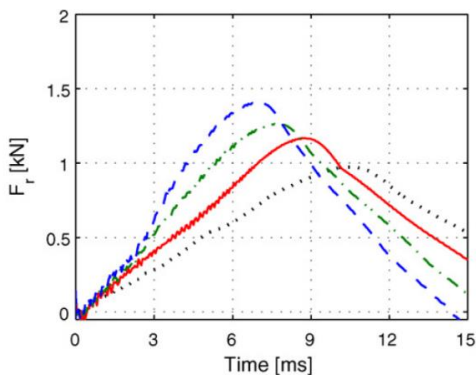


Figure 2.38. Hip padding system의 종류에 따른 결과 (Schmitt et al., 2004)

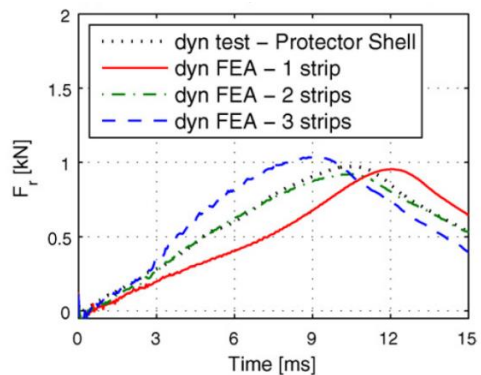
combined pad의 경우에는 중간 정도인 45% ~ 50% 수준의 저감효과가 있었다. Foam pad의 경우 hard cover 및 combined pad에 비해 충격 시간이 지연되는 효과가 있어 충격 energy를 흡수하는 효과가 있는 것으로 파악되었다.

Daners et al. (2008)은 impact simulator 기반 dynamic test를 수행하고, 추가로 FEA를 수행하여 Figure 2.32b의 자체 개발한 foam 형태의 ring과 1 ~ 3개의 shell 형태의 curve strips로 구성된 protector shell에 대한 충격 보호 성능 평가를 수행하였다. 먼저, Figure 2.32a의 impact test용 장비인 Instron testing machine IX version 8.06.00 (Instron., Inc, USA)을 통해 dynamic impact test를 수행하고, Figure 2.32b에서 제작된 FEM에 기반하여 수행된 FEA 결과를

비교하였다. FE simulation은 Figure 2.32b의 impact simulator 기반 FEM을 통해 protector shell에 대한 충격 보호 성능 평가를 위해 0.05 m의 높이에서 5.41 kg 무게의 impactor를 kinetic energy = 2.65 J, impact velocity = 0.99 m/s로 boundary condition을 설정하여 FE simulation하였다. 또한, shell, foam, 그리고 shell과 foam을 결합한 형태에 대한 비교 분석을 수행한 결과 protector shell의 curved strips 개수 및 접촉(flexibly/hard) 구성에 따른 결과 중 Figure 2.39와 같이 flexibly bonded 2 curved strips 일때 결과가 유사한 것으로 도출되었으며, hard bodned curved strips일 때 1, 2, 3 curved strips 모두 FEA 결과가 impact simulator 결과에 비해 impact force가 높게 도출되었으며, peak impact time도 감소한 것으로 나타났다.



(a) FEA with flexibly bonded curved strips



(b) FEA with hard bonded curved strips

Figure 2.39. Strip 개수 (1,2,3개) 및 bonded 상태 (flexibly/hard)에 따른 FEA 및 protector shell에 대한 impact simulator의 충격 보호 성능 평가 결과 비교 그래프

(a) flexibly bonded curved strips, (b) hard bonded curved strips (Darners et al, 2008)

추가로, shell과 foam을 결합한 형태에서 foam 두께 (5, 10, 15 mm)일때의 pad에 작용하는 maximum impact force (F_{impact})와 femoral neck에 작용하는 maximum resultant femoral neck force (F_{neck})를 Table 2.17 및 Table 2.18과 같이 도출하였다. Darners et al. (2008)은 impact simulator 기반 FEM을 활용하였지만, anthropometric data를 이용하여 shell의 형상을 설계하였고, surrogate pelvis 또한 인체와 유사한 형상을 활용하였다. 또한, Table 2.17 및 Table 2.18의 결과를 통해 shell과 foam pad를 결합한 pad가 가장 충격 흡수 성능이 뛰어나다는 것을 파악했으며, strip의 개수가 많을수록 deformation이 적으며, foam의 두께가 두꺼울수록 충격 흡수 성능이 높아지는 것을 파악하였다.

Table 2.17. Peak values observed in the dynamic test and FE analysis (Darners et al., 2008)

FEA	Test	Force *Fr (N)	Displacement (mm)	Time-to-force peak (ms)
-	Protector shell	973	7.2	10.3
One strip; flexible bonding	-	954	8.3	12.2
Two strip; flexible bonding	-	921	7.0	10.58
Three strip; flexible bonding	-	1038	6.2	9.1
One strip; hard bonding	-	1167	5.9	8.7
Two strip; hard bonding	-	1263	5.2	7.8
Three strip; hard bonding	-	1408	4.8	6.9

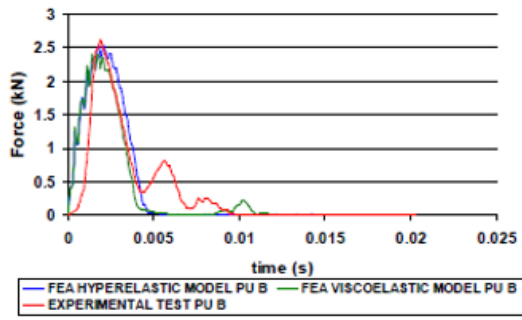
*Fr: Femoral neck

Table 2.18. Impact test results on the anatomical hip model for various combinations of the protector shell and different versions of shock absorbing foam pads (Darners et al., 2008)

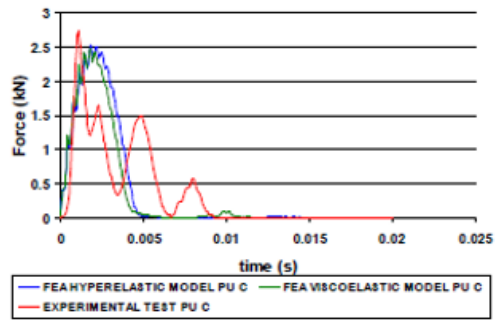
	F_{impact} (N)	F_{neck} (N)	Total maximum displacement (mm)	Time to force peak (ms)
Shell-Foam 15	3,304	1,667	38.8	16.2
Shell-Foam 10	3,512	1,952	34.6	14.7
Shell-Foam 5	3,673	2,120	35.7	15.0
Foam 15	3,845	2,197	29.2	12.6
Shell	5,655	3,768	30.6	12.4
Empty hip model	6,898	5,425	20.6	9.0

Madrecka et al. (2012)는 Figure 2.30에서 제작된 impact simulator 및 FEM을 활용하여 Figure 2.40과 같이 8.9 kN, 16 kN의 동일한 total peak force로 낙하했을 때 force가 발생하는 양상을 그래프로 비교하여 모델을 검증하였다. FEA simulation 및 experimental test의 비교 결과 8.9 kN 및 16 kN의 total peak force 모두 미세한 차이가 있었지만, 유사한 total peak force가 도출되어 FEM을 검증하였다.

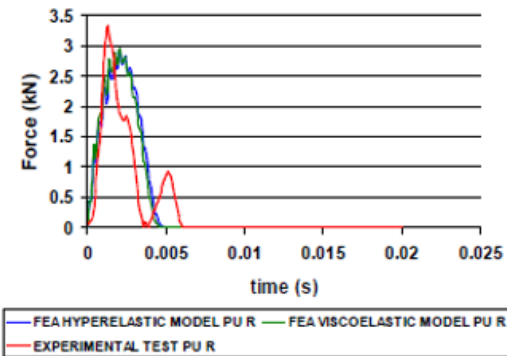
a)



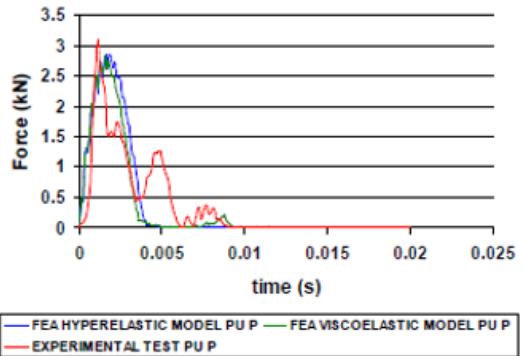
b)



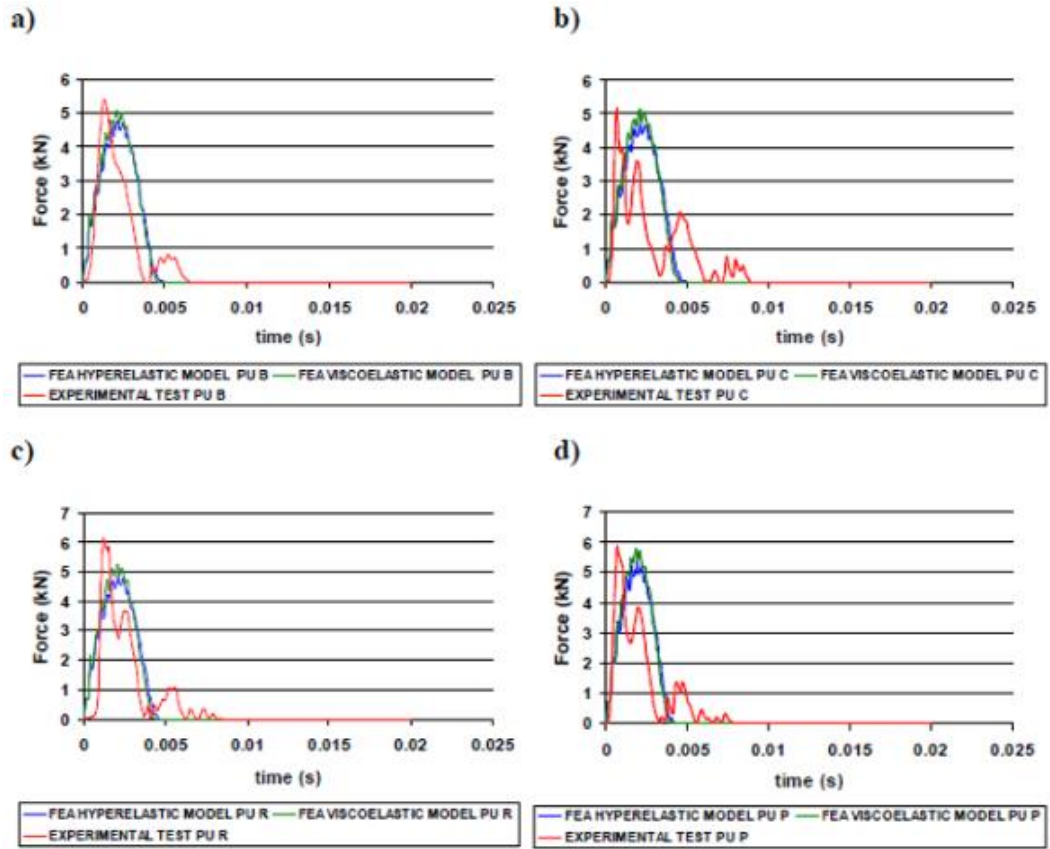
c)



d)



(a) Impact force 8.9 kN 일때



(b) Impact force 16 kN 일때

Figure 2.40. 8 kN 및 16 kN의 impact force에서 FEA simulation과 experimental test의 결과 비교 (a) PU B, (b) PU C, (c) PU R, (d) PU P (Madrecka et al., 2012)

검증된 FEM을 통해 Figure 2.41과 같이 제작된 pad FEM에 hole을 뚫어 무게에 대한 차이를 분석하고, 추가로 실제 pad두께 6 mm보다 3 mm 얇은 pad를 제작하여 두께의 차이에 따른 충격 보호 성능을 평가 하였다. 평가 결과 Figure 2.42와 같이 실제 pad에 비해 3 mm thick pad에서 충격 보호 성능이 저감되는 것으로 나타났으며, hole이 많고 무게가 낮을수록 충격 보호 성능이 높은 것으로 파악되었다.

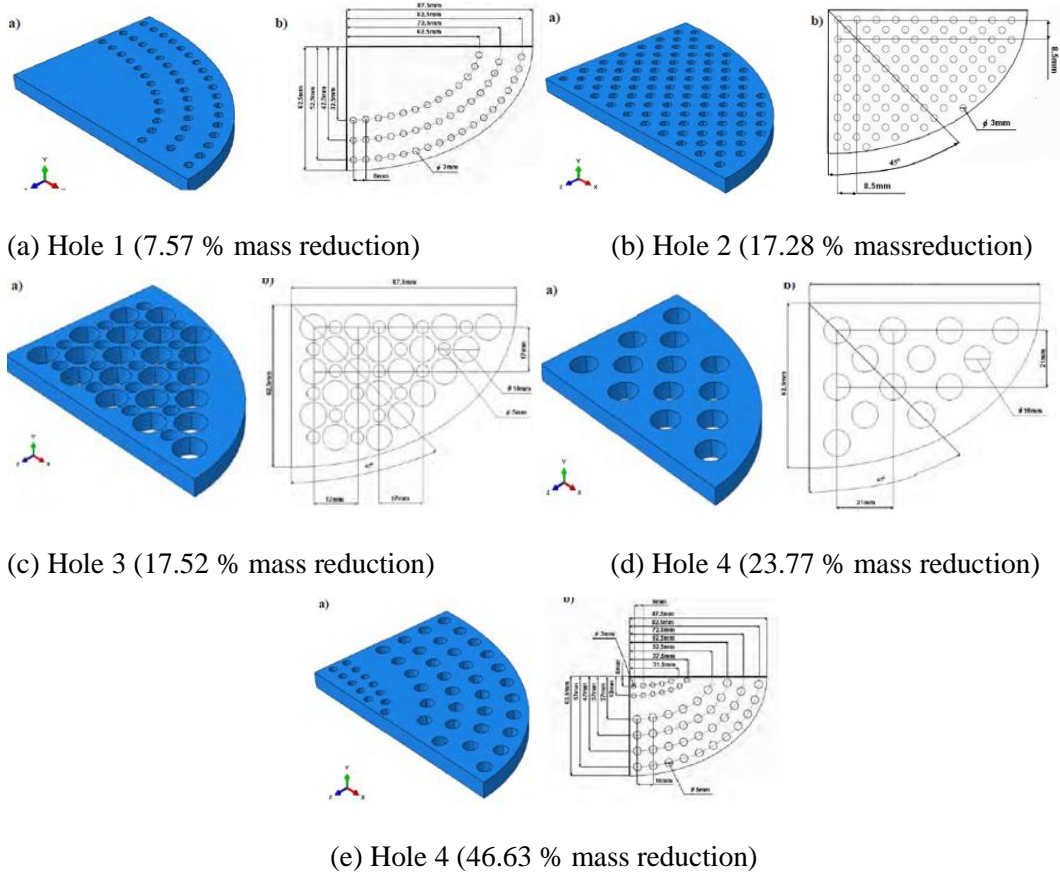


Figure 2.41. Hole arrangement에 따른 hip protector 무게 (Madrecka et al., 2012)

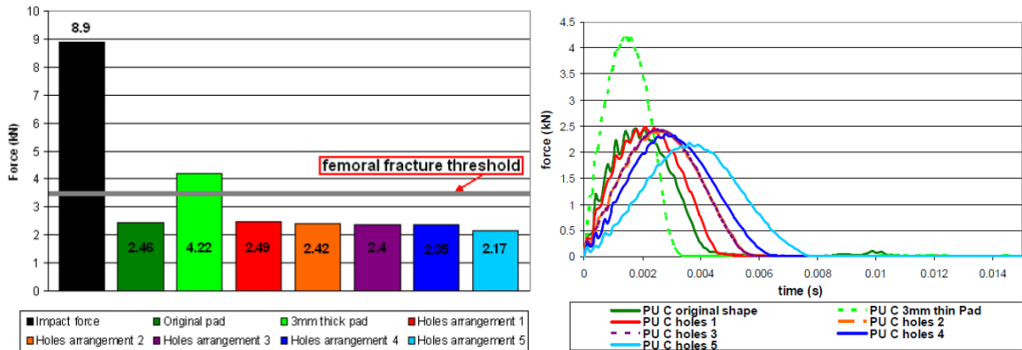


Figure 2.42. Impact force 8.9 kN에서 hip protector pad designs에 따른 PU C 재질의 FEA simulation 결과 (Madrecka et al., 2012)

FEM 기반 hip protector의 충격 성능 평가 문헌 4건은 인체 모델 또는 impact simulator 기반 FEM을 활용하여 impact simulator의 한계점을 보완한 FEA 기반 computational simulation test를 통해 hip protector의 충격 보호 성능을 평가하였다는 측면에 학문적인 의의가 있으나 한계점이 존재한다. Majumder et al. (2008b)는 실제 인체 형상의 CT-scan을 통해 인체 모델을 제작하고 기존 연구를 통해 실제 인체의 물성을 Mooney rivlin 기법을 통해 적용하였으며, lumped mass를 통한 인체 무게와 관절과 근육에 따른 stiffness 및 damping 효과를 spring을 통해 구현하였지만, 실제 낙상 시 femur 부위 중 고관절 부위에 작용하는 stress를 파악하지 않았고, pad 두께에 대한 force 측면에서만 분석하였으며, 인체 soft tissue의 geometric information에 따른 pad 형상 또는 상용 제품 pad가 아닌 평평한 형태의 pad로 제작하여 연구를 수행하였다. 또한, conference paper로 작성되어 pad 물성 및 FEM 관련 정보가 충분히 제시하지

않은 한계가 있다. Schitt et al. (2004)의 경우 surrogate pelvis를 인체와 유사한 구조로 제작하여 impact simulator를 설계하고 femoral neck부위에 loadcell을 장착하여 femoral neck에 작용하는 force를 측정하고, impact simulator 기반 FEM을 제작하여 FEA를 수행 후 두 결과 비교를 통해 FEM을 검증한 점에서 학문적인 의의가 있으나, 실제 인체의 해부학적 특성(femur 내부구조 및 물성)을 고려하지 못하여 실제 낙상 시 인체에 미치는 force 및 stress를 분석하지 못한 점에서 한계점이 있다. Darners et al. (2008) 및 Madrecka et al. (2012)는 impact simulator 및 FEA 기반 연구를 활용하여 pad의 두께, 형상, 재질, 특성, 그리고 무게에 따른 충격 보호 성능 평가를 수행한 점에서 학문적인 의의가 있으나, surrogate pelvis 부위를 제작하지 않아 고관절 부위에 작용하는 stress 측면의 정량적 평가가 미흡하여 실제 pad 작용 시 인체에 미치는 stress를 파악하지 못한 점에서 한계점이 존재한다. 따라서, FEA 기반 기존 hip protector의 충격 보호 성능 평가 연구 모두 impact simulator 기반 충격 보호 성능 평가 연구의 한계점을 보완하고 FEA 기반 연구를 수행한 것에 있어서 차별성이 존재하나, 인체 고관절 부위에 작용하는 stress에 대한 평가가 미흡한 실정이다.

이는 인체 특성상 FEM의 개발 시 뼈 및 soft tissue 부위의 정확한 물성 및 대표 인체 모델의 geometric한 형상 개발의 어려움, pad의 물성 파악을 위한 시험 평가 수행을 위한 시료 제작 및 재료 구입의 어려움, soft tissue 및 pad의 경우 대부분 hyperelastic과 유사한 재질이기 때문에 해석에 많은 시간이

소요되며, 해석 수행시 정확한 boundary condition의 설정과 hyperelastic 재질의 FEA 기반 해석을 위한 mechanical 분야의 전문적인 지식이 소요된다는 점에서 모든 공학 분야의 연구자가 쉽게 활용하기 어렵다는 점, FEM 기반 FEA 결과의 신뢰성 확보를 위한 mesh quality에 대한 검증 평가도 같이 이루어져야 한다는 점에 있어 연구를 수행하기에 현재까지 많은 어려움이 있어 computational test를 통한 수행에 많은 한계가 있었기에 현재까지 impact simulator 기반 평가에 비해 상대적으로 많이 수행되지 않았다. 하지만, 현재 FEA 수행을 위한 고성능 computer의 개발과 FEA 기반 software의 발전으로 고관절 골절 예방 제품 평가를 위한 FEA 기반 연구는 전문적인 지식이 수반된다면 impact simulator 기반 실험이 가진 다양한 조건에서 다양한 hip protector의 평가 시의 시간, 비용, 공간적 제약을 극복하고, 정확성을 높일 수 있는 가장 적합한 연구방법으로 제시되고 있다.

III. Theory of Fall and FEM

3.1 Theoretical Equations of Sideways Fall

본 연구의 impact simulation시 이론 total peak force 값은 van Den Kroonenberg et al. (1995)에 기술된 sideways fall시 total peak force 도출 수식을 참고하여 도출하였다. Van Den Kroonenberg et al. (1995)는 standing 상태에서 sideways fall을 통한 hip impact velocity (v) 및 hip impact force (N)를 도출하기 위한 dynamic models을 만들었다. Dynamic model은 Figure 3.1과 같이 undamped single degree of freedom system에 기반한다. 이때 M 은 effective mass이고 수직 방향으로 낙하하며 impact velocity (v)를 발생시킨다. K 는 linear한 spring 상수이며, hip을 덮는 soft tissue와 신체의 근육을 포함한 flexural stiffness를 통해 계산된다. 낙상시 작용하는 damping 효과는 Robinovitch et al. (1991)에서 $\delta = 0.2$ 로 미미한 것으로 밝혀져 본 dynamic model에서는 고려하지 않았다. 본 dynamic model을 통해 충격 시(x_{peak}) spring stiffness와 최대 deflection을 고려하여 total peak force (F_{peak})는 Equation 3.1과 같이 나타내었다.

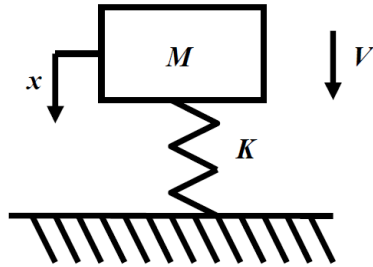


Figure 3.1. 단일 자유도 (single degree of freedom) impact model
(van Den Kroonenberg et al., 1995)

$$F_{peak} = Kx_{peak} \text{ (Equation 3.1)}$$

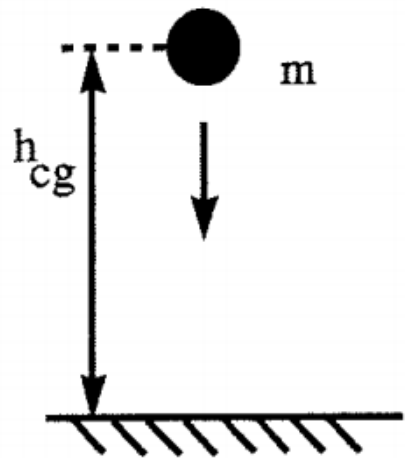
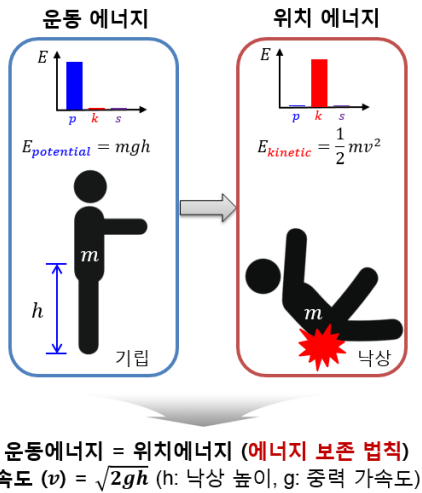
또한, van Den Kroonenberg et al. (1995)는 단일 자유도 (single degree of freedom) impact model에 근거하여 total peak force 및 hip impact velocity를 도출하기 위한 수식으로 인체의 4가지 rigid-link model (point mass, and one, two, and three-link models)을 사용하였다.

3.1.1 Point Mass Model

Point mass model은 Figure 3.2a와 같이 자유 낙하에서 에너지 보존 법칙에 의거하여 Figure 3.2b와 같이 modeling하여 impact velocity를 Equation 3.2와 같이 정의하였다.

$$mgh_{cg} = \frac{1}{2}mV^2, V = \sqrt{2gh_{cg}} = 4.43\sqrt{h_{cg}} \text{ (Equation 3.2)}$$

where, m: total body mass
 m: gravitational acceleration 9.81m/s²
 h_{cg} : height of center of gravity



(a) 자유 낙하 에너지 보존 법칙

(b) Point mass model

Figure 3.2. Point mass model (van Den Kroonenberg et al., 1995)

3.1.2 One-Link Model

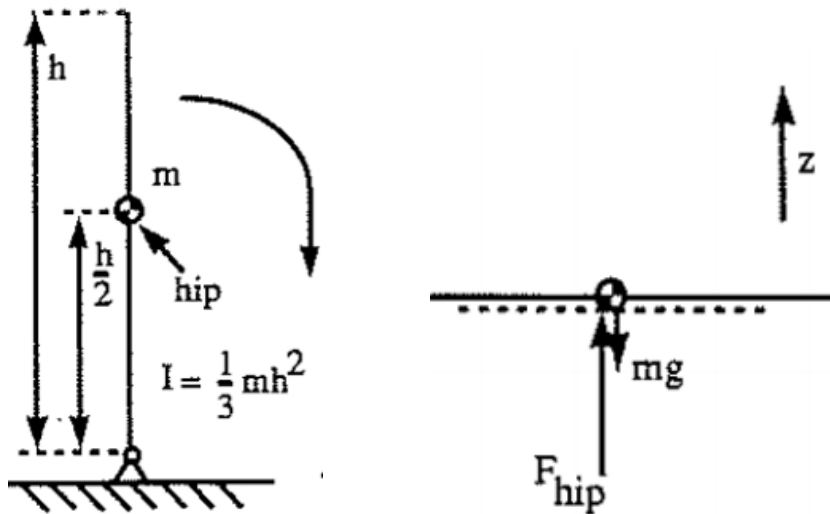
One-link model은 Figure 3.3과 같이 회전 낙하에서 에너지 보존 법칙에 의거하여 rotation kinetic energy의 효과를 포함하며 바닥에 회전점을 두고 인체를 rigid slender bar로 modeling하였다. Rigid bar의 mass와 height는 각각 total body mass와 body height로 정의되며, model에서 “hip”에 해당하는 부분은 rigid bar 전체 height의 50 %로 정의되었으며, 인체 무게 중심의 높이 (h_{cg}) 또한 동일한 위치로 가정하였다. Hip에 작용하는 mass는 total effective mass로 정의하였다. 또한, 본 model의 회전점에 작용하는 rigid bar의 관성모멘트(moment of inertia)는 mechanics of dynamics의 rod의 관성 모멘트 수식을 참고하여 $I = 1/3mh^2$ 으로

정의하였다. 이때 회전 낙하의 에너지 보존 법칙에 따른 충격 전 impact velocity는 Equation 3.3와 같이 나타낼 수 있으며, 그에 따른 hip 에 작용하는 total peak force는 Equation 3.4와 같이 나타낼 수 있다.

$$mgh_{cg} = \frac{1}{2}I\omega^2, V = \sqrt{\frac{3}{2}gh_{gc}} = 3.84\sqrt{h_{gc}} \text{ (Equation 3.3)}$$

$$F_{hip} = m\ddot{x}_{hip} + mg \text{ (Equation 3.4)}$$

where, \ddot{x}_{hip} : the vertical acceleration of the hip during impact



(a) Before impact (standing height)

(b) After impact

Figure 3.3. One-link model (van Den Kroonenberg et al., 1995)

3.1.3 Two-Link Model

Two-link model은 one link model과 동일하게 회전 낙하에서 에너지 보존 법칙에 의거하여 바닥에 회전점을 두고, Figure 3.4a와 같이 마찰이 없는 경첩으로 바닥과 연결된 leg segment 및 trunk segment의 두 개의 rigid slender bar로 구성되었으며, 두 segment를 잇는 연결부 또한 마찰이 없는 경첩으로 연결되어 hip에 위치하도록 modeling되었다. 이때 두 segment는 무게는 다르지만 길이는 동일하게 구성되었다. 회전 낙하 후 two-link model은 Figure 3.4b와 같이 충격 직전 trunk가 수직인 model과 45°인 model이 있다. 이 두 link model의 한계는 낙상 시 해부학적으로 knee flexion이 발생할 수 있지만, knee flexion을 배제하고 modeling된 점을 들 수 있다. Hip impact velocity (v)는 vertical link model에서 Equation 3.5, 3.6와 같이 rotational kinetic energy, translational kinetic energy, potential energy를 고려한 에너지 보존 법칙 따라 계산되었다.

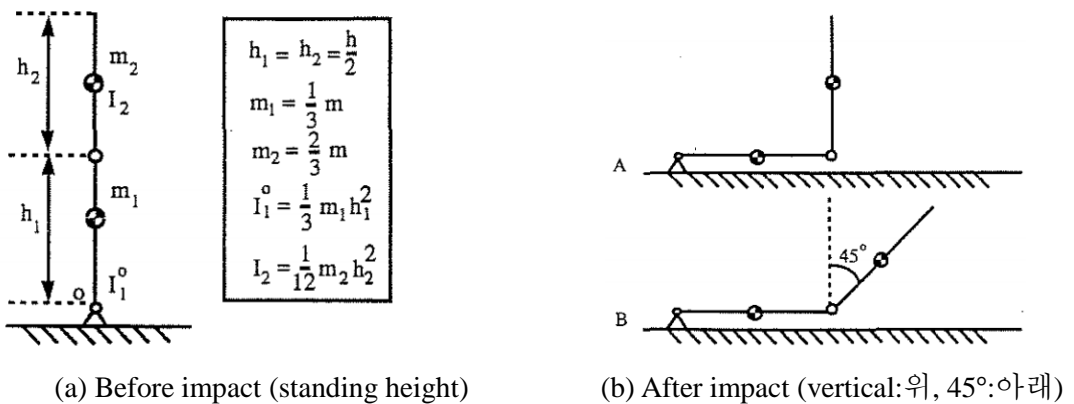


Figure 3.4. Two-link model (van Den Kroonenberg et al., 1995)

$$m_1gh_{1cg} + m_2gh_{2cg} = \frac{1}{2}I_1^0\omega_1^2 + \frac{1}{2}m_2v_2^2 + m_2g\frac{h_2}{2} \quad (\text{Equation 3.5})$$

$$m_1 = \frac{m}{3}, \quad m_2 = \frac{2m}{3},$$

$$h_{1cg} = \frac{h}{4}; \quad h_{2cg} = \frac{3h}{4}; \quad I_1^0 = \frac{mh^2}{36}$$

$$v_2 = V; \quad \omega_1 = \frac{2V}{h};$$

$$V = \sqrt{\frac{15}{14}gh} = 3.24\sqrt{h} \quad (\text{Equation 3.6})$$

where, ω_1 : the angular velocity of link 1

v_2 : the linear velocity of link 2

h_{1cg} : the initial heights of the centres of gravity link 1

h_{2cg} : the initial heights of the centres of gravity link 2

$h(h_1 + h_2)$: the total body height

45° two link model에서 hip impact velocity (v)는 Equation 3.7과 같이 충격 전 에너지 보존 법칙에 따라 계산될 수 있다.

$$m_1gh_{1cg} + m_2gh_{2cg} = \frac{1}{2}I_1^0\omega_1^2 + \frac{1}{2}I_2\omega_2^2 + \frac{1}{2}m_2v_2^2 + m_2g\frac{h_2}{2}\cos 45^\circ \quad (\text{Equation 3.7})$$

where, ω_1 : the angular velocities of the leg segment

ω_2 : the angular velocities of the trunk segment

van Den Kroonenberg et al. (1995)는 충돌 전 leg model의 angular velocity는 trunk model의 angular velocity의 1.38배 인것으로 추측하였다. 따라서 $\omega_1=1.38\omega_2$ 임으로 hip impact velocity는 Equation 3.8과 같이 정의된다.

$$V = 2.72\sqrt{h} \quad (\text{Equation 3.8})$$

각각의 link model 별로 충격이 발생하는 동안 충격되는 지점의 vertical impact

acceleration (\ddot{x}_{hip})을 통해 hip에 적용된 vertical impact force를 계산하고 여기에 ($\ddot{x}_{hip} + g$)을 나눠 Equation 3.14 및 Equation 3.15와 같이 effective mass를 도출 할 수 있다. 전체 model의 effective mass는 각각의 개별 link들의 effective mass를 모두 더한 값을 통해 도출되었다. 또한, two link model에서 Figure 3.5와 같이 수직 방향의 각도 β 의 torque 및 force는 Equation 3.9, 3.10, 3.11로 정의할 수 있고, Equation 3.9, 3.10, 3.11을 조합하면 effective mass (M)는 Equation 3.12와 같이 도출할 수 있다. 따라서, 수직 방향의 각도 β 가 각각 0° , 45° , 90° 일때 effective mass (M)는 Equation 3.13과 같이 도출할 수 있으므로 충격 시 무릎부분이 경첩으로 연결되어 있지 않다고 가정하면 total effective mass (M)은 Equation 3.12의 effective mass (M)을 전부 더한 값으로 vertical model, 45° model 에서 각각 Equation 3.14 및 Equation 3.15와 같이 정의할 수 있다.

$$\frac{1}{2}F_{hip}\sin\beta = I\ddot{\beta} \text{ and } -m_{link}g + F_{hip} = m_{link}\ddot{X}_{cg} \text{ (Equation 3.9)}$$

where, m_{link} : the mass of one link

$$X_{hip} = X_{cg} - \frac{1}{2}\cos\beta, \text{ (Equation 3.10)}$$

$$\ddot{X}_{hip} = \ddot{X}_{cg} + \frac{1}{2}(\ddot{\beta}^2\cos\beta + \ddot{\beta}\sin\beta) \text{ (Equation 3.11)}$$

$$M = \frac{F_{hip}}{\ddot{X}_{hip}+g} = \frac{m_{link}}{3(\sin\beta)^2+1} \text{ (Equation 3.12)}$$

$$\beta = 0^\circ \text{ } M = m_{link}, \beta = 45^\circ \text{ } M = \frac{2}{5}m_{link}, \beta = 90^\circ \text{ } M = \frac{1}{4}m_{link} \text{ (Equation 3.13)}$$

Vertical model total effective mass (M): $M = \frac{1}{4}m_1 + m_2 = \frac{1}{12}m + \frac{2}{3}m = \frac{3}{4}m$ (Equation 3.14)

45° model total effective mass (M): $M = \frac{1}{4}m_1 + \frac{2}{5}m_2 = \frac{1}{12}m + \frac{4}{15}m = \frac{7}{20}m$ (Equation 3.15)

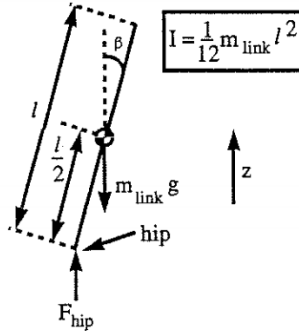


Figure 3.5. 수직 방향의 β 각도에서 free-body diagram
(van Den Kroonenberg et al., 1995)

3.1.4 Three-Link Model

Three-Link model은 Figure 3.6과 같이 마찰이 없는 경첩으로 연결된 세 개의 rigid link의 open chain으로 구성하여 modeling되었다. 세 개의 연결부는 (1) 경첩에 의해 바닥과 연결된 shank segment, (2) thigh segment, 그리고 (3) trunk segment로 구성되어 있다. Model에서 고관절(hip joint)은 엉덩이 굴곡(flexion) 및 신전(extension)과 외전(abduction) 및 내전(adduction)의 두 개의 자유도(two degree of freedom)를 구현하였으며, 무릎 관절(knee joint)의 경우 무릎 굴곡 및 신전의 한 가지 자유도(one degree of freedom)로 구현되었다. 정강이(shank)와 바닥 사이의 회전과 고관절 내부의 내부 및 외부 회전은 고려하지 않았다.

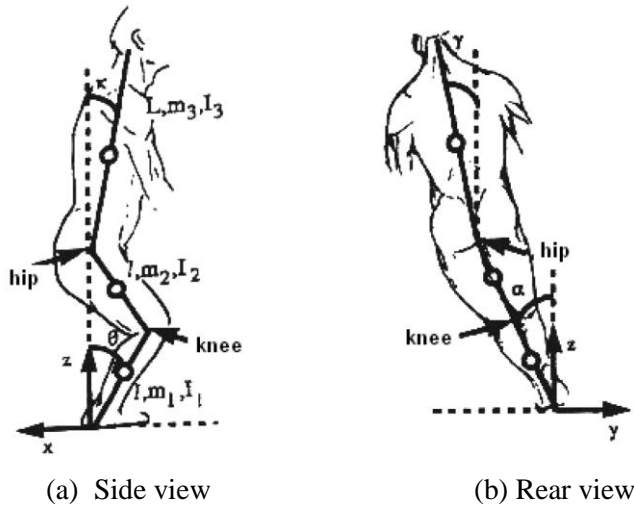


Figure 3.6. Three-link model (van Den Kroonenberg et al., 1995)

자유도(degree of freedom)는 1) y-z 평면상에서 leg segment의 수직 부분과 투영점 사이의 각도인 α 와 2) x-z 평면상에서 고관절과 바닥의 경첩부분을 연결하는 선과 정강이 사이 각도인 θ 와 3) y-z 평면상에서 몸통 부분의 수직 부분과 투영점 사이인 y 로 정의할 수 있다. 이때 엉덩이 궤도(hip trajectory)는 전후 방향에서 엉덩이의 수평적인 움직임은 포함하지 않으므로 y-z의 2차원 평면상에 있는 것으로 구현되었다.

충격 시의 effective mass는 모델의 엉덩이 부분에서 수직 충격력을 계산하고, 이 지점의 중력 가속도를 포함한 수직 가속도를 나눠 추정하였다. Hip에 작용하는 impact force를 계산하기 위해 정강이와 넓적다리는 충격 시 고정되어 연결된 것으로 간주하였다. 그 결과 다리 및 몸통의 effective mass(M)는 각각 Equation 3.16 및 Equation 3.17와 같다.

$$M_{legs} = \frac{I_1 + I_2}{d^2 + \frac{I_1 + I_2}{m_1 + m_2}} \quad (\text{Equation 3.16})$$

$$\text{where, } d = \frac{\frac{1}{2}(3 + \frac{m_1}{m_2}) \cos \theta}{1 + \frac{m_2}{m_1}}$$

$$M_{trunk} = \frac{I_1 + I_2}{d^2 + \frac{I_1 + I_2}{m_1 + m_2}} \quad (\text{Equation 3.17})$$

where, β : the trunk angle, between the vertical and the trunk segment was determined by:

$$\cos \beta = \cos k \cos y \quad (\text{Equation 3.18})$$

3.2 Theory of Material Testing for Finite Element Model Development

기존 hip protector 상용 제품의 재료나 인체의 soft tissue 조직은 polystyrene, polyurethane, silicon과 같은 elastomer 재질로 천연 고무와 합성고무를 포함하여 긴 체인(chain)의 분자구조로 구성되어 점탄성을 가지고 있는 중합체(polymer)이다. 특히, 고정된 변형률이나 응력조건에서 분자 구조 사이가 끊어지거나 느슨해져서 영구변형이 일어나는 특성을 가지고 있다. Elastomer 재질 재료 전체의 변형률은 초탄성 변형(hyperelastic) + 점탄성 변형(viscoelastic)으로 정의할 수 있고, Figure 3.7의 prony series를 활용하여 ANSYS 또는 ABAQUS와 같은 finite element analysis tool에서 점탄성을 예측가능하다. 재료의 특성이 프로그램상에서 정확히 반영될수록 재료의 계산적 모델링이 가능하며, 이를 통해 재료 성능에 대한 분석을 용이하게 할수 있다. 따라서, 공식화된 규격에 따른 시험 방법과 시편 제작을 통한 material test가 중요하다. FEA 프로그램은 일반적으로 hyperelastic

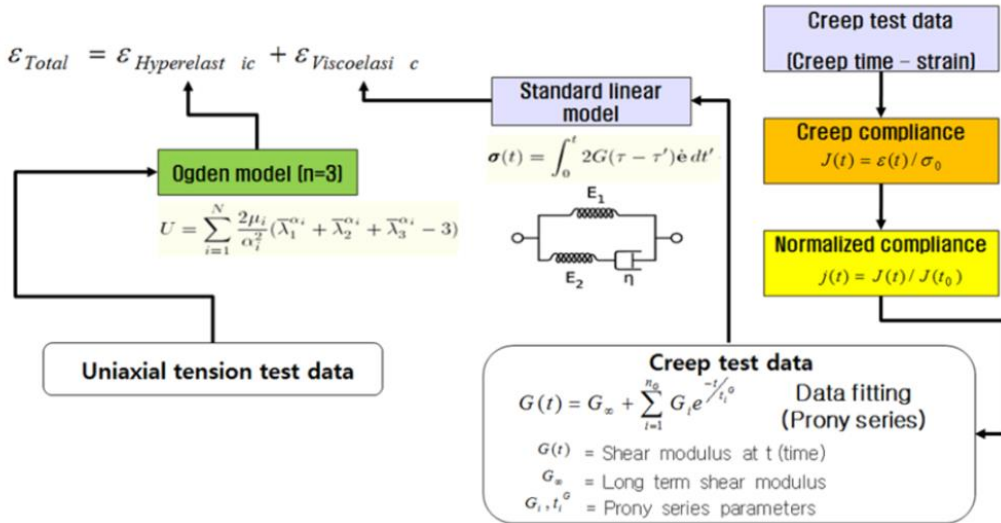


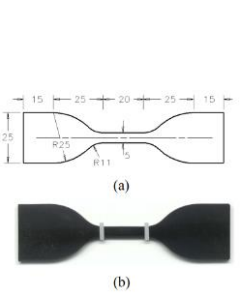

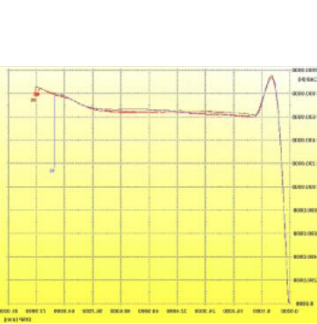
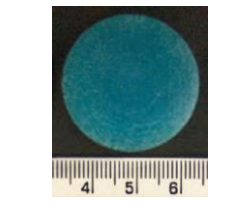
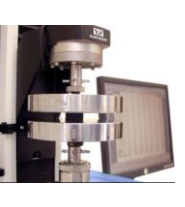
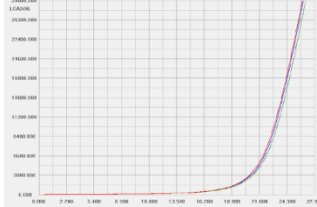
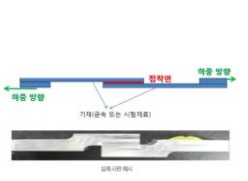

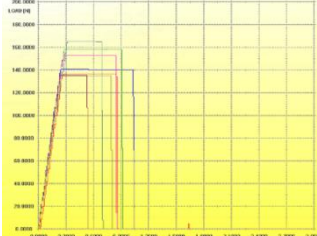
Figure 3.7 Prony series for properties of FEM

또는 viscoelastic 특성 중 한 가지 종류의 특성에 해당하는 material test data (stress-strain data)를 입력하여 FEM 상의 다양한 기법을 통해 hip protector 및 인체 soft tissue 조직의 물성을 예측할 수 있다.

3.2.1 Hyperelastic Material Test

Elastomer 재질의 hyperelastic 성질을 측정하기 위한 시험으로는 인장 시험(uniaxial tensile test, biaxial tensile test), 압축시험(compression test), 전단 시험(shear test)이 있으며, 시험 별 시험 방법, 측정 항목, 시험 시편, 시험 사진, 시험 결과 예는 Table 3.1에 나타내었다. 본 연구에서는 시험 방법 및 시험 재료의 특성을 고려하여 인장 시험 및 압축 시험을 수행하였다.

Table 3.1. Hyperelastic 물성 도출을 위한 시험별 시험 방법, 측정 항목, 시편, 시험 사진, 시험 결과 예

시험명	시험 방법	측정 항목	시편	시험 사진	시험 결과
인장 시험 (Tensile test)	소정의 시험편에 규격에 따라 정해진 변형률(mm/min)만큼 인장력을 가하여 시험	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Tensile Strength (인장강도) ✓ Tensile modulus/Young's modulus (인장 탄성률) ✓ Tensile elongation (인장신율) ✓ Poisson ratio (포아송비) 			
압축 시험 (Compression test)	소정의 시험편에 규격에 따라 정해진 정하중을 통해 압축력을 가하여 시험	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Compressive strength (압축 강도) ✓ Compressive modulus (압축 탄성률) 			
전단 시험 (Shear test)	소정의 시험편에 규격에 따라 정해진 전단 하중을 통해 전단력을 가하여 시험	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Shear strength (전단 강도) ✓ Shear modulus (전단 탄성률) 			

먼저, 인장 시험(*uniaxial tensile test*)을 수행하는 목적은 변형과 관련된 재료의 강도와 특성을 정의하는 것으로, 인장 시험의 응력(*stress*) 및 변형률(*strain*)은 일정한 변형률(*strain rate*)에서 적용된 힘의 결과로 재료가 분리되는데 필요한 힘과 재료가 받는 변위를 모니터링하여 도출 가능하다. 일반적으로, *elastomer* 재질의 규격에 따른 변형률은 시편의 개수가 충분할 경우 일정한 간격의 *strain rate* (5 mm/min, 50 mm/min, 500 mm/min)로 test를 수행한다. 공칭 응력(*engineering stress*)으로 알려진 인장 응력(*tensile stress*)은 Equation 3.19 (Brown, 2002)과 같이 정의되며, 부재(시험편)에 작용하는 인장력(*P*)을 그 방향과 직교하는 처음 단면적(*cross sectional area*)으로 나누어 얻어지는 응력(σ_E)으로, 인장에 의한 단면적(*A*)의 수축을 고려하지 않은 수치이다. 공칭 변형률(*engineering strain*)로 알려진 인장 변형률(*tensile strain*)은 Equation 3.20와 같이 부재(시험편)에 작용하는 인장력(*P*)에 따라 변화된 길이(ΔL)를 최초 길이(L_0)로 나누어 얻어지는 변형률(ϵ_E)로 정의 된다.

$$\sigma_E = \frac{P}{A_0} \text{ (Equation 3.19)}$$

$$\epsilon_E = \frac{\Delta L}{L_0} \text{ (Equation 3.20)}$$

where, *P*: the load
*A*₀: the initial cross sectional area
*L*₀: the initial length

그러나, 인장 시험에서의 공칭 응력 및 공칭 변형률은 실제 재료의 변형에 따른 단면적이 아닌 시험 전 부재의 단면적 및 길이를 기준으로 하기 때문에 시험 시 시험편의 변형에 따른 응력 및 변형률을 구하기 위해서는 변화된 단면적에 따른 하중의 비를 통한 응력 및 변화된 길이에 대해 늘어난 길이의 비를 통해 변형률을 측정해야한다. 이때의 응력 및 변형률을 진응력(true stress) 및 진변형률(true strain)이라 정의하며, Equation 3.21, 3.22와 같이 공칭 응력(σ_E) 및 공칭 변형률(ε_E)을 변환하여 계산할 수 있다.

또한, 인장 시험을 통해 도출한 인장 stress-strain data를 기반으로, 인장 강도(ultimate strength) 및 항복 강도(yield strength)에 따른 최대 응력, 신장율, 탄성계수, 단면적 감소율 등을 도출할 수 있다(Figure 3.8). 이 중 FEM에 필요한 물성치는 시험 raw data인 응력-변형률 곡선(stress-strain curve, s-s curve)를 기반으로 ANSYS에서 hyperelastic의 curvefitting 기법을 활용하여 도출 가능하다. Curvefitting 기법 관련 하여서는 3.3.3의 hyperelastic model에 서술하였다.

$$\text{True stress}(\tau) = \sigma_E(1 + \varepsilon_E) \text{ (Equation 3.21)}$$

$$\text{True strain}(\varepsilon_T) = \ln(1 + \varepsilon_E) = \ln \frac{L_i}{L_0} \text{ (Equation 3.22)}$$

where, L_i : the instantaneous length
 L_0 : the initial length

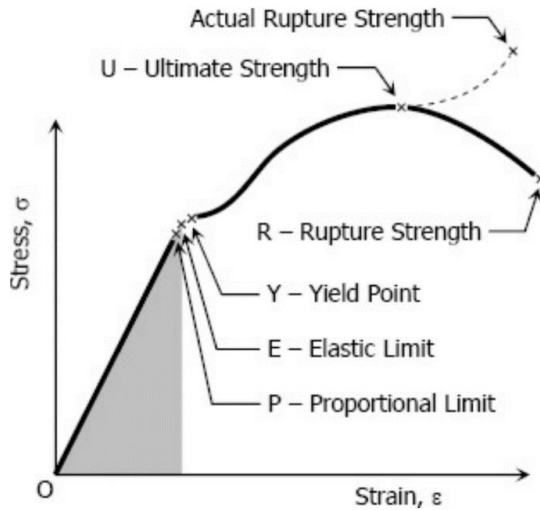


Figure 3.8 인장 시험에 따른 stress-strain curve의 예

압축 시험(compression test)을 수행하는 목적은 인장 시험과 유사하게 변형과 관련된 재료의 강도와 특성을 정의하는 것으로, 차이점은 인장 시험과 달리 시험편에 정하중을 가하여 서서히 압축하여 재료의 압축 강도, 압축 탄성률, 항복점, 압축에 의한 변형 및 속도의 관계를 측정하는 시험이다(Axel Physical Testing Services, 2000).

압축 응력 및 변형률 특성은 Equation 3.19 및 Equation 3.20에 설명된 인장 응력 및 변형률과 동일한 방정식을 기반으로 한다(Madrecka et al. 2012). 압축 시험을 수행할 때 주의 사항은 시험편과 계기판 사이에 마찰이 존재하기 때문에 0.1정도의 낮은 마찰 계수(friction coefficient)를 통해서도 압축에 대한 응력 반응을 변화시키는 전단 변형을 일으킬 수 있다. 마찰이 있는 경우 최대 전단 변형(maximum shear strain)은 최대 압축 변형률(maximum compression

strain)을 초과하는 경우가 발생하며, 실제 마찰을 알 수 없어 data의 수정이 불가능 하다. 특히 재료가 밀집된 경우 실험적으로 정확한 압축을 수행하기 어려울 수 있다. 하지만 발포체 재료(foam materials)의 경우 시험편과 계기판 사이의 마찰로 인한 오차는 크게 중요하지 않음으로, 이때 압축 시험을 통한 data는 타당하다(Axel Physical Testing Services, 2000).

전단 시험(shear test)를 수행하는 목적은 재료의 표면에 접선방향의 힘인 전단력이 작용할때의 전단변형률(shrear strain)을 파악하여 전단력에 의한 재료의 변형과 관련된 강도와 특성을 정의하기 위함이다. 전단 응력(τ)는 Equation 3.23으로 정의되며, 전단 응력(τ) 과 전단 변형률(γ)의 관계는 Equation 3.24와 같이 정의된다. 이때 G는 탄성 계수와 동일한 재료의 고유 성질을 의미한다. 최대전단응력(Tesca)을 통해 Equation 3.25과 같이 나타낼 수 있으며, 물체의 파괴는 물체내에 발생하는 최대 전단응력이 물체가 견딜 수 있는 항복응력 (yield stress)에 도달했을 때 나타나며 물체의 파괴를 예측할 수 있다.

$$\tau = \frac{P}{A_0} \text{ (Equation 3.23)}$$

$$\tau = G\gamma \text{ (Equation 3.24)}$$

where, P: the maximum load

A_0 : the initial cross sectional area

G: modulus of rigidity

$$\tau_{max} \leq \frac{\sigma_{yeild}}{2}, |\max(\sigma_1 - \sigma_2)| \leq \sigma_{yeild} \text{ (Equation 3.25)}$$

3.2.2 Viscoelastic Material Test

Elastomer재질의 viscoelastic의 대표 현상으로는 Figure 3.9와 같이 vibration damping, creep, stress relaxation(응력완화)이 있으며, viscoelastic의 대표 현상을 도출하기 위해 필요한 시험은 creep test 및 stress relaxation test가 있다. Vibration damping현상은 신축에 의한 감쇠 작용에 의해 진동을 경감시킴으로써 발생하는 현상이며, creep현상은 물체 내부의 응력이 시간 경과에 따라 감소하는 현상이다. 또한, stress relaxation은 순간적으로 준 변형을 일정하게 유지할 때 물체 내부의 응력이 시간 경과에 따라 감소하는 현상을 의미한다.

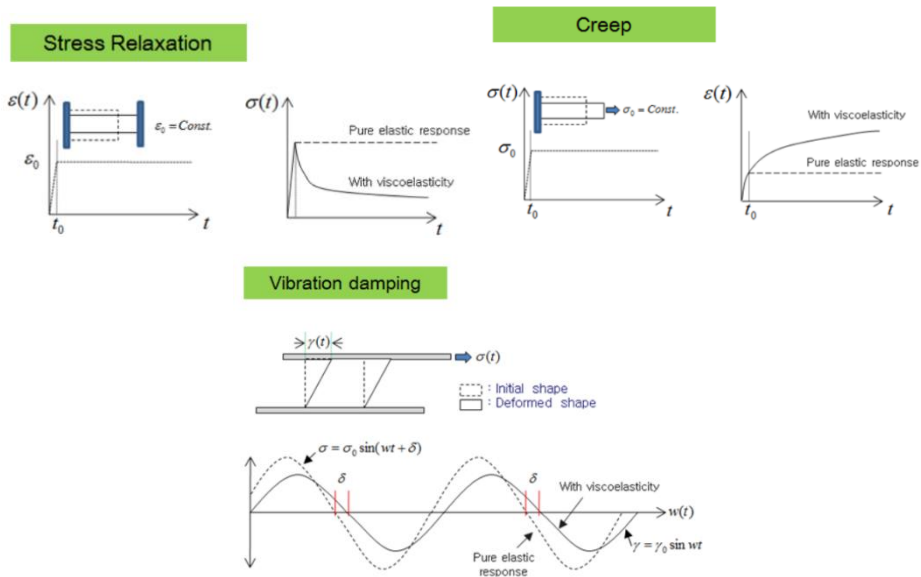


Figure 3.9 Viscoelastic의 대표 현상

Creep test 및 stress relaxation test(응력완화시험)는 인장, 압축 시험과 같은 하중변화 시험과는 다르게 하중(응력)을 일정하게 유지시키고, 시간에 따라 변화하는 재료의 물성을 관찰하는 방법이다. Stress relaxation test는 specified duration of testing (t)동안의 tensile stress relaxation {R(t)}로 Equation 3.26과 같이 initial force로 정의된다.

$$R(t) = \frac{(F_0 - F_t)}{F_0} \times 100 = \frac{\sigma_0 - \sigma_t}{\sigma_0} \times 100 \quad (\text{Equation 3.26})$$

where, F_0 : initial force in N
 F_t : tensile force in N
 σ_0 : initial tensile stress in MPa
 σ_t : tensile stress in MPa

3.3 Theory of Finite Element Model

3.3.1 Linear and Nonlinear Finite Element Systems

Finite element analysis (FEA)는 공학에서 경계 값 문제에 대한 적분 방정식(partial differential equations, PDE)뿐 아니라 편미분 방정식(integral equations)의 근사 해를 구하는데 사용되는 계산 기법이다. 또한, 경계 값 문제는 하나 이상의 종속 변수가 독립 변수로써 알려진 domain 내에서 미분 방정식을 충족시켜야하고 domain의 경계에서 특정한 초기 조건을 만족해야하는 mathematical problem이다. FEA의 solution 접근법은 미분 방정식을 완전히 제거

(steady state problems)하거나 적분 방정식을 근사 미분 방정식 시스템으로 renering한 다음 유한 차분(numerically integrated)과 같은 표준 기법을 사용하여 수치적으로 통합한다.

PDE를 해결하는데 있어 주요한 문제는 연구를 위한 수식을 근사화 하기위한 방정식을 만드는 것이고, 수치적으로 안정적이라면 입력 및 중간 계산에서의 오류가 누적되지 않는 것을 의미하고, 도출된 결과 값이 신뢰성이 있음을 의미한다. PDE를 풀기 위한 많은 방법이 있지만, FEA는 자주 변경되는 복잡한 domain에서 PDE를 풀기 위한 적합한 방법이다. 즉, 전체 domain에서 원하는 정밀도가 달라지거나 solution의 smoothness가 부족한 경우 PDE를 풀기 위해 적합한 방법이다.

선형 유한 요소 시스템(linear finite element system)은 Equation 3.27과 같다. U 는 nodal displacement의 unknown상태의 vector값이고, f 는 nodal force의 vector이다. K_{sm} 은 stiffness matrix이며, geometry, material properties, 그리고 restrains에 따라 결정된다. 선형 모델은 응력이 변형률에 비례하는 것으로 가정한다. 즉, 적용되는 하중(load)이 높을수록 응력과 변형률은 높아진다. 변형은 load의 변화에 비례하는 것으로 가정한다(Hooke's Law). 또한, 선형 모델에서는 영구 변형이 발생하지 않을 것으로 가정한다. 즉, load가 제거되면 모델은 원래의 상태로 돌아간다. 따라서, FEA의 경우 선형 분석에서 구조의 조건은 강성 행렬(stiffness matrix)을 assembling하고 inverting함에 의해 단 한

번만 계산한다. 또 다른 load cases에 대한 구조의 선형 response는 강성 행렬의 역행렬과 load의 new vector를 곱하여 구할 수 있다. 더 나아가 다양한 load cases에 있어 구조의 선형 response는 이전 load들의 합계가 new load case로 제공된 경우, 완전히 new load case에 대한 response를 결정하기 위해 상수에 의해 scaled되거나 superimposed 될 수 있다. Load cases의 superimposed 원리는 모든 load cases에 대해 동일한 경계 조건(boundary conditions)이 적용된다고 가정한다.

$$K_{sm}U = f \quad (\text{Equation 3.27})$$

비선형 유한 요소 시스템(nonlinear finite element system)은 Equation 3.28와 같다. M_{FE} 는 finite element mass matrix이고, \ddot{U} 는 nodal acceleration이다. 비선형성(nonlinearity)이 시스템에 도입되면, 강성 행렬은 일정하게 유지되지 않고 현재 상태(적용 하중 또는 변위)에 따라 달라진다. 즉, 비선형 시스템(nonlinearity system)은 superimposed 원리를 만족하지 못하거나 출력이 입력에 비례하지 않는 시스템이다. 또한, 중첩원리(superposition principle)를 만족시키지 못하는 시스템이다. 대부분의 물리적 시스템은 본질적으로 비선형성임으로 비선형 해석의 경우 변형과정에서 강성이 변하고 강성 행렬(K_{sm})은 각 단계의 끝마다 평형 상태를 충족시키는 반복적인 해법 과정을 통해 비선형적 해석 과정으로써 수행된다. 이와 같은 반복적인 해법 과정 수행은 정확한 결과를

도출하기 위한 시간을 증가 시킨다. 비선형 시스템에서의 response는 적용된 load magnitude의 선형 함수가 아니기 때문에 different load cases에 대한 solutions을 중첩하여 만들 수 없다. 따라서, 각 load case를 정의하고 개별적인 분석을 통해 해석해야 한다.

$$M_{FE}\ddot{U} + K_{SM}U = f \text{ (Equation 3.28)}$$

구조역학 시뮬레이션(structural mechanics simulation)에는 재료 비선형(material nonlinearity), 경계 비선형(boundary nonlinearity), 그리고 기하학적 비선형(geometric nonlinearity)의 세 가지 비선형성 요인이 있다. 재료 비선형은 재료 특성의 변화로 인해 강성의 변화가 발생할 때 도입된다. 대부분의 금속은 낮은 변형률 값에서 상대적으로 선형 응력/변형률 관계를 갖으며, 더 높은 변형률 값에서는 재료는 항복하고, 그 지점의 response는 nonlinear하면서 irreversible하다. 고무재료는 nonlinear, reversible (elastic) response로 해를 근사할 수 있다. 재료 비선형성은 strain 이외의 요인들과도 연관이 있다. Material data 및 material failure에 의한 변형률(strain rate)은 모두 재료 비선형성의 형태이다. 재료 물성들은 온도 및 기타 사전 정의된 fields의 함수일 수 있다. 경계 비선형은 해석 도중 경계조건이 변경되면 발생한다. 경계 비선형성은 극히 불연속적이다. Simulation 중 접촉이 발생하면 구조의 response에는 크고 순간적인

변화가 있다. 기하학적 비선형성은 변위의 크기가 구조의 response에 영향을 줄 때마다 발생하며, 이는 큰 처짐(large deflections) 또는 회전(rotation), 초기 응력 또는 하중 보강으로 인하여 발생 할 수 있다.

3.3.2 Solutions for Nonlinear Analysis

비선형 해석을 위한 solutions에는 implicit 및 explicit의 두 가지 기법이 있다. Implicit 기법은 정확도 및 수렴 여부에 따라 결정되는 시간 증분 크기에 특정한 제한을 두지 않는다. Implicit simulations은 explicit simulations에 비해 적은 단위로 증분한다. 그러나, global set of equations는 각각의 증분에서 해석되어야 함으로 implicit 기법의 증분 당 computational cost는 explicit 기법의 computational cost보다 훨씬 크다. Explicit 기법은 오직 model의 가장 높은 고유 진동수(natural frequency)와 independent한 loading의 유형 및 지속기간에 따라 작은 시간 증분 크기를 필요로 한다. Simulations는 일반적으로 10,000 ~ 1,000,000까지 증분하지만, 증분 당 computational cost는 상대적으로 작다. 본 연구는 dynamics explicit 기법을 사용한 기존 인체 모델 기반 연구들 (e.g., Majumder et al., 2007, 2008a, 2008b, 2013)에서 활용된 software의 최신 버전인 LS-DYNA 971 R 8.21 (LSTC, Inc., Livermore: California, USA)를 사용하여 자유 낙하에 따른 인체 및 hip protector FEM에 작용하는 충격에 대한 stress, strain 및 force와 같은 반응을 분석하였다.

3.3.3 Hyperelastic Model

Hyperelastic material test를 통해 도출한 Elastomer 재질의 물성은 거시적 관점에서 3.2에서 서술한 대로 100 ~ 700 % 이상의 변형률이 발생하며, stress-strain curve의 경우 비선형성이 매우 크게 나타난다. 또한, ANSYS에서는 hyperelastic에 대해서 몇 가지 가정을 하고 있다. (1) 재료 응답은 등방성(Isotropic), 등온(Isothermal), 탄성(Elastic)이며, (2) 열팽창은 등방성으로 발생하며, 변형은 완벽히 복원되며, (3) 재질은 완전 또는 완전애 가까운 비압축성적인 성격을 가지고 있으며, 실제 고무 거동을 이상화하는 것은 복잡하다. 이러한 특성을 바탕으로 hyperelastic model은 변형률 에너지 밀도 함수(strain energy potential)에 의하여 정의된다.

Hyperelastic model을 정의하기 위한 strain energy potential은 W 로 표현하며, 주 연신률 (λ_i) 또는 strain invariant (I_i)의 함수이다(Equation 3.29). 이때 고무시편 단축 인장에서의 연신률(stretch ratio)은 Equation 3.30와 같이 정의되며, 세 개의 변형률 불변량은 재료가 등방성으로 가정됨으로 Equation 3.31과 같이 스칼라 불변량의 함수로 표현된다.

$$W(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3), W = W(I_1, I_2, I_3) \text{ (Equation 3.29)}$$

$$\lambda = \frac{L}{L_0} = \frac{L_0 + \Delta u}{L_0} = 1 + \varepsilon_E \text{ (Equation 3.30)}$$

where, ε_E : engineering strain

$$I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2, I_2 = \lambda_1^2\lambda_2^2 + \lambda_2^2\lambda_3^2 + \lambda_3^2\lambda_1^2, I_3 = \lambda_1^2\lambda_2^2\lambda_3^2 \quad (\text{Equation 3.31})$$

Volume ratio J 는 Equation 3.32와 같이 정의할 수 있고, J 는 재료의 변형된 체적과 변형되기 전 체적의 비(ratio)로 정의할 수 있다. 또한, 열 팽창 문제에서 열적 체적 변형은 Equation 3.33과 같고, 탄성 체적 변형은 전체 체적 변형을 열적 체적 변형으로 나눠준 값으로 Equation 3.34과 같이 나타낼 수 있다. 따라서, 상기에 서술된 stretch ratio 및 strain invariant를 활용해 strain energy 함수를 통해 Equation 3.35와 같이 응력과 변형률을 계산할 수 있다. 이때, hyperelastic 기법에 따른 curve fitting을 위한 FEA software인 ANSYS (ANSYS, Inc., Canonsburg: Pennsylvania, USA)에서 활용하는 strain energy 함수의 strain energy potential model은 Figure 3.11와 같이 3 가지 그룹(strain invariants, stretch ratios, statistical mechanical based models)으로 분류된다. 본 연구에서 사용된 soft tissue 및 hip protector pad는 fully incompressible phenomenological 물질임으로 function based on strain invariants에 속하는 strain energy potential model에 기반하여 FEA 해석을 위한 상수를 도출 하였다.

$$J = \lambda_1\lambda_2\lambda_3 = \frac{V}{V_0} \quad (\text{Equation 3.32})$$

$$J_{th} = (1 + \varepsilon_{th})^3 \quad (\text{Equation 3.33})$$

$$J_{el} = J = \frac{J_{total}}{J_{th}} \quad (\text{Equation 3.34})$$

$$S_{ij} = \frac{dW}{dE_{ij}} \quad (\text{Equation 3.35}) \text{ where, } E_{ij}: \text{ strain tensor}$$

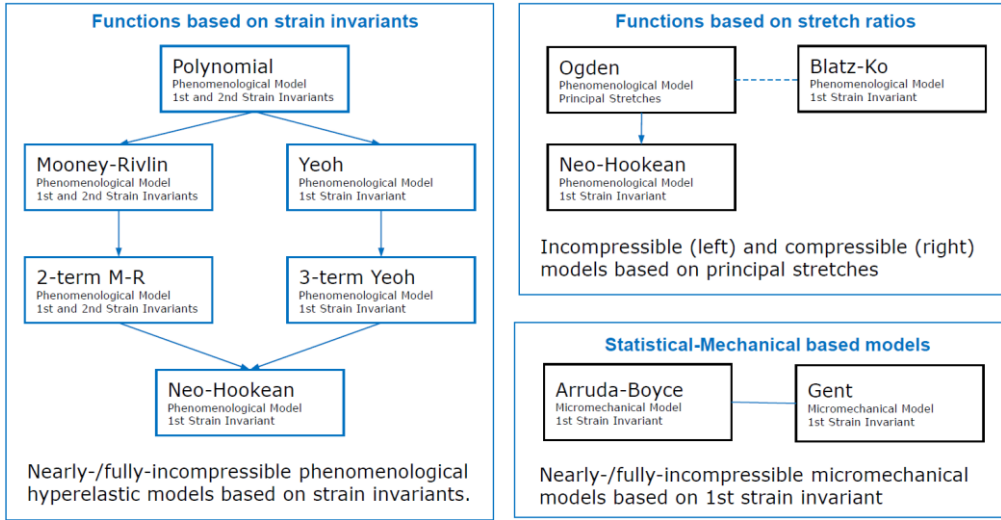


Figure 3.10. Strain energy potential model 및 분류 (ANSYS Explicit Dynamics)

Functions based on strain invariants의 대표적인 strain energy potential (W) model은 다항식 형태(polynomial form)가 있으며, Equation 3.36과 같이 1차 및 2차 변형률 불변량을 기초로 정의된다. 이때, initial bulk modulus (μ_0) 와 initial shear modulus(k_0)는 Equation 3.37로 정의된다.

$$W = \sum_{i+j=1}^N C_{ij} (\bar{I}_1 - 3)^i (\bar{I}_2 - 3)^j + \sum_{i=1}^N \frac{1}{d_i} (J_{el} - 1)^{2i} \quad (\text{Equation 3.36})$$

$$\mu_0 = 2(c_{10} + c_{01}), k_0 = \frac{2}{d_1} \quad (\text{Equation 3.37})$$

where, J_{el} : elastic volume ratio
 c_{ij} : the shear behavior of the material
 d_i : compressibility

c_{ij} 와 d_i 는 온도에 의해 영향을 받으며, 물성으로 정의되며, 3.2.1에서 서술한

material testing data를 통해 도출 가능하다. 이때 d_i 값이 0일 경우 Equation 3.38와 같이 strain energy potential (W)은 Mooney-Rivlin model로 나타낼 수 있다. 또한, c_{01} 값이 0일 경우 Equation 3.39과 같이 Neo-Hookean(reduced polynominal strain energy)로 정의된다.

$$W = c_{10}(\bar{I}_1 - 3) + c_{01}(\bar{I}_2 - 3) \text{ (Equation 3.38)}$$

$$W = c_{10}(\bar{I}_1 - 3) \text{ (Equation 3.39)}$$

Functions based on stretch ratios 그룹에 속하는 strain energy potential (W) model은 변형률 불변량보다는 주 연신률을 기초로 하는 모델이며, 그 중 Ogden form는 Equation 3.40로 정의된다. 이때 initial bulk 및 shear modulus는 Equation 3.41로 정의된다.

$$W = \sum_{i=1}^N \frac{\mu_i}{\alpha_i} (\bar{\lambda}_1^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_2^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_3^{\alpha_i} - 3) + \sum_{i=1}^N \frac{1}{d_i} (J - 1)^{2i} \text{ (Equation 3.40)}$$

$$\mu_0 = \frac{\sum_{i=1}^N \mu_i \alpha_i}{2}, k_0 = \frac{2}{d_1} \text{ (Equation 3.41)}$$

where, μ_i, α_i , 및 d_1 는 3.2.1의 material testing data를 통해 도출 가능하다.

Statistical-mechanical based model의 대표적인 strain energy potential (W) model은 Arruda-Boyce가 있으며, eight chain model이라고도 한다. 이는 요소의 중심에서 외곽으로 나오는 Non-Gaussian chain에 대한 통계적인 계산으로 표현된 형태로서,

Equation 3.42과 같다.

$$W = \sum_{i=1}^5 \frac{C_i}{\lambda^{2i-2}} (\bar{I}_1^i - 3^i) + \frac{1}{d} \left(\frac{J^2-1}{2} - \ln J \right) \quad (\text{Equation 3.42})$$

where, Constants (C_i)는 $C_1 = \frac{1}{2}$, $C_2 = \frac{1}{20}$, $C_3 = \frac{11}{1050}$, $C_4 = \frac{19}{7050}$, $C_5 = \frac{519}{673750}$ 와 같다.

3.3.4 Viscoelastic Model

선형 등방성(linear isotropic)한 viscoelastic model의 기본 적분 공식(fundamental integral formulation)은 Equation 3.43로 정의된다. 이때 bulk modulus(K) 및 shear modulus(G)는 reduced time(τ)의 함수이다.

$$\sigma(t) = \int_0^t 2G(\tau - \tau') \dot{e} dt' + I \int_0^t K((\tau - \tau') \dot{\emptyset} dt' \quad (\text{Equation 3.43})$$

where, e: mechanical deviatoric
 \emptyset : volumetric strains
 K: bulk modulus
 G: shear modulus

Relaxation 함수 $K(\tau)$ 및 $G(\tau)$ 는 Figure 3.7의 prony series의 exponential series로 각각 Equation 3.44 및 Equation 3.45으로 정의된다.

$$K(\tau) = K_\infty + \sum_{i=1}^{n_K} K_i e^{-\frac{\tau}{\tau_i^k}} \quad (\text{Equation 3.44})$$

$$G(\tau) = G_\infty + \sum_{i=1}^{n_G} G_i e^{-\frac{\tau}{\tau_i^g}} \quad (\text{Equation 3.45})$$

where, K_∞ = long term bulk
 G_∞ = shear moduli

IV. Impact Simulation Test by Impact Simulator

4.1 Methods

4.1.1 Development of Hip Protectors for Impact Simulation Test

본 연구에서 평가된 hip protector pad는 한국인 여성 노인의 3차원 인체 scan data (Size Korea, 2004; $n = 271$, 여성 60 ~75세)를 활용하여 hip 부위에 밀착될 수 있도록 설계되었다(전은진 외, 2016). 먼저, hip protector 설계 시 중요 인체 변수 선정은 요인 분석을 통해 요인적 재량 변화를 관찰하면서 유관 인체 변수들을 파악한 후 제작 편리성과 사용 용이성을 고려하여 최종 중요 변수 2개를 선정하였다. 인구 수용율을 분석은 Figure 4.1과 같이 격자 생성 방법인 grid method (Robinette & Annis, 1986) 및 군집생성 방법인 clustering method (Laing et al., 1999)를 이용하여 치수 개수 별 인구 수용 비율을 비교하였다(Lee et al., 2011). Grid method를 적용한 결과, 90.4%를 수용하는 6개의 치수 체계가 생성되었고, clustering method를 적용한 결과, 89.3%를 수용하는 4개의 치수 체계가 생성되어 두 가지 모두 약 90% 이상으로 나타나 상대적으로 치수 개수가 적은 clustering method 기반의 치수 체계를 사용하여 격자 미세 조정으로 인구 수용율을 향상시킨 후 치수 체계별로 대표 인체형상을 선정하였다.

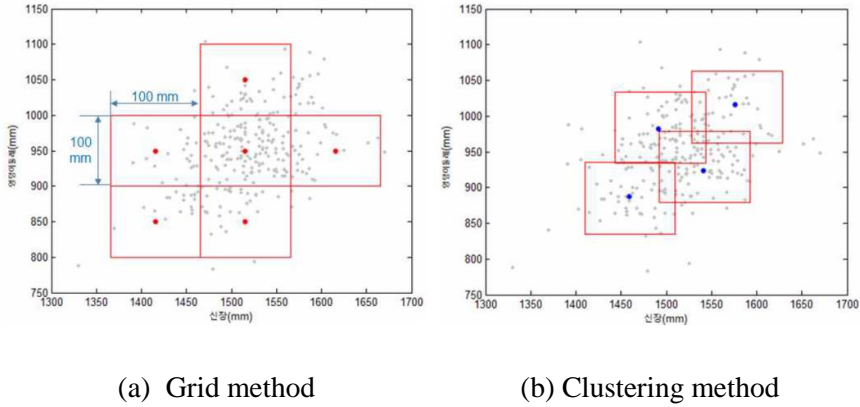
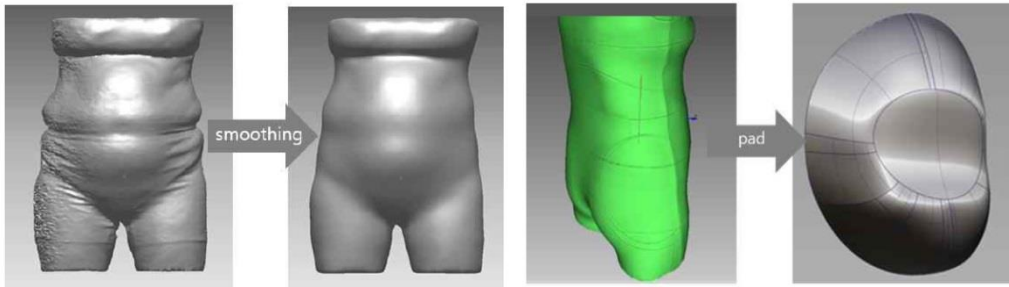


Figure 4.1. Hip protector size system method (red dot: median, gray dot: population)

Hip protector 입체패턴 설계에 사용될 대표 인체형상 및 hip protector의 RP 형상 제작을 위해 Figure 4.2와 같이 Size Korea, (2004)의 3차원 인체 scan data에 3D model software(RapidForm 2006, 3D Systems, Inc., USA and Canada)를 활용하여, 표면처리, 구멍 메우기, 두께조절 등의 가공을 수행하였다. Hip protector의 형상은 Figure 4.2a와 같이 대표 인체형상의 고관절 보호부위를 기준으로 pad의 형상과 위치, 디자인 가이드 라인을 설정하여 제작 후 3D scanning system(Artech EVA, Artec Group, Inc., Luxembroug)를 활용하여 패드 형상을 획득하고, pad의 형상 설계는 Figure 4.2b와 같이 인체 접촉부와 충격을 흡수하는 충격 완화부로 나누어 3D CAD software(Autodesk Alias Automotive 2012, Autodesk, Inc., California, USA)를 활용하여 설계하였다. Hip protector pad의 인체 접촉면 형상은 한국인 여성 노인의 대표 인체형상과 동일하게 설계되었으며, 충격 완화부는 낙상 방향을 고려하여 하부가 돌출되도록 설계 되었다.



(a) RP sample of Size Korea 3D model

(b) Pad fom production

Figure 4.2. Production of RP sample and pad shape sample

다양한 경도 조건의 pad 제작을 위해 3D printing system (Dimension SST, Stratasys, Minnesota, USA)를 이용하여 pad의 prototype을 출력한 후 이를 활용하여 금형이 제작되었다. Hip protector pad의 물성은 기존 연구들(Robinovtich et al., 2009; van Schoor et al., 2006)를 참조하여 Figure 4.3과 같이 세 가지 polyurethane foam 재질의 복합 소재로 7종의 shore A 경도로 제작되었다. Hip protector 제품의 shore A 경도 파악을 위해 국제 표준 규격 (ASTM D2240, ISO 868/7267/7619, DIN 53055) 준수 제품인 shore A durometer(PosiTector SHD, Defelsko, USA)를 사용하여 Figure 4.4와 같이 shore A 경도를 계측하였다. Shore A 경도는 indenter 부위를 제품에 부착 후 일정한 force를 10초 동안 가하여 5번 반복하여 계측하였다.

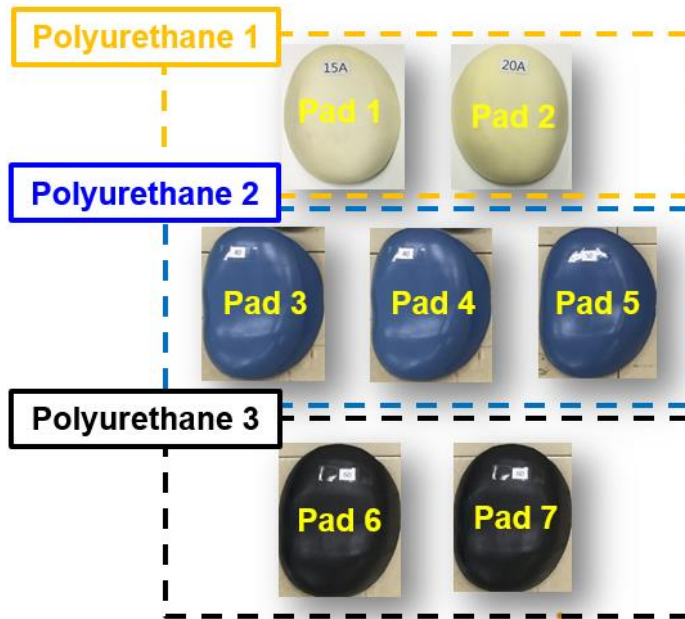


Figure 4.3. 7종의 shore A hardness의 polyurethane hip protector pad

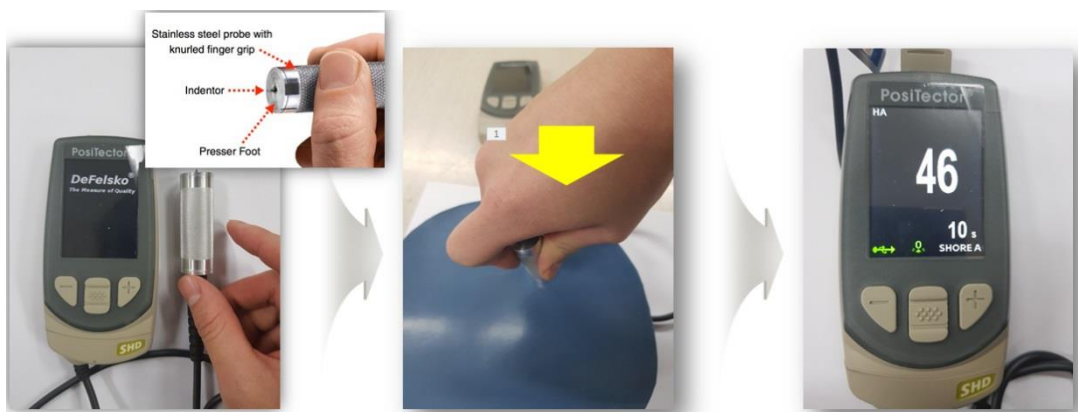


Figure 4.4. Hip protector의 경도 측정 방법

측정 부위는 Figure 4.5와 같이 concave 또는 convex 측정 시 실제 경도보다 높거나 낮아지기 때문에 실제 충격 시 지면과 최초로 맞는 부위인 trochanteric soft tissue cover 부위와 반대쪽인 뒷면의 평평한 지점, 그리고 앞면의 중앙 지점을 계측하였다. 계측 결과 7종의 pad 각각 측정 지점에 따른 shore A경도가 산출되었으며, trochanteric opposite point를 기준으로 pad 1는 10 A, pad 2: 20 A, pad 3: 35 A, pad 4: 40 A, pad 5: 45 A, pad 6: 55 A, pad 7: 70 A로 산출되었다. 이를 통해 Figure 4.6의 shore 경도별 hardness 분류표를 참고하여 Table 4.1과 같이 polyuretane 1은 soft재질, polyurethane 2는 medium soft 또는 medium hard 재질, polyurethane 3은 medium hard 또는 hard 재질로 물성을 정의하였다.

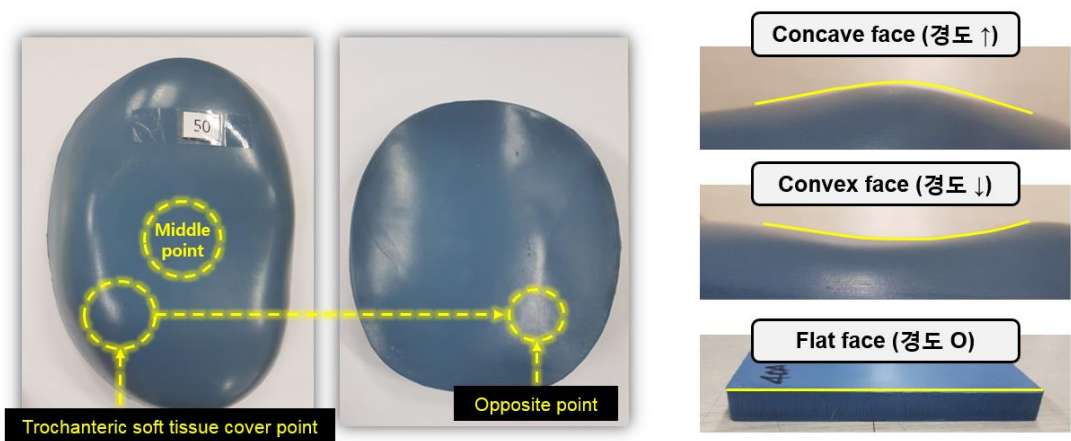


Figure 4.5. Hip protector의 경도 측정 부위

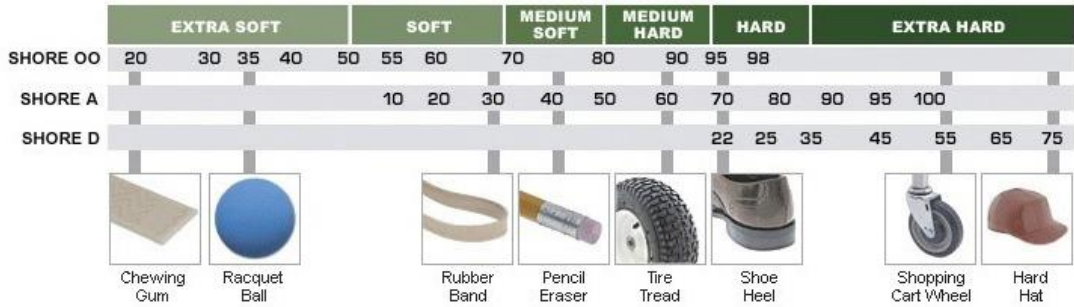


Figure 4.6. Shore 경도에 따른 hardness 분류표

Table 4.1. Hip protector 7종의 shore A 경도 및 분류표

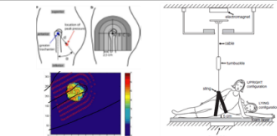
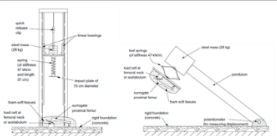
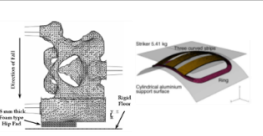
Number of Properties	Pad No.	Trochanteric point (Shore A)	Middle point (Shore A)	Trochanteric opposite point (Shore A)	Range (Shore A)	Hardness 정의
PU 1	Pad 1	12	10	10	10 ~ 12	Soft
	Pad 2	17	15	20	15 ~ 20	
PU 2	Pad 3	36	37	35	35 ~ 37	Medium soft
	Pad 4	52	45	40	40 ~ 52	
	Pad 5	56	50	45	45 ~ 56	Medium soft & hard
PU 3	Pad 6	70	60	55	55 ~ 70	Medium hard
	Pad 7	80	70	70	70 ~ 80	Hard

4.1.2 Design of Impact Simulator and Evaluation System

본 연구는 기존 연구를 통해 Table 4.2와 같이 평가 방법 별 특징 및 한계점을 종합적으로 고려하여, impact simulator 및 유한요소모델 기반 평가를 hip protector의 충격 성능 평가 방법으로 최종 선정하였다. 본 연구에서 설계한 impact simulator는 postlateral 및 lateral 방향의 충격낙하를 구현하기 위해 2.4.2에서 서술된 두 가지 유형의 충격 평가 시스템 중 곡선 경로로 낙하하는

pendulum-based system에 기반한 sideways fall simulation device로 설계되었으며, 고관절 부위(hip region)에 발생하는 total force와 femoral neck에 전달되는 force를 측정하는 장비 및 impact pendulum과 surrogate pelvis로 구성되어 있다(Figure 4.7).

Table 4.2. Hip protector의 충격 흡수 성능 평가 방법, 특징, 한계점

본 연구 활용			
	인체 실험기반 평가(1건)	Impact simulator 기반 평가(11건)	FEM 기반 평가(4건)
Figure			
방법	<ul style="list-style-type: none"> 피실험자를 직접 바닥에 낙상시켜 성능 평가 수행 	<ul style="list-style-type: none"> Drop weight system을 통해 일정 무게의 pendulum을 낙하시켜 성능 평가 수행 	<ul style="list-style-type: none"> 해부학적 특성을 고려한 FEM을 제작 후 FEA impact simulation
장점	<ul style="list-style-type: none"> 인체 특성(e.g., 인체크기, BMI)을 고려한 평가(Choi et al., 2010) 실험자 의견 수집 가능 	<ul style="list-style-type: none"> 낙상 시 지면에 작용하는 충격 평가 다양한 실험 조건에서 평가 가능 다양한 평가 대상 실험 가능 	<ul style="list-style-type: none"> 다양한 실험 조건(e.g., Worse case fall)에서 평가 용이 인체 해부학적 특성 반영이 쉬움 다양한 평가 대상 제작 용이 시간 및 비용 ↓
단점	<ul style="list-style-type: none"> Worse case fall 재현 불가 정확성 및 반복성 ↓ 위험성이 다르므로 고려자 대상으로 평가 😊 	<ul style="list-style-type: none"> 시간 및 비용 ↑ 장비 내구성으로 worse case fall 재현 😊 인체의 해부학적 세부 특성 고려 😊 다양한 낙상 자세, 낙상 방향 고려 😊 정확성 및 반복성 ↓ 	<ul style="list-style-type: none"> FEA 관련 전문 지식 및 숙련된 경험이 필요 물성 파악을 위한 시편 확보가 😊 실제 testing simulator 결과와 비교가 필요할 수 있음

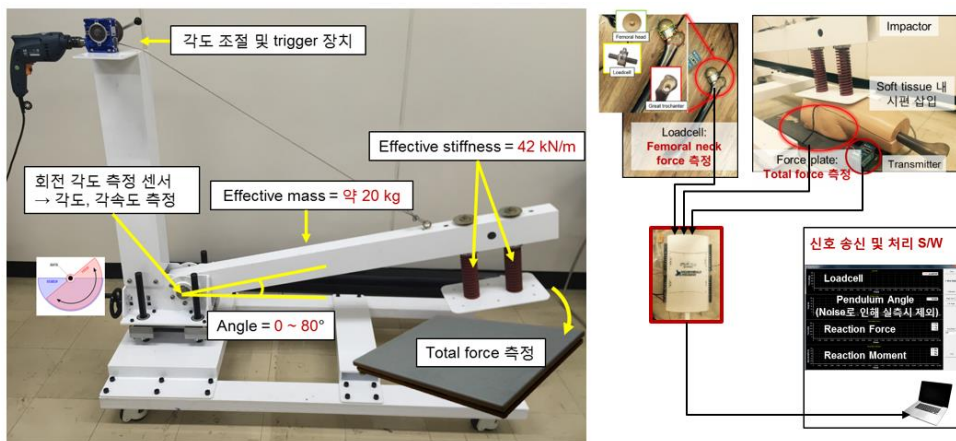


Figure 4.7. Impact simulation test를 위한 impact simulator 설계

Impact pendulum 중 하중을 가하는 부위인 pendulum arm의 무게는 20 kg으로 설계하였고, loadcell, bone, soft tissue, 그리고 pendulum arm을 합친 전체 무게는 25 kg이 되도록 설계하여, 기존 연구 (Robionovitch et al., 2009)의 total effective mass 범위(22 kg ~ 33 kg)에 포함되게 제작하였다. 또한, 전체 pendulum arm의 길이는 146 cm로 설계하였고, 회전 축에서 충격이 발생하는 지점의 중간까지는 116.5 cm되도록 설계하였다. inclined position에서 trigger에 의해 release되어 impact simulator의 spring 판에 부착된 surrogate hip model에 수평(horizontally)으로 충격을 발생시킬 수 있도록 설계하였다. Pendulum head에는 surrogate와 impact 시 발생하는 total effective stiffness가 42 kN/m가 되도록 spring을 연결하였다(Laing & Robinovitch, 2010; Robinovitch et al., 1997). Impact velocity는 pendulum이 release되기 전 initial angle에 의해 조절 되도록 설계하였으며, rotary variable inductance transducer를 사용하여 측정 각도 및 각속도를 측정하도록 설계하였으나, 실제로 노이즈가 심해 각속도를 계측하지는 않았다. Impact pendulum에 의해 고관절 부위(hip region)에 발생하는 total peak force (N)는 지면에 장착된 force plate (model 2535-08, Bertec Corp., Columbus: OH, USA)에 의해 1,000 Hz로 측정되도록 설계하였다.

Surrogate hip model은 Figure 4.8과 같이 평균 인체 surface geometry에 따라 제작된 model # 1516-31 polyethylene foam soft tissue and polyurethane shore 45 A skin (Sawbones, Vashon: WA, USA)와 생체역학적 평가를 위해 복합재료를 사용하여



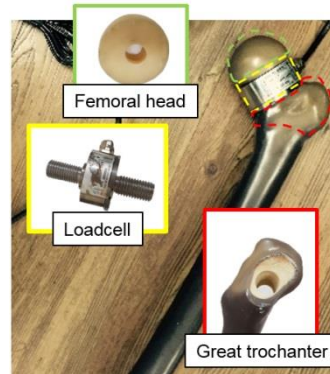
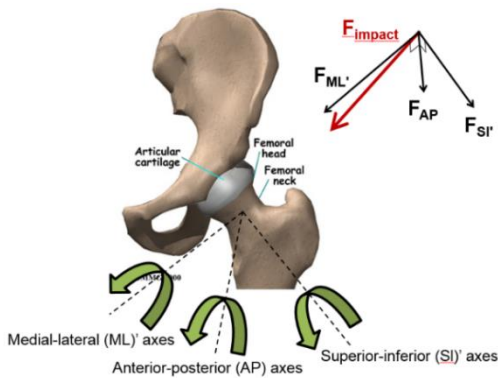
(a) Saw bone femur model (# 3406)

(b) Soft tissue model (# 1516-31)

Figure 4.8. Surrogate pelvis model

제작된 femur model # 3406 (Sawbones, Vashon: WA, USA)로 구성하였다. Femur의 각도는 선행연구 (Pinilla et al., 1996; Robinovitch et al., 1995)를 참고하여 약 12° 내회전, 지면과 약 12°가 되도록 설계하였지만, 장비 특성상 한계 때문에 실제로는 약 지면과 약 8°로 제작되었다.

Femoral neck에 작용하는 force는 Figure 4.9와 같이 femoral neck에 작용하는 stress의 방향성에 따라 major stress를 고려하여 uni axial load의 측정이 가능한 MT-SIDF 14 one-axis loadcell (Curiosity Techonolgy, Republic of Korea)을 사용하여 1,000 Hz로 측정되었고, femoral head 및 great trochanter 나사산을 뚫어 femoral neck 부위에 loadcell을 부착하여 측정하였다.



(a) Femoral neck에 작용하는 stress 방향

(b) Femoral neck에 삽입된 loadcell

Figure 4.9. Femoral neck peak force 측정을 위한 loadcell 설계

4.1.3 Measures for Impact Simulation Test

본 연구는 2.4에서 서술한 impact simulator에 기반한 hip protector의 충격 흡수 성능을 평가한 기존 연구 및 2.2.2에서 서술한 Bousein et al. (2007)을 참조하여 hip protector의 충격 흡수 성능 평가 measure로 (1) femoral neck peak force (N), (2) force attenuation (%), (3) fracture risk (\emptyset) (4) attenuated peak force (N)을 선정하였다. Femoral neck peak force (N)는 충격 발생 시간 동안 femoral neck에 작용하는 force인 femoral impact force (N) 중 가장 높은 값을 의미하며, force attenuation (%)은 Equation 4.1과 같이 정의된다(Robinovitch et al., 2009). Fracture risk (\emptyset)는 2.2.3의 Table 2.2에서 서술된 Bousein et al. (2007)의 연구를 참조하여 femoral neck peak force (N)에서 fracture threshold (N)를 나눈 값으로 정의하였고,

attenuated peak force (N)는 경도별로 pad의 충격 흡수에 따른 total peak force (N) 차이 및 장비 신호 측정의 편차에 따른 femoral neck peak force (N)의 상대적 비교의 한계를 보완하고자 경도 별 total peak force (N)에서 femoral neck peak force (N)를 뺀 값을 통해 femoral neck에 작용하는 충격힘을 pad가 흡수한 값으로 정의하였다. Femoral neck peak force 및 fracture risk는 4.1.2에서 설계한 impact simulator and evaluation system을 통해 force plate, load cell, 및 potentiometer를 통해 측정된 voltage (v)를 force (N) 및 impact velocity (m/s)로 변환하고 이를 통해 fracture risk와 femoral neck peak force를 도출하는 signal converting and processing program을 Matlab 2011a을 활용하여 Figure 4.10과 같이 개발 후 프로그램을 통해 total peak force (N), femoral neck peak force (N), attenuated peak force (N), fracture risk, force attenuation (%)를 산출하여 분석하였다.

$$\begin{aligned} \text{Force attenuation (\%)} &= 100 \times \left(1 - \frac{F_{padded}}{F_{unpadded}} \right) \\ &= 100 \times \left(1 - \sqrt{\frac{k_p}{k_p+k}} \right) \quad (\text{Equation 4.1}) \end{aligned}$$

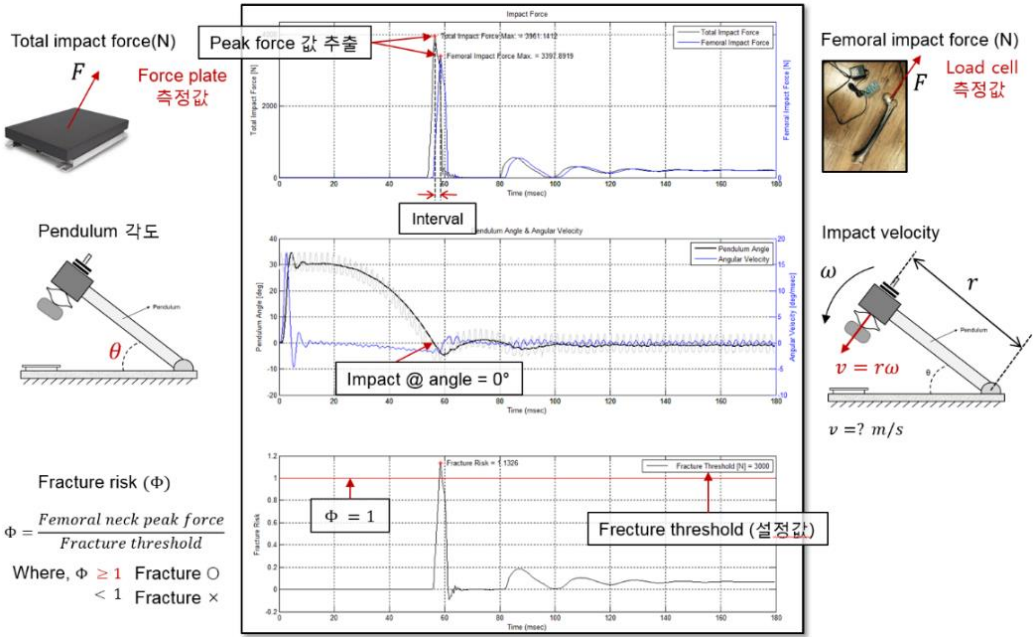


Figure 4.10. Signal converting and processing program (Matlab 2011a; Appendix A 참조)

4.1.4 Theoretical Calculation for Total Peak Force

Impact simulation을 위한 total peak force의 이론 수치는 Table 4.3의 한국인 고령층 여성 인체 data (SizeKorea, 2015, $n = 230$, 60 세 이상) 및 미국인 고령층 여성 인체 data (CAESAR data, $n = 291$, 50 세 이상)에 기반하여 3.1에 서술한 van Den Kroonberg et al.(1995)의 rigid-link model (point mass model, one-link model, two-link model)을 활용하여 산출하였다.

Table 4.3. 고령층 여성 인체 data (Size Korea, 2015; Boussein et al., 2007)

Demographic information	SizeKorea, (2015)	CAESAR data	Boussein et al. (2007)	
			Hip fractures group	Controls group
Gender	Female			
Age (years)	60 ~ 69	56.6 ± 4.7	73.9 ± 8.3	73.9 ± 8.0
Sample size (n)	230	291	21	42
Height (cm)	152.9 ± 4.8	162.5 ± 7	157.2 ± 5.0	156.2 ± 5.6
Hip height (cm)	73.9 ± 2.4	86.1 ± 3.7	75.9 ± 2.5	75.5 ± 2.8
Body mass (kg)	58.8 ± 8.5	71.5 ± 17.9	57.3 ± 9.7	60.7 ± 8.2
Effective mass (kg)	29.4 ± 4.3	35.7 ± 8.9	28.7 ± 4.9	30.4 ± 4.1

산출된 한국인 고령층 여성 인체 data 기반 total peak force의 이론 수치는 한국인 고령층 여성 인체 data와 유사한 수치인 고령층 여성의 인체 data ($n = 63$, 65.6 ~ 82.2 세)에 기반하여 rigid-link model (van Den Kroonenberg et al., 1995)을 활용하여 이론 total peak force를 산출한 기존 연구(Boussein et al., 2007)를 통해 검증하였다. Total peak force를 산출하기 위한 이론 수식은 일반 물리학 이론을 적용하여 충격량 (impulse)은 충격력(total peak force)을 충격시간(impact time)에 대해 적분한 값 임으로, impact velocity와 effective mass의 곱으로 계산하였으며(Figure 4.11), 이를 통해 충격 속도(impact velocity), 충격량(impulse), 충격 시간(total impact time), 그리고 충격힘(total peak force)을 Table 4.4와 같이 도출하였다. 이때 effective mass는 기존 연구(Hayes et al., 1996)를 참고하여 인체 몸무게의 50%의 비율로 계산하였으며, 충격 시간은 Boussein et al. (2007)의 total peak force 결과($n = 63$)에 impulse를 나누어 산출하였다. Size Korea, (2015)의 인체 data 기반하여 van den Kroonenberg et al. (1995)의 rigid-link model을 통해 산출한 total

peak force 값 (point mass model: $5,606 \pm 116$ N, one link model: $5,895 \pm 362$ N, two link model (vertical and 45 degree): $5,893 \pm 445$ N)을 모두 충족하는 범위인 two link model의 total peak force 값인 $5,893 \pm 445$ N을 한국인 기준 total peak force 이론 수치로 선정하고, 동일한 방법으로 CAESAR data에 기반하여 모든 rigid-link model의 total peak force 값의 범위를 충족하는 two link model (vertical and 45 degree)의 $7,366 \pm 381$ N을 미국인 기준 total peak force 이론 수치로 선정하였다. 본 연구에서 산출한 한국인에 대한 이론적 total peak force는 Bouxsein et al. (2007)의 total peak force (N)인 $5,641 \pm 522$ N (Hip fracture group) 및 $5,795 \pm 420$ N (Controls groups)과 유사한 수치로 파악되었다. Impact simulator 기반 hip protector의 충격 보호 성능 평가에서는 sawbones femur의 내구성(최대 8,000 N, Gardner et al., 2010)에 따른 한계 때문에 한국인 기준의 이론 total peak force 값에서만 impact simulation을 수행하였다.

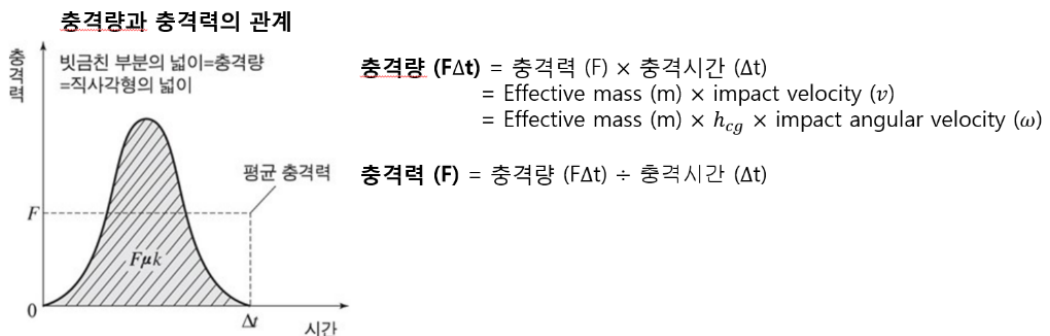


Figure 4.11. 충격량 및 충격력 관계식

Table 4.4. Rigid-link model에 따른 impulse 및 total peak force 산출

Source		Rigid-Link model	Impact velocity (m/s)	Impulse (J)	Impact time (s)	Total peak force (N)
Size Korea, (2015)		Point mass model	3.8±0.7	111.7±2.9	19.93±0.95	5,606±116
		One link model	3.3±0.6	97.1±2.5	17.31±0.83	5,895±362
		Two link model (vertical)	4.0±0.5	117.8±2.1	21.02±0.12	5,893±445
		Two link model (45 degree)	3.4±0.4	98.9±1.79	17.64±0.98	5,893±445
CAESAR data		Point mass model	4.1±0.9	146.4±7.6	19.93±0.95	7,348±28
		One link model	3.6±0.7	127.2±6.6	17.31±0.83	7,698±235
		Two link model (vertical)	4.1±0.6	147.5±5.6	21.02±1.17	7,366±381
		Two link model (45 degree)	3.5±0.5	123.8±4.7	17.64±0.98	7,366±381
Bouxsein et al. (2007)	Hip fracture cases	Point mass model	3.9±0.7	110.4±3.4	19.56±0.11	5,641±522
		One link model	3.4±0.6	95.9±2.9	17.00±0.96	5,641±522
		Two link model (vertical)	4.1±0.5	116.4±2.5	20.63±0.13	5,641±522
		Two link model (45 degree)	3.4±0.4	97.7±2.1	17.32±1.13	5,641±522
	Controls	Point mass model	3.8±0.7	116.5±3.0	20.11±0.87	5,795±420
		One link model	3.3±0.6	101.2±2.6	17.49±0.76	5,795±420
		Two link model (vertical)	4.1±0.5	122.9±2.2	21.21±0.11	5,795±420
		Two link model (45 degree)	3.4±0.5	103.2±1.9	17.80±0.90	5,795±420

4.1.5 Validation of Impact Simulator

본 장에서는 Robinovitch et al. (2009)에서 제시된 Table 2.8의 국제 고관절 골절 예방 제품의 충격 시험 평가 기준(IHPRG)을 참고하여 본 연구에서 개발된 impact simulator system의 유효성을 평가 검증하였다. 유효성 검증은 (1) Robinovitch et al. (2009)의 peak force 상쇄 효과 추정식을 통해 계산된 이론 수치를 4.1.2에서 설계한 impact simulator의 force plate를 통해 도출한 peak force 결과와 비교하여, pendulum head에 부착된 spring과 surrogate pelvis에 위치한 soft tissue의 effective stiffness 효과를 검증하고, (2) impact simulation시 4.1.4에서 산출한 theoretical total peak force (N)에 해당하는 충격을 가할 수 있는지를 파악하여 검증하였다.

Robinovitch et al. (2009)는 기존 연구(Laing et al., 2006; Robinovitch et al., 1991, 1997a; Parkkari et al., 1997)를 통해 낙상 후 지면에 충돌시 신체에 작용하는 elastic strain energy가 에너지 보존 법칙에 의거하여 potential energy 및 kinetic energy와 동일한 점을 통해 낙상 시 인체의 피부, 지방 근육에 해당하는 soft tissue 및 관절과 인대에 의한 충격 흡수를 설명할 수 있는 peak force 상쇄 효과 추정식을 Equation 4.2와 같이 정의하였다. 이때 damping 효과가 peak force에 미치는 영향은 미미하여 고려되지 않았다(Robinovitch et al., 1997b)

$$F_{unpadded} = \sqrt{2kmgh} = v\sqrt{mk} \quad (\text{Equation 4.2, Robinovitch et al., 2009})$$

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

where, m = the effective mass (kg)
 h = the fall height (m)
 v = the impact velocity (m/s)
 F = the peak force (N)
 k = the effective stiffness of the body (N/m)
 k_p = the effective stiffness of the hip protector (N/m)

Soft tissue 및 spring에 의한 peak force 상쇄 효과를 측정하기 위해 Figure 4.12와 같이 soft tissue를 force plate 위에 두고 5°~ 35° 각도별로 pendulum arm을 낙하하여 force plate를 통해 충격힘을 측정하고, 측정된 peak force는 total peak force에서 soft tissue에 의해 흡수된 충격힘을 뺀 값으로 정의하였다. 이를 통해 Table 4.5와 같이 결과를 도출하였다.

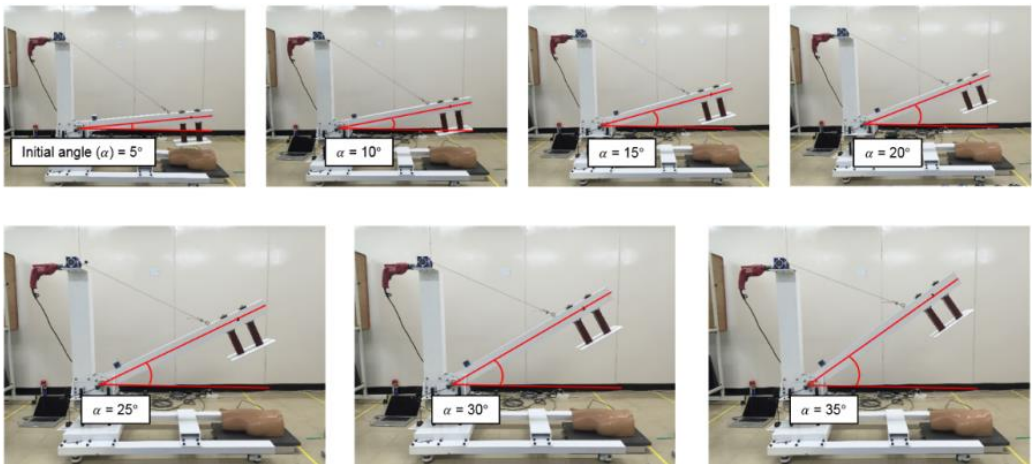


Figure 4.12. 각도별 impact simulation test를 통한 soft tissue에 의한 충격 흡수에 따른 peak force 측정

Table 4.5. 각도별 impact simulation test를 통한 soft tissue 충격 흡수에 따른 peak force 측정

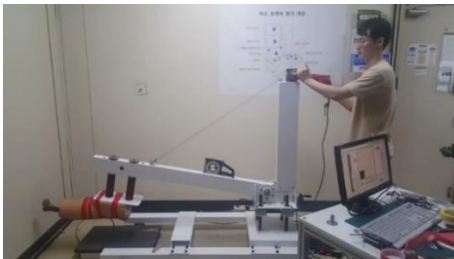
Initial Angle [deg]	Initial Angle [rad]	Trial [number]	Impact Height [m]	Energy [J]	Impact Velocity [m/s]	측정 Peak Force [N]	기준 Peak Force [N] (Robinovitch et al., 2009)	Difference (%)
5	0.09	1	0.10	19.42	1.41	1,247±16	1,406	-11.3
10	0.17	3	0.20	38.70	1.99	1,837±27	1,989	-7.6
15	0.26	3	0.30	57.68	2.43	2,236±80	2,436	-8.2
20	0.35	3	0.40	76.22	2.80	2,697±50	2,813	-4.1
25	0.44	3	0.49	94.18	3.11	3,014±148	3,113	-3.2
30	0.52	3	0.58	111.43	3.38	3,333±29	3,387	-1.6
35	0.61	3	0.67	127.83	3.62	3,588±39	3,640	-1.4

도출 결과 Equation 4.2의 peak force 상쇄 효과 추정식에 따른 기준 peak force 대비 측정 peak force는 5°에서 11% 수준의 차이를 보이며 각도가 증가할수록 급격히 차이가 줄어들어 35°에서는 약 1%의 차이를 보였다. 이에 따라 개발된 impact simulator가 국제 고관절 골절 예방 제품의 충격 시험 평가 기준을 충족함을 검증하였다.

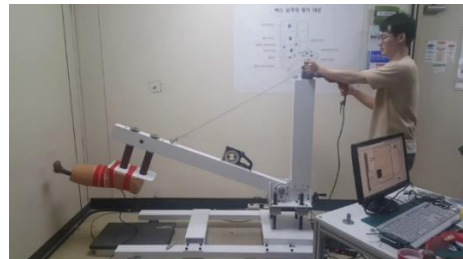
4.1.6 Pendulum Angle Setting Experiment

Impact simulator 기반 hip protector의 충격 보호 성능 평가를 위한 impact simulation을 수행하기 위해 4.1.4에서 산출한 한국인 기준 이론 total peak force값인 $5,893 \pm 445$ N를 도출하기 위한 초기 각도 선정 실험을 수행하였다.

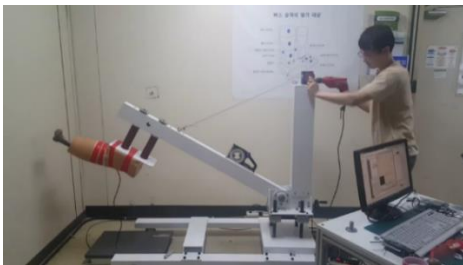
실험 조건은 Figure 4.13과 같이 pendulum arm의 각도 10°, 20°, 30°, 35° 에서 pendulum 각도 별 vertical impact simulation을 수행하였다. 그 결과 초기 각도 35°에서 이론 값을 만족하는 total peak force 5,850 ± 100 N이 산출되어 impact simulator 기반 impact simulation test를 위한 초기 각도를 35°로 선정하였다.



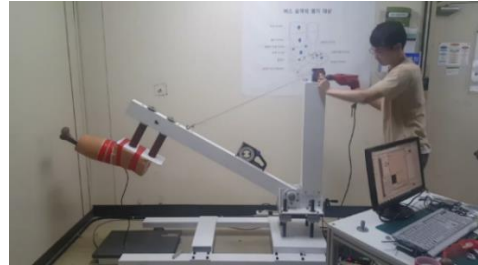
(a) 10°, total peak force = 2,360 N



(b) 20°, total peak force = 3,723 N



(c) 30°, total peak force = 4,692 N



(d) 35°, total peak force = 5,850 N

Figure 4.13. 한국인 기준 이론 total peak force를 만족하기 위한 초기 각도 선정 실험

4.1.7 Experimental Design for Impact Simulation Test

Impact force attenuation test는 pad hardness 7종(10 A, 20 A, 35 A, 40 A, 45 A, 55 A, 70 A)에 대해 random order로 수행되었으며, 각 조건에 대해 4.1.4에서 산출된 결과를 바탕으로 35°에서 3회 반복하여 평가되었다(Figure 4.14). Hip protector pad는 surrogate hip의 greater trochanter 부위에 위치되었으며, 충격 시 pad의 움직임을 방지하기 위해 평가 전 양면 테이프를 사용하여 hip protector와 surrogate hip이 고정되었다. 각각의 평가 조건 사이에는 약 3분의 interval을 두어 hip protector와 surrogate pelvis의 변형에 의한 효과를 최소화 하였다. Polymeric material로 제작된 대부분의 soft type hip protector는 온도와 습도에 따라 기계적 특성이 변화되므로(e.g., 온도 상승 시 stiffness 감소), polymer testing을 위한 standard condition (Robinovitch et al.,2009)에 따라 온도와 습도를 23 °C, 50 % 상대 습도로 하여 평가가 수행 되었으며, 평가용 시편은 동일 실험 환경에 24시간 이상 노출되었다.

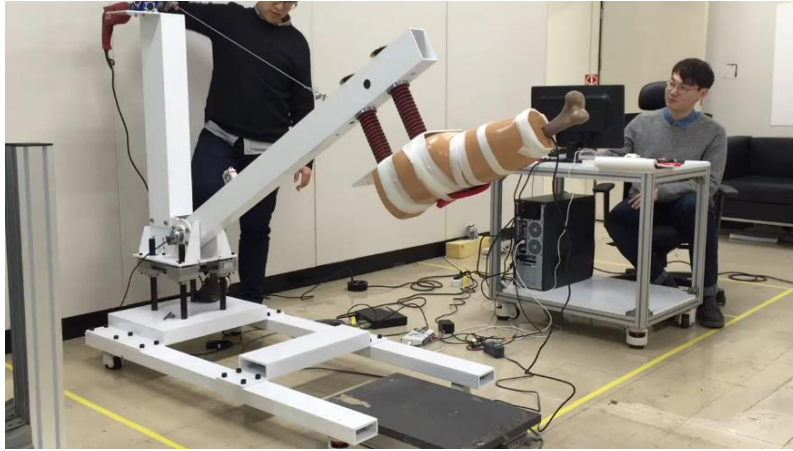


Figure 4.14. 경도 별 hip protector의 충격 보호 성능 평가를 위한 impact simulation test

4.2 Results

Impact simulation test를 3회 반복 수행한 결과는 Appendix B와 같이 도출되었고, 3회 결과에 대해 평균 및 표준편차를 계산하여 Femoral neck peak force (N), force attenuation (%), attenuated peak force (N), fracture risk를 분석하였다. 먼저, 여성 고령층 고관절의 fracture threshold (N) 기준인 2,996 N (Robinovitch et al., 2009) 및 3,210 N (Bouxsein et al., 2007) 이하의 femoral neck peak force (N)가 도출된 pad의 경도는 45 A, 40 A, 55 A, 35 A순으로 낮게 나타났으며, 35 A ~ 55 A의 femoral neck peak force (N)는 나머지 실험 대상 경도의 pad에 대비하여 ($F[7,16] = 705.68$; $p < 0.05$)으로 통계적으로 유의한 차이를 보였다. 또한, 경도 50 A pad의 femoral neck peak force는 $2,272.4 \pm 50.5$ N로 W/O pad ($3,921.5 \pm 51.9$ N)대비 $1,649.1 \pm$

144.7 N (42 %)만큼 가장 큰 폭으로 감소하였다(Figure 4.15).

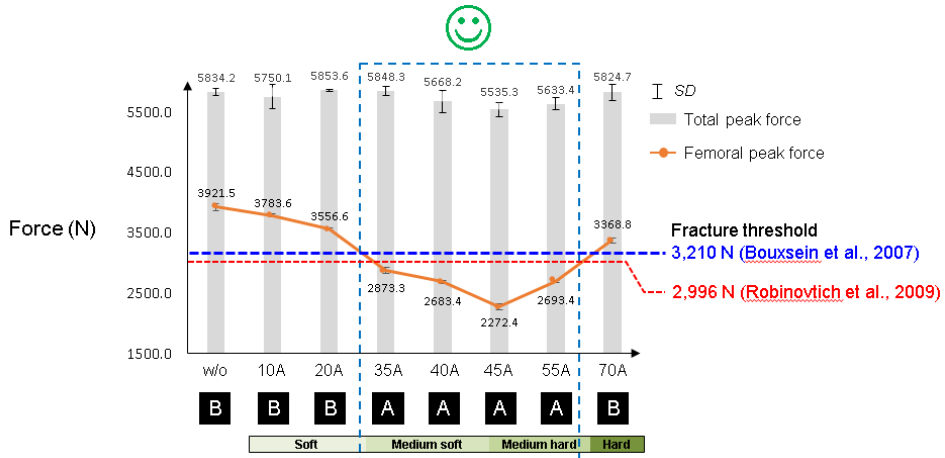


Figure 4.15. Hip protector 경도 별 femoral neck peak force 결과

Force attenuation (%)는 Figure 4.16과 같이 45 A, 40 A, 55 A순으로 높게 나타났으며, 40 A ~ 55 A의 pad 착용 시 평균 35.0 ± 5.4 %를 보였고, 10 A, 20 A, 35 A, 70 A의 pad 착용 시 평균 13.4 ± 9.0 %의 수치를 보여 두 집단간에 평균적으로 21.6 ± 14.4 %의 차이를 보였다. 40 A ~ 55 A는 나머지 실험 대상 경도의 pad에 대비하여 force attenuation ($F [7,16] = 936.42$; $p < 0.05$)의 측면에서 통계적으로 유의한 차이를 보였다. 또한, 45 A pad를 착용했을 때 Force attenuation (%)는 42.1%로 가장 높아 pad 미착용 시 대비 가장 높은 충격 흡수량을 보였다. Attenuated peak force (N)는 45 A pad에서 3,262.9 N으로 최대 충격 감소 효과를 보였다.

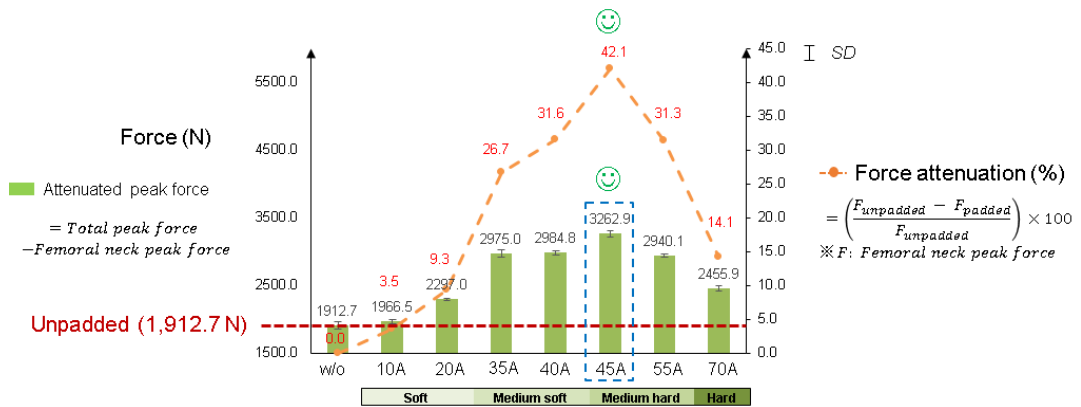


Figure 4.16. Hip protector 정도 별 force attenuation 및 attenuated peak force 결과

Fracture risk는 Figure 4.17과 같이 Robinovitch et al. (2009) 및 Bouxsein et al. (2007)기준의 fracture threshold와 femoral neck peak force의 비를 통해 도출하였으며, 35 A ~ 55 A pad 착용시 fracture risk 1미만으로 충격 시 고관절 골절을 예방할 수 있는 것으로 나타났다. 또한, 45 A, 40 A, 55 A, 35 A순으로 fracture risk가 낮게 나타나 45 A pad 착용시 고관절 골절 예방 효과가 가장 높은것으로 도출되었다.

실험 대상 정도의 pad들을 착용했을 때 trochanteric opposite cover point를 기준으로 고관절에 미치는 femoral neck peak force (N)를 기준으로 regression model을 수립한 결과 최소 femoral neck peak force (N)를 가지는 optimal 경도는 44.8 A로 나타나($R^2 = 79.4\%$, femoral neck peak force = $0.7462x^2 - 66.88x + 4205$), medium soft 물성의 pad 착용시 가장 충격 보호 성능이 뛰어난 것으로 나타났다(Figure 4.18).

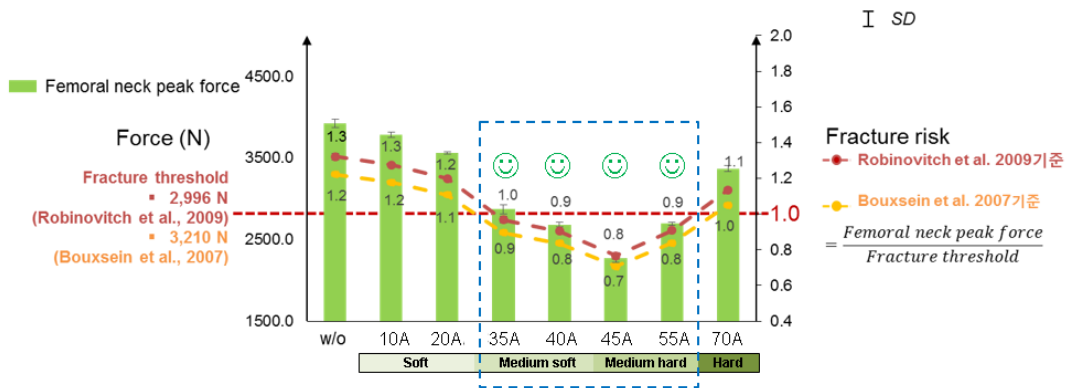


Figure 4.17. Hip protector 정도 별 fracture risk 결과

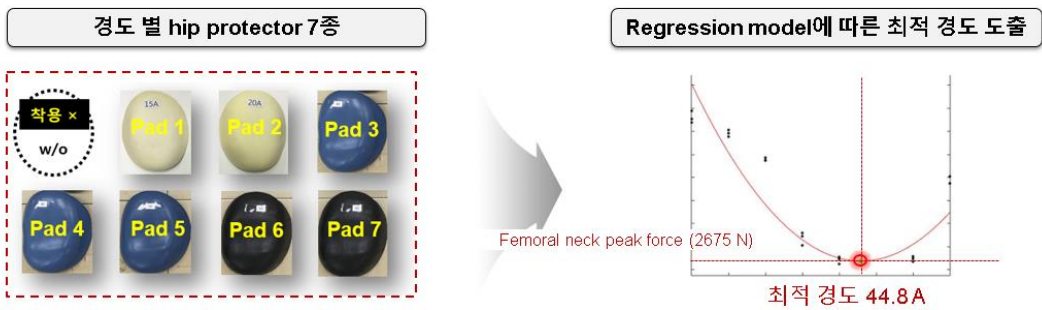


Figure 4.18. Hip protector 정도와 femoral neck peak force 간의 regression model을 통한 최적 정도 도출

V. Impact Simulation Test by Finite Element Analysis

본 장에서는 impact simulator 기반 hip protector의 충격 보호 성능 평가의 한계인 (1) pad 경도에 대한 부정확성, (2) 인체 해부학적 특성 고려 부족, (3) 센서 측정에 따른 결과 값의 편차 발생, (4) 장비 내구성에 따른 실험 재현성 부족, (5) 시간, 비용에 따른 다양한 평가 대상 실험의 제약 등을 보완하고, 정확성을 향상하기 위해 impact simulator 기반 인체 특성을 고려한 FEM을 개발하여 hip protector의 경도 및 물성에 따른 고관절에 미치는 충격 성능 평가를 위한 FEA를 Figure 5.1의 절차와 같이 수행하였다.

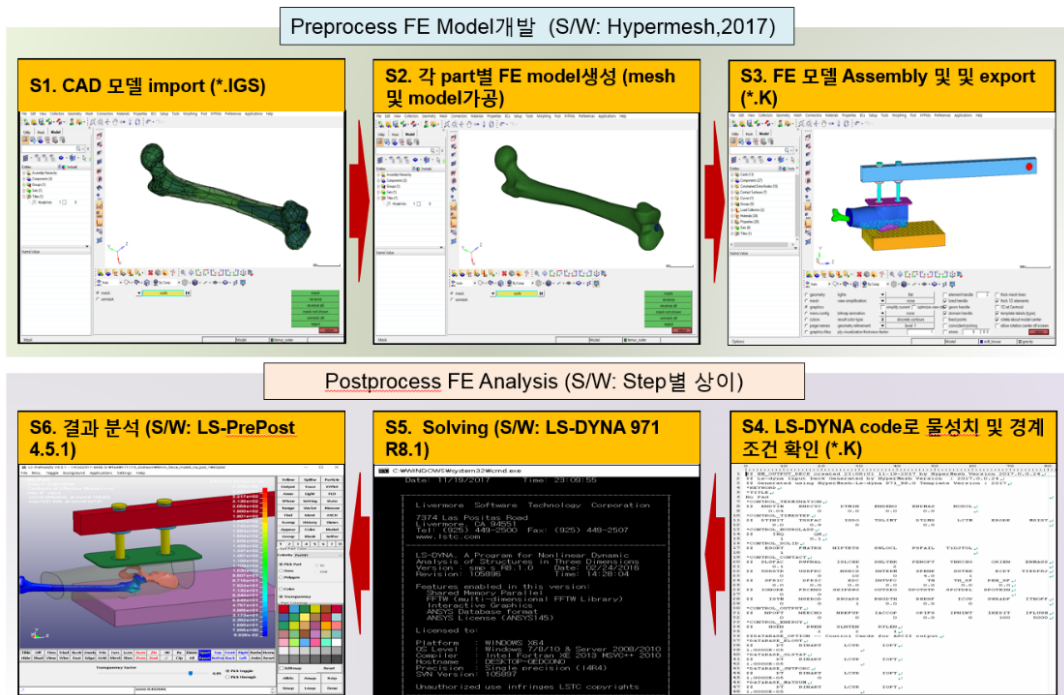


Figure 5.1. FEA 기반 hip protector의 충격 성능 평가 전체 절차

5.1 Development of Finite Element Model

Hip protector의 충격 성능 평가를 위한 FEM은 Chapter 4의 impact simulator 기반 평가 system과 동일하게 pendulum based system, femur, pelvis, soft tissue, 그리고 60세 이상 여성 고령층의 인체 data를 기반으로 패턴 설계한 hip protector로 구성되어 있다. FEM 기존 연구 (Robionovitch et al., 2009)의 total effective mass 범위(22 kg ~ 33 kg)를 참고하여 개발 절차는 Figure 5.2와 같이 실제 모델을 3D scan 또는 CT-scan하여 3D model software (RapidForm, 2006, 3D Systems, Inc., USA and Canada)을 이용한 CAD 모델을 제작 후 mesh software (Hypermesh, 2017, Altair, Inc., Michigan, USA)을 이용한 mesh 작업을 통해 finite element model을 최종 개발 하였다. 인체 모델 중 femur는 saw bones사의 CAD 모델 (# 3406)을 구입하였고, pelvis는 한국과학기술정보연구원(Korea Institute of Science and Technology Information, KISTI)에서 제공하는 고령층 여성 사체의 CT-scan data 중 Size Korea, (2015)의 50세 이상 고령층 여성의 평균 신장 및 연령의 참조하여 153 cm 신장의 60세 연령의 고령층 여성 사체의 CT-scan data를 활용하여 제작하였다.

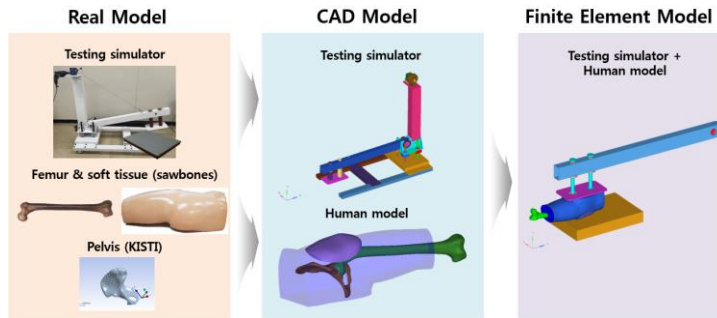


Figure 5.2. FEM 개발 절차

5.1.1 Finite Element Modeling of Impact Simulator

Impact simulator는 해석에 유효한 부분인 pendulum arm 부분과 나머지 해석에 유효하지 않은 파트로 구성되며, 해석에 유효한 부분인 pendulum arm을 유한요소로 mesh하였고, pendulum arm을 제외한 유효하지 않은 부분은 해석 시스템에서 제외하였다. Pendulum arm은 pendulum, spring, cylinder inner/outer, jig plate로 구성되며, pendulum의 회전축이 원점(global origin)이 되도록 설계하기 위해 회전축은 위치가 변하지 않고 x 축으로만 회전되도록 x, y, z 변위 및 y, z 축 회전은 FEA software (LS-DYNA 971 R 8.21, LSTC, Inc., Livermore: California, USA)의 code인 constrained_nodal_rigid_body_spc (Appendix C 참조)를 통해 구속 조건을 부여하였다. Pedulum은 실물과 같은 두께인 5.0 mm인 shell 요소이고, 총 element는 5,607개, node는 5,651개로 구성하였다. Figure 5.3의 피스톤을 구성하는 부분은 cylinder outer 및 inner 두 부분으로 나누고, cylinder outer와 pendulum은

node가 공유하도록 하였다. Cylinder outer의 총 element는 3,550개, node는 4,840개이며, cylinder inner의 총 element는 4,284개, node는 5,568개로 구성하였다. 또한, 불필요한 해석 시간을 줄이고, 실제 motion을 더 정확하게 구현하기 위해 cylinder outer 및 inner 파트를 contact bonded로 설정하지 않고, mesh하여 piston이 왕복 운동하도록 cylindrical joint 요소를 삽입하였다. 이 과정에서 LS-DYNA 971 R 8.21의 cylindrical joint 기능은 rigid body에서만 정의가 가능하므로, Figure 5.4와 같이 outer와 inner가 접촉하는 면에 해석에 영향을 주지 않을 정도로 얇은 0.0001 mm 두께의 shell을 추가하고 rigid material로 정의하였다. 이때 shell 요소들은 각각 cylinder outer의 안쪽 접촉면 및 cylinder inner의 안쪽 접촉면은 노드 공유로 부착되어 각각 전체 움직임을 cylindrical하게 제한하였다. 또한, cylinder inner와 outer의 공유하는 축에 총 4개의 node를 생성한 다음 node 2개씩 만들어진 rigid shell (cylinder inner 및 cylinder outer)에 LS-DYNA 971 R 8.21의 code인 constrained_extra nodes (Appendix C 참조)를 통해 4개의 node를 지정하여 cylindrical joint 전체를 구속하였다.

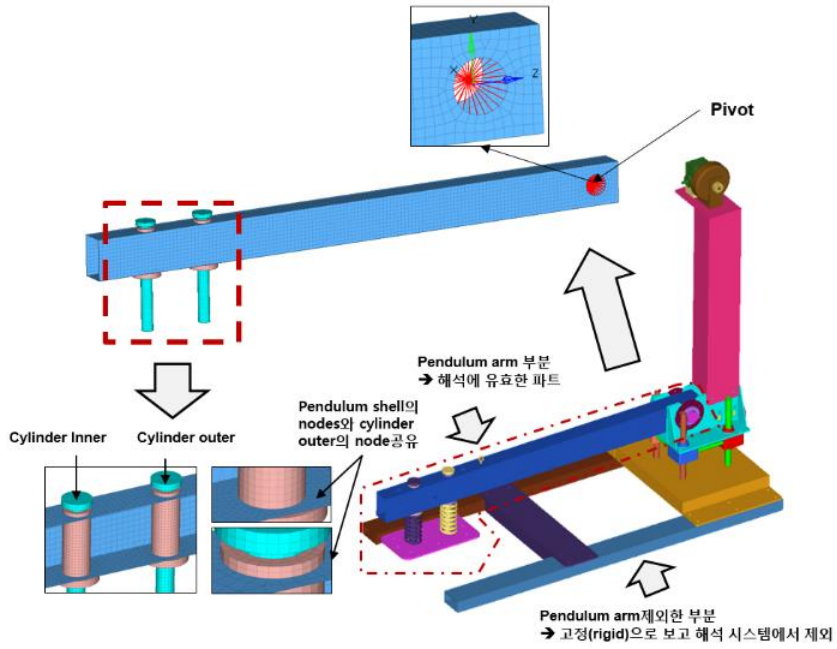


Figure 5.3. Impact simulator의 pendulum arm의 FEM 개발

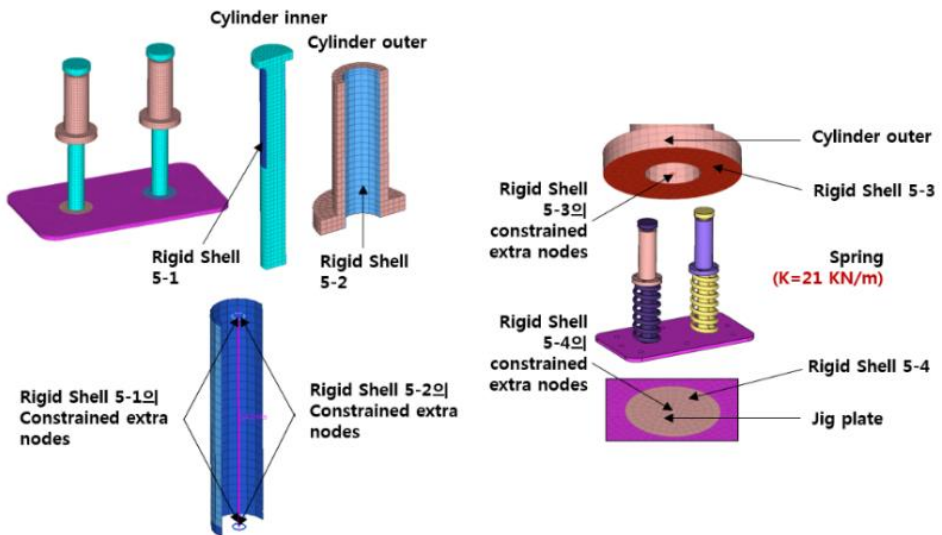


Figure 5.4. Cylinder 및 spring의 piston 운동을 위한 node의 구속조건 설정

Jig plate와 piston 사이에는 Figure 5.4와 같이 impact simulator와 동일하게 각각 21 kN/mm의 spring을 장착하였다. Spring 상수를 알고 있는 경우 실제 CAD 모델과 동일하게 spring을 solid로 mesh하지 않고, spring 상수 값을 element로 치환하여 사용하였다. Spring 요소는 두 개의 node사이에 정의되었는데, 이때 큰 spring 상수를 갖는 spring 요소의 양 끝을 1개의 node씩으로만 지정할 경우, 그 주변의 node와 변위차 또는 하중 차이가 커져 요소의 변형이 심하게 발생된다. 이는 다시 해석을 불안정하게 만들어 수렴성에 문제가 생기고, 실제 현상을 반영하지 못하기 때문에 cylindrical joint 생성과 동일하게 spring 양끝의 접촉면에 얇은 rigid shell을 만들어 각각 rigid shell에 LS-DYNA 971 R 8.21의 code인 constrained_extra_nodes (Appendix C 참조)를 통해 spring 요소 양쪽 끝의 node에 구속조건을 설정하였다.

5.1.2 Finite Element Modeling of Surrogate Pelvis

Femur는 impact simulator에서 사용한 실제 인체 뼈와 유사하게 제작된 femur model (# 3406)의 CAD 모델을 가공하여 FEM을 제작하였다. Femur model (# 3406)은 실제 인체의 femur와 동일하게 외측에 강성이 높은 cortical bone과 내측의 연질인 cancellous bone으로 구성되어 있으며, Figure 5.5의 bending test, torsional test, compression test와 같은 stiffness test를 통해 Figure 5.6과 같이 stress – strain curve를 도출하여 Table 5.1의 물성을 정의하였다(Gardner et al., 2010).

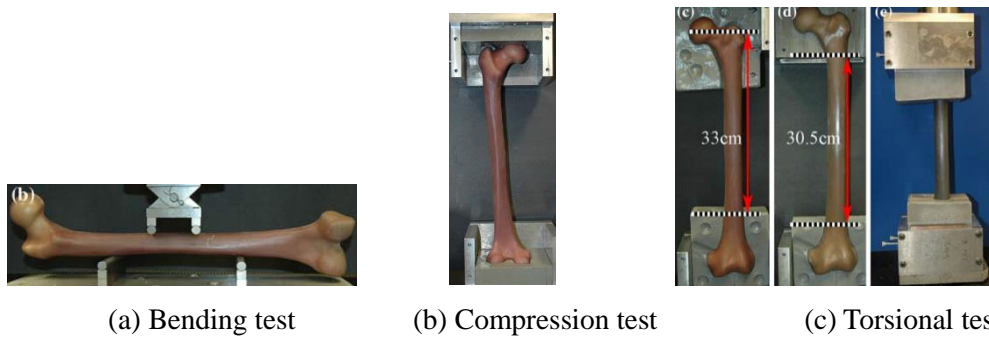


Figure 5.5. Sawbones femur model(# 3406)의 물성 파악을 위한 material testing (Gardner et al., 2010)

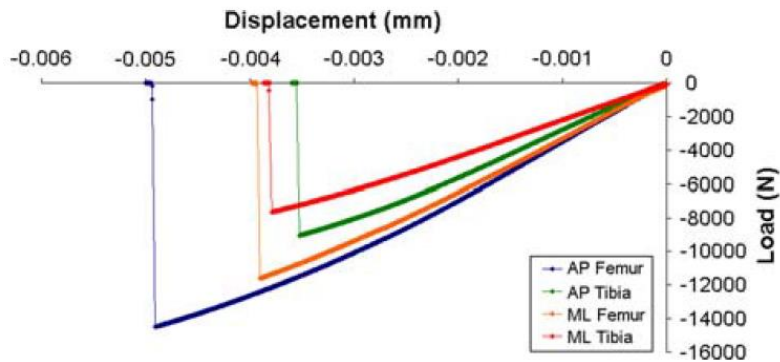


Figure 5.6. 복합재 아날로그 모델들의 네 개의 bending point에서의 load deflection curve의 대표 예 (Gardner et al., 2010)

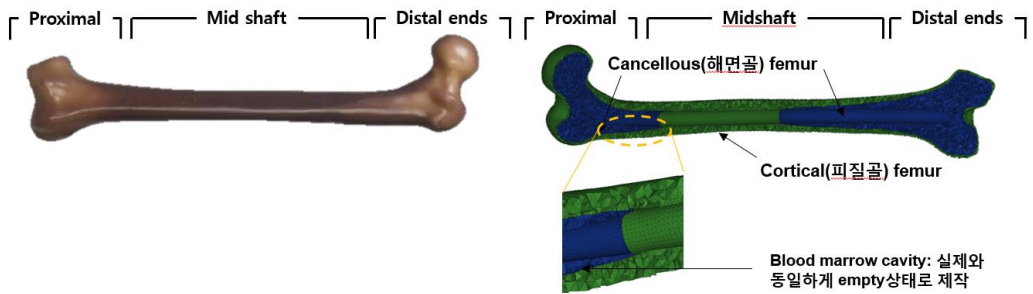
Table 5.1. Material testing에 따른 femur (# 3406)의 properties (Gardner et al., 2010)

	Density (g/cc)	Longitudinal tensile		Compressive		Transverse tensile	
		Strength (MPa)	Modulus (GPa)	Strength (Mpa)	Modulus (Gpa)	Strength (MPa)	Modulus (GPa)
Cortical bone (short fiber filled epoxy)	1.64	106	16	157	16	93	10
Cancellous bone (rigid polyurethane foam)	0.27	-	-	6	0.155	-	-

Figure 5.7a과 같이 cortical bone은 물성에 따라 proximal, midshaft, distal ends로 분류되어 있으며, transverse midshaft는 isotropic 재질, proximal 및 distal ends는 anisotropic 재질로 구성되어 있다. 또한, cancellous bone은 isotropic 재질로 구성되었다. 물성에 대한 시험 평가를 통해 본 연구에서 활용된 femur model (# 3406)은 fourth generation femur로 기존 third generation femur에 비해 fracture toughness와 fatigue crack propagation resistance 측면에서 실제 femur와 유사한 측면이 있음을 보였고, diaphyseal structural properties 측면에서도 third generation femur에 비해 우수한 측면을 보여 mechanical testing용 실제 femur를 대응하기에 적합함을 보였다(Gardner et al., 2010).

Femur model (# 3406)을 3D scan하여 제작한 CAD 모델은 Figure 5.7b과 같이 실제 모델과 동일한 내부인 cancellous femur, cortical femur, 그리고 blood marrow cavity로 구성되며 Table 5.1의 물성을 적용하여 모든 파트를 4 node tetrahedron으로 mesh하고 각 파트의 접촉부는 node 공유로 모델링하였다. Figure 5.7b의 femur FEM을 통해 femoral neck force를 측정하기 위해 Figure 5.8b와 같이 femoral neck부위를 분리하고 분리된 파트 사이를 LS-DYNA 971 R 8.21의 code인 constrained_joint_locking (Appendix C 참조)를 통해 연결하였다. 이를 통해 두 파트 사이에 지속적으로 femoral neck이 분리되지 않도록 하는 locking을 유지하기 위한 힘을 transient하게 측정하였고, 이를 통해 femoral neck에 작용하는 femoral neck force를 측정하였다. 5.1.1에서 서술한 cylindrical joint와 마찬가지로 locking

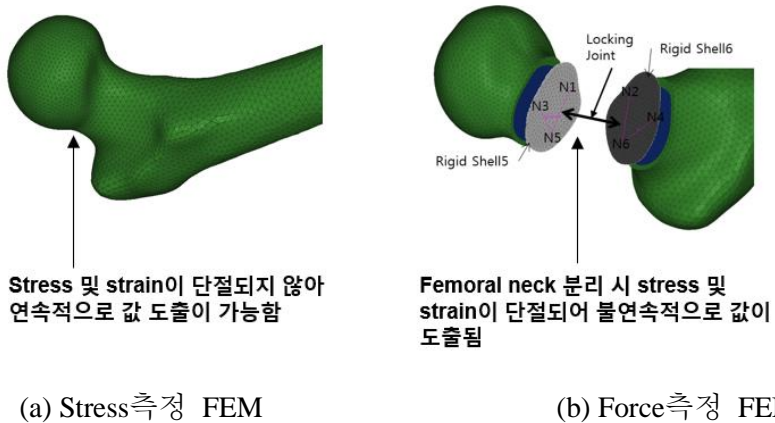
joint 또한 두 개의 서로 다른 rigid part의 node로 정의하였다. 이를 위해 단면에 얇은 1.0 E-4 mm의 shell을 입히고 각각 다른 part를 갖는 rigid shell로 정의하여 각각의 shell에 포함된 node를 이용하여 locking joint를 정의하였다. 이와 같이 femoral neck force를 도출하기 위해 파트를 분리할 경우 femoral neck 부위의 stress가 단절되어 불연속적인 수치를 나타내게 됨으로 Figure 5.8a의 원본 모델을 사용하여 femoral neck에 작용하는 stress를 도출하였다.



(a) Sawbones femur model

(b) Sawbones femur FEM

Figure 5.7 Sawbones femur model (# 3406) 및 femur FEM



(a) Stress 측정 FEM

(b) Force 측정 FEM

Figure 5.8. Femoral neck에 작용하는 stress 및 force 측정을 위한 FEM

Pelvis FEM은 Figure 5.9와 같이 KISTI의 여성 고령층 사체의 CT-scan data ($n = 1$, age = 60 years, height = 153 cm)에 기반한 CAD 모델에서 pelvis 부위를 추출하여 RapidForm을 활용하여 가공 후 Hypermesh를 활용하여 제작하였다. Pelvis도 femur와 동일하게 4 node tetrahedron으로 mesh하였으며, femur의 cortical bone과 동일한 물성을 사용하여 모델링하였다.

Pelvis 및 femur를 덮고 있는 몸통의 FEM은 impact simulator에서 사용한 1516-31 polyethylene foam soft tissue and polyurethane 경도 45 A skin (Sawbones, Vashon: WA, USA)를 3D scan한 CAD 모델에 기반하여 모델링하였다. 몸통의 내부인 soft tissue는 4 node tetrahedron으로 mesh하고, soft tissue 물성은 Majumder et al. (2008a)에서 58세 남성의 trochanteric soft tissue를 Mooney-Rivlin 상수로 정의한 수치(Table 2.10)를 사용하였다. 몸통의 외부인 skin은 Choi et al. (2015)를 참고하여 1.5 mm의 shell로 구성하여 모델링하고, soft tissue의 외면과 node 공유하였다.

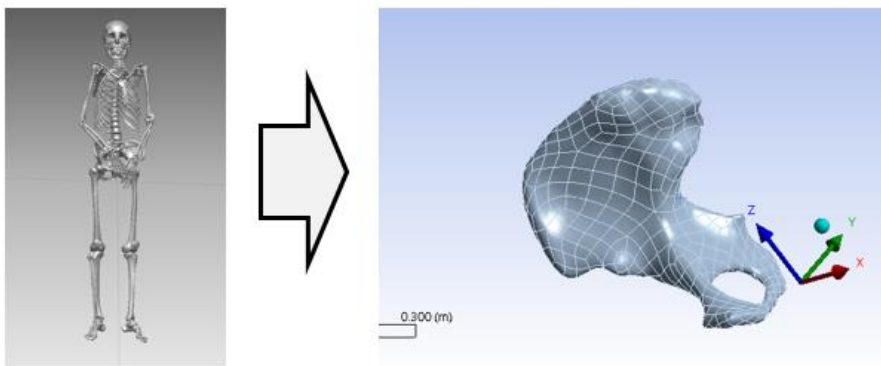


Figure 5.9. 60세 고령층 여성 사체의 CT-scan data(KISTI) 기반 pelvis FEM 개발

Skin의 물성은 실제 soft tissue model (# 1516-31)을 가공하여 가황 고무 물리 시험 규격(KSM 6518)을 참고하여 Figure 5. 10과 같이 인장 시험용 시편을 제작 후 Figure 5.13의 재료 물성 시험기(Instron 5582, Instron, Inc., USA)를 사용하여 시험 속도 20 mm/min 및 sampling rate 20 Hz에서 인장 시험을 통해 strain-stress curve를 Figure 5.11과 같이 추출하고, ANSYS, v. 18.1(ANSYS, Inc., Canonsburg: Pennsylvania, USA)의 hyperelastic 기법들을 활용하여 curve fitting하여 산출하였다(Appendix D 참조). Hyperelstic 기법들 중 해석 시 negative error가 발생할 확률이 작고 raw data를 통해 추출한 stress strain curve와 유사한 기법인 Mooney-Rivlin 2nd로 산출된 물성치를 skin FEM 개발에 적용하였다.

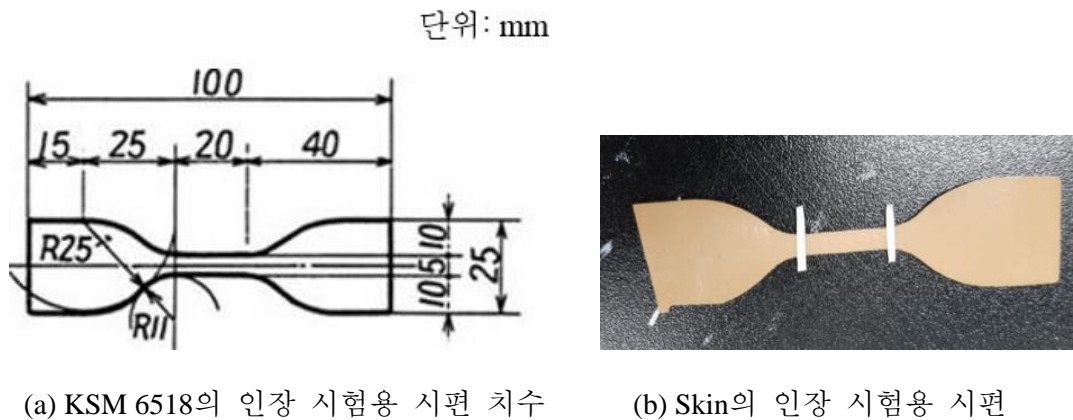


Figure 5.10. Skin의 물성 파악을 위한 인장 시험용 시편

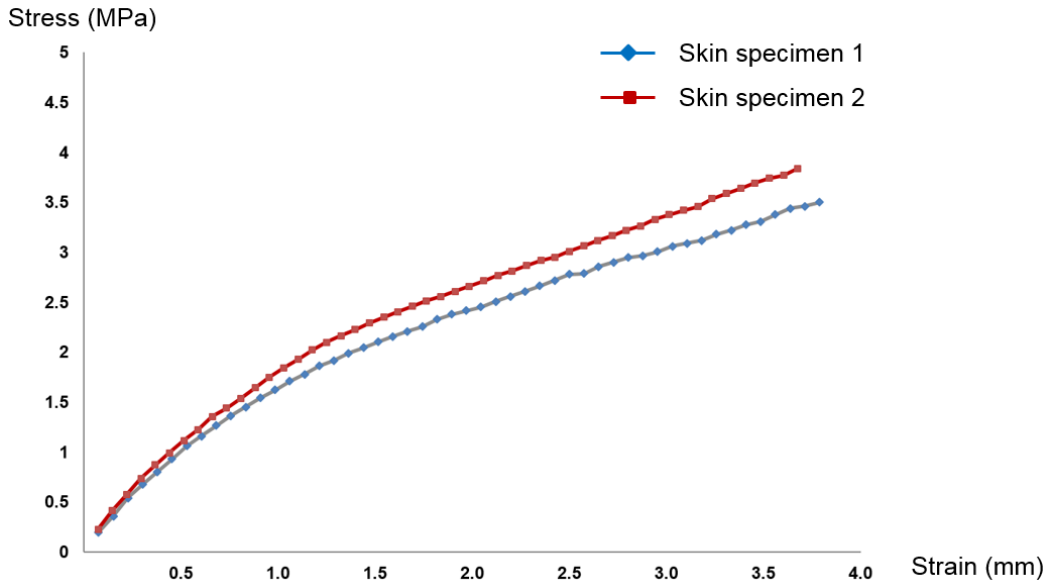


Figure 5.11. Skin의 인장 시험에 따른 stress-strain curve의 예

5.1.3 Finite Element Modeling of Hip Protector

본 연구에서 사용한 hip protector pad의 FEM은 4.1.1에서 설계한 CAD 모델에 기반하여 시험 평가를 통해 도출한 stress, strain 값 및 무게 측정을 통해 밀도를 추출하여 물성을 도출하고 이를 적용하여 모델링하였다. Pad의 물성을 파악하기 위해 시험 규격 KSM 6518을 참고하여 shore 40 A ~ 70 A까지 인장 시험용 경도별 2종씩 총 8종, 압축 시험용 경도별 3종씩 총 12종의 시편을 Figure 5.12와 같이 제작하였다. 인장 시험용 시편은 Figure 5.9와 동일하게 제작하였고, 압축 시험은 KSM 6518의 시편 치수인 두께 15 mm, 지름 약 29 mm의 원기둥형으로 제작하였다.



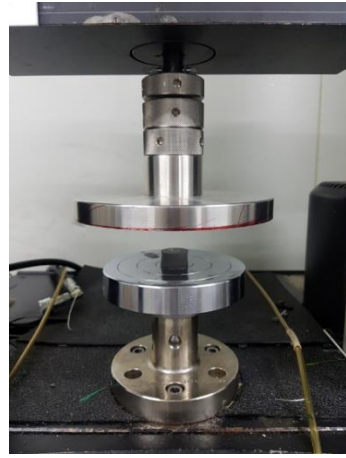
(a) 경도 별 pad의 인장 시편



(b) 경도 별 pad의 압축 시편

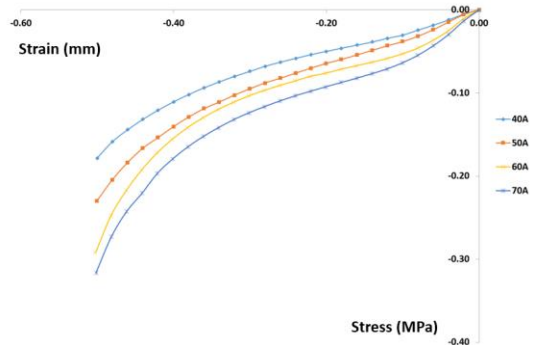
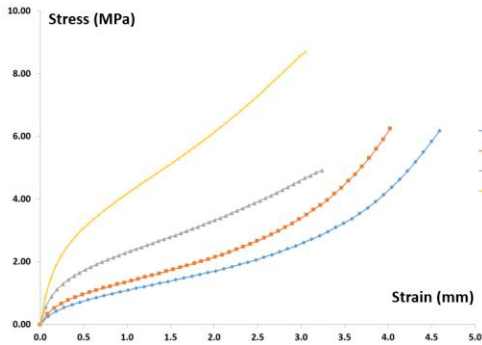
Figure 5.12. Pad의 물성 파악을 위한 인장 및 압축 시험용 시편

시험 장비는 Figure 5.13과 같이 인장 시험은 Instron 5582 (Instron, Inc., USA)를 사용하였으며, 압축 시험은 Instron 4469 (Instron, Inc., USA)를 사용하였다. 인장 시험 속도는 5 mm/min, 50 mm/min, 500 mm/min에서 측정하였고, 압축 시험 속도는 50 mm/min, 500 mm/min의 strain rate에서 측정하였다. 인장 시험 sampling rate는 5 mm/min 및 50 mm/min일때 10Hz, 500 mm/min일때 100 Hz로 압축 시험 sampling rate는 5 mm/min일때 5Hz, 50 mm/min일때 20 Hz로 측정하였다. 인장, 압축 시험을 바탕으로 경도 별 stress-strain curve를 Figure 5.14과 같이 도출한 결과 인장, 압축 시험 모두 경도가 높을수록 strain에 따른 stress의 수치가 높은 것으로 도출되었으며, strain rate 및 시편에 관계없이 경도별 인장 및 압축 시험의 s-s curve는 유사한 경향성을 보였다(Appenix E 참조).



(a) 인장 시험 평가 장비 (Insron 5582) (b) 압축 시험 평가 장비 (Instorn 4469)

Figure 5.13. Pad의 물성 파악을 위한 인장 및 압축 시험 평가 장비



(a) 인장 시험에 따른 S-S curve

(b) 압축 시험에 따른 S-S curve

Figure 5.14. Pad 경도 별 인장 및 압축 시험에 따른 stress-strain curve의 예
(strain rate 50 mm/min 일때)

Pad의 density는 pad 경도별로 저울로 무게를 측정하여 부피를 나눠 Table 5.2와 같이 도출 후 FEM에 적용하였다.

Table 5.2. Hip protector pad의 경도별 mass 및 density

Hardness (Shore A)	Volume (cm ³)	Mass (g)	Density (kg/m ³)
5	226	48	212.749
10		56	248.207
15		52	230.478
20		92	407.768
25		100	443.226
30		108	478.685
35		125	554.033
40		142	629.382
45		155	687.001
50		168	744.620
60		106	469.820
70		126	558.465
75		146	647.111

5.1.4 Contact of Finite Element Model

Finite element analysis (FEA) 기반 impact simulation 수행 시 각 파트별로 물성이 달라 충돌 시 발생하는 해의 발산을 접촉 부위 설정을 통해 방지 할 수 있다. 해의 발산에 따른 오류 방지 설정은 rigid 재질과 hyperelastic 재질 간 contact 부위 설정 및 elastic 재질 또는 hyperelastic 재질 간 contact 부위 설정으로 나눌 수 있다. 먼저, 전체 FEM에서 rigid 재질과 hyperelastic 재질의 contact 부위는 충격이 발생하는 force plate (rigid)와 몸통 (hyperelastic) 및 pad (hyperelastic) 그리고 충격이 전달되는 jig plate (rigid)와 몸통의 상부 절단면 (hyperelastic)이 있다. 먼저, force plate는 변형이 없고 고정된 물체로 간주하여 rigid body로 정의하고 요소는 hexahedron으로 mesh하였으며, 충돌 시 edge의 끝

부분이 날카로워 hyperelastic 재질인 몸통과 접촉시 급격한 변형으로 인해 해가 발산 될 수 있기 때문에 이를 방지하기 위해 Figure 5.15와 같이 3 mm 정도의 filet을 부여하였다. Hip protector가 있는 모델의 경우 Figure 5.16과 같이 force plate와 skin간의 접촉 및 force plate와 pad간의 접촉을 모두 contact fair로 모델링하였으며, pad가 없는 모델의 경우 force plate와 skin 간의 접촉만 contact fair로 모델링하였다.

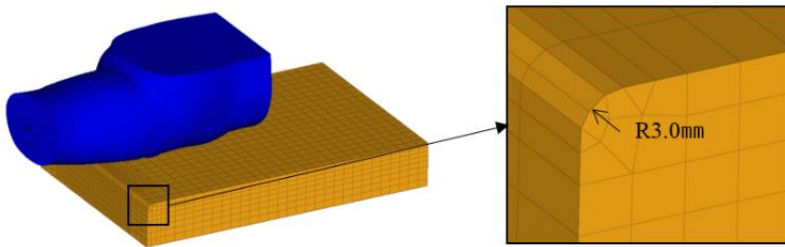


Figure 5.15. Force plate와 몸통의 FEM 충돌 시
해의 발산 방지를 위한 force plate 가공

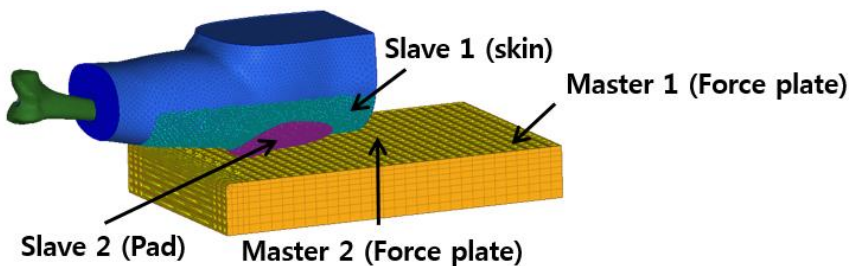


Figure 5.16. Force plate와 몸통 또는 pad의 FEM 접촉 시
해의 발산 방지를 위한 contact fair 설정

Jig plate와 몸통의 상부 절단면은 실제 impact simulator에서는 tape를 감아 고정하였으나, FEM은 Figure 5.17과 같이 jig plate와 soft tissue가 맞닿는 부분을 bonded contact로 상대적으로 너비가 넓고 딱딱한 부위인 jig plate를 master로 정의하고, 상대적으로 너비가 좁고 연질인 쪽인 몸통을 slave로 정의하여 두 모델이 서로 고착되도록 모델링 하였다. Hyperelastic 또는 elastic 재질간의 해의 발산 방지를 위한 pelvis와 femur의 접촉 부위는 Figure 5.18과 같이 두 뼈중 상대적으로 넓은쪽인 pelvis측의 비구순 부위를 master contact으로 설정하여 좁은쪽인 femur측의 대퇴골두 부위를 slave contact로 node 공유하여 contact pair로 모델링하였다.

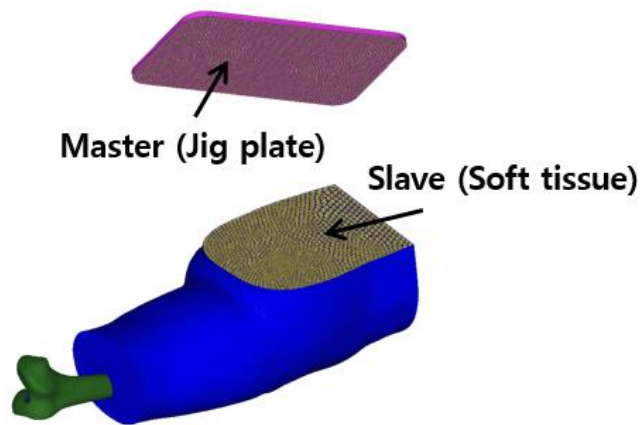


Figure 5.17. Force plate 및 jig plate FEM의 접촉 시 해의 발산 방지를 위한 bonded contact 설정

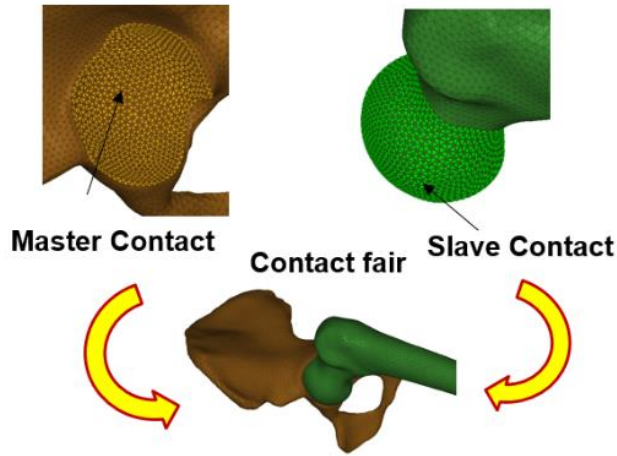


Figure 5.18. Femur 및 pelvis FEM의 접촉 시 해의 발산 방지를 위한 contact fair 설정

Bones와 몸통의 접합은 실제 인체의 뼈와 피부 및 근육 조직이 붙어있는 것에 착안하여 모델 간 물성 차이를 고려하여 node 공유로 모델링하였다. 이때 trochanteric soft tissue 부위의 두께는 Figure 5.19와 같이 Table 2.1의 여성 고령층 trochanteric soft tissue를 측정된 기존 연구들을 참고하여 최소 두께가 8 mm가 되도록 bones을 soft tissue에 위치시켜 node 공유하였다.

Pad 및 몸통은 완전히 밀착한 상태를 유지하기 위해 skin의 외면과 pad의 뒷면을 node 공유로 모델링하였다. 또한, soft tissue 및 pad의 경우 변형이 가장 심하기 때문에 내부에서 발생하는 self contact를 고려할 수 있도록 설계하여 요소별로 상황에 따라 master surface 또는 slave node로 구성하여 해의 발산을 방지할 수 있도록 모델링하였다. 상기 서술된 과정을 통해 전체 FEM을

Figure 5.20과 같이 모델링하였다.

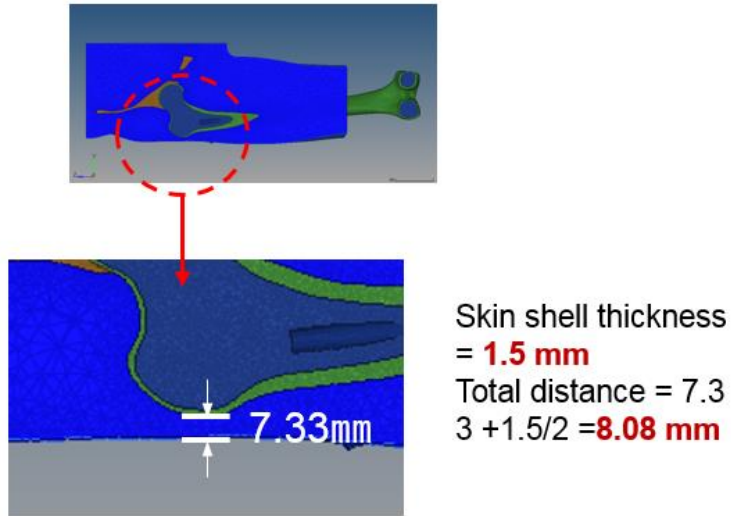


Figure 5.19. 고령층 여성의 trochanteric soft tissue 최소 두께에 따른 soft tissue 및 bones의 contact 설정

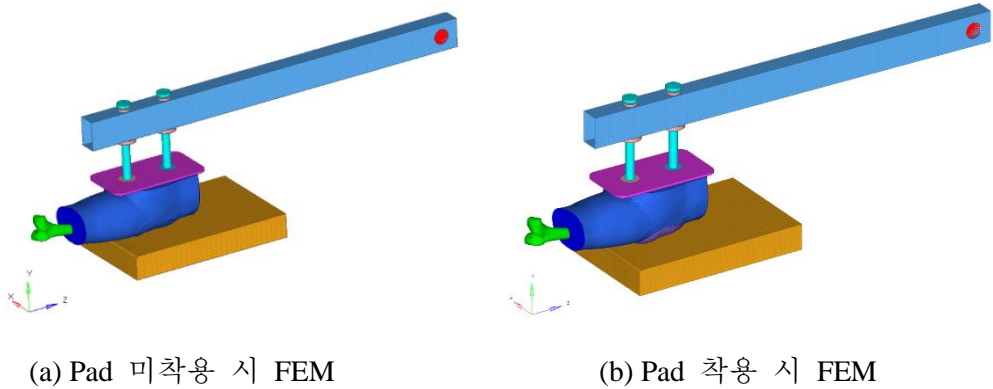


Figure 5.20. FEA를 위한 전체 FEM

5.1.5 Validation of Finite Element Model

FEM의 mesh quality를 검증하기 위해 Hypermesh 2017을 사용하여 aspect ratio를 확인한 결과 Figure 5.21과 같이 해석대상 부위에 해당하는 요소의 99% 이상이 aspect ratio 2.4 미만에 분포하였고, elastic 또는 hyperelastic로 구성된 부분이 tetra형태의 mesh인 것을 고려했을 때 mesh quality는 이상적인 기준(hyperelastic 일 때 aspect ratio < 3이 95% 이상, Burkhart et al., 2013)을 만족하는 것으로 검증되었다. 또한, aspect ratio가 4 이상인 요소는 총 41개이며, 전체 요소 788,472의 0.005%로 해석 시 오류 발생 확률이 미미할 것으로 나타났다. 전체 model 중 aspect ratio가 가장 높은 부분은 force plate 가장자리 부위의 aspect ratio가 6.46으로 기준 aspect ratio인 4보다 근소하게 높았지만, force plate는 rigid로 정의하여 유한요소해석 결과의 신뢰성에 미치는 영향은 없었다. 유한요소해석 결과의 신뢰성에 영향을 주는 부분은 변형 가능한 재질로 mesh된 hyperelastic 또는 elastic 요소로 Figure 5.22과 같이 femur의 mid shaft 부위에 위치한 요소들 중의 aspect ratio가 4.10으로 기준치인 3보다 높게 도출되었으나, 이는 전체 femur 부위 요소 201,458개 중 0.001% 미만으로 해석 수행시 영향이 미미하여 전체 FEM의 mesh quality가 신뢰성이 높아 해석 결과가 타당함을 검증하였다.

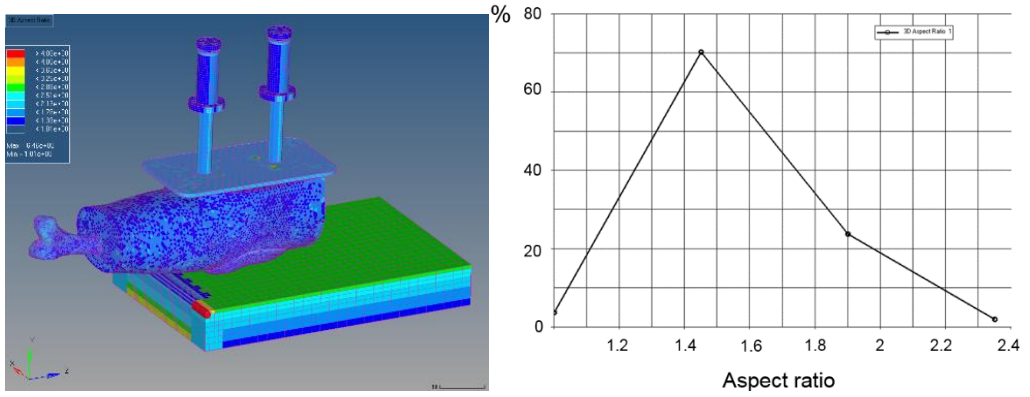


Figure 5.21. 전체 FEM의 aspect ratio

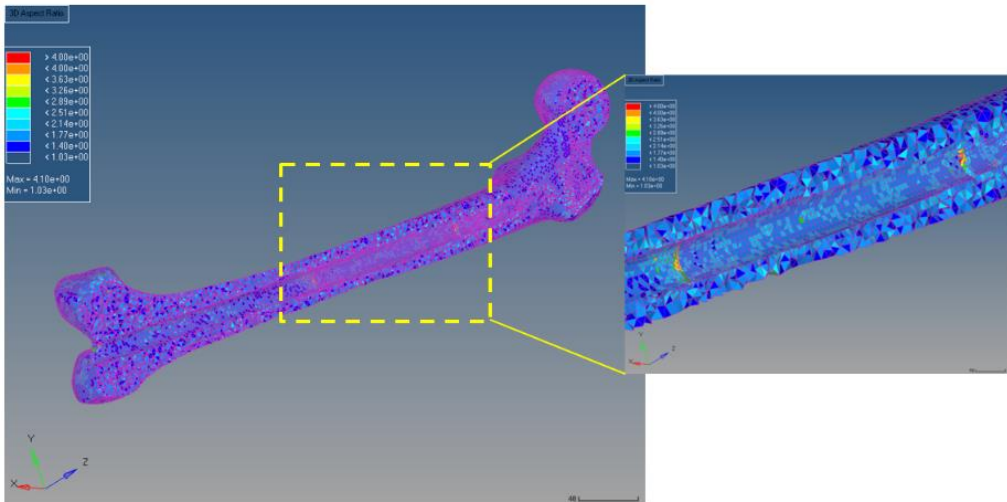


Figure 5.22. Femur FEM의 aspect ratio

5.1.6 Summaries of Properties for Finite Element Model

상기에 서술된 finite element model의 전체 물성에 대한 parameters는 Table 5.3과 같다. FEM 별로 material type은 elastic, rigid, hyperelastic, spring elastic으로 분류되며, 시험 평가를 통해 도출한 총 858,752개의 elements와 176,864개의 node로 구성되어 있다. 이 중 force plate를 포함한 impact simulator의 elements는 31,758개의 elements와 36,067개의 nodes로 구성되어 있으며, human model의 elements는 826,996개의 elements와 143,840개의 nodes로 구성되어 있다. Mesh의 section type은 pendulum arm을 제외한 pendulum part는 hexahedron으로 mesh되었고, skin을 제외한 해석 대상 part인 pad 및 human FEM은 tetrahedron으로 mesh되었다. Force plate를 제외한 rigid material type의 part들, skin, femur 및 pelvis의 face, pendulum arm은 shell로 mesh되었다. 각 part별 밀도 (density)는 실제 impact simulator 기반 실험에 활용되었던 질량 (mass)을 Hypermesh 2017을 통해 도출한 부피(volume)으로 나눠 도출하였다. Pendulum part의 elastic modulus 및 poisson ratio는 미국 ASTM, 독일 DIN, 일본 JIS의 시험 규격에 기반한 각종 물성치나, 재질에 대한 자료를 데이터화하여 구축된 사이트 (www.matweb.com)의 탄소강 (carbon steel) 재질 물성을 참고하여 FEM을 개발하였다.

Table 5.3. FEM의 전체 properties

No.	Material type	Part name	Section type	Elements	Node	Density (kg/mm ³)	Elastic Modulus (MPa)	Poisson's ratio	C10 (MPa)	C01 (MPa)	K (kN/m)	
1	Elastic	Pendulum arm	Shell	5,606	5,650	5.32E-06	2.07E+05	0.29				
2		Jig plate	Hexahedron	8,958	11,968	5.32E-06	2.07E+05	0.29				
3		Spring 외부 실린더		3,550	4,840	5.32E-06	2.07E+05	0.29				
4		Spring 내부 실린더		4,284	5,568	5.32E-06	2.07E+05	0.29				
5		Cancellous femur	Tetrahedron	106,392	23,925	2.70E-07	137	0.30				
6		Cortical femur		95,066	25,945	1.64E-06	1.64E+04	0.26				
7		Pelvis		73,926	16,427	1.64E-06	1.64E+04	0.26				
8	Hyperelastic	Rubber 40 A pad	Tetrahedron	63,540	14,329	6.29E-07	6.29E-07	0.50	0.18	0.05	-	
9		Rubber 40 A pad										
10		Polyurethan pad				측정값 사용	Stress-strain curve 사용					
11		Soft tissue				425,758	83,448	2.61E-07	2.45E-07	0.50	0.38	212.02
12		Skin	Shell	21,014	10,564	3.08E-07	4.95E-04	0.50	0.09	0.02	-	
13	Spring Elastic	Spring	Disc	2	4	-	-	-	-	-	42	
14	Rigid	Rigid surface 1 ~ 8	Shell	3,388	2,508	1.64E-06	2.07E+05	0.29				
15		Rigid surface 9 ~ 10				1.64E-06	1.64E+04	0.26				
16		Force plate	Hexahedron	6,998	8,505	2.67E-06	6.86E+04	0.33				
17	기타	Const_nodal_r-body	-	1	44							
18		Cylindrical_joint		2	8							
19		Locking_joint		1	6							
20		Face for femur	Shell	26,000	13,046							
21		Face for pelvis		14,266	7,133							

5.2 Finite Element Analysis

5.2.1 Boundary Condition Setting

유한요소해석 simulation을 위한 경계조건(boundary condition)은 구속조건 및 하중조건이 있으며, 하중조건은 5.1의 FEM 개발에서 서술한 mass 및 density에 따라 중력 가속도 및 Hypermesh를 통해 도출한 각속도를 y축 방향으로 회전 낙하설정하고, 구속조건의 경우 충격을 받는 파트인 forceplate가 rigid 모델이라 고정되어 있어 따로 설정하지 않았다.

회전 낙하에 따른 FEA를 위한 각속도는 Equation 5.1의 회전 낙하 에너지 보존 법칙을 참고하여 도출하였다. 이때 각속도 도출을 위한 parameters은 Figure 5.23과 같이 회전축 부위를 중심으로 pendulum arm이 지면과 이루는 각도가 35°일 때와 surrogate pelvis가 forceplate에 닿았을 때 즉, pendulum arm과 지면이 이루는 각도가 0° 일때의 inertia 및 center of gravity를 Hypermesh 2017을 통해 model 별 position과 mass를 파악하여 inertia 및 center of gravity를 Table 5.4와 같이 도출하고, 유한요소해석 simulation을 위한 pad 착용 및 미착용 시 각속도를 한국인 기준 2.49 rad/s (pad 착용 시), 2.46 rad/s (pad 미착용 시)으로 도출하고, pendulum arm의 무게를 조금 더 무겁게하여 동일한 방법을 활용하여 미국인 기준 2.96 rad/s (pad 착용 시), 2.92 rad/s (pad 미착용 시)을 도출하였다. 또한, y축 방향으로 회전 낙하하기 위해서 pendulum 한쪽 끝에 x축 방향의 회전

자유도를 제외한 변위 자유도 및 회전 자유도는 구속 설정하였다.

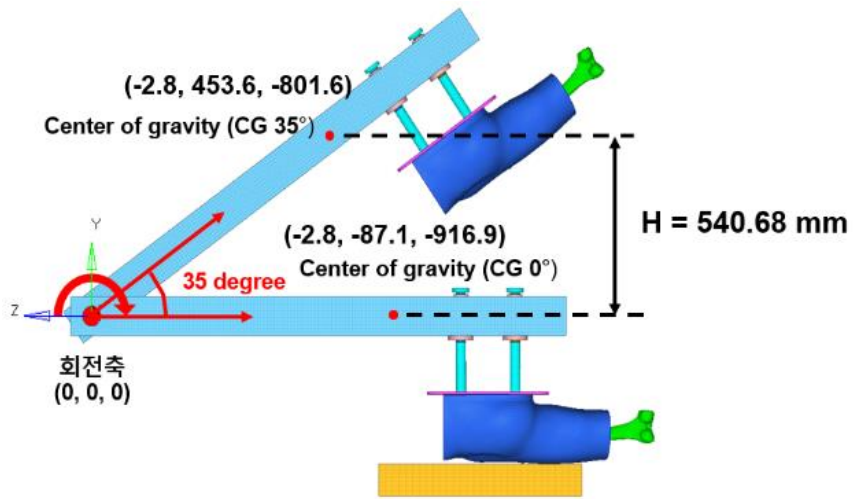
$$\frac{1}{2}I\omega^2 = mgh, \text{ (Equation 5.1)}$$

$$\omega = \sqrt{\frac{2mgh}{I}}, I'_0 = I_0 + mL^2,$$

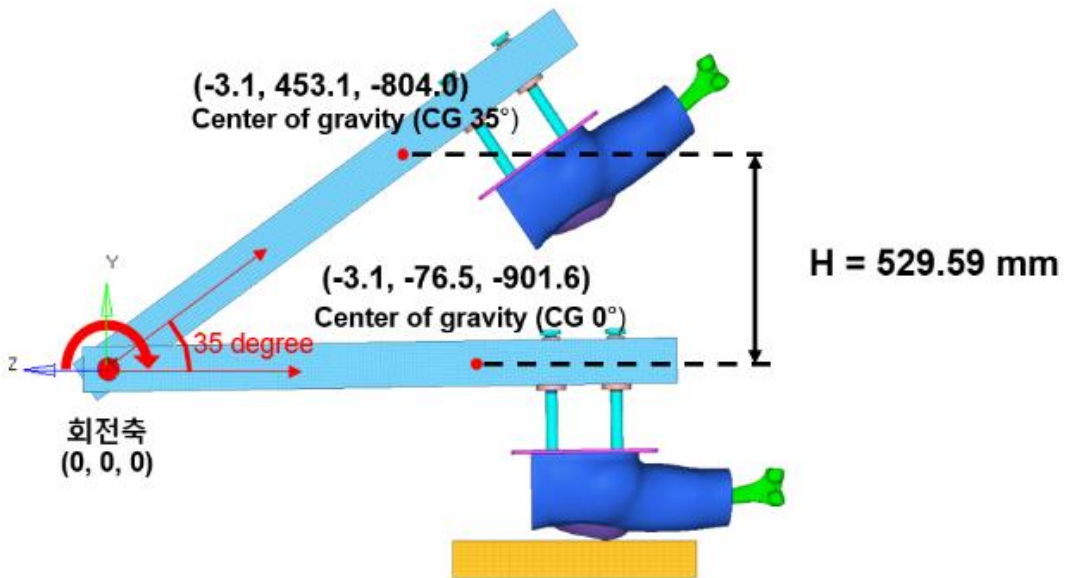
$$I_0 \times \text{Rotation center} = I_0 \times \text{center of gravity} + m(y^2 + z^2)$$

Table 5.4. FEA를 위한 각속도 도출 관련 parameters 및 각속도(한국인 기준)

	한국인 기준	
	W/O pad	Pad
CG 35° (x) (mm)	-2.8	-3.1
CG 35° (y) (mm)	453.6	453.1
CG 35° (z) (mm)	-801.6	-804.0
CG 0° (x) (mm)	-2.8	-3.1
CG 0° (y) (mm)	-87.1	-76.5
CG 0° (z) (mm)	-916.9	-919.6
m (kg)	24.2	24.3
g (m/s ²)	9.81	9.81
h (mm)	540.68	529.59
I ₀ (kg/mm ²)	2.1E+07	2.1E+07
I ₀ ' (kg/mm ²)	4.1E+07	4.2E+07
W (rad/s)	2.49	2.46



(a) Pad 미착용 시 각속도 도출



(b) Pad 착용 시 각속도 도출

Figure 5.23. FEA를 위한 각속도 도출

5.2.2 Loading & Simulation

본 연구는 LS-DYNA 971 R 8.21을 사용하여 40 ms 동안의 simulation time을 해석하기 위해 1.03×10^{-7} 의 times step으로 1회당 약 6 ~ 10시간 동안 해석을 수행하였다. 이때 mesh의 quality를 높이고 해석 시간을 줄이기 위해 mass scaling을 사용하지 않고 FE solver 전용 고성능 PC (CPU 20 core 40 thread)를 사용하였다. Pad 미착용 및 착용 시 전체 FEM의 simulation은 Figure 5.24와 같다.

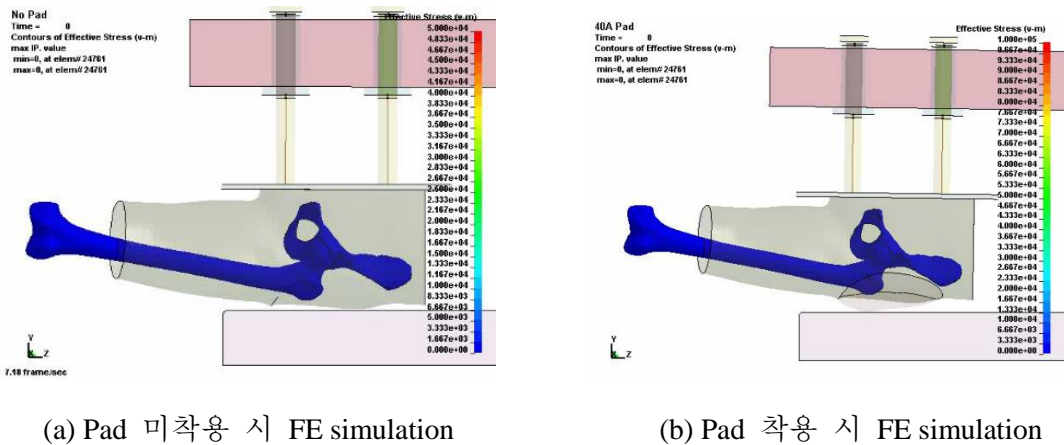


Figure 5.24. FEM 기반 FE simulation

5.2.3 Validation of Finite Element Analysis

FEA 기반 충격 보호 성능 평가의 검증은 충격 시 (1) 낙상 시 실제 인체의 고관절 부위에 작용하는 stress 양상과의 비교, (2) pad 미착용 시 impact simulator 기반 impact simulation 시 도출된 total peak force와의 비교를 통해 검증하였다. Femoral neck peak force와 비교하지 않은 이유는 5.1.2에서 서술한 바와 같이 impact simulator의 surrogate pelvis와 달리 FEM의 경우 인체 특성을 고려하여 제작되었기 때문에 결과의 차이가 발생하여 비교 대상에서 제외되었다. FEA 기반 impact simulation 수행 결과 Figure 5.25와 같이 대퇴골의 경우 대퇴경부(femoral neck) 및 대전자(greater trochanter) 부위에 가장 높은 stress가 발생하였으며, 골반골의 경우 얇은 뼈 부위에 높은 stress가 발생하여 낙상 시 인체 고관절을 구성하는 골반골 및 대퇴골 부위에 발생하는 stress의 실제 양상과 유사함을 보였다.

Pad 미착용 시 impact simulator 기반 impact simulation의 경우 Figure 5.26a와 같이 5,820 N의 total peak force가 약 29 ms의 impact time to peak force에서 발생하였으며, FEA 기반 impact simulation은 Figure 5.26b와 같이 5,910 N의 total peak force가 약 9.48 ms의 impact time to peak force에서 발생하여 약 100 N의 차이로 유사하게 도출되었다. 이는 기존 impact simulator 및 FEA 기반 impact simulation의 total peak force 결과를 비교한 연구(Daners et al., 2008; Schmitt et al.,

2004)와 비교했을때 허용 가능한 오차 범위로 FEA 기반 impact simulation에 대한 검증은 할 수 있었다.

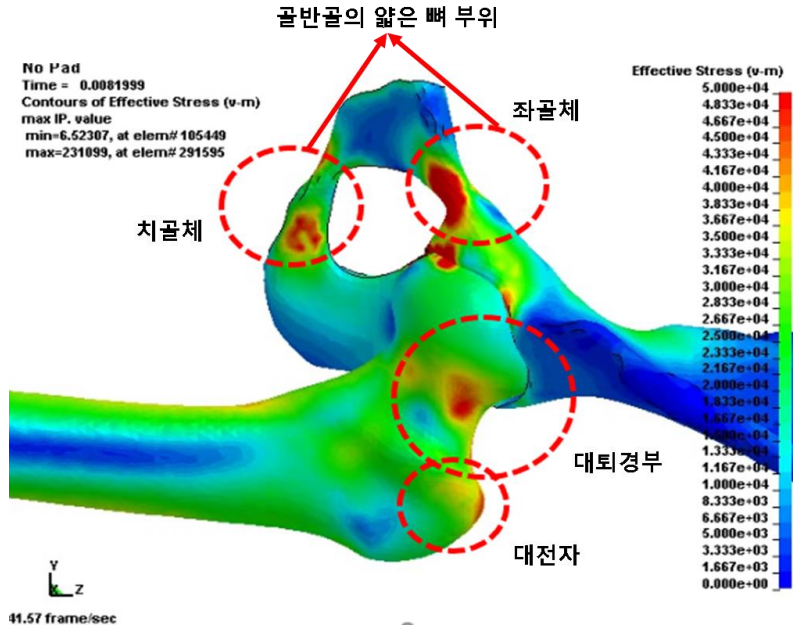
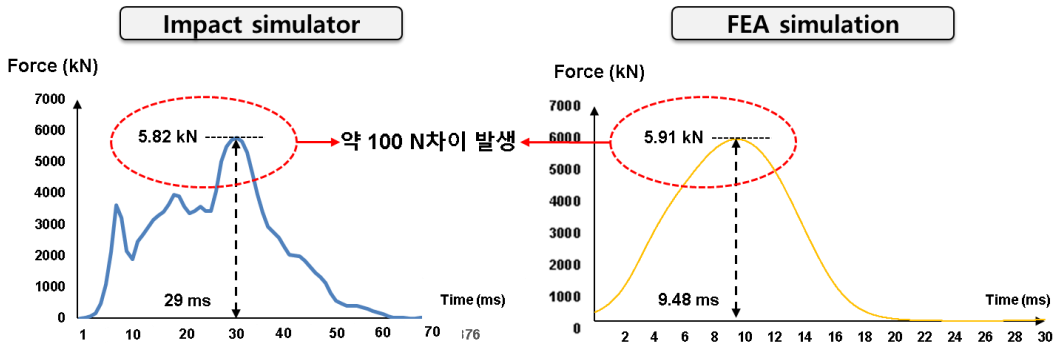


Figure 5.25. FEA기반 impact simulation 결과



(a) Impact simulator 기반 total peak force

(b) FEA 기반 total peak force

Figure 5.26. Impact simulator 및 FEA 기반 impact simulation에 따른 pad 미착용 시의 total peak force 결과 비교

5.2.4 Target of Evaluation

FEA를 위한 평가 대상은 Chapter 4의 impact simulator 기반 충격 보호 성능 평가 결과 충격 흡수가 가장 뛰어난 medium soft 및 hard 경도 범위인 35 A ~ 70 A에 속하는 40 A, 50 A, 60 A, 70 A를 평가 대상 경도로 선정하고 물성 시험 평가를 통해 추출한 본 연구에서 사용한 제품의 물성(polyurethane)과 물성 시험 평가를 통해 고무 재질의 경도별 Mooney Rivlin 상수 값 (Appendix F 참조)을 도출한 기존 연구(Altidis et al., 2005)를 적용한 결과와 비교 분석하였다.

5.3 Results of Hardness Evaluation

Hip protector의 경도별 충격 보호 성능 평가를 위한 기준 total peak force는 4.1.4의 total peak force의 이론 수치 $5,893 \pm 455$ N (한국인 기준) 및 $7,314 \pm 326$ N (미국인 기준)을 pad 미 착용시(W/O pad)기준으로 40 A, 50 A, 60 A, 70 A pad에 대한 물성 시험 평가에 따른 stress-strain curve data를 적용했을 때 femoral neck force와 maximum stress 값을 비교 분석하였다.

5.3.1 Analysis of Total Peak Force & Femoral Neck Peak Force

본 장에서는 W/O pad 및 40 A, 50 A, 60 A, 70 A pad 착용 시 4.1.4에서 도출한 미국인 및 한국인 theoretical total peak force를 적용했을 때 도출되는 total peak force 및 femoral neck peak force를 비교 분석하였다(Figure 5.27). 먼저, W/O pad 상태일 때 미국인 기준 theoretical total peak force 범위에 속하는 total peak force (7,206 N)가 도출 되었을때 pad 착용 시의 total peak force는 40 A > 50 A > 60 A > 70 A 순으로 높게 나타났으며, femoral neck force는 70 A > 60 A > 50 A > 40 A 순으로 높게 나타나 경도가 높을수록 total peak force는 감소하고 femoral neck peak force는 증가함을 알 수 있었다. 40 A 및 50 A pad 착용 시 fracture threshold 3,210 N (Bouxsein et al., 2007)을 만족하는 수치인 3,092 N 및 3,129 N이 도출되었다.

W/O pad 상태일 때 한국인 기준 theoretical total peak force 범위에 속하는 total peak force (5,913 N)가 적용했을 때 pad 착용 시의 total peak force는 40 A > 50 A > 60 A > 70 A 순으로 높게 나타났으며, femoral neck force는 70 A > 60 A > 50 A > 40 A 순으로 높게 나타나 경도가 높을수록 total peak force는 감소하고 femoral neck peak force는 증가함을 알 수 있었다. 평가 대상 경도 40 A, 50 A, 60 A, 그리고 70 A pad 착용 시 두 fracture threshold 2,996 N (Robinovitch et al., 2009) 및 3,210 N (Bouxsein et al., 2007)을 모두 만족하였다.

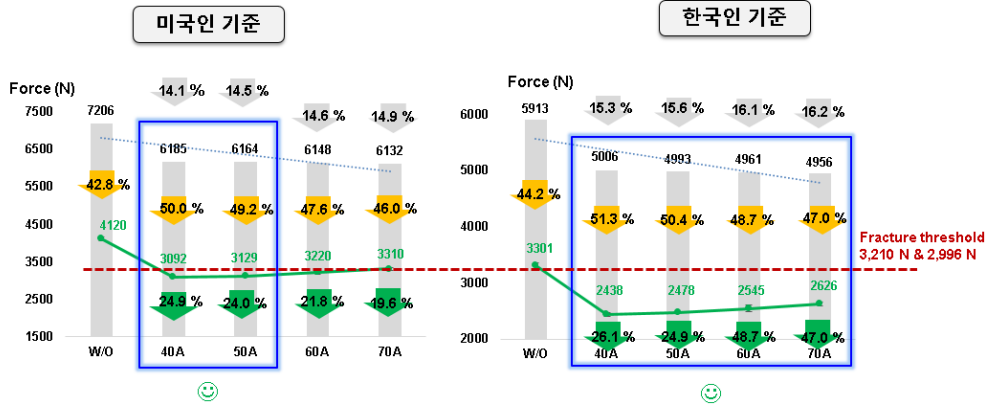
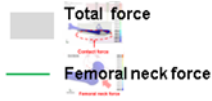


Figure 5.27. 미국인 및 한국인 기준 정도 별 hip protector의 total peak force 및 femoral neck peak force 결과

5.3.2 Analysis of Effective Stress (Von Mises Stress)

본 장에서는 W/O pad 및 40 A, 50 A, 60 A, 70 A pad 착용 시 4.1.4에서 도출한 미국인 및 한국인 theoretical total peak force 범위에 속하는 total peak force 도출 시 femoral neck에 작용하는 maximum effective stress (von Mises Stress)를 비교 분석하였다. Figure 5.28과 같이 충격 시 femoral neck 부위에 발생하는 maximum effective stress는 미국인 및 한국인 기준 모두 pad 착용 시 모두 동일한 요소(number of elements: 114,080)에서 발생되었으며, W/O pad 일때 또한 두 기준 모두 동일한 요소(number of elements: 115,011)에서 maximum effective stress가 발생하는 것으로 나타났다. 미국인 기준의 경우 W/O pad > 70 A > 60 A > 50 A > 40

A pad 순으로 maximum effective stress가 높아 femoral neck peak force의 정도별 결과와 동일한 순서로 40 A pad 일때 81.4 MPa로 가장 낮은 maximum effective stress가 나타났으나, 한국인 기준의 경우 50 A > W/O pad > 70 A > 60 A > 40 A pad 순으로 maximum effective stress가 높아 femoral neck peak force의 정도별 결과와 비교 시 동일하지 않은 것으로 나타나 force와 stress 간에 항상 상관관계가 존재하는 것은 아님을 알 수 있었다. 따라서, 40 A에서 가장 충격 보호 성능이 뛰어남을 알 수 있었다.

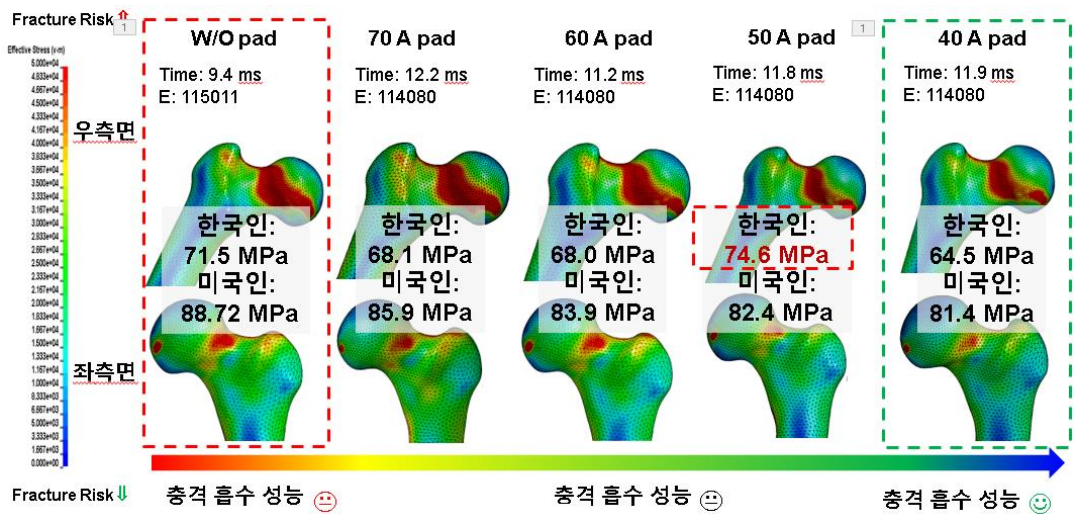


Figure 5.28. 정도 별 hip protector 착용 시 고관절의 maximum effective stress 결과

5.4 Results of Properties Evaluation

5.4.1 Analysis of Total Peak Force & Femoral Neck Peak Force

W/O pad 대비 5.3에 서술된 결과에 따라 가장 충격 보호 성능이 뛰어난 40 A, 50 A 경도에서 total peak force 및 femoral neck peak force를 통해 5.2.3에 서술한 두 재질(polyurethane 및 rubber)에 대해 충격 보호 성능의 우수성을 비교 분석하였다. 이때, severe한 case를 고려하여 worse case fall을 구현하기 위해 미국인 기준 theoretical total peak force 수치에 해당하는 범위만 적용하여 비교 분석하였다. 먼저 total peak force는 Figure 5.29과 같이 W/O pad 대비 모든 물성 및 경도의 pad 착용 시 평균 1.5 kN 정도 감소하였다. 이때 W/O pad대비 pad 착용 시 전체 충격시간(total impact time)은 약 4.8 ms 증가하였으며, peak force가 발생하기 까지의 충격시간(impact time to rise peak force)는 2.4 ms 증가하였다. 따라서, W/O pad 및 pad 착용 시 surrogate pelvis에 전달되는 전체 충격량(total impulse)은 동일함으로 pad 착용에 따른 impact absorbing 효과에 따라 pad 착용 후 충격 시간이 증가하면서 total peak force가 감소한 것을 알 수 있다.

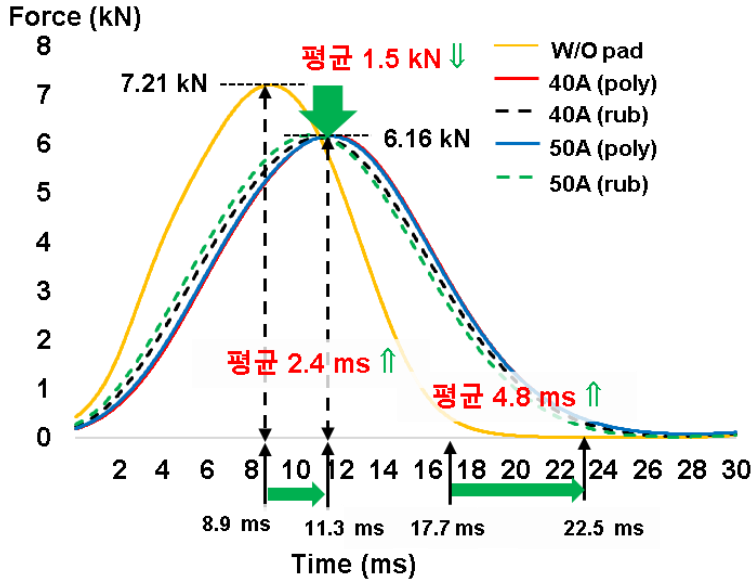


Figure 5.29. Pad의 물성 및 정도에 따른 total peak force

Femoral neck peak force는 Figure 5.30과 같이 W/O pad 대비 본 연구에서 사용된 polyurethane 재질의 pad 착용 시 평균 1 kN 정도 감소하였으며, rubber 재질의 pad 착용 시 평균 0.6 kN 감소하였다. 이때 W/O pad 대비 pad 착용 시 평균 total impact time은 약 4.7 ms 증가하였으며, impact time to rise peak force는 2.3 ms 증가하였다. 따라서, femoral neck peak force는 total peak force와 동일하게 W/O pad 및 pad 착용 시 surrogate pelvis에 전달되는 전체 충격량은 동일함으로 pad의 착용에 따른 impact absorbing 효과에 따라 femoral neck에 작용하는 peak force는 감소하고 충격 시간은 증가된 것을 알 수 있다.

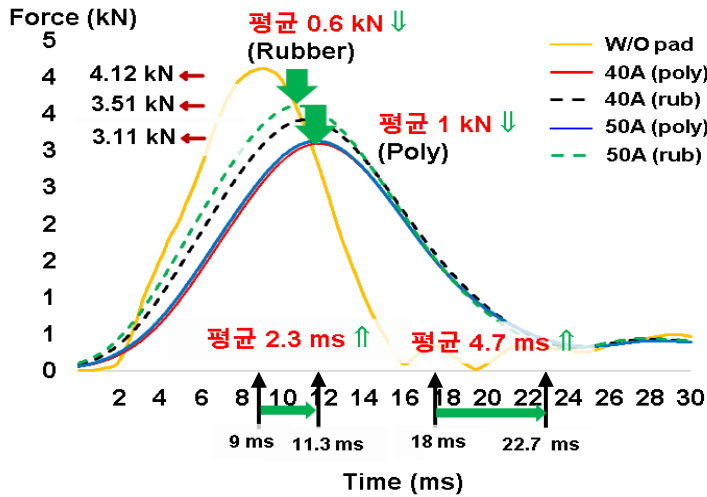


Figure 5.30. Pad의 물성 및 경도에 따른 femoral neck peak force

Pad의 40 A, 50 A 경도 및 polyurethane, rubber 재질에 따른 total peak force 및 femoral neck peak force를 Figure 5.31과 같이 비교 분석하였다. Total peak force는 W/O pad > rubber 40 A > polyurethane 50 A > rubber 50 A > polyurethane 40 A 순으로 높았으며, 물성 및 경도에 따른 경향성을 보이지 않았고, W/O pad 대비 pad 착용 시 total peak force의 감소 비율인 total force attenuation은 각각 5 %, 14.46%, 14.21%, 14.17% 순으로 감소하여 물성 및 경도에 따른 경향성을 보이지 않았다. Femoral neck peak force는 W/O pad > rubber 50 A > rubber 40 A > polyurethane 50 A > polyurethane 40 A 순으로 높아 rubber 재질에 비해 polyurethane 재질일 때 femoral neck peak force가 감소하였고, 50 A 대비 40 A 경도의 pad 착용 시 상대적으로 femoral neck force가 감소하여 충격 보호 성능이 뛰어난 것으로 파악

되었다. 또한, total peak force 대비 femoral neck peak force의 비율을 force attenuation (%)으로 정의했을때 polyurethane 40 A > polyurethane 50 A > rubber 40 A > rubber 50 A 순으로 각각 50%, 49.2%, 44.2%, 41.6% 만큼 감소하여 total peak force 대비 femoral neck force의 비율은 rubber 재질에 비해 polyurethane 재질일 때 상대적으로 감소하였고, 50 A에 비해 40 A 정도의 pad 착용 시 상대적으로 감소하였다. W/O pad 상태의 femoral neck peak force 대비 pad 착용 시 femoral neck force의 비율을 femoral neck force attenuation (%)으로 정의하여 pad 물성에 따른 충격 보호 성능을 비교 분석한 결과 polyurethane 40 A > polyurethane 50 A > rubber 40 A > rubber 50 A 순으로 각각 25%, 24%, 17%, 12% 만큼 감소하여 평가 대상 물성 (rubber 및 polyurethane) 및 경도 (40 A, 50 A) 중 polyurethane 재질 및 40 A의 경도에서 가장 충격 보호 성능이 우수한 것으로 나타났다.

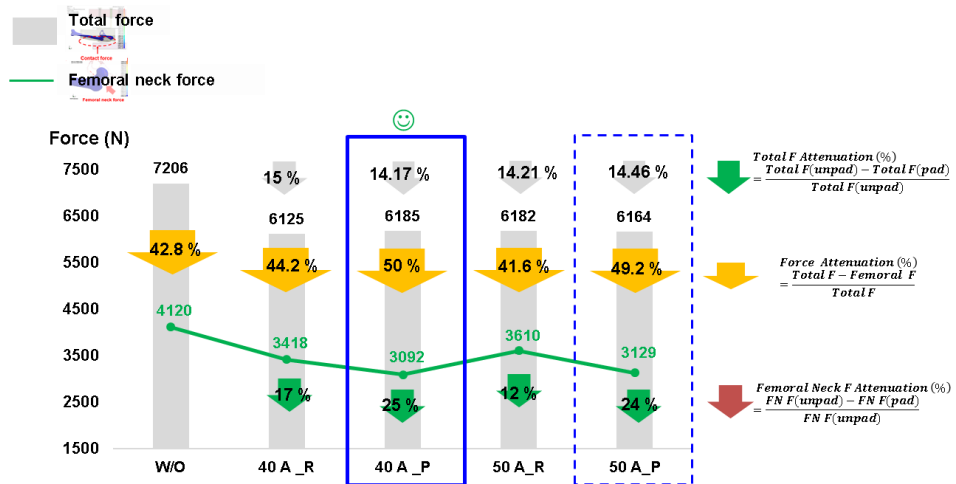


Figure 5.31. Pad의 경도 및 물성에 따른 total force 및 femoral neck force 비교

5.4.2 Analysis of Effective Stress (Von Mises Stress)

Femoral neck 부위에 작용하는 pad의 물성에 따른 maximum effective stress는 Figure 5.32와 같다. Pad 착용 시 femoral neck 부위에 작용하는 maximum effective stress는 모두 동일한 요소(number of element: 115,011)에서 발생하였으며, W/O pad시의 maximum effective stress는 number of element = 114,080에서 발생하였다. Maximum effective stress는 Figure 5.32와 같이 rubber 50 A > W/O pad > rubber 40 A > polyurethane 50 A > polyurethane 40 A 순으로 높아 rubber 재질에 비해 polyurethane 재질이 50 A에 비해 40 A에서 pad 착용에 따른 effective stress 감소 효과가 높은 것으로 나타났다.

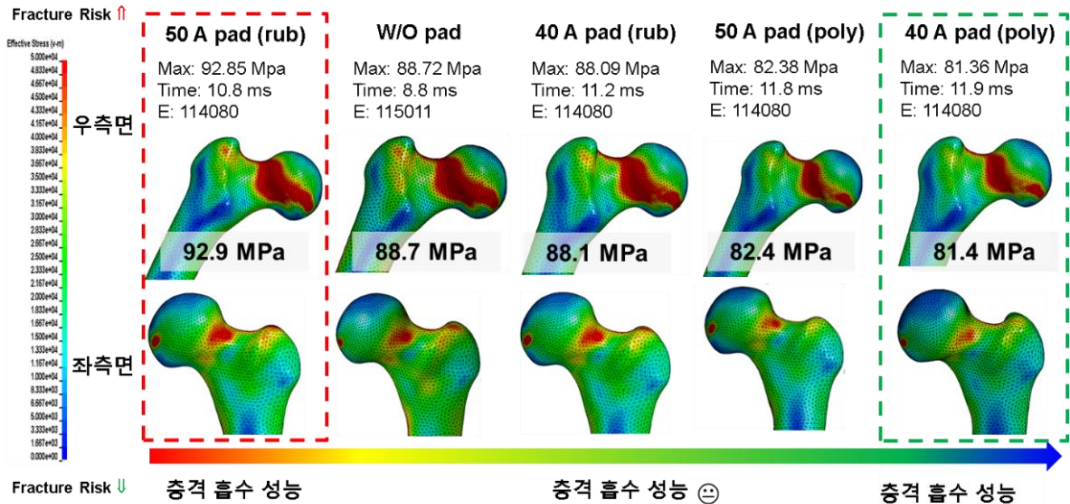


Figure 5.32. Pad의 미착용 및 착용 시 물성에 따른 maximum effective stress

특히, rubber 재질의 50 A 물성의 pad 착용 시 W/O pad 보다 높은 effective stress가 발생하여 pad 착용에 따른 effective stress 감소 효과가 없어 실질적인 충격 흡수 또는 반사 효과가 떨어지는 것으로 나타났다. 75세 이상 한국인 고령 여성 골밀도 ($0.703\text{g}/\text{m}^2$) 기준(KISTI)의 항복 응력 76.7 MPa 이상의 고관절 골절 위험 발생 부위를 정량적으로 평가하기 위해 Figure 5.33과 같이 최대 응력 발생 시점에 항복 응력 이상에 해당하는 부위 중 임의의 요소들 (number of elements: 114,080, 113,932, 115,011)을 선정하여 각 요소의 평균 및 합계를 추산하여 effective stress를 정량적으로 평가하였다.

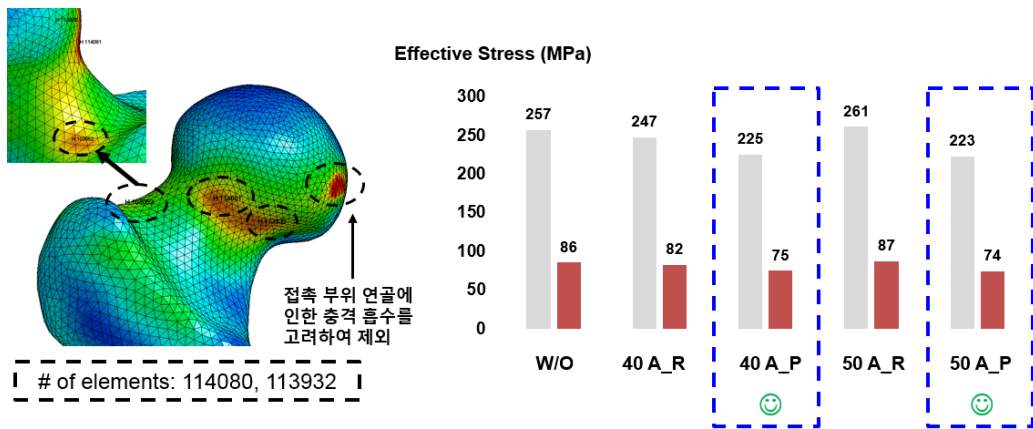


Figure 5.33. 두 요소들의 합계 및 평균 effective stress

그 결과 W/O pad 대비 rubber 재질의 pad 착용 시 effective stress가 40 A일 때 3.9% 감소, 50 A일 때 1.6% 증가하였으며, polyurethane 재질의 pad 착용 시 effective stress가 40 A일 때 12.5% 감소, 50 A일 때 13.2% 감소하여 Figure 5.32의 maximum effective stress와 동일하게 rubber 50 A > W/O pad > rubber 40 A > polyurethane 50 A > polyurethane 40 A 순으로 합계 및 평균 수치가 높음을 알 수 있었다. 따라서, polyurethane 재질의 40 A에서 가장 effective stress 감소 효과가 뛰어나고, rubber 재질의 50 A 물성의 pad 착용 시 W/O pad 보다 높은 effective stress가 발생하여 pad 착용에 따른 effective stress 감소 효과가 없어 실질적인 충격 흡수 효과가 떨어지는 것을 파악하였다. 이에 대한 근거를 충격 시 뼈, pad가 받는 충격 흡수 에너지(internal energy)를 통해 설명할 수 있다. Figure 5.34와 같이 50 A rubber pad가 40 A polyurethane pad에 비해 pad가 받는 internal energy의 총합은 1,300 J으로 높음에도 불구하고, bone에 전달되는 internal energy의 총합은 50 A rubber pad가 40 A polyurethane pad에 비해 570 J정도 높은 것을 보았을 때 rubber 재질의 pad가 polyurethane 재질의 pad에 비해 충격 에너지 흡수량은 뛰어난 반면 충격 분산량은 떨어져 bone에 작용하는 impact energy가 상대적으로 증가하여 effective stress의 수치가 증가한 것으로 파악된다.

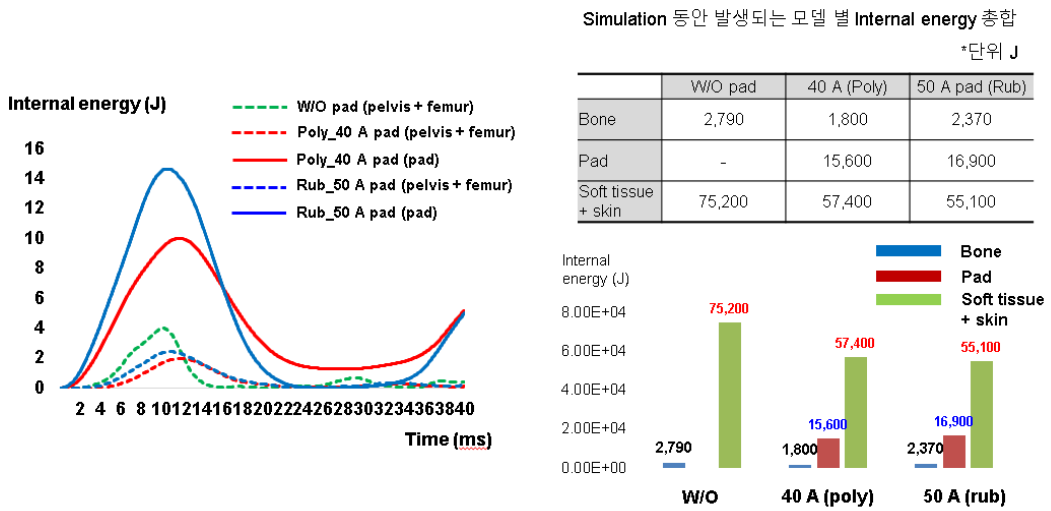


Figure 5.34. Rubber 50 A pad 및 polyurethane 40 A pad의 internal energy 분석

5.4.3 Analysis of Safety factor

Effective stress 효과가 가장 높았던 polyurethane 재질의 40 A pad 및 effective stress 저감 효과가 가장 낮았던 저감 rubber 재질의 50 A pad 착용 시 한국인 고령층 여성 75세 이상 (density: 0.703g/m², KISTI)의 항복 응력 수치 76.7 MPa을 기준으로 safety factor (항복 응력/ 최대 응력) 1이하인 구간을 도출하여 fracture risk가 높은 부분을 파악하였다. Effective stress가 발생하는 지점을 Figure 5.35와 같이 우측면, 좌측면, 정면, 그리고 후면에서 분석 결과 총 두 부위(경부 우측 및 상단)에서 effective stress가 항복 응력보다 높아 고관절 골절 발생 위험이 다른 부위에 비해 상대적으로 높은 것으로 파악되었다. 이때 femoral

head 부위는 pelvis와의 접촉으로 인해 높은 effective stress가 발생되었지만, 실제 관절구의 경우 pelvis와 femur사이에 위치한 연골이 충격 완화 역할을 하여 effective stress가 감소함으로 해석 범위에서 제외하였다.

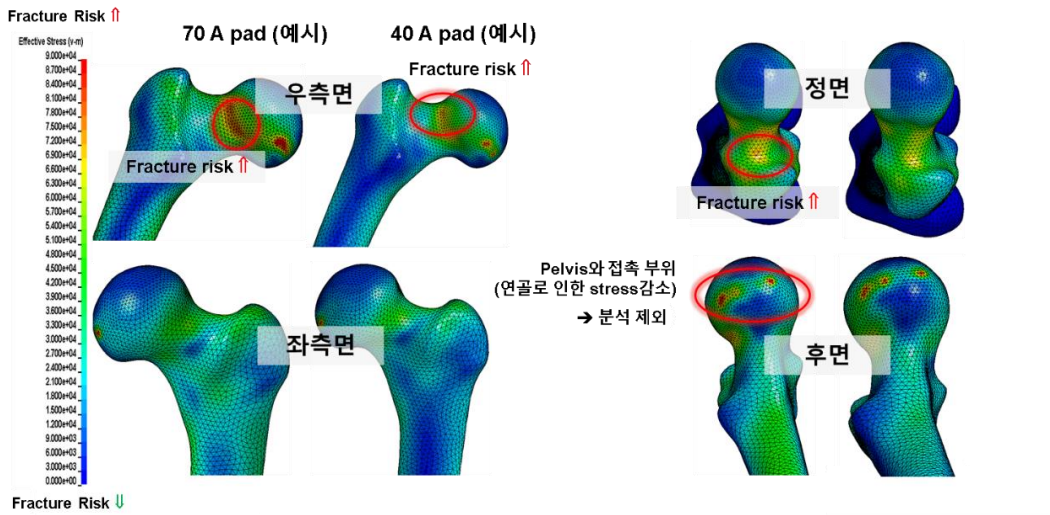


Figure 5.35. Pad 착용 시 주요 maximum effective stress의 발생 부위

VI. Discussion

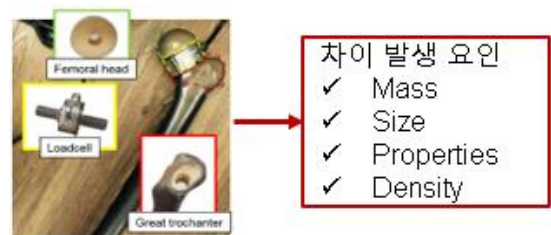
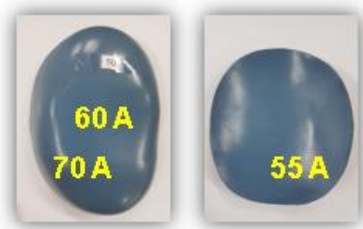
6.1 Impact Simulation by Impact Simulator

본 연구는 국제 hip protector 시험 평가 기준 (Robinovitch et al., 2009; IHPRG)을 참고하여 impact simulator 설계를 위한 한국인 고령층 여성의 인체 data에 기반한 설계 parameters를 선정하고 impact simulator 기반 충격 보호 성능 평가 system을 개발하여 한국인 고령층 여성을 위해 제작된 polyurethane 재질 hip protector의 경도 별 충격 보호 성능을 평가하였다. 평가 대상 hip protector를 개발하기 위해 한국인 고령층 여성의 인체 data (Size Korea, 2004; $n = 271$)의 형상 및 치수 분석을 통해 hip protector pad를 인간공학적으로 설계 후 문헌 조사에 기반하여 가장 충격 보호 성능이 뛰어난 재질 중 하나인 polyurethane 재질의 경도 10 A ~ 70 A의 7종으로 제작하여 shore 경도계로 측정하여 수치적 정보를 제공하였고, shore 경도 분류표(Figure 4.6)에 따라 soft, medium soft, medium hard, 그리고 hard 분류하여 정의하였다. 10 A ~ 70 A까지의 충격 보호 성능 평가 결과 45 A pad 착용 시 가장 충격 보호 성능이 우수하였으며, femoral neck peak force와 평가 대상 경도 간의 상관성 분석 결과 최적 경도는 44.8 A로 45 A에 근접한 경도가 도출었다. 또한, 35 A ~ 55 A pad 착용 시 fracture threshold 기준 이하로 femoral neck peak force가 도출되어 골절 방지 효과가 있음을 알 수 있었다. 따라서, Table 4.1에서 정의한 hardness 중 medium soft & hard로 hip protector 설계

시 energy shunting과 energy absorbing 성능이 복합적으로 적용되어 단일 성능일때보다 충격 보호 성능이 우수함을 규명하였다.

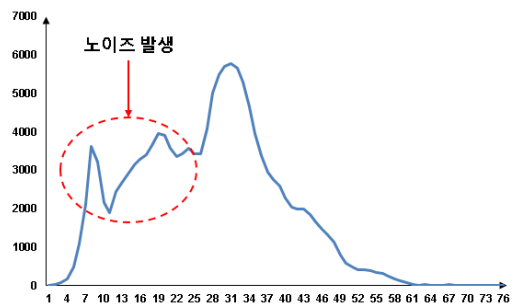
본 연구에서 활용된 impact simulator 기반 hip protector의 충격 보호 성능 평가 연구는 (1) 한국인 고령층 여성 기반 hip protector 제작, (2) 표준화된 biomechanical testing system에 기반한 평가 system 및 평가 척도 개발, (3) 적정 경도 범위 도출, (4) FEM 기반 충격 보호 성능 평가 결과의 검증을 위한 기준 연구로 활용이 될 수 있다. Figure 5.1과 같이 (1) pad 경도의 정확한 정의가 어려움, (2) 인체 해부학적 특성 고려가 어려움, (3) 장비 내구성에 따른 반복성 감소, (4) 센서 노이즈에 의한 정확성 감소에서 한계점이 존재한다. 먼저, hip protector의 형상에 따른 측정 부위 별로 경도값의 편차(55 A pad에서 ± 15 A)가 발생하여 hip protector 설계를 위한 적정 경도 범위를 제시할 수 있으나 정확한 경도의 정보의 제공은 어려운 실정이다. 둘째로, 표준화된 biomechanical testing system (Robinovitch et al., 2009)에 따라 femoral neck force를 측정하기 위해 실제 인체의 femoral neck과 다르게 가공하여 loadcell을 부착하였기 때문에 실제 인체 femoral neck과 형상, 밀도, 치수, 무게 등에서 차이가 발생하여 실제 낙상 시 인체 고관절 부위에 작용하는 femoral neck peak force와는 차이가 있으며, soft tissue 두께 및 quadriceps angle (Q angle) 등 고관절 골절에 직접적인 영향을 미치는 고령층 여성에 적합한 인체 해부학적 특성을 고려하기에 한계가 있다. 셋째, biomechanical testing용으로 구매된 sawbones femur의 내구성(최대 강도

8,000 N, Gardner et al., 2010)에 따른 한계로 미국인 기준 total peak force ($7,314 \pm 326$ N)에서 실험 수행이 어려워 worse case fall 재현이 어렵고, 센서의 노이즈나 모델 변형으로 인해 편차가 발생하여 재현성 및 정확성이 떨어진다는 한계점이 있다. 따라서, 본 연구는 impact simulator 기반 hip protector 충격 보호 성능 평가의 한계점을 보완하기 위해 실제 평가 대상자에 따른 인체 해부학적 특성을 고려한 모델 개발을 통해 낙상 시 인체가 받는 force 및 stress를 반영하여 정확성 및 재현성을 향상시킬 수 있는 FEA 기반의 impact simulation을 추가로 수행하여 hip protector 충격 보호 성능을 평가 하였다.



(a) Pad 경도의 정확한 정의가 어려움

(b) 인체 해부학적 특성 고려가 어려움



(c) 장비 내구성에 따른 반복성 감소

(d) 센서 노이즈에 의한 정확성 감소

Figure 6.1. Impact simulator 기반 hip protector의 충격 보호 성능 평가의 한계점

6.2 Impact Simulation by Finite Element Analysis

본 연구는 impact simulator 기반 충격 보호 성능 평가의 한계점을 보완하기 위해 고령층 여성의 인체 해부학적 특성을 고려하여 제작된 FEM에 기반하여 40 A ~ 70 A 정도에 대한 충격 보호 성능 평가 및 일반 rubber 물성 대비 polyurethane 재질의 물성에 대한 충격 보호 성능의 우수성을 평가하였다.

40 A ~ 70 A 정도에 대한 충격 보호 성능 평가 결과 미국인 및 한국인 기준 total peak force 일때 W/O pad 대비 40 A pad 착용 시 충격 보호 성능이 가장 우수하였다. 40 A pad는 미국인 기준 total peak force 일때 Bouxsein et al. (2007)의 fracture threshold (3,210 N)를 만족하는 가장 낮은 femoral neck peak force 3,092 N, 한국인 기준 total peak force 일때 Bouxsein et al. (2007) 및 Robinovtich et al., (2009)를 모두 만족하는 가장 낮은 femoral neck peak force 2,438 N, maximum effective stress는 한국인 기준 64.5 MPa 및 미국인 기준 81.4 MPa으로 전체 평가 대상 정도 중 가장 낮은 force 및 stress가 발생하여 충격 보호 성능이 가장 우수한 것으로 나타났다.

일반 rubber 재질의 40 A, 50 A의 물성 대비 본 연구에서 활용된 polyurethane 재질의 40 A, 50 A에 대한 충격 보호 성능 평가 결과 동일한 정도 별 비교에서는 polyurethane 재질의 pad가 일반 rubber 재질 대비 충격 보호 성능이 우수하였으며, 동일 재질 간 비교에서는 40 A pad가 50 A pad 대비 충격

보호 성능이 우수한 것으로 나타났다. Maximum effective stress 측면에서 W/O pad 대비 polyurethane 40 A pad 착용 시 12.5%의 stress 감소 효과가 있었으며, rubber 50 A pad 착용 시 1.6% stress가 증가하였다. 이에 대한 분석으로 pad, bones (pelvic, femur), 그리고 soft tissue에 작용하는 internal energy를 분석한 결과 pad가 흡수하는 internal energy의 총합은 rubber 50 A pad 착용 시가 polyurethane 40 A pad 착용 시보다 약 8%로 높았으나, bones에 작용하는 internal energy의 총합은 약 24% 높고, soft tissue에 작용하는 internal energy의 총합은 약 4% 낮게 도출되어 충격 흡수 효과는 rubber 재질이 polyurethane 재질에 비해 우수하나 충격 분산 효과는 떨어지는 것으로 나타났다. 마지막으로 safety factor에 대한 평가 결과 모든 재질 및 경도에서 전체 해석 대상 elements 중 1% 미만이 safety factor 1이상(한계응력 79 MPa기준, 75세 한국인 여성 고령층 기준)으로 도출되어 한국인 고령층 여성의 낙상 시 고관절 골절 예방을 위한 제품으로서 본 연구의 평가 대상 hip protector가 임상적인 효용성이 있음을 파악하였다.

Impact simulator 기반 평가와 비교한 본 연구의 장점은 첫째, impact simulator 기반 평가의 경우 pad 형상에 따른 한계로 경도 측정 시 pad 부위 별 경도 편차가 발생하여 경도에 대한 정확한 수치적 정의가 어려웠으나, FEA 기반 평가의 경우 경도 별 평평한 시험편을 제작하여 물성 시험 평가를 통해 도출된 stress-strain curve를 pad FEM 전체 elements에 동일하게 적용하여 경도에 대한 정확한 수치적 정보를 제공하였다. 둘째, impact simulator 기반 평가에 비해

시간, 비용적 제약이 없어 다양한 낙상 조건 (미국인 기준에 따른 worse case fall 구현) 및 평가 요인 (물성 및 정도)에 대한 충격 보호 성능 평가가 용이하였으며, 반복 수행에 따른 정확성이 향상됨을 알 수 있었다. 셋째, impact simulator 기반 평가의 한계인 평가 대상에 맞는 인체 해부학적 특성 (e.g., soft tissue thickness, femur and pelvis geometry, quadriceps angle)을 고려할 수 있었으며, FEM을 통해 maximum effective stress가 발생하는 elements를 분석하여 fracture risk 발생 지점을 파악할 수 있었고, FEM의 충격 흡수 에너지를 분석하여 충격 흡수 에너지(impact absorbing energy) 및 충격 분산 에너지(impact shunting energy)를 정량적으로 분석하여 soft/foam 및 hard/shell을 조합하여 설계하기 위한 수치적 정도 정보를 제공할 수 있었다.

기존 FEM 기반 hip protector의 충격 보호 성능 평가 연구와 비교한 본 연구의 장점은 첫째, 기존 연구 4건 중 3건(Daners et al., 2008; Majdrecka et al., 2012; Schmitt et al., 2004)이 impactor FEM를 낙하하여 impact simulation을 수행 후 pad에 작용하는 stress 및 force에 대해서는 측정하였으나, 고관절 부위에 작용하는 stress 및 force를 측정하지 않아 실제 pad 착용 시 인체에 미치는 영향을 정량적으로 평가하지 못하였다. 인체 CT-scan data (male, 50 years, $n = 1$)에 기반하여 FEM을 제작 후 impact simulation을 수행하여 hip protector의 충격 보호 성능을 평가한 기존 연구(Majumder et al., 2008b) 또한, pad 두께에 따른 pad에 작용하는 stress 및 force만 평가하였다. 그러나, 본 연구는 biomechanical testing용

모델에 기반하여 인체 FEM을 제작 후 고령층 여성의 해부학적 특성을 고려하여 FEM을 개발하여 pad 물성 및 경도에 따른 고관절 부위에 작용하는 stress 및 force를 정량적으로 평가하였다. 둘째, 기존 연구는 개발된 FEM에 대한 mesh quality를 검증하지 않아 결과의 신뢰성이 떨어졌지만, 본 연구는 mesh quality 검증을 위해 aspect ratio를 분석하여 전체 elements 중 aspect ratio < 2.4인 elements가 99%로 mesh의 우수성을 검증하여 결과의 신뢰성을 확보하였다.

본 연구에서는 표준화된 biomechanical system (Robinovitch et al., 2009)의 parameters 범위 중 한국인 고령층 여성 인체 data (SizeKorea, 2015: $n = 230$, 60세 이상) 및 미국인 CAESAR data ($n = 291$)를 고려하여 평가 protocol 및 시스템 (impact simulator 및 FEM)을 개발 후 hip protector의 경도 및 물성에 대한 충격 보호 성능 평가를 수행하였으나, 본 연구에서 평가한 hip protector의 충격 보호 성능을 조금 더 향상 시키고 정확한 검증을 통한 설계 가이드라인을 제시하기 위한 추가적인 연구가 고려 될 수 있다.

먼저, 본 연구에서 평가된 hip protector의 최적 경도 및 물성을 보다 더 정확하게 제시하기 위한 추후 연구는 (1) 경도 40 A ~ 70 A 이외에 제작이 가능한 선에서 기타 경도 범위(40 A 이하 또는 70 A 이상)에서 충격 보호 성능에 대한 평가가 필요하며, (2) 인장, 압축 시험 뿐만 아니라 전단 시험, 양축 시험을 통해 경도 별 물성에 대한 정확도를 향상 시키고, (3) 본 연구에서

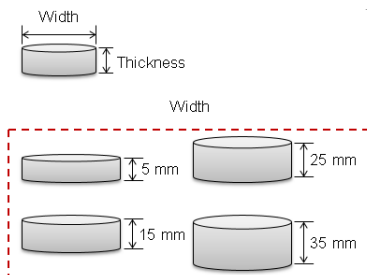
평가된 polyurethane 및 일반 rubber 재질 이외에 기존 상용 hip protector에서 사용되고, 기존 연구(Choi et al., 2010; Daners et al., 2008; Robinovitch et al., 2009)에서 추천되거나, 충격 보호 성능이 검증된 hip protector 재질(e.g, silicon, polyethylene, 등)에 대한 충격 보호 성능 평가가 고려 될 수 있다. 둘째, 경도 및 물성외에 본 연구에서 평가된 hip protector 제작을 위한 선행 연구(전은진 외, 2014)에서 정의된 hip protector의 충격 보호 성능에 영향을 미치는 기타 설계 인자(e.g., size, thickness, shape, 등)에 대한 설계 가이드 라인을 제시하기 위한 추후 연구가 필요하다. 설계 인자 별 평가 대상 방법에 대한 예로는 (1) 형상 (e.g, 네모형, O 자형, L 자형, 등), (2) 두께 (e.g., 현재 두께에서 ± 10 cm), (3) size (e.g., 현재 width ± 10 cm)의 차이에 따른 충격 보호 성능 평가가 고려될 수 있다. 셋째, 기존 상용 제품 또는 본 연구에서 활용된 hip protector는 Figure 6.2a와 같이 고관절 부위에 착용한 garment 내부에 pad를 넣어 사용하지만, 본 연구의 경우 garment 착용에 따른 효과를 고려하지 않았으므로, pad의 충격 보호 성능 평가 시 garment 착용에 따른 효과를 평가하기 위한 충격 보호 성능 평가가 고려될 수 있다. 넷째, 기존 상용 hip protector(Figure 6.2b)에 대해 본 연구에서 평가한 한국인 고령층 여성을 위한 hip protector와 동일한 경도 및 물성을 적용 후 FEA 기반 충격 보호 성능 평가를 수행하여, 충격 보호 성능에 대한 결과를 비교하여 기존 상용 hip protector 대비 한국인 고령층 여성을 위한 hip protector의 우수성을 검증할 수 있다. 마지막으로, 본 연구에서 평가된 femoral

neck 이외에 고관절을 구성하는 뼈(pelvis 및 femur)에 작용하는 force 및 stress를 Figure 6.2d와 같이 파악하여 고관절 부위 전체에 대한 충격 방지 효과를 고려할 수 있는 hip protector 제작을 위한 충격 보호 성능 평가가 고려될 수 있다. 이러한 추가 연구를 통해 hip protector의 충격 보호 성능 향상을 위한 정량적인 수치적 결과 제시를 통한 설계 가이드라인을 제시할 수 있다.

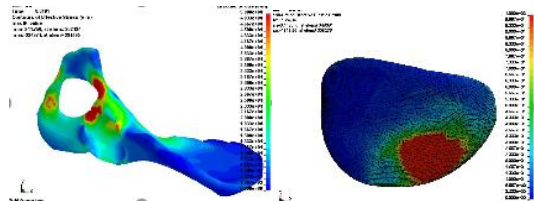


(a) Garment 착용 후 평가

(b) 기존 상용 hip protector 평가



(c) Size, 두께, 형상의 평가



(d) Pad 및 pelvis의 stress, strain 평가

Figure 6.2. Hip protector의 충격 보호 성능 평가 추후 연구

VII. Conclusion

본 연구는 한국인 고령층의 인체 형상을 고려하여 개발된 hip protector의 최적 경도 도출 및 물성의 우수성을 검증하기 위해 impact simulator 및 FEA 기반 평가를 수행하였다. Impact simulator 기반 평가는 표준화된 biomechanical testing 방법(Robnovitch et al., 2009)에 기반하여 한국인 인체 data를 적용하여 충격 보호 성능 평가 protocol을 수립하고 impact simulator 기반 평가를 수행하였다. 평가 대상 경도 (10 A ~ 70 A) 중 경도 30 A ~ 60 A의 pad 착용 시 기준 fracture threshold (Bouxsein et al., 2007; Robinovitch et al., 2009)대비 고관절 골절 예방 효과가 있는 것으로 파악되었으며, 45 A 정도일 때 고관절 골절 예방을 위한 충격 보호 성능이 가장 우수한 것으로 파악되었다.

FEA기반 평가는 impact simulator 기반 평가의 한계점인 (1) pad 형상에 따른 경도의 정확한 수치적 정의의 어려움, (2) 고령층 여성의 인체 geometry 기반 biomechanical testing용 장비 부재, (3) surrogate pelvis 장비 내구성에 따른 재현성 감소 및 worse case fall (미국인 기준), (4) 센서 노이즈에 의한 정확성 감소를 보완하여 정확성을 향상시키기 위해 개발된 FEM에 기반하여 FEA를 수행하였다. 평가 결과 미국인 및 한국인 모두 경도 40 A > 50 A > 60 A > 70 A의 pad 순으로 충격 보호 성능이 가장 우수한 것으로 파악되어 impact simulator 및 FEA 기반 평가 결과를 종합해 보았을 때 Figure 6.3과 같이 medium soft 강도의

pad가 hard 및 soft 강도의 pad에 비해 충격 보호 효과가 가장 우수한 것으로 도출되어 energy absorbing 및 energy shunting 기능이 복합적으로 작용하였을 때 고관절 고절 예방 효과가 가장 뛰어난 것으로 파악되었다. 물성의 경우 rubber 재질 대비 polyurethane 재질의 pad가 에너지 흡수량은 떨어지지만 에너지 분산량이 높아 고관절에 작용하는 stress 및 force가 낮은 것으로 파악되어 본 연구에서 평가한 hip protector 재질인 polyurethane 재질의 pad가 rubber 재질 대비 고관절 골절 예방 효과가 우수한 것으로 파악되었다.

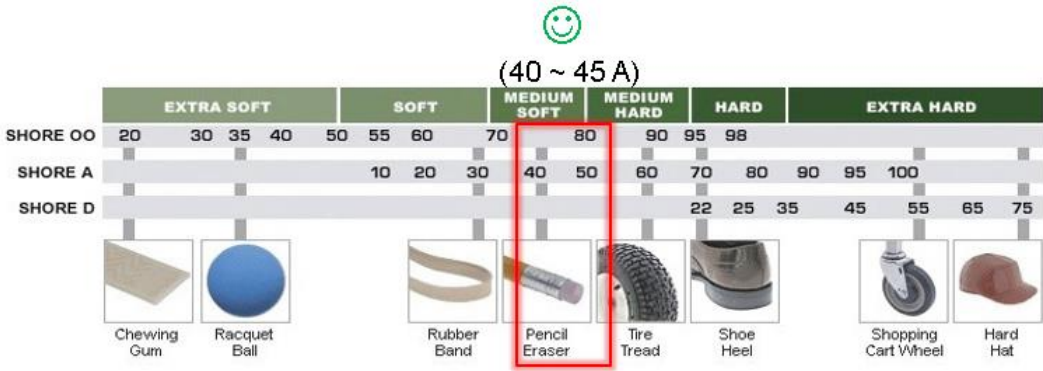


Figure 6.3. Impact simulator 및 FEA 기반 평가 결과에 따른 최적 경도 도출

REFERENCES

- 양윤준, (2005). 노인건강예방프로그램: 낙상예방운동. *Korean Society for Health Promotion and Disease Prevention*.
- 전은진, 박세권, 유희천, and 김희은. (2014). 고관절 골절 예방을 위한 힙프로텍터 착용특성 평가. *한국의류산업학회지 pISSN, 16(6)*, 2014.
- 전은진, 박세권, 유희천, and 김희은., (2016). 한국 노인의 3D 인체특성 분석을 통한 Hip protector 치수체계 수립 및 입체패턴 설계. *한국의류산업학회지 pISSN, 18(1)*.
- 정경희, 오영희, 이윤경, 손창균, 박보미, 이수연, ... and 이용식. (2011).년도 노인실태조사, 보건복지부. 한국보건사회연구원, 2012.
- 정필현, 황정수, 강석, 김종필, 김영성, 이상호, & 박종석. (2007). 80 세 이상의 노인에서 발생한 고관절 골절의 치료. *Hip & Pelvis (구 대한고관절학회지)*, 19(1), 45-50.
- 최용준, (2007). 노인에게 발생한 골다공증 성 대퇴골 골절과 Femur Geometry와의 상관관계 (Doctoral dissertation).
- Altidis, P. A., and Warner, B. (2005). V. Analyzing hyperelastic materials w/some practical considerations. Midwest ANSYS Users Group.
- Amirouche, F. M. (1987). Modeling of human reaction to whole-body vibration. *Journal of Biomechanical Engineering, 109(3)*, 210–217.
- Andrews, N. A. (2007). Hip, Hip Protectors, Hooray?. *BoneKEy-Osteovision, 4*, 262-266.
- Axel Physical Testing Services, (2000). Axel Products Inc, available: <http://www.axelproducts.com> [Accessed 23 May 2008].
- Bandak, F. A., Tannous, R.E., and Toridis, T., (2001). On the development of an osseoligamentous finite element model of the human ankle joint. *International Journal of Solids and Structures, 38(10)*, 1681–1697.
- Birks, Y. F., Hildreth, R., Campbell, P., Sharpe, C., Torgerson, D. J., and Watt, I. (2003). Randomised controlled trial of hip protectors for the prevention of second hip

- fractures. *Age and Aging*, 32, 442-444.
- Bjorgul, K., and Reikeras, O. (2007). Incidence of hip fracture in southeastern Norway: a study of 1,730 cervical and trochanteric fractures. *International Orthop.* 31(5), 665–669.
- 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.
- Brown, R. (Ed.). (2002). *Handbook of polymer testing. Short mechanical tests*. Shropshire: Rapa Technology Limited.
- Bulat, T., Applegarth, S., Wilkinson, S., Fitzgerald, S. G., Ahmed, S., & Quigley, P. (2008). Effect of multiple impacts on protective properties of external hip protectors. *Clinical Interventions in Aging*, 3(3), 567.
- Burge, R., Dawson-Hughes, B., Solomon, D. H., Wong, J. B., King, A., & Tosteson, A. (2007). Incidence and economic burden of osteoporosis-related fractures in the United States, 2005–2025. *Journal of Bone and Mineral Research*, 22(3), 465-475.
- Burkhart, T. A., Andrews, D. M., and Dunning, C. E. (2013). Finite element modeling mesh quality, energy balance and validation methods: A review with recommendations associated with the modeling of bone tissue. *Journal of Biomechanics*, 46(9), 1477-1488.
- Burl, J., Centola, J., Bonner, A., and Burque, C. (2003). Hip protector compliance: a 13-month study on factors and cost in a long term care facility. *Journal of the*

- American Medical Directors Association*. 4(5), 245-250.
- Cameron, I. D., and Quine, S. (1994). External hip protectors: likely non-compliance among high risk elderly people living in the community. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 19(3), 273-281.
- Cameron, I. D., Venman, J., Kurrle, S. E., Lockwood, K., Birks, C., Cumming, R. G., Quine, S., and Bashford, G. (2001). Hip protectors in aged-care facilities: a randomized trial of use by individual higher-risk residents. *Age and Aging*, 30(6), 477-481.
- Cameron, I. D., Cumming, R. G., Kurrle, S. E., Quine, S., Lockwood, K., Salkeld, G., and Finnegan, T. (2003). A randomised trial of hip protector use by frail older women living in their own homes. *Injury Prevention*, 9(2), 138-141.
- Carter, D. R., and Hayes, W. C. (1977). The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *J Bone Joint Surg Am*, 59(7), 954-62.
- Chan, D. K., Hillier, G., Coore, M., Cooke, R., Monk, R., Mills, J., and Hung, W. U. (2000). Effectiveness and acceptability of a newly designed hip protector: a pilot study. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 30(1), 25-34.
- Cheng, X. G., Lowet, G., Boonen, S., Nicholson, P. H., Brys, P., Nijs, J., and Dequeker, J. (1997). Assessment of the strength of proximal femur in vitro: relationship to femoral bone mineral density and femoral geometry. *Bone*, 20(3), 213-218.
- 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.
- Chevalley, T., Guilley, E., Herrmann, F. R., Hoffmeyer, P., Rapin, C. H., and Rizzoli, R. (2007). Incidence of hip fracture over a 10-year period (1991-2000): reversal of a secular trend. *Bone* 40(5), 1284-1289.

- Choi, W. J., Hoffer, J. A., and Robinovitch, S. N. (2010). Effect of hip protectors, falling angle and body mass index on pressure distribution over the hip during simulated falls. *Clinical Biomechanics*, 25(1), 63-69.
- Choi, W. J., Russell, C. M., Tsai, C. M., Arzanpour, S., and Robinovitch, S. N. (2015). Age-related changes in dynamic compressive properties of trochanteric soft tissues over the hip. *Journal of Biomechanics*, 48(4), 695-700.
- Compston, J. (2008). The National Osteoporosis Guideline: comprehensive and up to date. *Prescriber*, 19(22), 7-9.
- Compston, J. (2009). Clinical and therapeutic aspects of osteoporosis. *European Journal of Radiology*, 71(3), 388-391.
- Courtney, W. A., and Oyadiji, S. O. (2001). Preliminary investigations into the mechanical properties of a novel shock absorbing elastomeric composite. *Journal of Materials Processing Technology*, 119(1), 379-386.
- 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.
- Courtney, A. C., Wachtel, E. F., Myers, E. R., and Hayes, W. C. (1995). Age-related reductions in the strength of the femur tested in a fall-loading configuration. *J Bone Joint Surg Am*, 77(3), 387-395.
- Couteau, B., Hobatho, M. C., Darmana, R., Brignola, J. C., Arlaud, J. Y. (1998). Finite element modelling of the vibrational behavior of the human femur using CT-based individualized geometrical and material properties. *Journal of Biomechanics*, 31(4), 383-386.
- Cowling, P. D. (2004). Hip protectors and their role in hip fracture prevention: A review, *McGill Journal of Medicine*, 8, 58-65.
- Dalstra, M., Huiskes, R., and van Erning, L. (1995). Development and validation of a three-dimensional finite element model of the pelvic bone. *Journal of Biomechanical Engineering*, 117(3), 272-278.
- Derler, S., Spierings, A. B., and Schmitt, K. U. (2004a). Development of an experimental

- hip impact model to test hip protectors. *In Proceedings of the Irocobi-International Research Council on the Biomechanics of Impact Conference* held September 2004, Graz, Austria.
- Derler, S., and Spierings, A. B. (2004b). Wirksamkeit von Hüftprotektoren: Entwicklung eines mechanischen Hüftmodells und eines Bewertungskriteriums. *Empa: St. Gallen. S*, 82, 5.
- Derler, S., Spierings, A. B., and Schmitt, K. U. (2005). Anatomical hip model for the mechanical testing of hip protectors. *Medical Engineering & Physics*, 27(6), 475–485
- Drake, R., Vogl, A. W., & Mitchell, A. W. (2009). *Gray's Anatomy for Students* E-Book. Elsevier Health Sciences.
- Duboeuf, F., Brailion, P., Chapuy, M., Haond, P., Hardouin, C., Meary, M.F., ... and Meunier, P.J. (1991). Bone mineral density of the hip measured with dual-energy X-ray absorptiometry in normal elderly women and in patients with hip fracture. *Osteoporosis International*, 1(4), 242-249.
- Dufour, A. B., Roberts, B., Broe, K. E., Kiel, D. P., Bouxsein, M. L., and Hannan, M. T. (2012). The factor-of-risk biomechanical approach predicts hip fracture in men and women: The Framingham Study. *Osteoporos. International*. 23(2), 513–520.
- Duma, S., Caine, J., Coleman, D., Langmead, M., Leung, K., Weatherholtz, J., Whitehair, M., and Wilson, K. (2006). Development of an Inflatable Hip Protection System: Design for Hip Fracture Prevention and Increased Compliance, Virginia Tech-Wake Forest, Centre for Injury Biomechanics, Blacksburg, VA, USA, available: <http://www.asbweb.org/conferences/2006/pdfs/314.pdf>. [accessed 1 November 2006].
- 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.
- Ekman, A., Mallimin, H., Michaelson, K., and Ljunghall, S. (1997). External hip protectors to prevent osteoporotic hip fractures, *The Lancet*, 350(9077), 563-564.
- Empana, J. P., Dargent-Molina, P., and Bréart, 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.
- Etheridge, B. S., Beason, D. P., Lopez, R. R., Alonso, J. E., McGwin, G., and Eberhardt, A. W. (2005). Effects of trochanteric soft tissues and bone density on fracture of the female pelvis in experimental side impacts. *Annals of Biomedical Engineering*, 33(2), 248–254.
- European Standard Ref. No. EN 1621-1:1997 E (1997) Motorcyclists' protective clothing against mechanical impact part 1: requirements and test methods for impact protectors
- Farahmand, B. Y., Michaelson, K., Baron, J. A., Persson, P. G., Ljunghall, S., and Swedish Hip Fracture Study Group. (2000). Body size and fracture risk. *Epidemiology*, 11(2), 214–219.
- Faulkner, K. G., Cummings, S. R., Black, D., Palermo, L., Glüer, C. C., and Genant, H. K. (1993). Simple measurement of femoral geometry predicts hip fracture: the study of osteoporotic fractures. *Journal of Bone and Mineral Research*, 8(10), 1211-1217.
- Gardner, M. P., Chong, A. C., Pollock, A. G., and Wooley, P. H. (2010). Mechanical evaluation of large-size fourth-generation composite femur and tibia models. *Annals of Biomedical Engineering*, 38(3), 613-620.
- Gullberg, B., Johnell, O., and Kanis, J. A. (1997). World-wide projections for hip fracture. *Osteoporosis International*, 7(5), 407-413.
- Grisso, J. A., Schwarz, D. F., Wishner, A. R., Weene, B., Holmes, J. H., and Sutton, R. L. (1990). Injuries in an Elderly Inner-City Population. *Journal of the American Geriatrics Society*, 38(12), 1326-1331.

- Gross, C., Chen, T. H., and Flaherty, C. (2000). Hip Pads: Effective fracture prevention, simple intervention can reduce the risk of falls resulting in hip fracture. *Advanced Physical Therapy*, 11, 45-46.
- Han, J., and Hahn, M. H. (2016). Proximal Femoral Geometry as Fracture Risk Factor in Female Patients with Osteoporotic Hip Fracture. *Journal of Bone Metabolism*, 23(3), 175-182.
- Hallquist J. O., (1998). LS-DYNA3D theoretical manual. Livermore, CA, USA: Livermore Software Technology Corporation.
- Harada, A., Mizuno, M., Takemura, M., Tokuda, H., Okuizumi, and Niinon N. (2001). Hip fracture prevention trial using hip protectors in Japanese nursing homes. *Osteoporosis International*, 12(3), 215-221.
- Hayes, W. C., Myers, E. R., Robinovitch, S. N., van Den Kroonenberg, A., Courtney, A. C., and McMahon, T. A. (1996). Etiology and prevention of age-related hip fractures. *Bone*, 18(1), S77-S86.
- Health Insurance Review & Assessment Service, (2013). Increase rate of hip fractures incidence in elderly. Retrieved November 10, 2015, from <http://www.hira.or.kr>
- 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.
- Hirabayashi, S., Tsuchida, T., Tanaka, E., and MIZUNO, K. (2013). Simulation study on mechanisms of hip fractures in backward falls. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, 8(4), 328-343.
- Holzer, L. A., von Skrbensky, G., and Holzer, G. (2009). Mechanical testing of different hip protectors according to a European Standard. *Injury*, 40(11), 1172-1175.
- Im, G. I., and Lim, M. J. (2011). Proximal hip geometry and hip fracture risk assessment in a Korean population. *Osteoporosis international*, 22(3), 803-807.
- Jae-Young Lim, M. D., Won-Beom Park, M. D., Min-Kyun Oh, M. D., Eun Kyoung Kang,

- M. D., and Paik, N. J. (2010). 한국 노인의 낙상 실태와 위험요인: 일부 지역의 인구비례할당 표본 조사. *J Korean Geriatr Soc*, 14(1), 1.
- Kaneko, T. S., Pejicic, M. R., Tehranzadeh, J., and Keyak, J. H. (2003). Relationships between material properties and CT scan data of cortical bone with and without metastatic lesions. *Medical Engineering & Physics*, 25(6), 445–454.
- Kannus, P., Parkkari, J., and Poutala, J. (1999). Comparison of force attenuation properties of four different hip protectors under simulated falling conditions in the elderly: an in vitro biomechanical study. *Bone*, 25(2), 229–235
- Kannus, P., Parkkari, J., and Niemi, S. et al. (2000). Prevention of hip fracture in elderly people with use of hip protector. *New England Journal of Medicine*, 343(21), 1506-1513.
- Kannus, P. and Parkkari, J. (2007). Hip protectors for preventing hip fracture, *Journal of the American Medical Association*, 298(4), 454-455.
- Keyak, J. H. (2000). Relationships between femoral fracture loads for two load configurations. *Journal of Biomechanics*, 33(4), 499–502
- Keyak, J. H. (2001). Improved prediction of proximal femoral fracture load using nonlinear finite element models. *Medical Engineering & Physics*, 23(3), 165–73.
- Keyak, J. H., and Falkinstein, Y. (2003). Comparison of in-situ and in-vitro CT scanbased finite element model predictions of proximal femoral fracture load. *Medical Engineering & Physics* 25(9),781–787.
- 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.
- Kirchner, J. T. (2001). Hip protectors prevent fractures in elderly persons, *American Family Physician*, 63, available: <http://www.aafp.org/afp/20010501/tips/1.html> [accessed November 2006].
- Kirke, P. N., Sutton, M., Burke, H., and Daly, L. (2002). Outcome of hip fracture in older Irish women: a 2-year follow-up of subjects in a case–control study. *Injury*, 33(5),

387-391.

- Lafleur, B. (2016). Factors Influencing Measures of Trochanteric Soft Tissue Thickness (Master's thesis, University of Waterloo).
- Laing, R. M., Holland, E. J., and Niven, B. E. (1999). Development of sizing systems for protective clothing for the adult male. *Ergonomics*, 42(10), 1249-1257.
- 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.
- 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). 061005
- Laing, A. C., and Robinovitch, S.N. (2010). Characterizing the effective stiffness of the pelvis during sideways falls on the hip, *Journal of Biomechanics*, 43(10), 1898-1904.
- Lauritzen, J. B., Petersen, M. M., and Lund, B., (1993). Effect of external hip protectors on hip fractures. *The Lancet*, 341 (8836), 11–13.
- La Vecchia, C., Negri, E., Levi, F., and Baron, J. A., (1991). Cigarette smoking, body mass and other risk factors for fractures of the hip in women. *International Journal of Epidemiology*. 20(3), 671–677.
- Lee, B., Jung, K., and You, H. (2011). Development of a distributed representative human model generation and analysis system for multiple-size product design. *Journal of the Ergonomics Society of Korea*, 30(5), 683-688.
- Lemmon D., Shiang T. Y., Hashmi A., Ulbrecht J. S, and Cavanagh P. R. (1997). The effect of insoles in therapeutic footwear—a finite element approach. *Journal of Biomechanics*, 30(6), 615–620.
- Levine, I. C., Minty, L. E., and Laing, A. C. (2015). Factors that influence soft tissue thickness over the greater trochanter: Application to understanding hip fractures. *Clinical anatomy*, 28(2), 253–261.

- Li, N., Tsushima, E., and Tsushima, H. (2013). Comparison of impact force attenuation by various combinations of hip protector and flooring material using a simplified fall-impact simulation device. *Journal of biomechanics*, 46(6), 1140-1146.
- Lim, Y. W., and Kim, Y. S. (2009). The medical treatment of osteoporosis. *The Journal of the Korean Hip Society*, 21(3), 211-218.
- Lim, J. Y., Park, W. B., Oh, M. K., Kang, E. K., and Paik, N. J. (2010). Falls in a proportional region population in Korean elderly: incidence, consequences, and risk factors. *Journal of the Korean Geriatrics Society*, 14(1), 8-17.
- 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.
- Lockhart T. E., Smith J. L., and Woldstad J. C. (2005). Effects of aging on the biomechanics of slips and falls. *Human Factors*, 47(4), 708-729
- Lonnroos, E., Kautiainen, H., Karppi, P., Huusko, T., Hartikainen, S., Kiviranta, I., and Sulkava, R. (2006). Increased incidence of hip fractures. A population based study in Finland. *Bone*, 39(3), 623-627.
- Lotz J. C., Gerhart T. N., and Hayes W. C. (1990). Mechanical properties of trabecular bone from the proximal femur: a quantitative CT study. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 14(1), 107-114.
- 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.
- Lotz, J. C., Cheal, E. J., and Hayes, W. C. (1991a) Fracture prediction for the proximal femur using finite element models: Part I-linear analysis. *Journal of Biomechanical Engineering*, 113(4), 353-360.
- Lotz, J. C., Cheal, E. J., and Hayes, W. C. (1991b). Fracture prediction for the proximal femur using finite element models: Part II-Non-linear analysis. *Journal of Biomechanical Engineering*, 113(4), 361-365.

- LSTC, L. D. (2016). Keyword User's Manual Volume I. Version, R9.0.
- LSTC, L. D. (2016). Keyword User's Manual Volume II Material Model. Version, R9.0.
- Madrecka, A. (2012). Biomechanical and computational investigation of the hip protector design and function.
- Maitland, L. A, Myers, E. R., Hipp, J. A, Hayes, W. C., and Greenspan, S. L. (1993). Read my hips: measuring trochanteric soft tissue thickness. *Calcified Tissue International*, 52(2), 85–89.
- Majumder, S., Roychowdhury, A., and Pal, S. (2007). Simulation of hip fracture in sideways fall using 3D finite element model of pelvis-femur-soft tissue complex with simplified representation of whole body. *Medical Engineering and Physics*, 29(10), 1167-1178.
- Majumder, S., Roychowdhury, A., and Pal, S. (2008a). Effects of trochanteric soft tissue thickness and hip impact velocity on hip fracture in sideways fall through 3D finite element simulations. *Journal of biomechanics*, 41(13), 2834-2842.
- Majumder, S., Roychowdhury, A., and Pal, S. (2008b). Effectiveness of a foam type hip pad in reduction of hip fracture: a 3D finite element study. *Journal of Biomechanics*, 41, S453.
- Majumder, S., Roychowdhury, A., and Pal, S. (2013). Hip fracture and anthropometric variations: Dominance among trochanteric soft tissue thickness, body height and body weight during sideways fall. *Clinical. Biomechanics*, 28(9), 1034–1040.
- Mall, G., Graw, M., Gehring, K. D., and Hubig, M. (2000). Determination of sex from femora. *Forensic science international*, 113(1), 315-321.
- 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. *Osteoporos International*, 17(10), 1539–1545
- Mills, N. J. (1996). The biomechanics of hip protectors. *Proceedings of the Institution of*

- Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 210(4), 259-266.
- Minns, R. J., Dodd, C., Gardner, R., Bamford, J., and Nabhani, F. (2004). Assessing the safety and effectiveness of hip protectors, *Nursing Standard*, 18(39), 33-38.
- Minns, R. J., Marsh, A. M., Chuck, A., and Todd, J. (2007). Are hip protectors correctly positioned in use?. *Age Ageing*, 36(2), 140–144
- Morgan, E. F., and Keaveny, T. M. (2001). Dependence of yield strain of human trabecular bone on anatomic site. *Journal of Biomechanics*, 34(5), 569–577
- Morgan, E. F., Bayraktar, H. H., and Keaveny, T. M. (2003). Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site. *Journal of Biomechanics*, 36(7), 897–904.
- Myers, A. H., Michelson, J. D., Van Natta, M., Cox, Q., and Jinnah, R. (1995). Prevention of hip fractures in the elderly: receptivity to protective garments, *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 21(2), 179-189.
- Nabhani, F., and Bamford, J. (2002). Mechanical testing of hip protectors, *Journal of Materials Processing Technology*, 124(3), 311-318.
- Nankaku, M., Kanzaki, H., Tsuboyama, T., and Nakamura, T. (2005). Evaluation of hip fracture risk in relation to fall direction. *Osteoporosis International*, 16(11), 1315-1320.
- Neumann, D. A. *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for rehabilitation*. 2010.
- Nielson, C. M., Bouxsein, M. L., Freitas, S. S., Ensrud, K. E., Orwoll, E. S., and Osteoporotic Fractures in Men (MrOs) Research Group. (2009). Trochanteric soft tissue thickness and hip fracture in older men. *The Journal of Clinical Endocrinol Metabolism*, 94(2), 491–496.
- Nigam, S. P., and Malik, M. A. (1987). Study on a vibratory model of a human body. *Journal of Biomechanical Engineering*, 109(2), 148–53.

- Owusu, W., Willet, W., Ascherio, A., Spiegelman, D., Rimm, E., Feskanich, D., and Colditz, G. (1998). Body anthropometry and the risk of hip and wrist fracture in men: results from a prospective study. *Obesity Research*, 6(1), 12-19.
- 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(7541), 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.
- Parkkari, J., Kannus, P., Heikkilä, J., Poutala, J., Heinonen, A., Sievanen, H., and Vuori, I. (1997). Impact experiments of an external hip protector in young volunteers. *Calcified Tissue International*, 60(4), 354-357
- Peacock, M., Liu, G., Carey, M., Ambrosius, W., Turner, C. H., Hui, S., Johnston Jr, C. C., (1998). Bone mass and structure at the hip in men and women over the age of 60 years. *Osteoporosis international*, 8(3), 231-239.
- 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.
- Rho, J. Y., Hobatho, M. C., and Ashman, R. B. (1995). Relations of mechanical properties

- to density and CT numbers in human bone. *Medical Engineering & Physics*, 17(5), 347–55.
- Rice, J. C., Cowin, S. C., and Bowman, J. A. (1998). On the dependence of the elasticity and strength of cancellous bone on apparent density. *Journal of Biomechanics*, 21(2), 155–168.
- Rowe, S. M., Yoon, T. R., and Ryang, D. H. (1993). An epidemiological study of hip fracture in Honam, Korea. *International Orthopaedics*, 17(3), 139-143.
- 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., McMahon T. A., and Hayes W. C. (1995). Force attenuation in trochanteric soft tissues during impact from a fall. *Journal of Orthopaedic Research*, 13(6), 956–962.
- Robinovitch, S., Hayes, W., and McMahon, T. (1997a). 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. (1997b). 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.
- Robinovitch, S. N., Evans, S. L., Minns, J., Laing, A. C., Kannus, P., Crompton, P. A., ... & Kiel, D. P. (2009). Hip protectors: recommendations for biomechanical testing—an international consensus statement (part I). *Osteoporosis International*, 20(12), 1977-1988.
- Robinette, K. M., and Annis, J. F. (1986). A nine-size system for chemical defense gloves (Technical report AAMRL-TR-86-029). *Ohio: Wright-Patterson Air force base.*
- 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.
- Schacter, I., and Leslie, W. D. (2014). Estimation of Trochanteric Soft Tissue Thickness From Dual-Energy X-ray Absorptiometry. *Journal of Clinical Densitometry*, 17(1), 54–59.
- Daners, M. S., Wullschleger, L., Derler, S., and Schmitt, K. U. (2008). Development of a new design of hip protectors using finite element analysis and mechanical tests. *Medical Engineering & Physics*, 30(9), 1186-1192.
- Schmitt, K. U., Spierings, A. B., and Derler, S. (2004). A finite element approach and experiments to assess the effectiveness of hip protectors. *Technology and Health Care*, 12(1), 43-49.
- Singh, S., Sun, H., & Anis, A. H. (2004). Cost-effectiveness of hip protectors in the prevention of osteoporosis related hip fractures in elderly nursing home residents. *The Journal of Rheumatology*, 31(8), 1607-1613.
- Size Korea, (2004). <http://sizekorea.kats.go.kr>
- Size Korea, (2015). <http://sizekorea.kats.go.kr>
- Sleet, D. A., Moffett, D. B., and Stevens, J. (2008). CDC's research portfolio in older adult fall prevention: a review of progress, 1985-2005, and future research directions. *Journal of Safety Research*, 39(3), 259-267.
- Snyder, S. M., and Schneider, E. (1991). Estimation of mechanical properties of cortical bone by computed tomography. *Journal of Orthopaedic Research*, 9(3), 422-431.
- Spierings, A. B., and Derel, S. (2006). Assessment of hip protectors and corresponding hip fracture risk using stress calculation in the femoral neck. *Medical Engineering & Physics*, 28(6), 550-559.
- Stankewich, C. J., Swiontkowski, M. F., Tencer, A. F., Yetkinler, D. N., and Poser, R. D. (1996). Augmentation of femoral neck fracture fixation with an injectable calcium-

- phosphate bone mineral cement. *Journal of orthopaedic research*, 14(5), 786-793.
- Statistics Korea, (2006, 2009). <http://kostat.go.kr>
- Sze, P. C., Cheung, W. H., Qin, L., Tam, K. F., Ng, W. K., and Leung, K. S. (2008).
Biomechanical study of an anthropometrically designed hip protector for older Chinese women. *Geriatric Nursing*, 29(1), 64-69.
- Tinetti, M. E., McAvay G., and Claus E. (1996). Does multiple risk factor reduction explain the reduction in fall rate in the Yale FICSIT Trial? Frailty and Injuries Cooperative Studies of Intervention Techniques. *American Journal of Epidemiology*, 144(4), 389-399.
- Tinetti, M. E., and Williams, C. S. (1997). Falls, injuries due to falls, and the risk of admission to a nursing home. *New England Journal of Medicine*; 337(18), 1279-1284.
- Tsuboi, M., Hasegawa, Y., Suzuki, S., Wingstrand, H., and Thorngren, K. G. (2007).
Mortality and mobility after hip fracture in Japan. *Bone & Joint Journal*, 89(4), 461-466.
- Vannah W. M., and Childress D. S. (1996). Indentor tests and finite element modeling of bulk muscular tissue in vivo. *Journal Rehabilitation Research and Development*, 33(3), 239.
- Van den Kroonenberg, A. J., Hayes, W. C., and McMahon, T.
A. (1995). Dynamic models for sideways falls from standing height. *Transactions American Society of Mechanical Engineers Journal of Biomechanical Engineering*, 117, 309-309.
- Van den Kroonenber, A. J., Munih, P., Weigent-Hayes, M., and McMahon, T. A., (1996).
Hip impact velocities and body configuration for experimental fall from standing height. *Journal of Biomechanics*, 29(6), 807-811.
- Van Schoor, N. M., Smit, J. H., Twisk, J. W., Bouter, L. M., and
Lips, P. (2003). Prevention of
Hip Fractures by External Hip Protectors- A Randomized Controlled Trial. *Journal*

- of the American Medical Association*, 289(15), 1957-1962.
- 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.
- Wolinsky, F. D., Fitzgerald, J. F., & Stump, T. E. (1997). The effect of hip fracture on mortality, hospitalization, and functional status: a prospective study. *American Journal of Public Health*, 87(3), 398-403.
- Wright, N. C., Saag, K. G., Curtis, J. R., Smith, W. K., Kilgore, M. L., Morrisey, M. A., ... and Delzell, E. S. (2012). Recent trends in hip fracture rates by race/ethnicity among older US adults. *Journal of Bone and Mineral Research*, 27(11), 2325-2332.
- World Health Organization. (1994). Assessment of fracture risk and its application to screening for postmenopausal osteoporosis: Report of a WHO study group [meeting held in Rome from 22 to 25 June 1992]

APPENDICES

Appendix A. Matlab Code for Signal Converting and Processing Program

```
clear all;
close all;
%% Input Parameters
SR = 1000; % Sampling Rates [Hz]
EM = 20; % Effective Mass [kg]
GAE = 9.81; % Gravitational Acceleration of Earth [m/s2]
FL = 2996; % Failure Load [N]
% IES = ; % Impactor Effective Stiffness [N/m]
BL = 1.2; % Beam Length [m]
% PES = ; % Protector Effective Stiffness [N/m]
% IH = ; % Initial Height [m]
% IA = ; % Initial Angle [deg]
% PA = ; % Pendulum Angle [rad]
% IV = ; % Impact Velocity [IV]

%% Data Import
filename = input('Raw data file name (*.txt, *csv, *xls) = ', 's'); % Raw data import
IA = input('Initial Angle = ');

data = readfromexcel(filename, 'All');
data(1:13,:) = [];
data(:,1) = [];

data2=cell2mat(data);

[M,~]=size(data2);
Exp_Raw(:,2:9) = data2;
Exp_Raw(:,1) = 1:1:M;

clear 'data' 'data2' 'filename'
%% Unit Conversion (Voltage to N & deg)
LC_Gain = 5; % Loadcell gain
LC_Cal = 1.9995; % Loadcell scale factor, 1.9990mV*gain = 1000kg
Potentio_Gain = 5; % Potentiometer gain
%Potentio_Cal = ; % Potentiometer scale factor
FP_Gain = 10; % (+- )Force plate gain
FP_Cal_Mat = [1000 0 0 0 0 0; 0 1000 0 0 0 0; 0 0 2000 0 0 0; 0 0 0 600 0 0; 0 0 0 0 400 0;
0 0 0 0 0 300]; % Force plate calibration matrix; when FP_Gain is equal to 5
```

```
%FP_Cal_Mat = [500 0 0 0 0 0; 0 500 0 0 0 0; 0 0 1000 0 0 0; 0 0 0 300 0 0; 0 0 0 0 200 0;
0 0 0 0 0 150]; % Force plate calibration matrix; when FP_Gain is equal to 10
```

```
%% Preallocation
```

```
[M,N]=size(Exp_Raw);
AV_MA = zeros(M-1,1);
```

```
%%
```

```
Angle_MA = (Exp_Raw(1:M,3)*IA)/Exp_Raw(1,3);
```

```
Time = Exp_Raw(1:M,1); % 1000Hz
```

```
FIF = (Exp_Raw(1:M,2)/LC_Gain)*(1000/LC_Cal)*GAE/1.268; % Femoral impact force
```

```
S = Exp_Raw(1:M, 4:9)/FP_Gain; % {S1, S2, S3, S4, S5, S6} from Bertec Manual
```

```
Fx = zeros(M,1);
```

```
Fy = zeros(M,1);
```

```
Fz = zeros(M,1);
```

```
Mx = zeros(M,1);
```

```
My = zeros(M,1);
```

```
Mz = zeros(M,1);
```

```
for i=1:M
```

```
Fx(i,:) = FP_Cal_Mat(1,:) * transpose(S(i,:));
```

```
Fy(i,:) = FP_Cal_Mat(2,:) * transpose(S(i,:));
```

```
Fz(i,:) = FP_Cal_Mat(3,:) * transpose(S(i,:));
```

```
Mx(i,:) = FP_Cal_Mat(4,:) * transpose(S(i,:));
```

```
My(i,:) = FP_Cal_Mat(5,:) * transpose(S(i,:));
```

```
Mz(i,:) = FP_Cal_Mat(6,:) * transpose(S(i,:));
```

```
end
```

```
TPF = sqrt(Fx.^2 + Fy.^2 + Fz.^2); % Total peak force
```

```
%% Pendulum Height
```

```
IPH = BL*sin(IA*(pi/180)); % initial pendulum height
```

```
%% Angular velocity (각속도계의 noise로 인해 분석에서 제외)
```

```
%Angle_Rad = Angle_MA*(180/pi);
```

```
for i=1:M-1
```

```
%AV(i,1) = (Exp_Raw(i+1,3) - Exp_Raw(i,3))/0.1*BL; % Angular velocity with row data
[deg/msec]
```

Noise에 따른 편차를 최소화하기 위해 빨간색 부분의 수치를 설정하여 정확한 femoral neck peak force를 도출함 → Force plate 결과와 비교하여 검증 후

Noise에 따라 필요시 빨간색 부분의 수치를 추가 설정하여 total peak force를 조정함 → Force plate 결과와 비교하여 검증 후 calibration


```

%AV_Butter(i,1) = (Angle_Butter(i+1,1) - Angle_Butter(i,1))/0.1*BL; % Angular velocity
with Butter-worth filtering data [deg/msec]
AV_MA(i,1) = (Angle_MA(i+1,1) - Angle_MA(i,1))/0.1*BL; % Angular velocity with 5
point moving average data [deg/msec]
%AV_Rad_MA(i,1) = (Angle_Rad(i+1,1) - Angle_Rad(i,1))*BL; % Angular velocity with
5 point moving average data [rad/sec]
end

%IV = BL*(AV_Butter*1000)*(2*pi/360); % v=rw [m/s] Impact velocity
IV = sqrt(2*GAE*sin(Angle_MA*(pi/180))); % v=rw [m/s] Impact velocity
TIV = sqrt(2*GAE*IPH); % Theoretical impact velocity

%% Fracture Risk (FR)
FR = FIF/FL; % FR = Applied Load/Failure Load (FL)

%% Plotting
figure('Color','white','Name','Impact Force','Numbertitle','off','MenuBar','figure'); % new
figure

%% Total & femoral impact force
subplot(2,1,1)
[Ax,H1,H2] = plotyy(Time, TIF, Time, FIF);

title('Impact Force')
xlabel('Time (msec)')

ylabel(Ax(1),'Total Impact Force [N]') % left y-axis
ylabel(Ax(2),'Femoral Impact Force [N]') % right y-axis

set(Ax(1),'ylim',[0 max(TIF)+max(TIF)*0.1]);
set(Ax(2),'ylim',[0 max(TIF)+max(TIF)*0.1]);
set(Ax,{ 'ycolor'},{ 'k';'b'}) % Left color blue, right color black

set(H1,'LineWidth', 1, 'LineStyle','-','color', 'k');
set(H2,'LineWidth', 1, 'LineStyle','-','color', 'b');

legend('Total Impact Force','Femoral Impact Force','Location','NorthWest');
grid on;

TIFyMax = max(TIF); TIFyMax = TIFyMax(1,1);
TIFxMax = Time(TIF==TIFyMax); TIFxMax = TIFxMax(1,1);

```

```

FIFyMax = max(FIF); FIFyMax = FIFyMax(1,1);
FIFxMax = Time(FIF==FIFyMax); FIFxMax = FIFxMax(1,1);

hold on
scatter(TIFxMax, TIFyMax, 'Parent', Ax(1), 'r*');
strTIF = [' Total Impact Force Max. = ',num2str(TIFyMax)];
text(TIFxMax,TIFyMax,strTIF,'HorizontalAlignment','left');

hold(Ax(2), 'on');
scatter(FIFxMax, FIFyMax, 'Parent', Ax(2), 'r*');
strFIF = [' Femoral Impact Force Max. = ',num2str(FIFyMax)];
text(FIFxMax,FIFyMax,strFIF,'Parent', Ax(2), 'HorizontalAlignment','left');

hold off
clear H1 H2 Ax strFIF strTIF

%% %% Pendulum angle, angular velocity
% subplot(3,1,2) % Pendulum angle, angular velocity
% [Bx,V1,V2] = plotyy(Time, Angle_MA, Time(1:M-1,:), AV_MA); % angle raw data
%
% title('Pendulum Angle & Angular Velocity')
% xlabel('Time (msec)')
%
% ylabel(Bx(1),'Pendulum Angle [deg]') % left y-axis
% ylabel(Bx(2),'Angular Velocity [deg/msec]') % right y-axis
%
% set(Bx,{'ycolor'},{'k','b'}) % Left color black, right color blue
%
% set(V1,'LineWidth', 1, 'LineStyle','-','color','k');
% set(V2,'LineWidth', 1, 'LineStyle','-','color','b');
%
% legend('Pendulum Angle','Angular Velocity','Location','NorthWest');
% grid on;
%
% hold(Bx(1), 'on');
% hold on
% plot(Time, Exp_Raw(:,3),'color', [0.8 0.8 0.8]);

%% %% Fracture Risk
subplot(2,1,2)
plot(Time, FR, 'k');
FRyMax = max(FR); FRyMax = FRyMax(1,1);

```

```
FRxMax = Time(FR==FRyMax); FRxMax = FRxMax(1,1);
```

```
hold on
```

```
scatter(FRxMax, FRyMax, 'r*');
```

```
strFR = [' Fracture Risk = ',num2str(FRyMax)];
```

```
text(FRxMax,FRyMax,strFR,'HorizontalAlignment','left');
```

```
xlabel('Time (msec)')
```

```
ylabel('Fracture Risk')
```

```
strFL = [' Fracture Threshold [N] = ',num2str(FL)];
```

```
legend(strFL, 'Location','NorthWest');
```

```
grid on;
```

```
%line(Time, 1,'Color','r','LineWidth',2) %입력 오래 걸리므로 필요할 때만 사용
```

Appendix B. Results of Impact Protection Performance Evaluation of Hip Protector by Impact Simulator

Shore A	Trial	Total Peak Force (N)	Femoral Peak Force (N)	Force Attenuation (%)	Attenuated Peak Force (N)	Fracture risk	
						Robinovitch et al. (2009)	Bouxein et al. (2007)
0	1	5769.9	3877.8	0.0	1892.1	1.31	1.21
0	2	5850.4	3907.9	0.0	1942.6	1.32	1.22
0	3	5882.2	3978.8	0.0	1903.4	1.34	1.24
10	1	5519.8	3812.5	2.8	1707.2	1.29	1.19
10	2	5850.4	3754.2	4.3	2096.3	1.27	1.17
10	3	5880.3	3784.1	3.5	2096.1	1.28	1.18
20	1	5841.3	3550.2	9.5	2291.1	1.20	1.11
20	2	5880.3	3547.4	9.5	2332.9	1.20	1.11
20	3	5839.3	3572.3	8.9	2267.0	1.20	1.11
30	1	5771.5	2811.1	28.3	2960.4	0.95	0.88
30	2	5850.4	2890.4	26.3	2960.0	0.97	0.90
30	3	5923.0	2918.5	25.6	3004.5	0.98	0.91
40	1	5506.1	2710.1	30.9	2795.9	0.91	0.84
40	2	5880.3	2649.4	32.4	3230.9	0.89	0.83
40	3	5618.2	2690.7	31.4	2927.5	0.91	0.84
50	1	5399.8	2304.5	41.2	3095.3	0.78	0.72
50	2	5603.1	2214.2	43.5	3388.9	0.75	0.69
50	3	5603.1	2298.4	41.4	3304.7	0.77	0.72
60	1	5670.8	2715.4	30.8	2955.5	0.92	0.85
60	2	5519.8	2670.1	31.9	2849.7	0.90	0.83
60	3	5709.7	2694.7	31.3	3015.0	0.91	0.84
70	1	5670.8	3349.4	14.6	2321.4	1.13	1.04
70	2	5880.3	3348.0	14.6	2532.3	1.13	1.04
70	3	5923.0	3409.0	13.1	2514.0	1.15	1.06

Appendix C. Code for Finite Element Analysis (LS-DYNA 971 R 8.21)

1. Materials

- 1) Spring Elastic (LSTC, L. D., 2016. Keyword User's Manual Volume II Material Model. Version, R9.0., 2-1370 참조)

```
*MAT_SPRING_ELASTIC ↵
↵
$variables          $MID          $K ↵
↵
$HMNAME MATERIALS          5spring
          5      21000.0 ↵
```

- 2) Elastic (LSTC, L. D., 2016. Keyword User's Manual Volume II Material Model. Version, R9.0., 2-76 ~ 2-78 참조)

```
*MAT_ELASTIC ↵
↵
$variables          $MID          $RO          $E ↵
↵
$HMNAME MATERIALS          1pendulum
          15.3245E-06207000000.          0.29
$HMNAME MATERIALS          2cyl_out
          25.3245E-06207000000.          0.29
$HMNAME MATERIALS          3jig_plate
          35.3245E-06207000000.          0.29
$HMNAME MATERIALS          4cyl_in
          45.3245E-06207000000.          0.29
$HMNAME MATERIALS          17cancellous_femur
          172.7000E-07      137000.0          0.3
$HMNAME MATERIALS          16cortical_femur
          161.6400E-0616350000.0          0.26
$HMNAME MATERIALS          18pelvis
          181.6400E-0616350000.0          0.26
$HMNAME MATERIALS          22force_plate_AL
          222.6700E-0668600000.0          0.33
```

- 3) Rigid (LSTC, L. D., 2016. Keyword User's Manual Volume II Material Model. Version, R9.0., 2-149 ~ 2-153 참조)

```

*MAT_RIGID ↵
↵
$variables      $MID      $RO      $E
↵
$HMNAME MATERIALS      6r_surf1-1
      65.3245E-06207000000.      0.29
      0.0 ↵
      0 ↵
$HMNAME MATERIALS      7r_surf1-2
      75.3245E-06207000000.      0.29
      0.0 ↵
      0 ↵
$HMNAME MATERIALS      8r_surf2-1
      85.3245E-06207000000.      0.29
      0.0 ↵
      0 ↵
$HMNAME MATERIALS      9r_surf2-2
      95.3245E-06207000000.      0.29
      0.0 ↵
      0 ↵
$HMNAME MATERIALS      11r_surf3-1
      115.3245E-06207000000.      0.29
      0.0 ↵
      0 ↵
$HMNAME MATERIALS      12r_surf3-2
      125.3245E-06207000000.      0.29
      0.0 ↵
      0 ↵
$HMNAME MATERIALS      13r_surf4-1
      135.3245E-06207000000.      0.29
      0.0 ↵
      0 ↵
$HMNAME MATERIALS      14r_surf4-2
      145.3245E-06207000000.      0.29
      0.0 ↵
.....
      0 ↵
$HMNAME MATERIALS      100r_surf5
      1001.6400E-0616350000.0      0.26
      0.0 ↵
      0 ↵
$HMNAME MATERIALS      101r_surf6
      1011.6400E-0616350000.0      0.26
      0.0 ↵
      0 ↵

```

4) Mooney Rivlin Rubber (LSTC, L. D., 2016. Keyword User's Manual Volume II Material Model. Version, R9.0., 2-193 ~ 2-195 참조)

```
*MAT_MOONEY-RIVLIN_RUBBER
↓
↓
$variables      $MID      $RO      $PR      $A
↓
↓
$HMNAME MATERIALS      20skin_t1.5
      203.0760E-07      0.495      384.63      212.02
$HMNAME MATERIALS      21soft_tissue
      212.6146E-07      0.495      85.5      21.38
$HMNAME MATERIALS      19pad
      197.4462E-07      0.495      302.0      76.0
```

Mooney Rivlin rubber pad material 예 (50 A)

5) Define Curve (LSTC, L. D., 2016. Keyword User's Manual Volume I. Version, R9.0., 15-57 ~ 15-60 참조)

S-S curve Polyurethane pad material 예 (40 A)

\$HNCURVE	1	2	40A
19	0	1.0	1.0
0.0	0.0	0.0	0.0
-0.500338	-178.35		
-0.480325	-158.64		
-0.460311	-144.27		
-0.440297	-131.73		
-0.420284	-120.67		
-0.40027	-110.72		
-0.380257	-101.85		
-0.360243	-93.87		
-0.34023	-86.71		
-0.320216	-80.1		
-0.300203	-74.12		
-0.280189	-67.96		
-0.260176	-62.99		
-0.240162	-58.39		
-0.220149	-54.01		
-0.200135	-50.03		
-0.180122	-46.25		
-0.160108	-42.54		
-0.140095	-38.86		
-0.120081	-34.37		
-0.100068	-30.47		
-0.080054	-24.5		
-0.060041	-18.63		
-0.040027	-12.23		
-0.020014	-5.2		
0.0	0.0		
0.09181	251.48		
0.18362	395.85		
0.275431	508.41		
0.367241	599.51		
0.459051	676.45		
0.550861	745.48		
0.642672	812.06		
0.734482	875.17		
0.826292	934.08		
0.918102	989.36		
1.009912	1041.92		
1.101723	1095.42		
1.193533	1147.13		
1.285343	1198.01		
1.377153	1251.51		
1.468963	1299.83		
1.560774	1354.41		
1.652584	1407.71		
1.744394	1462.69		
1.836204	1518.29		
1.928015	1574.9		
2.019825	1625.4		
2.111635	1685.28		
2.203445	1750.73		
2.295255	1819.13		
2.387066	1886.65		
2.478876	1953.92		
2.570686	2038.92		
2.662496	2115.31		
2.754306	2203.18		
2.846117	2290.4		
2.937927	2380.22		
3.029737	2486.9		
3.121547	2588.59		
3.213358	2688.66		
3.305168	2813.44		
3.396978	2942.12		
3.488788	3070.99		
3.580598	3206.33		
3.672409	3366.19		
3.764219	3534.39		
3.856029	3720.92		
3.947839	3934.01		
4.039649	4157.61		
4.13146	4394.8		
4.22327	4653.33		
4.31508	4933.34		
4.40689	5226.67		
4.498701	5548.19		
4.590511	5871.27		

인장 s-s curve

압축 s-s curve

2. Boundary condition (LSTC, L. D., 2016. Keyword User's Manual Volume I. Version, R9.0., 15-57 ~ 15-60, 23-70 ~ 23-72 참조)

```
*INITIAL_VELOCITY_GENERATION ↓
$HMNAME LOADCOLS      2 initial_vel_generation
$HWCOLOR LOADCOLS      2      11 ↓
      0      1      -2.46
      0.0      0.0      0.0      1.0
$$ Base Accelerations and Angular Velocities ↓
*LOAD_BODY_Y ↓
$HMNAME LOADCOLS      1 gravity
$HWCOLOR LOADCOLS      1      11 ↓
      1      1.0
```

```
*DEFINE_CURVE ↓
$HMNAME CURVES          1 gravity
$HWCOLOR CURVES          1      11 ↓
$HMCURVE      1      2 gravity
      1              1.0      1.0
              0.0              9806.65 ↓
              1.0              9806.65 ↓
*END ↓
```

3. Constrained_Joint_Locking (LSTC, L. D., 2016. Keyword User's Manual Volume I. Version, R9.0., 10-46 ~ 10-51, 10-57 참조)

```
*CONSTRAINED_JOINT_LOCKING_ID ↓
$HMNAME COMPS      102 locking_joint
$HWCOLOR COMPS      102      8 ↓
      858751
      62240      62239      62241      62238      62242      62237
```

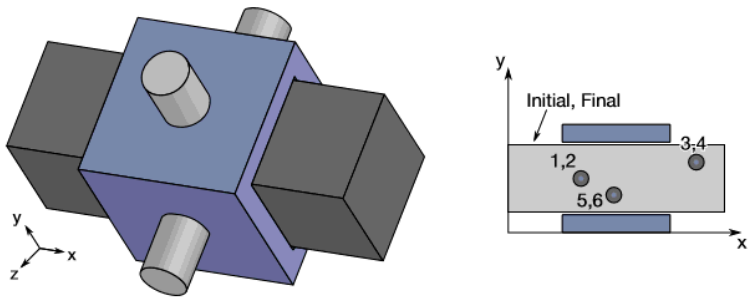



Figure 10-20. Locking Joint. A locking joint couples two rigid bodies in all six degrees-of-freedom. The forces and moments required to form this coupling are written to the jntforc file (*DATABASE_JNTFORC). As stated in the Remarks, forces and moments in jntforc are calculated halfway between N1 and N3. Nodal pairs (1, 2), (3, 4) and (5, 6) must be coincident. The three spatial points corresponding to three nodal pairs must be neither collocated nor collinear.

4. Constrained_Joint_Cylindrical (LSTC, L. D., 2016. Keyword User's Manual Volume I. Version, R9.0., 10-46 ~ 10-51, 10-55 참조)

```
*CONSTRAINED_JOINT_CYLINDRICAL_ID ↓
$HMNAME COMPS      15cylindrical_joint
$HWCOLOR COMPS     15      6 ↓
      858749
      30966      30964      30967      30965
      858750
      30969      30968      30971      30970
```

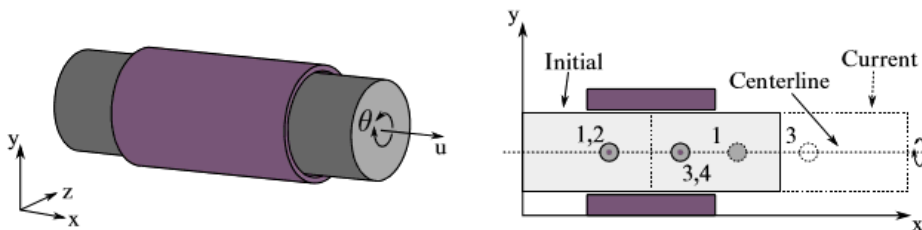


Figure 10-16. Cylindrical Joint. This joint is derived from the rotational joint by relaxing the constraints along the centerline. This joint admits relative rotation and translation along the centerline.

6. Constrained_Nodal_Rigid_Body (LSTC, L. D., 2016. Keyword User's Manual Volume I. Version, R9.0., 10-117 ~ 10-124 참조)

```
*CONSTRAINED_NODAL_RIGID_BODY_SPC ↓
$HMNAME COMPS      10const_nodal_r-body
$HWCOLOR COMPS     10      3 ↓
      1000          1
      1.0           7      5 ↓
```

7. Constrained_Extra_Nodes (LSTC, L. D., 2016. Keyword User's Manual Volume I. Version, R9.0., 10-18 ~ 10-19 참조)

```
*CONSTRAINED_EXTRA_NODES_NODE ↓
$HMNAME CONSTRAINEDEXTRANODE      1constrainedextranode1-1
      6      27562      0 ↓
*CONSTRAINED_EXTRA_NODES_NODE ↓
$HMNAME CONSTRAINEDEXTRANODE      2constrainedextranode1-2
      7      27561      0 ↓
*CONSTRAINED_EXTRA_NODES_NODE ↓
$HMNAME CONSTRAINEDEXTRANODE      3constrainedextranode2-1
      8      27563      0 ↓
*CONSTRAINED_EXTRA_NODES_NODE ↓
$HMNAME CONSTRAINEDEXTRANODE      4constrainedextranode2-2
      9      27560      0 ↓
*CONSTRAINED_EXTRA_NODES_SET ↓
$HMNAME CONSTRAINEDEXTRANODE      5constrainedextranode3-1
      11      2      0 ↓
*CONSTRAINED_EXTRA_NODES_SET ↓
$HMNAME CONSTRAINEDEXTRANODE      6constrainedextranode3-2
      11      3      0 ↓
*CONSTRAINED_EXTRA_NODES_SET ↓
$HMNAME CONSTRAINEDEXTRANODE      7constrainedextranode4-1
      13      4      0 ↓
*CONSTRAINED_EXTRA_NODES_SET ↓
$HMNAME CONSTRAINEDEXTRANODE      8constrainedextranode4-2
      14      5      0 ↓
*CONSTRAINED_EXTRA_NODES_SET ↓
$HMNAME CONSTRAINEDEXTRANODE      9constrainedextranode5
      100      6      0 ↓
*CONSTRAINED_EXTRA_NODES_SET ↓
$HMNAME CONSTRAINEDEXTRANODE      10constrainedextranode6
      101      7      0 ↓
*CONSTRAINED_NODAL_RIGID_BODY_SPC ↓
$HMNAME COMPS      10const_nodal_r-body
$HWCOLOR COMPS     10      3 ↓
      1000          1          0      0
      1.0           7      5 ↓
```

Appendix D. Results of Skin Materials by Hyperelastic Curve Fitting

1. Hyperelastic curve fitting parameters

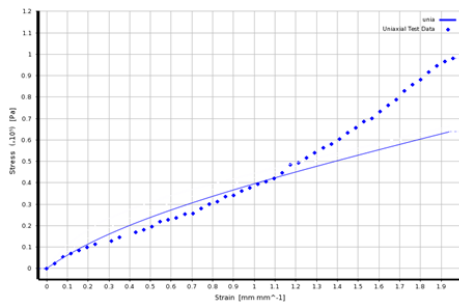
	Curve Fitting Parameters	Initial Shear Modulus Mu (kPa)	C10 (kPa)	C01 (kPa)	C20 (kPa)	C11 (kPa)	C02 (kPa)	C30 (kPa)
SP1	Neo Hooken	839.836	-	-	-	-	-	-
	Polynomial 2 nd	-	513.871	-53.442	8.239	-5.98	66.042	-
	Mooney-Rivlin 2 nd	-	350.115	184.938	-	-	-	-
	Yeoh 3 rd	-	481.588	-	-5.016	-	-	0.074
SP2	Neo Hooken	931.762	-	-	-	-	-	-
	Polynomial 2 nd	-	100.635	481.321	18.709	-128.539	309.269	-
	Mooney-Rivlin 2 nd	-	384.627	212.015	-	-	-	-
	Yeoh 3 rd	-	534.656	-	-6.278	-	-	0.112

2. Hyperelastic curve fitting와 시험 data의 stress-strain curve 비교

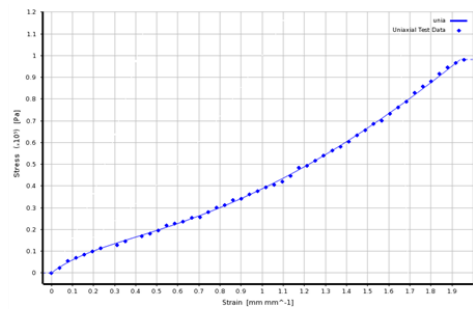
가로축: Strain (mm/mm)
 세로축: Stress ($\times 10^5$) [Pa]

Specimen 1

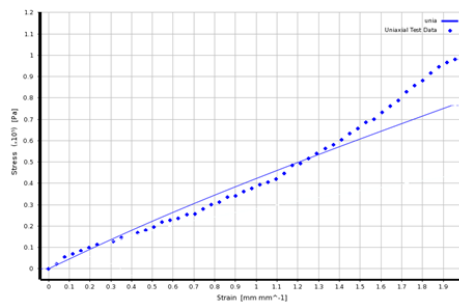
Neo-Hookean



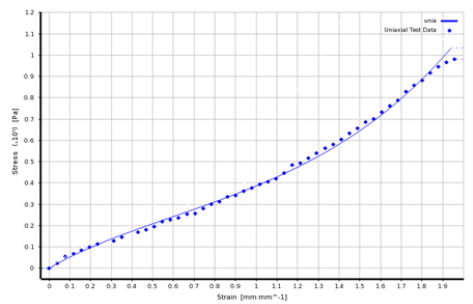
Polynomial 2nd



Mooney-Rivlin 2nd

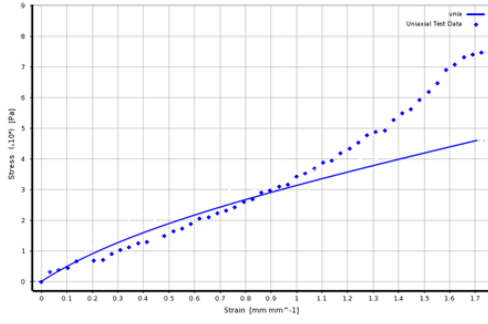


Yeoh 3rd

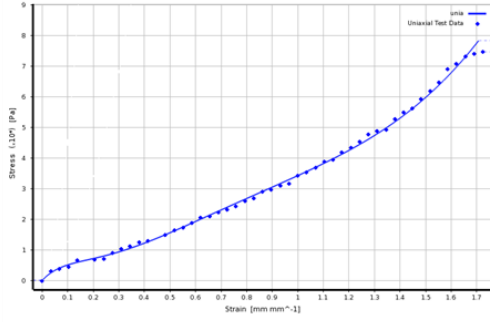


Specimen 2

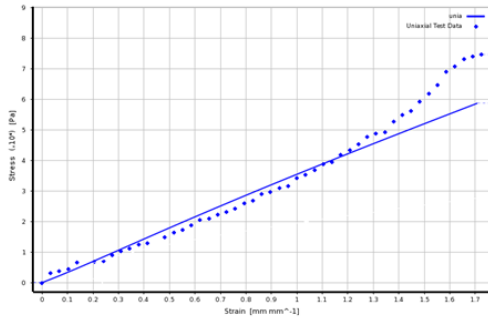
Neo-Hookean



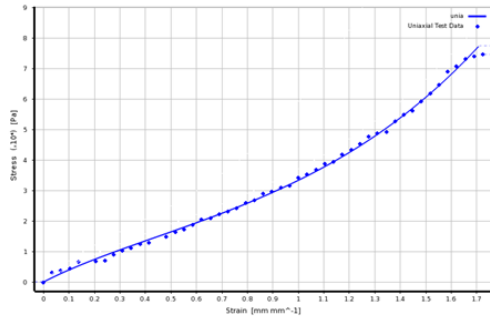
Polynomial 2nd



Mooney-Rivlin 2nd



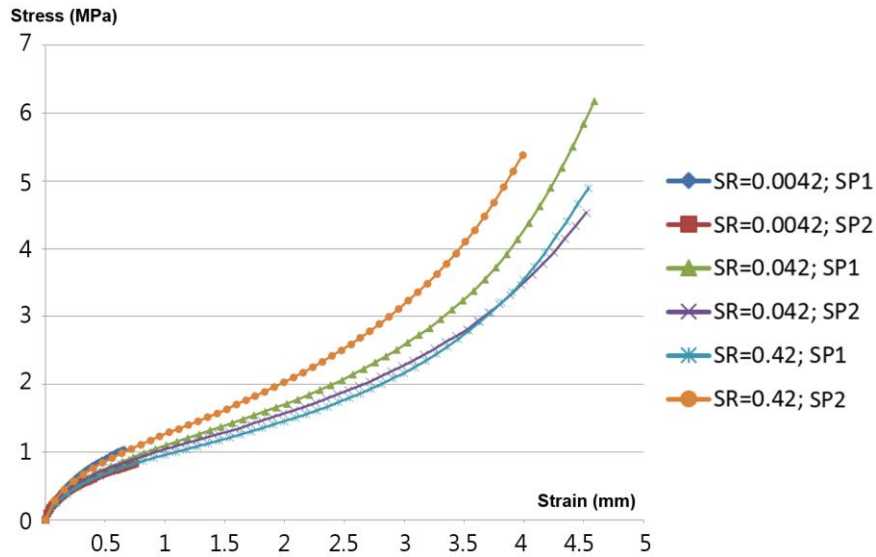
Yeoh 3rd



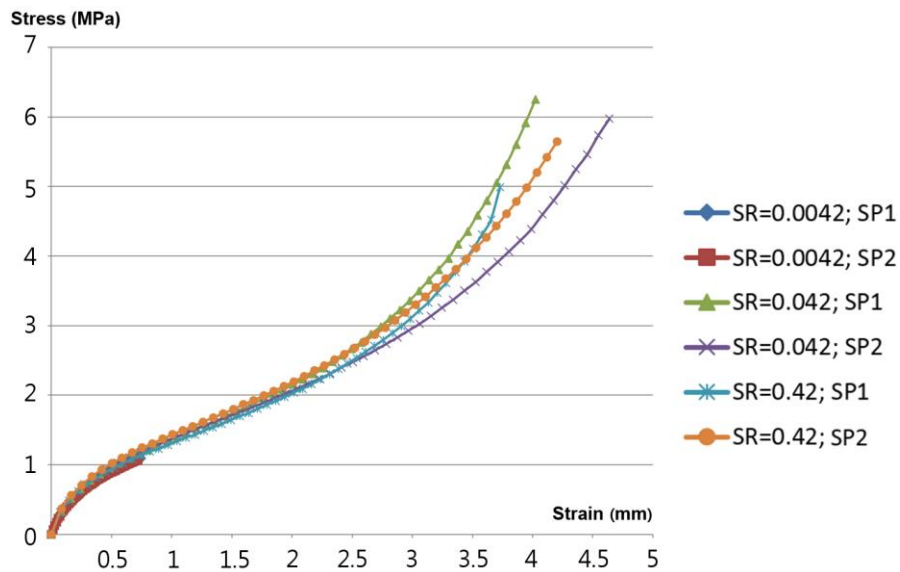
Appendix E. Tensile and Compressive Stress-Strain Curve of Polyurethane Specimens by Hardness

1. 경도별 인장 stress-strain curve: *SR = strain rate; SP 1,2 = 시편 1,2

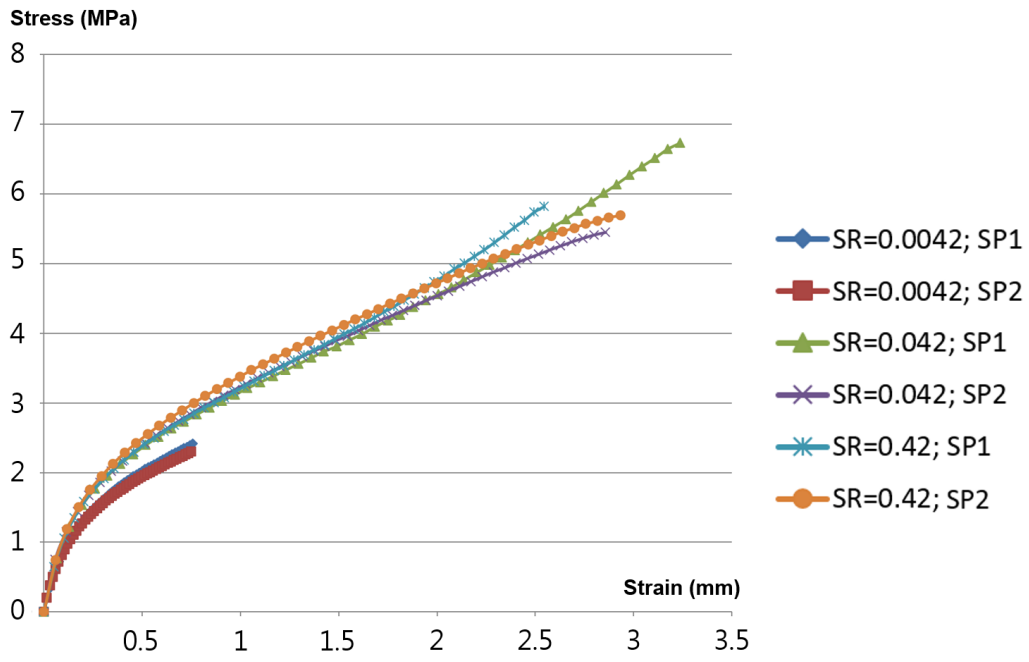
1) 40 A



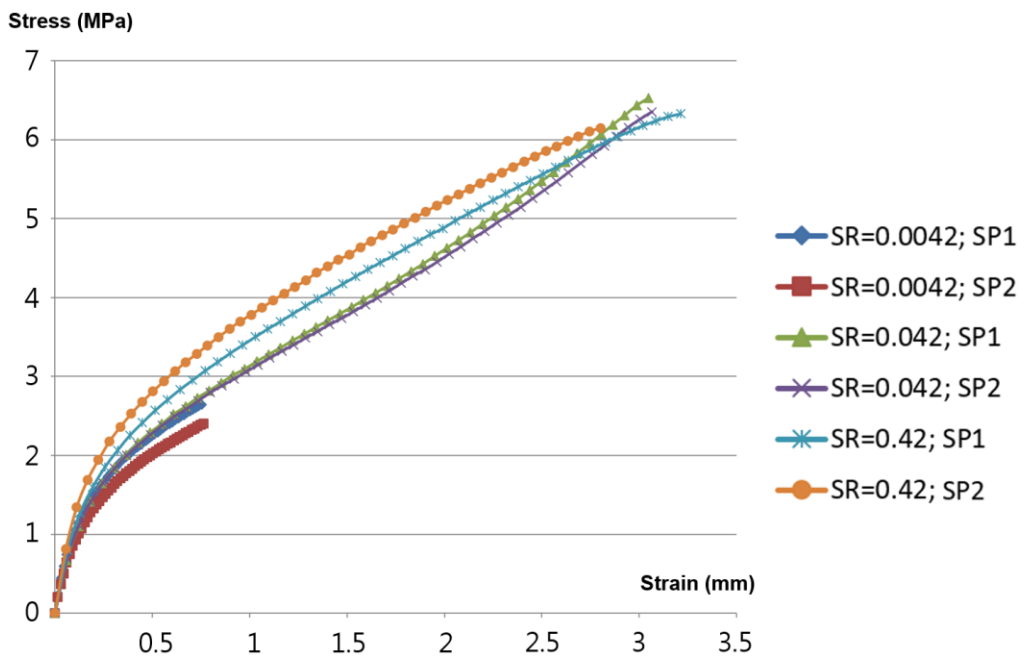
2) 50 A



3) 60 A

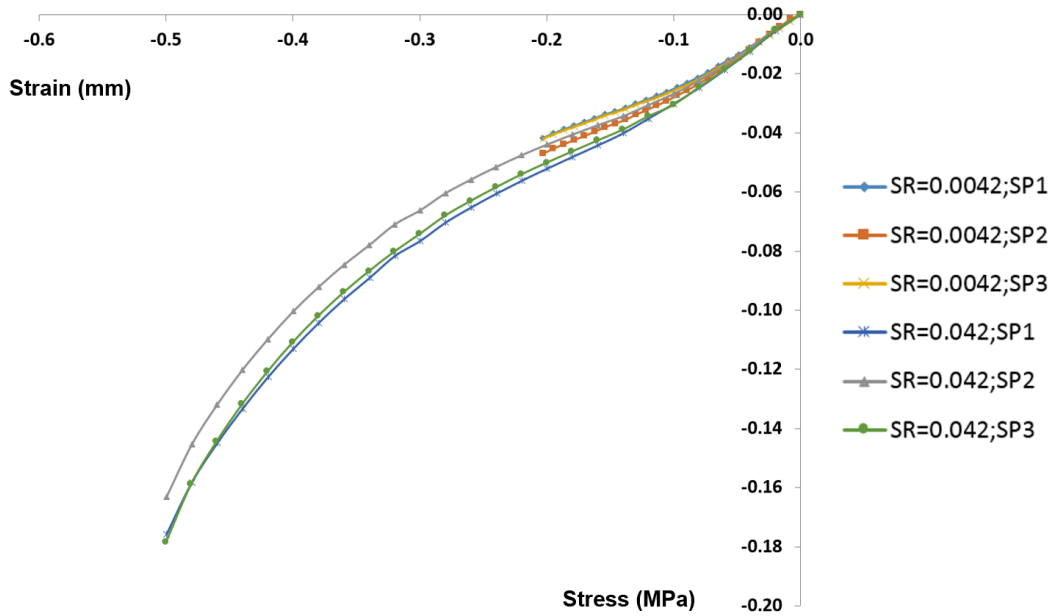


4) 70 A

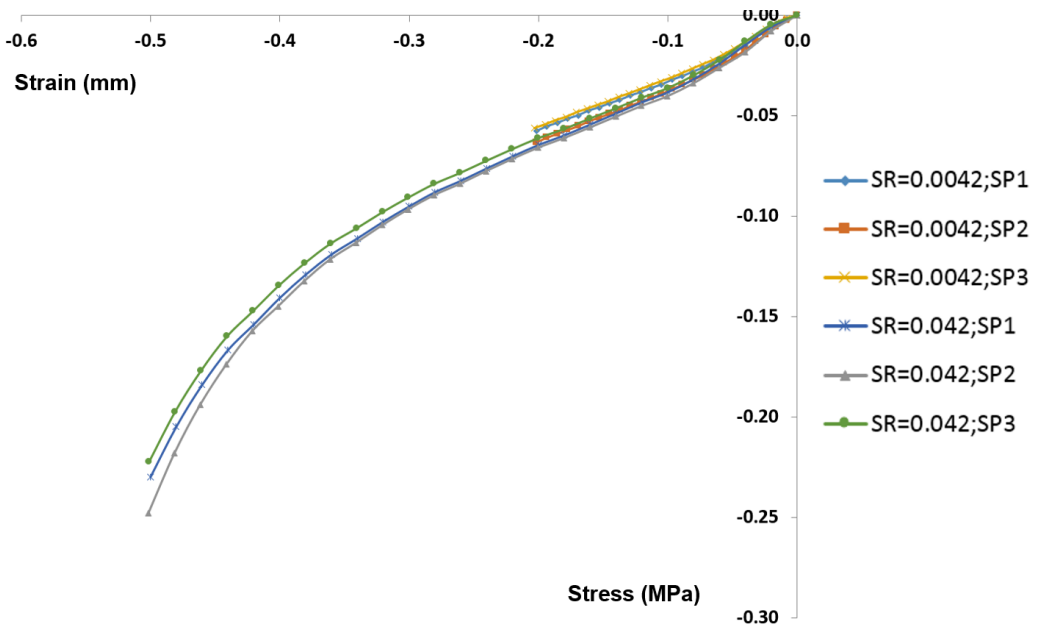


2. 경도별 압축 stress-strain curve: *SR = strain rate; SP 1,2 = 시편 1,2

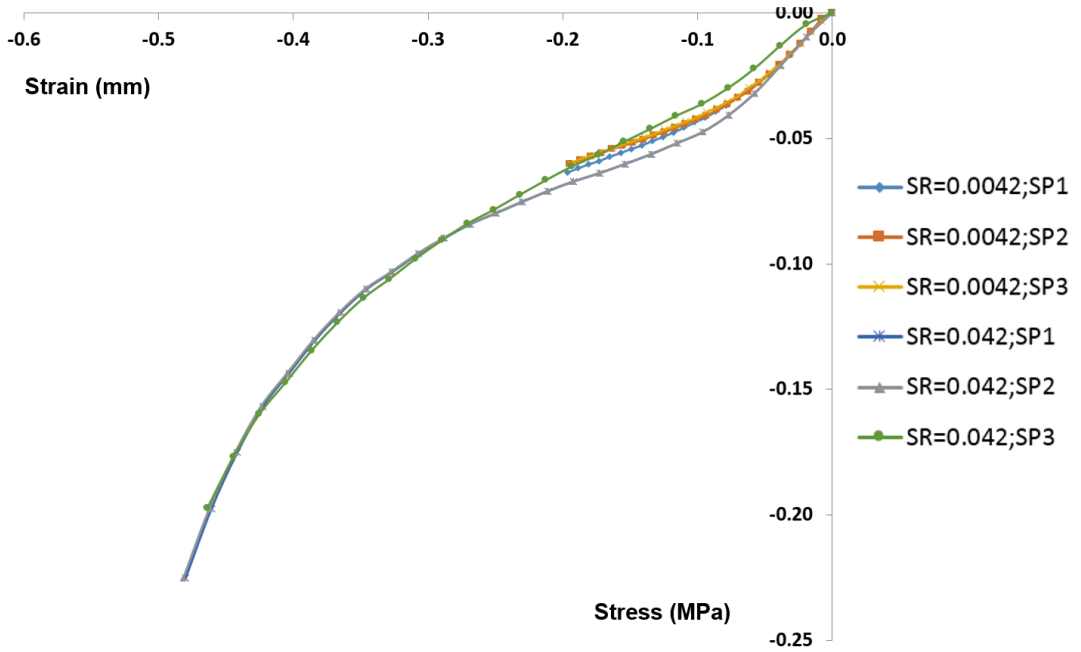
1) 40 A



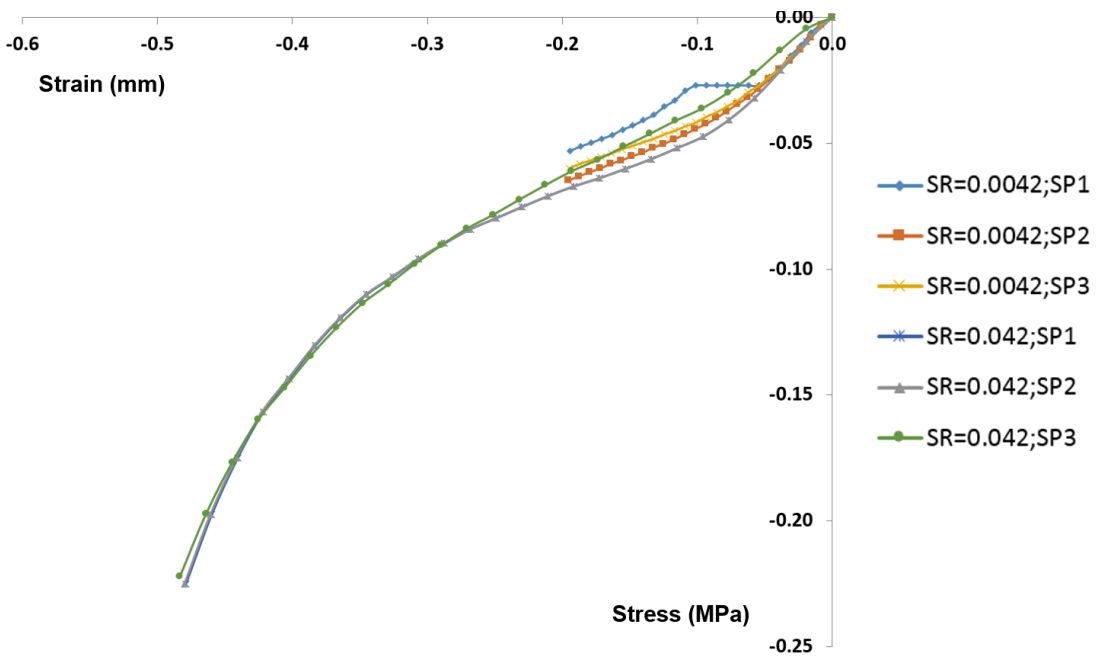
2) 50 A



3) 60 A



4) 70 A



Appendix F. Mooney Rivlin Constants by Rubber Hardness (Altidis et al., 2005)

Shore A	Young's Modulus (N/mm ²)	Shear Modulus (N/mm ²)	C10 (N/mm ²)	C01 (N/mm ²)
35	1.102	0.406	0.162	0.041
36	1.148	0.407	0.163	0.041
37	1.199	0.412	0.165	0.041
38	1.255	0.421	0.168	0.042
39	1.315	0.435	0.174	0.044
40	1.381	0.452	0.181	0.045
41	1.452	0.473	0.189	0.047
42	1.53	0.496	0.198	0.05
43	1.613	0.523	0.209	0.052
44	1.703	0.551	0.22	0.055
45	1.8	0.581	0.232	0.058
46	1.904	0.613	0.245	0.061
47	2.015	0.647	0.259	0.065
48	2.134	0.682	0.273	0.068
49	2.261	0.718	0.287	0.072
50	2.397	0.755	0.302	0.076
51	2.54	0.793	0.317	0.079
52	2.693	0.832	0.333	0.083
53	2.855	0.872	0.349	0.087
54	3.026	0.914	0.366	0.091
55	3.207	0.956	0.382	0.096
56	3.398	0.999	0.4	0.1
57	3.599	1.043	0.417	0.104
58	2.811	1.089	0.436	0.109
59	4.034	1.136	0.454	0.114
60	4.268	1.185	0.474	0.118
61	4.513	1.236	0.494	0.124
62	4.771	1.289	0.516	0.129
63	5.04	1.345	0.538	0.135
64	5.322	1.403	0.561	0.14
65	5.616	1.465	0.586	0.147
66	5.924	1.531	0.612	0.153
67	6.244	1.6	0.64	0.16
68	6.579	1.675	0.67	0.168
69	6.927	1.754	0.702	0.175
70	7.289	1.839	0.736	0.184

Acknowledgements

지난 2 년간의 석사 과정 동안 연구실 생활을 무사히 마무리할 수 있도록 도움을 주신 모든 분들께 감사 드립니다. 먼저, 배움의 기회를 주시고, 부족한 저를 물심 양면으로 사랑과 보살핌으로 지도해 주신 유희천 교수님께 큰 감사의 인사를 올립니다. 또한, 산업공학이라는 학문의 토대를 다지게 해주시고 수업과 대학원 과정에서 어려움이 있을때마다 항상 좋은 말씀으로 지도해주신 김광수 교수님, 조현보 교수님, 전치혁 교수님, 김광재 교수님, 정우성 교수님, 손문탁 교수님께 감사 드립니다. 그리고 논문 심사와 지도를 해주신 박세권 교수님께도 감사의 인사를 드립니다.

2 년간의 석사 과정 동안 함께 연구했던 EDT 연구원분들과 휴머노피아 임직원 분들께 감사 드립니다. 석사 과정 동안 hip protector 라는 주제를 맡아 논문 작성 및 연구에 있어 멘토가 되어 주신 승훈 선배에게 감사의 인사를 전합니다. 또, 연구실 생활 전반과 논문 마무리까지 친절하고 세심하게 지도해 준 지형이형에게 감사의 인사를 전합니다. 처음 연구실에 발을 디뎠을 때부터 힘든 일이 있을때마다 학교 선배로써 인생 선배로써 많은 도움을 주신 영근이형 그리고 하영이형에게 정말 감사하다는 인사를 드리고 싶습니다. 같이 많은 프로젝트를 하지는 못했지만, 옆자리에서 항상 궁금한 점을 문의 드릴때마다 친절하게 알려주신 Xiaopeng 박사님에게도 감사의 말씀을 전합니다.

연구실 후배이자 동료로서 많은 도움을 준 민재, Zhi Chan 에게도 고맙다는 인사를 전하고 싶습니다. 그리고 같이 연구실에 들어와 2 년 동안 함께 고생한 수진이, 건희에게도 정말 고맙다는 말을 전하고 싶습니다. 그리고 함께 1 년을 보내면서 많은 도움을 주신 나현 선배, Gradiyan, Edwina 에게도 고맙다는 인사를 전하고 싶습니다. Hip protector 연구를 함께 진행하면서 많은 도움을 주신 전은진 박사님에게도 고맙다는 인사를 전하고 싶습니다. 그리고 영재형, 지환 주임, 효진 주임, 최특규 주임님에게도 감사의 인사를 전하고 싶습니다. 연구 진행에 큰 도움과 자문을 해주신 정이석 부장님께도 정말 감사하다는 말씀을 드리고 싶습니다. 그외 수업을 들으며 고생했던 산경과 동기분들께도 감사의 인사를 전합니다. 항상 저를 응원해주시고 부족한 저를 사랑으로 믿음으로 보살펴주시는 부모님, 그리고 제 여동생 설빈이에게도 감사의 마음을 전하고 싶습니다. 부족한 자식을 믿음으로 뒷바라지 해주시는 부모님께 항상 죄송하고 오래 건강하셨으면 좋겠습니다. 이 밖에 졸업을 무사히 할 수 있도록 멀리서 항상 응원해준 친구들 정말 고맙다는 말을 전하고 싶습니다.

“본 인체 데이터는 한국과학기술정보연구원(KISTI)과 가톨릭대학교 의과대학 응용해부연구소가 공동으로 생산한 데이터임을 밝히며 데이터 제공에 감사를 드립니다.”

2017. 12. 18

이한수 드림

Curriculum Vitae

Hansoo Lee

Education

- M.S., 포항공과대학교 산업경영공학과(공학석사) 2016. 3 ~ 2018. 2
B.S., 한동대학교 기계제어학부(공학사) 2015.3 ~ 2016. 2

Publication

Domestic Conference

1. 이한수, 이승훈, 전은진, 유희천(2017). 고관절 골절 예방 제품의 경도에 따른 충격 흡수 성능 평가. *대한인간공학회 2017 춘계학술대회지*
2. 이한수, 이승훈, 정이석, 유희천(2017). Development of Finite Element Model for Impact Force Attenuation Evaluation of Hip Protector. *대한인간공학회 2017 추계학술대회지*
4. 최영근, 이한수, 오건희, 유희천(2017). 삼킴 장애의 효과적인 조기 선별을 위한 모니터링 장치 개발. *대한산업공학회 2017 춘계학술대회지*.
5. 이승훈, 오건희, 정하영, 이지형, 이한수, 문수진, 류지운, 최선우, 유희천(2016). A Preliminary Study of the Effects of a Seat Motion System for Reduction of Driving Fatigue. *대한인간공학회 2016 추계학술대회지*.

6. 이승훈, 정하영, 오건희, 문수진, **이한수**, 김민재, 최선우, 유희천(2017).
운전자 영덩 관절 및 눈 위치 추정을 위한 통계적 모델 개발.
대한인간공학회 2017 춘계학술대회지.
7. 김민재, 이승훈, 오건희, 문수진, **이한수**, 최선우, 유희천(2017). 운전자
정신적 피로에 대한 운전석 동작 시스템의 효과. *대한인간공학회 2017 춘계
학술대회지.*
8. 정하영, 이원섭, 이승훈, Gradiyan Budi Pratama, Edwina DwiSadika, Xiaopeng
Yang, **이한수**, 문수진, 유희천(2016). Development of an Ergonomic Nasometer.
대한인간공학회 2016 춘계학술대회지.

International Patent (US)

You, H., Ko, M., Park, J., Choi, Y., Kim, H., **Lee, H.**, Pratama, G., and You, M. Smart
nasometer. Application number: 15/686,207, 2017. 08. 25, P2017053-03-US

Domestic Patent

유희천, 고명환, 박종관, 최영근, 김현기, **이한수**, 프라타마 그라디안 부디,
유민정. 공명장애 측정 및 치료를 위한 스마트 나조 미터 시스템. 출원번호:
10-2016-0108208; 2016-08-25

Honors and Awards

1. Korean Awards

2016 대학창의발명대회 우수상, 한국발명진흥회, 2016년 11월.

Excellent award at the Korea Creative Invention Contest. Invention: System for Counting
Swallowing and Method Thereof. Nov. 2016

2. 한동대학교 졸업 우수상, 2016년

3. 한동대학교 최우수 졸업 논문상, 2016년

Research Projects

1. 연구 보조(장비 개발, 실험 설계 및 분석) 2015. 12 - 2020. 8
삼킴 모니터링 장치 고도화 및 분석 방법 개발
후원 기관: 한국연구재단
2. 연구 보조(실험 설계 및 분석) 2016. 05 - 2017. 12
인지기능 장애 환자의 인지기능 평가 및 인지 증진 의료기기 개발
후원 기관: 한국산업기술평가원
3. 연구 보조(실험 설계 및 분석) 2016. 01 - 2018. 04
인체-제품 형상 변형 해석 모델 기반 제품 형상의 인간공학적 설계 기법
후원 기관: 한국연구재단
4. 연구 보조(실험 설계 및 분석) 2016. 03 - 2017. 02
피로 저감 시트 시스템 개발
후원 기관: 현대엔지비 (주)
5. 연구 보조(실험 설계 및 분석) 2016. 08 - 2017. 07
인간공학을 고려한 MFD/HUD PVI 설계기법 연구
후원 기관: 한국항공우주산업주식회사
6. 연구 보조(실험 설계 및 분석) 2013. 06 - 2016. 05
3차원 인체 형상 및 생체역학적 분석 기반의 고관절 골절 예방 제품 최적
설계
후원 기관: 한국연구재단