율전이 V0 설계 검증 — 통합 보고서

팀장님 설명용 요약본 · 작성일 2026-11-17 · 대상: Raspberry Pi 5 구성(V0 보행 기준) · 기구설계팀 검증 작업

> 이 문서는 Phase 1~4 보고서(파일 구조 → 질량 → 관절 토크 → 구조해석)와 개선안을 한 번에 이해하도록 합친 것이다. 자세한 계산 과정과 근거는 각 Phase 보고서에 있다(부록 A). 출처 표기: **[제조사]** 부품 사양 · **[CAD]** 팀 CAD 값 · **[계산]** 이번에 계산 · **[가정]** 재지 않고 정한 값 · **[미확인]** 근거 자료 없음

---

1. 한 장 요약

질문: 현재 율전이 설계는 실제 제작과 보행에 적합한가?

	답	한 줄 근거
지금 CAD대로 **만들 수 있는가**	**예** (조건부)	CAD와 보고서 수치가 일치하고, 부품 간섭이 0건이며, 팀 코드·테스트가 그대로 재현된다
질량 값을 **믿을 수 있는가**	**아니오**	2,440 g 중 **실측값이 없다.** 가정을 모두 반영하면 2.15~2.92 kg
서고 걸을 **모터 토크**가 있는가	**여유가 거의 없다**	고관절 좌우축 서보(XC430)가 서 있는 것만으로 스톨의 73~84%. 걷는 순간 최댓값은 스톨을 넘을 수 있다
걸을 때 구조가 버티는가	**예**	상체 부품 응력은 1 MPa 미만
넘어질 때 구조가 버티는가	**아니오일 가능성이 크다**	머리가 먼저 땅에 닿고, 목 기둥 밑동과 몸통 회전 서보가 가장 약하다
걷는지 확정할 수 있는가	**아니오**	지금까지는 정적·준정적 계산이다. 시뮬레이션 학습과 실물 시험이 정한다

가장 중요한 세 가지

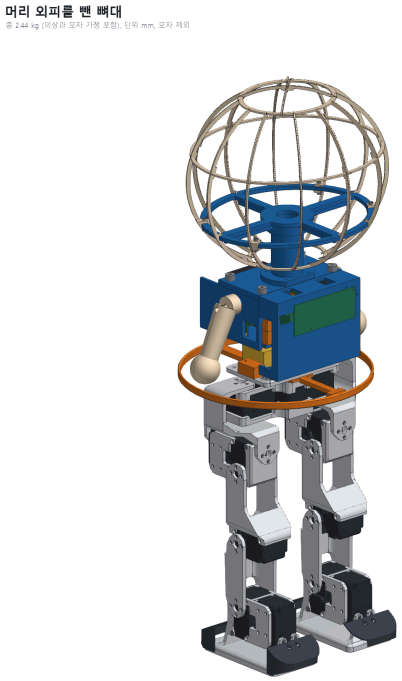
1. **무게가 모든 문제의 뿌리다.** 고관절 토크, 무릎 토크, 넘어질 때 충격 에너지가 모두 질량에 비례한다. 감량이 가장 효과가 큰 개선이다.
2. **걸을 때가 아니라 넘어질 때가 구조의 약점이다.** 머리(199 g)가 먼저 닿고, 그 충격이 목 기둥 → 뚜껑 → 몸통 회전 서보로 전달된다.
3. **우리가 가진 숫자는 대부분 "계산값"이다.** 실제 구조 안전율을 정하려면 부품 계량, 출력 시편 시험, 머리 낙하 시험이 필요하다.

팀장님께 정해 달라고 할 것 (5절 자세히): ① 목 기둥 개선안 반영 여부와 머리 받침 휠 동시 변경 ② 몸통 회전 서보 보호 구조 방향 ③ 머리 충격 흡수 구조 ④ 시험 일정(계량, 시편, 낙하)

---

2. 로봇은 어떻게 생겼나

PhoneBot(UCLA RoMeLa의 오픈소스 이족 로봇) 하체를 **그대로** 쓰고, 그 위에 팀이 새로 설계한 상체(몸통, 목, 머리 골격, 팔, 전장)를 올린 구조다.



항목	값	출처
전체 높이	620 mm (유건 제외)	[CAD]
전체 질량	2,440.2 g (의상·덮개·배선 가정 포함)	[CAD]+[가정]
관절	15개: 다리 6×2, 몸통 회전 1, 어깨 2	[CAD]
서보	XL430 ×11(다리, 몸통), **XC430 ×2(고관절 좌우축)**, XC330 ×2(어깨)	[제조사]
무게중심(CoM)	높이 260 mm, 앞뒤 −17.7 mm	[CAD]
머리	232×206×208 mm, 전체 높이의 약 1/3, PETG 늑골 골격 + 원단 덮개	[CAD]
배터리	3S LiPo 2200 mAh (9.6~12.6 V)	[제조사]

이 설계에서 알아 둘 점

- PhoneBot 원본은 1.8 kg이었다. 율전이는 **상체(약 1.1 kg)가 머리까지 포함해 원본보다 훨씬 무겁고 높다.**
- 설계는 Inventor 파일이 아니라 **CadQuery(Python) 코드**다. 치수는 `cad/params.py`에서 바꾸고, STEP/STL은 거기서 생성된다.

---

3. 단계별 검증 결과

3.1 Phase 1 — 파일과 설계 구조

- 논문의 기준값(2,440.2 g, CoM 260.1 mm, 1.257 N·m)은 **같은 코드가 낸 값**이다. 그래서 "논문값과 CAD값이 같다"는 독립 검증이 아니다. 독립 검증은 형상 재계산, 실측, 이 문서의 후속 계산에서 나온다.
- 학습·시뮬레이션용 PhoneBot 논문 원문과 모델(MJCF), 목표 보행 조건은 폴더에 없어서 팀 요약 메모로만 확인했다 **[미확인]**.
- 확인할 의심 지점 8개를 뽑았고, Phase 2~4에서 하나씩 확인했다(11절 참조).

3.2 Phase 2 — 질량과 무게중심

확인한 것: 조립 STEP의 부품 69개의 위치·부피가 팀 보고서와 0.07 mm 안에서 일치한다. 팀 코드를 다시 돌려도 같은 결과가 나온다(총질량, CoM, 간섭 0건 모두 일치, 테스트 521개 통과, 1개는 의도된 보류). **계산 오류는 찾지 못했다.**

문제: 입력 질량의 출처가 약하다.

묶음	질량	근거
서보 13개 + 케이블	792 g	**[제조사]** 서보, [가정] 케이블
PhoneBot 출력 부품 18개	412 g	**논문 총질량 1.8 kg에서 역산한 값** (실측 아님)
새 출력 부품	341 g	형상 부피 × 가정 밀도
구매 부품	308 g	일부 제조사, 다수 가정
가정 질량(의상·덮개·배선·유건 등)	300 g	**전부 가정**

경우	총질량	CoM 높이	고관절 좌우축 지표	시뮬레이션 한도(0.93 N·m) 대비
모두 낙관	2.15 kg	256 mm	1.11 N·m	1.19배
기준(팀 값)	**2.44 kg**	**260 mm**	**1.26 N·m**	**1.35배**
모두 비관	2.92 kg	272 mm	1.50 N·m	1.62배

→ 가장 낙관적인 경우에도 팀 목표(1.15배)를 넘는다. 총질량을 줄이는 길 말고는 이 지표를 낮추는 방법이 거의 없다.

3.3 Phase 3 — 관절 토크

방법: 강체 15개 모델(Phase 2)로 한 발 지지와 두 발 지지의 중력 토크를 계산하고, 걷는 동안의 최댓값은 선형 도립진자 모델로 훑었다(수직 하중 ×1.3, 압력중심 이동).

관절(서보)	서 있기	한 발 지지 정적	걷는 동안 상한	스톨 토크 (11.1 V / 9.6 V)	판정
고관절 좌우축 (XC430)	0.34	**1.24**	**1.55**	1.70 / 1.49	**여유 거의 없음**
무릎 (XL430), 15° 굽힘	0.28	0.53	0.97	1.40 / 1.11	굽힐수록 악화
무릎 (XL430), 30° 굽힘	0.44	0.87	1.48	1.40 / 1.11	**스톨 초과**
발목 좌우축 (XL430)	0.34	0 (기울이면)	1.02	1.40 / 1.11	9.6 V에서 여유 8%
고관절 앞뒤축 (XL430)	0.10	0.13	0.29	1.40 / 1.11	여유 있음

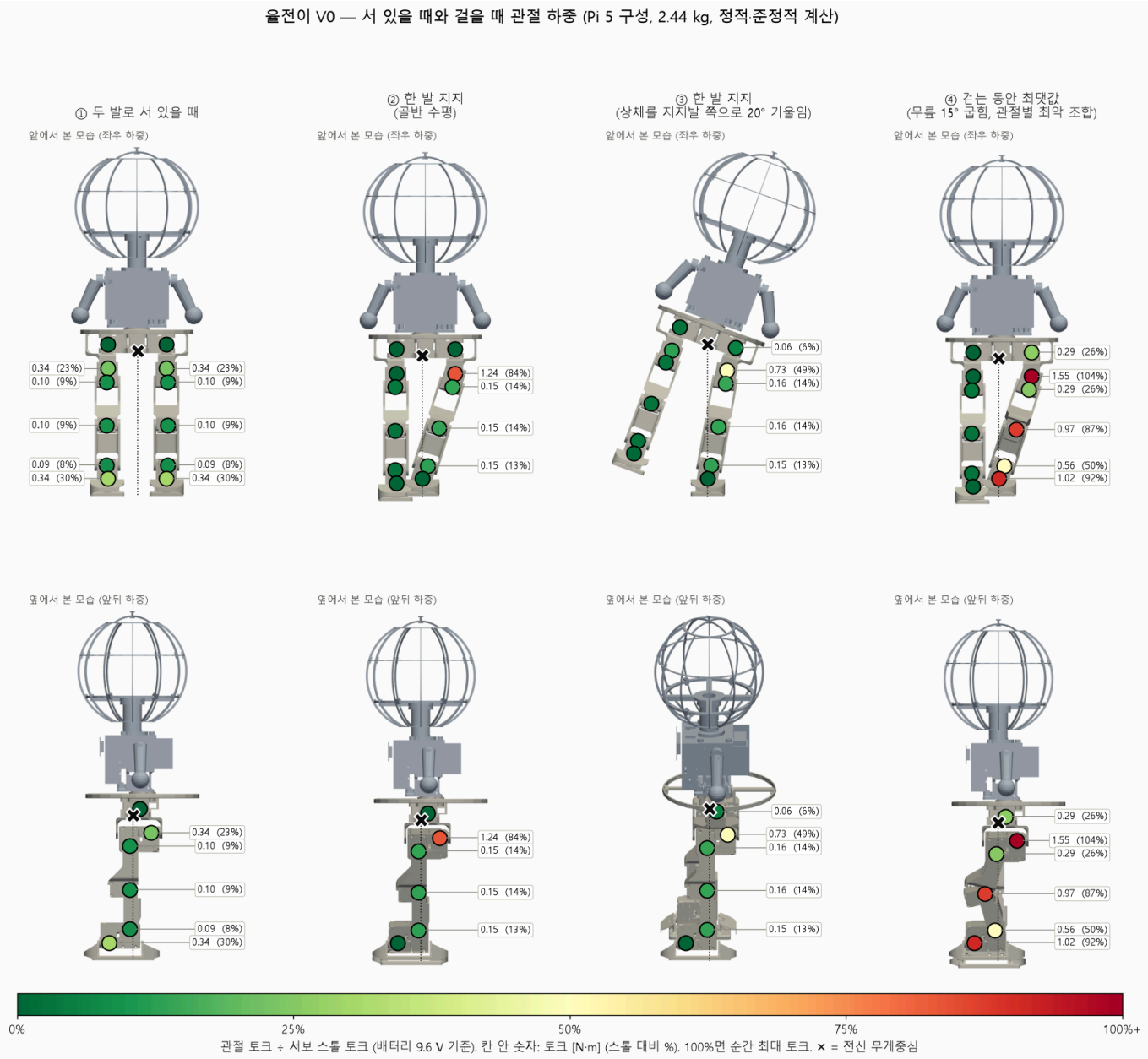
(단위 N·m. 앞의 세 열은 계산값, 스톨 열은 제조사 값. 스톨 토크는 **순간 최대값**이지 연속으로 낼 수 있는 값이 아니다.)

핵심 발견

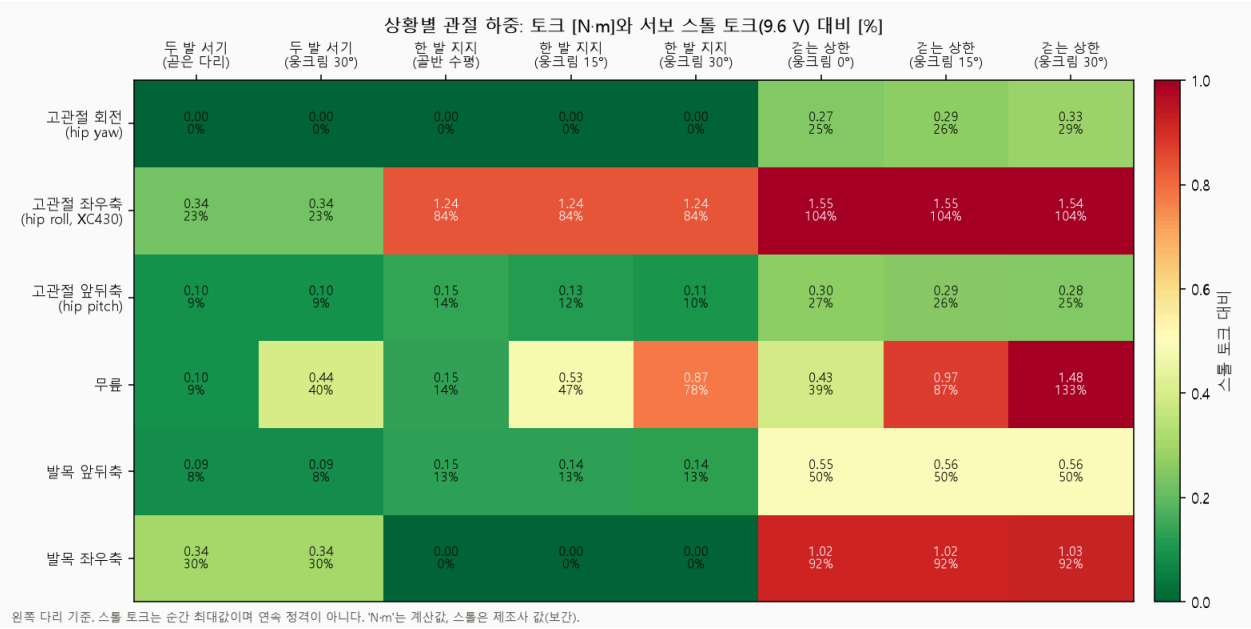
1. **고관절 지표 1.257 N·m는 "거친 상한"이 아니라 골반을 수평으로 둔 한 발 지지의 실제 정적 토크다**(계산 1.243). 이전에는 이 값이 평형이 아닌 순간이라 더 작을 수 있다고 봤는데, 정정했다.
2. **상체를 지지발 쪽으로 기울이면 이 토크가 줄어든다**: 12°면 시뮬레이션 한도 0.93 N·m 안, 20°면 0.73 N·m. 대신 머리가 옆으로 크게 흔들린다. 걸음 방식(정책)이 정할 일이다.
3. **무릎은 15° 넘게 굽히면 시뮬 한도(0.93)를 넘는다.** 무릎을 거의 편 채 걷는 정책이 필요하다.
4. **시상면 관절(무릎, 고관절 앞뒤, 발목 앞뒤)의 부하는 PhoneBot의 1.5~2.9배**다. 팀이 계산한 1.35배는 고관절 좌우축 하나의 값이고, 나머지는 이전에 계산되지 않았다.
5. **연속 구동과 발열은 판정하지 못한다.** 연속 정격이 제조사 값이 아니라 판매처 추정(스톨의 20%)뿐이고 XC430은 그것도 없다. 옷 속에서 열이 갇히는 문제는 실물 열 시험이 필요하다.

하중이 상황에 따라 어떻게 변하나 (그림)

아래 그림은 로봇 3D 모델 위에 **관절별 토크를 서보 스톨 토크(9.6 V) 대비 색으로** 칠한 것이다. 초록은 여유, 빨강은 한계에 가까움이다. 같은 로봇을 앞(좌우 하중)과 옆(앞뒤 하중)에서 본다. ×는 전신 무게중심이다.



상황	눈에 띄는 변화	왜
① 두 발로 서 있을 때	모든 관절이 30% 이하(발목 좌우축 30%, 고관절 좌우축 23%)	무게가 두 다리에 나뉘어 걸린다
② 한 발 지지(골반 수평)	**고관절 좌우축이 23% → 84%**로 급증. 발목 좌우축은 0%(몸을 기울여 무게중심을 발 위로)	상체와 반대쪽 다리 무게가 한쪽 고관절에 쏠린다
③ 상체를 지지발 쪽으로 20° 기울임	고관절 좌우축이 84% → **49%**로 감소	상체 무게중심이 고관절 위로 오면서 지렛대가 짧아진다
④ 걷는 동안 최댓값	고관절 좌우축 **104%**, 발목 좌우축 92%, 무릎 87%, 발목 앞뒤축 50%	수직 하중 1.3배와 압력중심 이동이 겹치는 최악 조합



히트맵은 같은 내용을 **상황 × 관절** 표로 정리한 것이다. 가로로 보면 한 관절이 상황에 따라 어떻게 변하는지, 세로로 보면 한 상황에서 어느 관절이 가장 힘든지 한눈에 보인다. 서 있을 때(왼쪽 두 열)는 대부분 초록이고, **한 발 지지로 가면 고관절 좌우축**이, **걷는 상한과 무릎을 굽힌 상태에서는 무릎·발목 좌우축**이 빨갛게 변한다.

주의: 스톨 토크는 순간 최대값이라 100% 미만이어도 연속으로 낼 수 있다는 뜻은 아니다. 그림의 자세는 설명용이고(④의 자세는 걷는 순간의 한 장면이 아니라 무릎 15° 굽힘 자세), 값은 정적·준정적 계산이다.

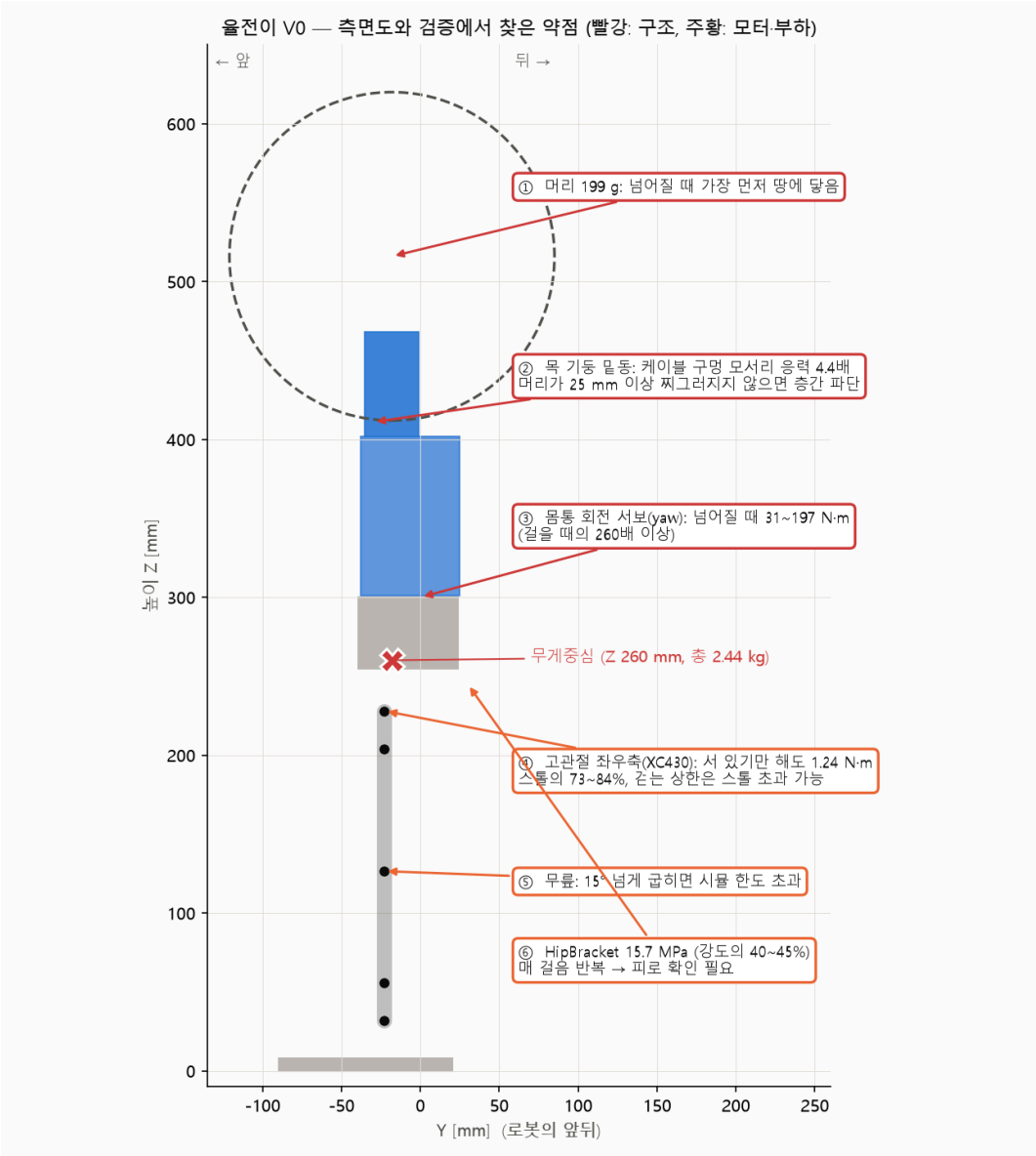
3.4 Phase 4 — 구조 안전성

방법: 걸을 때와 넘어질 때(다리를 편 채 뒤·앞으로 쓰러지는 경우)의 하중을 계산하고, 출력용 STEP을 유한요소(FEA)로 풀었다. 해석 도구는 FEA를 관 외팔보 이론과 대조해 **오차 0.4~2%** 안임을 확인했다.

부위	걸을 때	넘어질 때	판정
목 기둥 밑동(케이블 구멍)	응력 0.02 MPa, 무시	머리 찌그러짐이 25 mm 미만이면 PLA 층간 강도(35 MPa) 초과	**개선 필요**
목 플랜지 볼트, 뚜껑 인서트	무시	10 mm에서 볼트당 약 820~875 N (인서트 뽑힘 참고값 1,180 N)	확인 필요
몸통 회전(yaw) 서보 접합부	M2 나사 2 N	31~197 N·m, 나사당 460~2,900 N	**개선 필요** (서보 보호)
XC430 케이스 나사 (M2.5×4)	나사당 약 10 N	—	**문제 없음**
HipBracket(PhoneBot 원본)	최대 15.7 MPa(강도의 40~45%)	—	**피로 확인 필요**

핵심 발견

1. **넘어질 때 머리가 먼저 땅에 닿는다**(뒤로 82.8°, 앞으로 86.5°). 팀이 열어 둔 질문(뒤판 범퍼가 먼저 닿는가)의 답은 "머리가 1.6° 먼저"다.
2. **목 기둥 케이블 구멍 모서리에 응력이 4.4배 집중된다.** 목 기둥은 플랜지를 아래로 출력해서 굽힘이 **층과 층 사이를 떼어 내는 방향**으로 걸리는 것도 불리하다.
3. **몸통 회전 서보는 넘어질 때 걸을 때의 260배 이상**의 굽힘 모멘트를 받는다. XL430 출력축이 견디는 한계는 **[미확인]**이지만 이 크기면 손상 가능성이 높다.
4. 충돌 하중은 **머리가 찌그러지는 깊이(5~30 mm)**에 크게 달려 있고, 이 값은 측정되지 않았다. 그래서 안전율은 확정하지 않았다.



---

4. 개선안과 개선 결과

개선한 것: 목 기둥 (부품 하나, 다른 부품은 변경 없음)

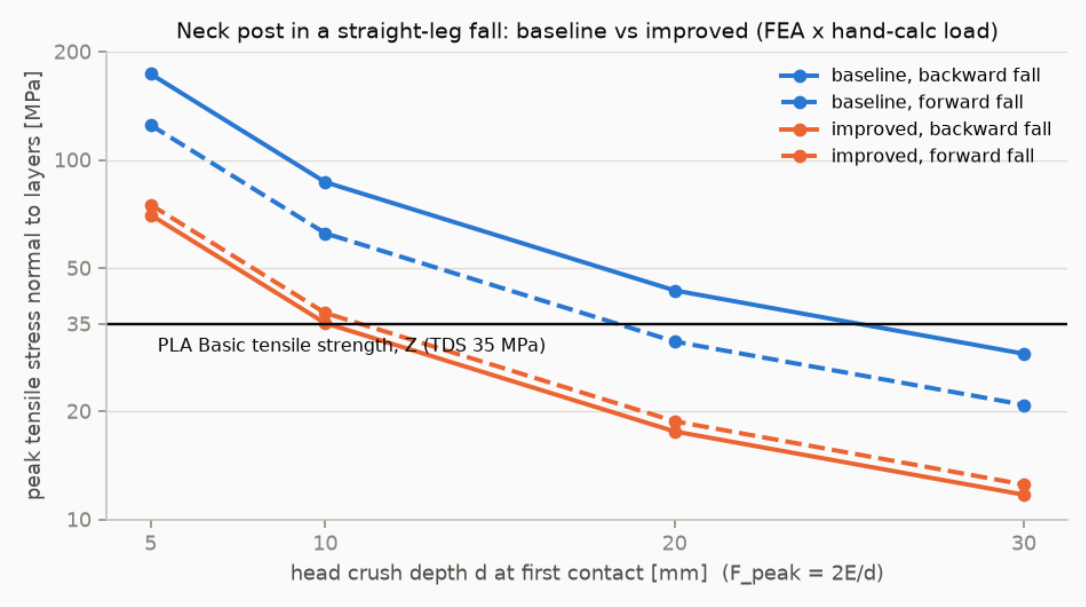
넘어질 때 가장 약한 곳이 목 기둥 밑동의 케이블 구멍 모서리였다. 그래서 인터페이스(바깥·안 지름, 플랜지, 볼트 구멍, 머리 받침 휠 연결)는 그대로 두고 세 가지만 바꿨다.

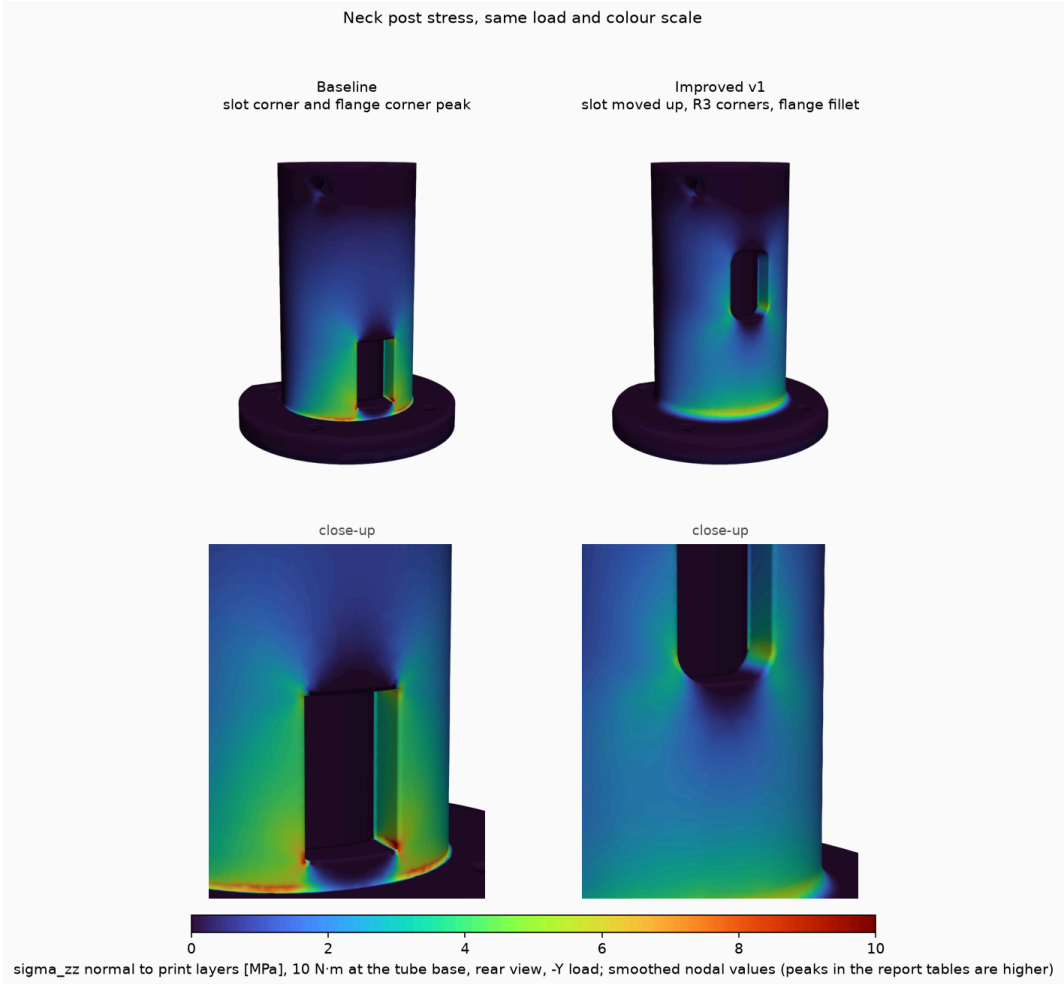
바꾼 것	원래	개선
케이블 구멍 위치	플랜지 바로 위(Z 417)	**위로 이동(Z 440)** — 넘어질 때 모멘트가 작은 곳
케이블 구멍 모서리	날카로움	**R3 둥글림**
관-플랜지 모서리	날카로움	**필렛 R2.5**

검증 결과

확인	결과
팀 검사(질량, 간섭) 재실행	총질량 2,440.2 g, CoM 동일, **간섭 0건, 검사 실패 0건**, yaw 간격 6.5 mm (원래와 같음)
목 기둥 질량	36.59 g (원래 36.6 g) — 거의 변화 없음

확인	결과
최대 응력(층에 수직, 밑동 모멘트 10 N·m 당)	뒤로 14.65 → **5.94 MPa (−59%)**, 앞으로 9.89 → **5.94 (−40%)**, 옆으로 11.88 → **6.16 (−48%)**
응력 집중 계수	약 4.2 → **약 1.7**
필요한 머리 찌그러짐 깊이(PLA 층간 강도 35 MPa 이하로 버티려면)	뒤 **약 25 mm → 약 10 mm**, 앞 약 18 mm → 약 11 mm





위 그림 읽는 법: 같은 하중(뒤로 넘어질 때 밑동 모멘트 10 N·m)을 같은 색 범위(0~10 MPa)로 칠했다. **빨강·주황이 응력이 큰 곳**이다. 왼쪽(기존)은 케이블 구멍 아래 모서리와 플랜지 모서리가 주황~빨강인데, 오른쪽(개선)은 구멍이 위로 올라가 응력이 낮은 파랑 영역에 있고 밑동도 초록 정도다. (그림은 부드럽게 평균낸 절점 값이라 최댓값이 표의 숫자보다 낮게 보인다.)

쉽게 말하면: 같은 충격에서 목 기둥의 최대 응력이 절반 안팎으로 줄었고, 머리가 조금만 찌그러져도(약 10 mm) 부러지지 않는 수준이 됐다. 다만 10 mm 미만의 딱딱한 충돌에서는 여전히 한계를 넘으므로 **머리 충격 흡수 구조는 여전히 필요**하다(필요한 깊이만 25~30 mm에서 약 10~15 mm로 낮아짐).

고려했지만 하지 않은 것

- **목 지름 38 mm**: 단면은 1.56배 튼튼해지지만 +13 g이고 머리 받침 휠 슬리브도 같이 바꿔야 한다. 이번 개선만으로 충분히 줄어서 보류했다(해석은 하지 않음).
- **몸통 회전 서보 보호, 머리 충격 흡수**: 다른 부품과 엮이는 큰 변경이라 팀장님 방향 확인 후에 진행한다.

확인이 필요한 점: 케이블 구멍 위치를 옮겨도 되는지(이 구멍으로 무엇이 지나가는지 팀 문서에 없음 **[미확인]**).

만든 파일

파일	내용
`Analysis/improved/inventor/skku_mascot_v0_pi5_improved.iam`	개선 반영 전체 조립 (Inventor 2026, 부품 69개, 7.2 MB). STEP에서 가져온 형상이라 **치수 이력은 없다** → 보기, 조립 확인, 도면, Nastran 해석용
`Analysis/improved/step/skku_mascot_v0_pi5_improved.step`	같은 조립의 STEP (109 MB)
`Analysis/improved/step/neck_post_improved.step`	개선 목 기둥만 (출력·교체용)
`Analysis/work/skku-mascot-v0/cad/head_v2.py`	개선 목 기둥 CadQuery 코드 (팀 원본 코드 수정 없이 추가)

반영 방법 (팀 코드에): `cad/head.py`의 `neck_post()`를 `cad/head_v2.py`의 `neck_post_v2()`로 바꾸면 된다(인터페이스 동일).

---

5. 팀장님과 정해야 할 것

#	결정 사항	우리가 추천하는 방향	이유
1	목 기둥 개선안(구멍 이동, 필렛) 반영	**반영.** 인터페이스가 같아 바로 교체 가능, 팀 검사 통과	부품 하나로 최대 응력 40~59% 감소
2	목 기둥 지름 확대(34→38 mm)	반영하려면 **머리 받침 휠 슬리브도 같이** 바꿔야 함. 효과와 비용 비교 후 결정	휠 질량·간섭 변경
3	몸통 회전 서보 보호	큰 베어링 링이나 스토퍼로 굽힘 하중 우회	서보 출력축 한계를 모르기 때문에 보수적으로
4	머리 충격 흡수 구조	앞·뒤 폼 두께 20~30 mm 확보, 늑골 결합을 유연하게	머리가 먼저 닿는 것이 근본 원인
5	머리-목 결합을 "의도된 약한 고리"로	큰 충격에서 머리가 빠지도록(나일론 핀 등)	팔을 먼저 부러지게 한 팀 원칙과 동일
6	감량 목표와 방법	전원 부품 142 g, 출력 채움률, 의상·덮개	모든 부하가 질량에 비례
7	시험 일정	계량 → 시편 인장 → 머리 낙하 → 전신 낙하 → 열 시험	안전율을 확정할 유일한 방법
8	제어·시뮬 팀에 전달할 조건	hip roll 한도 별도 설정, 상체 기울임 걸음, 무릎 굽힘 제한, 안전줄	3.3절 발견 1~3

---

6. 앞으로 할 일

우리(기구설계팀)가 할 수 있는 일

- 뚜껑·몸통 통·스탠드오프 FEA, Nastran 교차 확인(설정표는 Phase 4 보고서 8절). 목 기둥 개선 CAD는 완료
- 몸통 회전 서보 보호 구조, 머리 충격 흡수 구조 설계(팀장님 방향 확정 뒤)

실물과 장비가 필요한 일 (제가 대신할 수 없음)

1. 부품 계량(출력 부품, 구매 부품, PhoneBot 원본 부품)과 출력 설정(필라멘트, 인필, 벽 수) 기록
2. XC430 토크-속도 곡선 측정(9.6~12.6 V), 서보 열 시험(옷을 입힌 채)
3. 출력 시편 인장 시험(X-Y와 Z 방향)
4. 머리 낙하 시험, 인서트 뽑힘 시험, 전신 낙하 시험(안전줄)
5. 시뮬레이션 학습 결과에서 hip roll 필요 토크, 걸음 중 압력중심 기록

---

7. 예상 질문과 답

Q. 서보 스톨 토크의 73%면 괜찮은 거 아닌가요? 스톨 토크는 **순간적으로 낼 수 있는 최대값**이고, 연속으로 낼 수 있는 값이 아니다. 판매처 추정으로 연속 가능 토크는 스톨의 20% 정도다. 그러면 서 있기만 해도 hip roll이 연속 추정치의 1배, 한 발 지지는 3.7배다. 열이 문제인데, 연속 정격이 제조사 값이 아니라서 실물 열 시험이 필요하다.

Q. XC430으로 바꿨는데 해결된 게 아닌가요? 스톨 토크가 1.4 → 1.7 N·m로 오르긴 했다(질량도 7.8 g 늘었다). 하지만 걷는 동안 최댓값(1.55 N·m)은 9.6 V 스톨(1.49 N·m)을 넘을 수 있다. 그리고 시뮬레이션이 모든 관절에 0.93 N·m를 쓰면 한 발 지지가 불가능하다. XC430의 토크 곡선을 재서 한도를 따로 정해야 한다.

Q. 이 결과로 걷는다고 말할 수 있나요? 아니요. 지금은 정적·준정적 계산이다. 걷는지는 시뮬레이션 학습과 실물 시험이 정한다. 우리가 말할 수 있는 것은 "여유가 거의 없고, 이런 조건(상체 기울임, 무릎 거의 폄)이 필요하다"까지다.

Q. FEA 결과를 믿어도 되나요? 도구를 보 이론과 대조해 0.4~2% 안임을 확인했다. 다만 이 FEA는 선형 탄성이고 볼트 예압, 접촉, 파괴를 넣지 않았으며, 날카로운 모서리 응력은 메시를 줄일수록 커진다(특이점). 그래서 안전율을 확정하지 않고 "응력 / 강도" 비율과 민감도를 보여 준다.

Q. 출력물 강도는 어디서 가져왔나요? Bambu PLA Basic 제조사 자료(X-Y 39 MPa, Z 35 MPa)다. 표준 시편 값이라 실제 부품은 이보다 낮을 수 있고, 팀이 쓰는 필라멘트도 확인하지 않았다. 시편 시험이 필요하다.

Q. 왜 넘어짐을 검토했나요? 시험 초기에는 로봇이 자주 넘어진다. 그때 약한 곳이 부서지면 시험이 멈춘다. 팔을 먼저 부러지게 한 팀의 설계 원칙과도 맞닿아 있다.

Q. 감량하면 얼마나 좋아지나요? 고관절 정적 토크는 1 g당 0.51 mN·m 줄어든다. 팀 목표 총질량 2,077 g까지 363 g을 덜면 1.06 N·m로 XC430 스톨(9.6 V)의 71%다. 넘어짐 충격 에너지도 질량에 비례한다.

---

8. 용어 풀이

용어	뜻
스톨 토크	서보가 멈춘 상태에서 낼 수 있는 최대 토크. 순간값이라 연속 사용 불가
연속 토크	과열 없이 계속 낼 수 있는 토크. 이 프로젝트에서는 스톨의 20%로 **추정**(제조사 값 아님)
무게중심(CoM)	전체 질량의 평균 위치. 발바닥 범위 안에 있어야 서 있을 수 있다

용어	뜻
정적 토크	움직임 없이 중력만 버틸 때 필요한 토크
준정적 / 동적	정적에 속도·가속을 거의 넣지 않은 것 / 가속까지 넣은 것. 이번 계산은 준정적과 경계값
hip roll	고관절 좌우축. 다리를 옆으로 벌리는 관절
LIPM	선형 도립진자 모델. 걷는 동안 무게중심과 발바닥 압력중심 관계를 단순하게 푸는 모델
압력중심	발바닥이 땅을 누르는 힘의 작용점
FEA	유한요소해석. 부품을 작은 조각으로 나눠 응력과 변형을 계산
응력 집중	구멍·모서리 주변에서 평균보다 응력이 몇 배 커지는 현상. 이번 목 기둥은 4.4배
층간 강도	FDM 출력물의 층과 층 사이 접착 강도. 층 방향보다 약하다
안전율	재료 강도 ÷ 걸리는 응력. 하중과 강도가 측정되기 전에는 확정하지 않는다
특이점	날카로운 모서리처럼 이론상 응력이 무한대로 커지는 곳. 메시를 줄일수록 값이 커진다

---

9. 정확도와 한계

- **측정값이 없다.** 질량, 강도, 서보 곡선, 열, 넘어짐 충격 모두 계산 또는 가정이다.
- **보행 데이터가 없다.** 토크 상한과 스윙 다리는 가정한 보행 조건으로 계산했다.
- **FEA는 선형 탄성**(등방성, 접촉 없음, 파괴 없음)이다. 출력물 이방성은 Z 방향 강도와 비교해 보완했다.
- **넘어짐 하중**은 머리가 선형 스프링처럼 찌그러진다는 단순 모델이고 보수적이다(다리가 접히지 않고 에너지를 머리 한 점에서 흡수한다고 봄).
- **PhoneBot 비교**는 원본 상체 위치를 팀의 추정값에 맞춘 것이라 오차가 있다.
- 팀 테스트 재현은 521개 통과, 1개 보류(Jetson 캐리어 구멍 실측 전)이고, 팀 문서의 543개와 개수가 달라 원인을 확인하지 못했다.

---

10. 한 줄 결론

> **율전이 V0는 만들 수 있고, 서서 걷기 시작할 가능성은 남아 있지만, 토크 여유가 거의 없고 넘어짐에 약하다.**
> 먼저 목 기둥 개선을 반영하고, 부품 계량과 시편·낙하 시험으로 숫자를 확정하며, 감량과 머리 충격 흡수·몸통 회전 서보 보호 구조를 팀장님과 정하는 것이 순서다.

---

11. 이전 보고서 정정

보고서	원래 내용	정정
Phase 1 §2.2	hip roll 지표는 평형이 아닌 순간의 값이라 실제는 더 작을 수 있다	골반 수평 한 발 지지의 **실제 정적 토크와 같다**(1.243 vs 1.257 N·m)
Phase 1 S4	XC430 케이스 나사(진입 2.45 mm) 뽑힘 위험	나사당 최대 약 10 N, 강도 문제 아님. 조립 때 과조임만 주의
Phase 1 S6·S7	목 기둥 외팔보 충격, 뒤로 넘어질 때 머리가 먼저 닿는지	**둘 다 사실로 확인**

부록 A. 자세한 보고서와 파일

문서	내용	파일
Phase 1	파일·설계 구조 분석, 누락 자료, 역할 분담	`Analysis/reports_pdf/phase1_report.pdf`
Phase 2	질량, 무게중심, 링크 관성, 민감도, 팀 코드 재현	`Analysis/reports_pdf/phase2_report.pdf`
Phase 3	관절 토크, 서보 비교, 골반 기울임	`Analysis/reports_pdf/phase3_report.pdf`
Phase 4	넘어짐 하중, FEA, 개선안, 시험 계획	`Analysis/reports_pdf/phase4_report.pdf`

재현: `Analysis/phase2_*.py`, `phase3_*.py`, `phase4_*.py`, `Analysis/improved/` (개선 CAD와 검사). 원본 zip, PDF, 풀어 놓은 사본(`_extracted/`)은 수정하지 않았다.