율전이 V0 — Phase 3 보고서: 관절 하중과 모터 토크

작성일 2026-11-17 · 대상: Pi 5 구성 2,440 g · 입력: Phase 2 강체 15개 모델(`phase2_out/body_model_pi5.json`) 코드: `Analysis/phase3_torque.py`, `Analysis/phase3_plots.py` · 결과: `Analysis/phase3_out/`

출처 표기: **[계산]** 이번에 계산 · **[제조사]** ROBOTIS 사양(팀 조사 메모 `docs/research/parts_dynamixel.md`, `finder_r2.md`) · **[PhoneBot]** PhoneBot 논문의 시뮬 모델(팀 요약) · **[가정]** 내가 정한 값 · **[미확인]** 자료 없음

---

0. 결론 요약

1. **고관절 좌우축(hip roll, XC430)이 가장 위험하다.** 한 발 지지의 정적 토크가 **1.243 N·m**다. XC430 스톨 토크의 73%(11.1 V, 1.7 N·m), **84%(9.6 V, 1.486 N·m)** 이고, 연속 토크 추정치(스톨의 20% ≈ 0.34 N·m)의 3.7배다. 팀의 지표 1.257 N·m와 1% 안에서 같다. 즉 이 지표는 "거친 상한"이 아니라 **한 발 지지를 정적으로 유지하는 데 필요한 값 그 자체**다(3.2절).
2. **골반 수평으로 서는 한 이 토크는 줄지 않지만, 상체를 지지발 쪽으로 기울이면 줄어든다.** 골반이 수평이면 hip roll 토크는 "전체 질량 × 중력 × 52.5 mm"(고관절이 골반 중심에서 52.5 mm 옆)로 정해져 기울임·웅크림과 무관하다(1.243). 골반(상체)을 지지발 쪽으로 기울이면 −10°에서 1.00, −20°에서 0.73, −30°에서 0.43 N·m로 내려간다(`phase3_pelvis_tilt.py`, 3.2절). **시뮬 한도 0.93 안에 들어가려면 약 −12° 이상 기울여야 한다.** 이는 걸음 방식(정책)이 정할 일이고, 대가로 머리·상체가 옆으로 크게 흔들리고 의상과 스윙 발 간섭이 생긴다.
3. **걷는 동안의 상한(수직 하중 ×1.3, 압력중심 이동 반영, 골반 수평)은 hip roll 1.55 N·m**로, 9.6 V 스톨(1.486 N·m)을 넘는다. 이 값은 최악 조합의 경계이고 골반 기울임은 포함하지 않았다. 배터리가 방전되어 전압이 낮을 때 **가장 불리한 순간에는 스톨 토크가 부족**할 수 있다. 시뮬레이션 한도 0.93 N·m(모든 관절 공통)로는 골반 수평 한 발 지지를 만들 수 없다(1.34배 부족).
4. **무릎은 굽힐수록 급격히 나빠진다.** 정적 한 발 지지에서 무릎 토크는 `0.15 + 0.024·θ` N·m (θ = 굽힘 반각, deg, 선형 맞춤). 걷는 상한 기준으로 θ = 15°에서 0.97 N·m(시뮬 한도 0.93 초과), θ = 30°에서 1.48 N·m(11.1 V 스톨 1.4 초과). **무릎을 거의 편 채로 걷는 정책이 필요하다.**
5. **스윙 다리 토크는 문제 아님**(관절당 0.05~0.11 N·m). 단 내가 가정한 큰 보폭(무릎 40°)은 무릎 속도가 6.6 rad/s로 무부하 속도(5.97 rad/s)를 넘는다. 보폭을 줄이면(무릎 30°) 4.9 rad/s로 여유가 생긴다.
6. **PhoneBot 대비**: 한 발 지지 정적 토크가 hip roll 1.34배, hip pitch 1.9~2.6배, 무릎 1.5~2.7배, ankle pitch 2.1~2.9배다. 팀의 1.35배는 hip roll 한 관절의 값이고, **시상면 관절(무릎, 고관절 앞뒤, 발목)은 더 크게 늘었는데 팀 문서에는 아직 계산이 없다**(13절 1번의 "나머지 11개 관절 미계산"). 다만 PhoneBot 쪽 상체 위치는 추정값이라 비율에 오차가 있다.
7. **연속 구동과 발열은 판정하지 못한다.** 연속 정격이 제조사 값이 아니라 판매처의 추정(스톨의 20%)뿐이고, XC430은 그것조차 없다. 서 있기만 해도 ankle roll 0.338 N·m가 XL430 연속 추정치 0.28의 1.2배다. 실물 열 시험이 필요하다(6절).

---

1. 모델과 가정

1.1 기구 모델

- 강체 15개(Phase 2): 골반 + 다리 링크 6×2 + 몸통(yaw 위) + 팔 2. 영점 자세 = STEP 저장 자세(다리를 편 자세). 관절 13개(몸통 yaw 1, 다리 6×2), 어깨는 0°로 고정.
- 관절 축과 위치(mm, 왼쪽 다리; 오른쪽은 X 부호 반대) — 팀이 STEP에서 측정(`step_axes.md`) **[CAD]**

관절	축	위치 (x, y, z)
몸통 yaw	Z	(0, 0, 280.2)
hip yaw	Z	(52.5, −6.0, 271.3)
hip roll	Y	(52.5, 14.5, 228.0)
hip pitch	X	(54.45, −22.8, 204.0)
knee	X	(54.45, −22.8, 126.5)
ankle pitch	X	(54.45, −22.8, 56.0)
ankle roll	Y	(52.5, −60.1, 32.0)

- 운동학: 지수 곱 `T_b(q) = Π exp(ξ_j q_j)`. 지지발은 항상 영점 위치에 고정(그 발에 대해 로봇 전체를 다시 뿌리 내림).
- 신체 질량·관성: Phase 2 기준 경우(2,440 g). 질량이 달라지면 정적 토크는 거의 질량에 비례한다(4절).

1.2 계산 방법

A. 정적 중력 토크. 관절 j의 축 `a_j`, 위치 `p_j`, 지면 반대쪽 강체 집합 F_j(지지다리 관절은 지면에서 먼 쪽, 스윙 다리 관절은 말단 쪽)에 대해

`τ_j = − a_j · Σ_{b∈F_j} (r_b − p_j) × (m_b g)`, `g = (0, 0, −9.81) m/s²`

- 두 발 지지: 중앙 질량을 양다리에 절반씩 나눈다(대칭 자세 가정).
- 한 발 지지: 전신 질량중심(CoM)이 지지발 바닥 중심(x = ±52.5 mm) 위에 오도록 지지다리의 `ankle roll = b`, `hip roll = −b`(골반 수평 유지)를 이분법으로 찾는다. 스윙 다리는 영점 또는 들어 올린 자세.
- 웅크림: `hip pitch = −θ, knee = +2θ, ankle pitch = −θ` (발바닥 수평 유지, θ = 0, 15, 30°).

B. 걷는 동안의 지지다리 상한 (선형 도립진자, LIPM). 지지다리 아래에서 위로 뉴턴-오일러:

`τ_j = −a_j · [ (c − p_j) × F + Σ_{b: 발~관절 j 사이} (r_b − p_j) × (m_b g) ]` `F = λ M g · ( (x_G − x_c)/z_G, (y_G − y_c)/z_G, 1 )`

`c` = 압력중심(발바닥 위), `G` = 전신 CoM, λ = 수직 하중 계수(1.0, 1.3), 지지다리 링크는 준정적. 훑는 범위:

변수	B_walk (보행 상한)	B_full (전도 한계)
압력중심 x	발바닥 폭 전체 (22.5~82.5 mm)	같음
압력중심 y	발목 pitch 축 ±20 mm	발바닥 길이 전체 (−89.6~20.4)
CoM x	정중선(0)에서 지지발 위(52.5)까지	같음
CoM y	자세 값 그대로	같음

이 상한은 "가장 나쁜 조합"의 경계값이다. 예를 들어 hip roll 최악 경우는 λ = 1.3, 압력중심이 발 안쪽 끝(x = 22.5), CoM이 정중선(x = 0)인 순간이다. 실제 보행이 이 조합에 닿는지는 시뮬레이션 데이터로만 알 수 있다.

C. 스윙 다리 역동역학 (골반 고정, 몸 직립). `τ_j = dH_j/dt − a_j·Σ(r_b − p_j)×m_b g`, `H_j = a_j·Σ[R_b I_b R_bᵀ ω_b + m_b (r_b − p_j)×v_b]`, 수치 미분. 보행 궤적은 **[가정]**: 스윙 시간 = 0.5/f, hip pitch `A cos(πt/T) − 0.5K sin(πt/T)`, knee `K sin(πt/T)`, ankle은 발을 수평으로 유지. 걸음 데이터가 아직 없으므로 설계 결론이 아니라 규모 확인용이다.

1.3 서보 사양 [제조사]

서보	전압	스톨 토크	스톨 전류	무부하 속도	사용 관절
XL430-W250-T	9.0 / 11.1 / 12.0 V	1.0 / 1.4 / 1.5 N·m	1.0 / 1.3 / 1.4 A	47 / 57 / 61 rpm	11개

서보	전압	스톨 토크	스톨 전류	무부하 속도	사용 관절
XC430-W240-T	9.0 / 11.1 / 12.0 V	1.4 / 1.7 / 1.9 N·m	1.1 / 1.3 / 1.4 A	70 rpm (12 V)	hip roll 2개

- 9.6 V 값은 9.0과 11.1 V 사이 직선 보간(XL430 1.114, XC430 1.486 N·m) **[계산]**. 배터리 사용 범위는 9.6~12.6 V. XL430은 12.0 V가 정격 최대.
- 시뮬레이션 한도 **[PhoneBot]**: 가속 토크 0.93 N·m(2.0 rad/s까지), 5.97 rad/s에서 0.08 N·m로 직선 감소.
- 연속 토크 추정 = 스톨의 20% **[가정]**. 근거는 ROBOTIS America 판매 페이지의 XL430 추정 정격 0.28 N·m 하나(스톨 1.4의 20%로 계산한 값이라고 적혀 있음). **제조사 보증값이 아니다.** XC430은 같은 비율을 적용했을 뿐 근거가 없다.
- **스톨 토크는 연속으로 낼 수 있는 토크가 아니다.** 아래 표의 "스톨 대비 %"는 순간 여유이고, 연속 가능성은 별개로 6절에서 다룬다.

---

2. 검증 (모델이 맞는지)

확인	결과
한 발 지지 hip roll 토크 vs 팀 지표 M·g·0.0525 = 1.257 N·m	1.243 N·m, 차이 1.1%. 차이는 지지다리 자체 질량이 지렛대 안쪽에 있어서 생김
PhoneBot 기준(상체 위치를 팀이 추정한 CoM에 맞춤)의 hip roll	0.929 N·m — 팀이 계산한 0.927, 시뮬 한도 0.93과 일치
한 발 지지, 기울임 없음(CoM 정중선)	hip roll 1.243, ankle roll 1.241 N·m. 두 관절이 같은 모멘트를 나눠 가짐(축 높이가 다른데도 거의 같은 값이므로 합이 맞음)
두 발 지지 hip roll 0.340	손계산: 상체·골반 질량 절반(≈0.70 kg) × 9.81 × 0.0525 ≈ 0.36 N·m에서 바깥쪽 브래킷 보정 −0.004 ≈ 0.35 → 일치

→ 계산 경로 자체의 오류는 찾지 못했다. **물리적 입력(질량, 관절 위치)의 불확실성이 결과의 한계**다.

---

3. 결과

3.1 두 발 지지 (각 다리, 대칭 웅크림) [N·m]

웅크림 θ	CoM 높이	hip yaw	hip roll	hip pitch	knee	ankle pitch	ankle roll
0°	259.2 mm	0.000	0.340	0.101	0.098	0.092	0.338
15°	255.2	0.000	0.340	0.101	0.276	0.092	0.338
30°	243.7	0.000	0.340	0.101	0.441	0.092	0.338
45°	225.4	0.000	0.340	0.101	0.583	0.092	0.338

- 서 있는 것만으로 **hip roll 0.340**(XC430 연속 추정치 0.34의 100%), **ankle roll 0.338**(XL430 연속 추정치 0.28의 120%)이 걸린다. 다리가 수직이고 발과 고관절이 같은 x에 있어서, 중앙 질량이 만드는 모멘트를 롤 관절 두 개가 받는다. (다리를 바깥으로 벌리면 줄지만 발 간격이 바뀐다.)
- 이 자세의 hip pitch(0.10)는 팔다리 질량 분포상 작다. 무릎은 웅크림에 비례해 늘어난다.

3.2 한 발 지지 (왼발 지지, CoM이 발바닥 중심 위) [N·m]

경우	기울임	hip roll	hip pitch	knee	ankle pitch	몸통 yaw
곧은 다리, 스윙 없음	−17.3°	1.243	0.153	0.151	0.145	0
웅크림 15°	−17.8°	1.243	0.132	**0.527**	0.144	0

경우	기울임	hip roll	hip pitch	knee	ankle pitch	몸통 yaw
웅크림 30°	−19.4°	1.243	0.111	**0.870**	0.143	0
웅크림 30°, 오른발 20° 들기	−19.4°	1.243	0.091	0.850	0.122	0
몸통 +90° 회전, 곧은 다리	−15.3°	**1.099**	0.326	0.323	0.317	0
기울임 없음(팀 지표 경우)	0°	1.243	0.161	0.158	0.152	0 (ankle roll **1.241**)

(기울임 −17°는 풀이 결과다. 기하 추정 asin(52.5/196) ≈ 15.5°와 가깝고, 지지다리 자신의 질량이 함께 기울어 약간 더 필요하다.)

왜 hip roll이 골반 수평에서는 기울임과 무관한가: 골반이 수평이면 전신 CoM이 골반 중심 위에 있고, 지지 쪽 고관절은 골반 중심에서 52.5 mm 옆에 고정이다. CoM을 지지발 위에 올리면 `x_발 ≈ x_CoM ≈ x_골반`이므로 고관절과 CoM 사이의 수평 거리는 기울임과 상관없이 52.5 mm이고, `τ ≈ M g (52.5 mm) + (지지다리 질량 보정)`가 된다 (1.243 vs 1.257). 기울임을 바꾸면 **ankle roll** 토크만 0 ↔ 1.241 사이에서 바뀐다(표의 마지막 두 행). hip roll을 바꾸려면 **골반 자체를 기울여** 상체 질량중심을 고관절 위로 옮겨야 한다. 몸통을 90° 돌리면 머리(CoM 앞 18 mm)가 옆으로 와서 지렛대가 짧아져 1.099로 줄지만, 대신 시상면 관절 토크가 약 2배로 늘어난다.

골반 기울임의 효과 (한 발 지지, 곧은 다리, CoM은 항상 지지발 바닥 중심 위, `phase3_pelvis_tilt.py`)

골반을 지지발 쪽으로 기울인 각	필요한 ankle roll 각	hip roll 토크	XC430 9.6 V 스톨(1.486) 대비	시뮬 한도 0.93 대비
0° (수평)	−17.3°	1.243	84%	1.34배
5°	−15.6°	1.126	76%	1.21배
10°	−13.9°	1.000	67%	1.08배
15°	−12.0°	0.867	58%	0.93배
20°	−10.0°	0.727	49%	0.78배
30°	−5.9°	0.432	29%	0.46배

(반대 방향으로 기울이면 악화된다: 5° 1.350, 10° 1.448, 20° 1.609.) 이 계산은 정적이고 **골반을 실제로 기울이며 걸으면 정적 계산에 없는 동적 부하가 추가로 생기고, 3.4절의 걷는 동안 상한에는 이 기울임이 들어 있지 않다.**

3.3 서보 한계와의 비교 — 한 발 지지, 정적 (웅크림 15°, 중간 자세)

관절	서보	정적 토크	스톨 11.1 V	스톨 9.6 V	스톨 대비 (11.1 / 9.6 V)	연속 추정	정적/연속 추정	시뮬 한도 0.93 대비
hip roll	XC430	1.243	1.700	1.486	73% / **84%**	0.340	**3.7배**	**1.34배**
hip pitch	XL430	0.132	1.400	1.114	9% / 12%	0.280	0.5배	0.14배
knee	XL430	0.527	1.400	1.114	38% / 47%	0.280	**1.9배**	0.57배
ankle pitch	XL430	0.144	1.400	1.114	10% / 13%	0.280	0.5배	0.15배

3.4 걷는 동안의 상한 (LIPM, 3.2절 B) [N·m]

B_walk (압력중심 y를 발목 축 ±20 mm로 제한):

웅크림 θ	hip yaw	hip roll	hip pitch	knee	ankle pitch	ankle roll
0°	0.275	**1.552**	0.296	0.433	0.554	**1.021**
15°	0.294	**1.549**	0.286	**0.974**	0.558	**1.022**
30°	0.325	**1.540**	0.282	**1.479**	0.559	**1.027**

B_full (압력중심이 발바닥 어디든): hip roll 1.54~1.55, **ankle pitch 1.52~1.56**(발 앞끝에 압력중심이 가는 경우), knee 0.95 / 1.34 / 1.85, hip pitch 0.44~0.45, ankle roll 1.02~1.03, hip yaw 0.57~0.64.

관절	상한(B_walk, 15° 기준)	스톨 11.1 V 대비	스톨 9.6 V 대비	판정(순간 토크)
hip roll (XC430)	1.549	91%	**104%**	**9.6 V에서 스톨 초과**
ankle roll	1.022	73%	**92%**	9.6 V에서 여유 8%뿐
knee (15°)	0.974	70%	87%	시뮬 한도 0.93은 넘음
knee (30°)	1.479	**106%**	**133%**	**스톨 초과**
ankle pitch	0.558 (B_full 1.55)	40% (B_full 111%)	50% (B_full 139%)	압력중심이 발 앞끝에 가면 초과
hip pitch	0.286	20%	26%	여유
hip yaw	0.294	21%	26%	여유

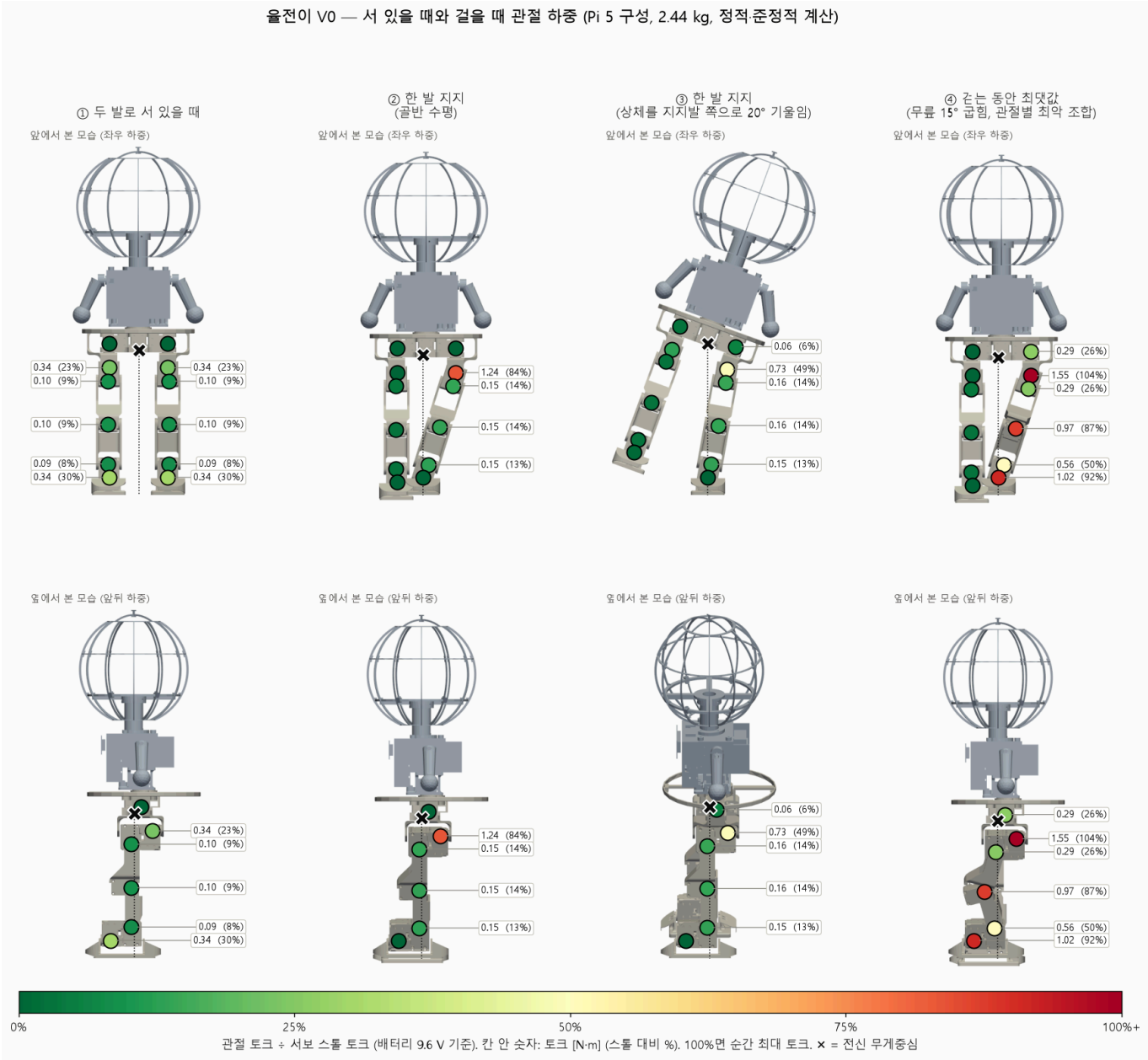
3.5 스윙 다리 (가정한 궤적) [N·m]

보행 궤적 가정	hip pitch 토크 / 속도	knee 토크 / 속도	ankle pitch 토크 / 속도	시뮬 한도 대비 최소 여유
1.5 Hz, hip ±24°, knee 40°	0.108 / 5.14 rad/s	0.089 / **6.58 rad/s**	0.058 / 5.14	knee **−0.009 (한도 초과)**
1.5 Hz, hip ±12°, knee 30°	0.075 / 3.16	0.065 / 4.93	0.048 / 3.16	0.236
1.0 Hz, hip ±24°, knee 40°	0.104 / 3.43	0.049 / 4.39	0.044 / 3.43	0.370

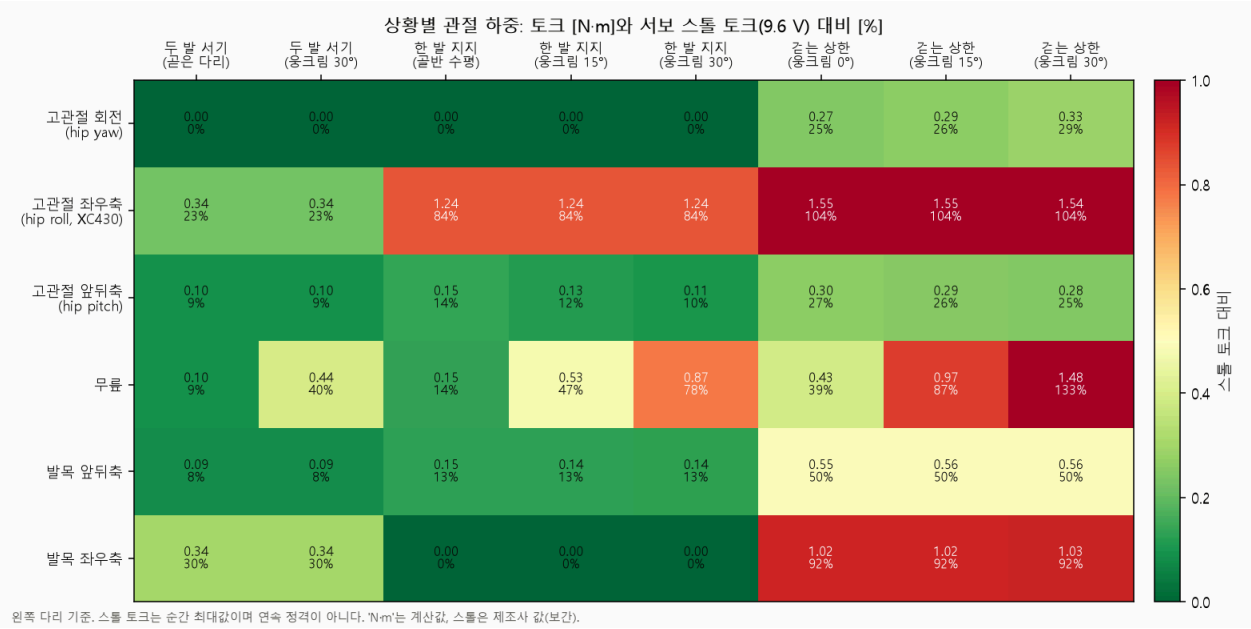
- 토크는 작지만 **속도가 무부하 속도에 가까워 속도-토크 직선 감소(시뮬 모델)가 한도를 깎는다.** 첫 행은 PhoneBot의 목표 발 높이(3 cm)보다 훨씬 큰 동작이라 설계 결함이 아니라 내 가정이 과한 것이다. 보행 속도 영역은 시뮬레이션에서 확인할 일이다.
- 몸통 yaw: 정적 토크 0. 관성 $I_{zz} = 1.716\times10^{-3}\ \text{kg·m}^2$ (Phase 2)에 각가속도 50 rad/s²를 주어도 $\tau = I\,\alpha = 0.086\ \text{N·m}$로 무시할 수 있다(손계산). 마찰·베어링 하중은 별도.

3.6 하중이 상황에 따라 어떻게 변하나 (그림, 3D 모델 위에 표시)

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.

---

4. 질량 불확실성의 영향

정적 한 발 지지 토크는 거의 질량에 비례한다(CoM 위치 변화는 2차 효과). Phase 2의 질량 범위를 적용한 근사 **[계산]**:

경우	총질량	hip roll 정적 (근사)	XC430 스톨 11.1 V 대비	9.6 V 대비
모두 낙관	2,147 g	≈ 1.09 N·m	64%	73%
기준	2,440 g	1.243	73%	84%
모두 비관	2,921 g	≈ 1.49	88%	**100%**

→ 비관 경우에는 정적 한 발 지지만으로 9.6 V 스톨에 닿는다. 어느 경우에도 연속 추정치(0.34)의 3배 이상이다.

---

5. PhoneBot과의 비교 (같은 방법으로 계산)

PhoneBot 쪽 입력: 하체는 같은 링크 모델, 상체 = 1.8 kg − 하체 = **483 g**을 CoM (0, −24.4, 375.8)에 둔 점질량(팀이 추정한 원본 CoM y −21.6, z 214.9에 맞춤). 이 CoM과 휴대폰 195 g 가정이 **[추정]**이라 비율에 오차가 있다.

한 발 지지 정적 토크 비 (율전이 / PhoneBot)	θ = 0°	θ = 15°	θ = 30°
hip roll	1.34	1.34	1.34
hip pitch	2.61	2.24	1.92
knee	2.68	1.59	1.49
ankle pitch	2.86	2.40	2.09

- hip roll 1.34배는 질량비 2,440/1,800 = 1.36과 일치. 시상면 관절이 더 크게 늘어난 이유는 PhoneBot의 상체가 가볍고 낮은데(483 g, Z 376) 율전이는 상체가 1.1 kg + 머리라 CoM이 지지 관절 위로 훨씬 멀리 올라간 점, 그리고 율전이의 CoM이 발목 pitch 축 뒤 5 mm(원본 1 mm)로 더 어긋난 점이다.
- PhoneBot은 한 발 지지 hip roll이 이미 시뮬 한도 0.93에 닿아 있었고(0.929) 그 상태로 걷는다. 팀 문서의 "원본도 여유 없는 설계"가 맞다.

---

6. 연속 구동과 발열

- **연속 정격 자료가 없다.** XL430 0.28 N·m는 판매처의 추정(스톨 20%)이고, XC430은 근거가 없다. 열 한계는 XL430 72 °C, XC430 80 °C, 어깨 XC330 70 °C(팀 조사 메모).
- 정적 부하의 연속 추정 대비 비율: 서 있기 hip roll 1.0배, ankle roll 1.2배 / 한 발 지지 hip roll **3.7배**. 걷는 동안 한 발 지지 시간은 주기의 약 절반이므로 평균 토크는 낮아지지만 **얼마인지는 걸음 데이터 없이 모른다.**
- 토크-전류 직선 근사(`I ≈ I_stall·τ/τ_stall`, 11.1 V, 무부하 전류 제외) **[계산]**: hip roll 한 발 지지 ≈ 0.95 A, 서 있기 ≈ 0.26 A. 팀 전원 설계의 hip roll 부하율 0.90(스톨 대비)과 같은 방향이지만, 이 계산은 정적 한 발 지지 순간 값이다. 권선 저항(발열 계수)이 **[미확인]**이라 온도는 계산하지 않는다.
- 옷 안에서 열이 갇히는 효과(팀 추정 69~86 W)는 열 시험으로만 확인할 수 있다. Phase 4 이후 실험 항목: ① 서 있기 10분, ② 한 발 지지 반복, ③ 옷을 입힌 채 같은 시험, 서보 온도와 전류 기록.

---

7. 한계와 가정 정리

항목	상태
질량·관성	Phase 2의 [모델]·[가정] 질량. 측정값 없음
보행 데이터	없음. B(상한)는 경계값, C(스윙)는 가정 궤적
동적 보행 안정성	**이 계산으로 확정할 수 없다.** 정적·준정적 + 경계값뿐
서보 토크-속도 곡선	스톨과 무부하만 사용(직선 보간). XC430 곡선 **[미확인]**
전압 강하	부하 시 전압 강하는 반영하지 않았다(전원 설계 문서가 따로 다룸)
중력 외 외력	의상 접촉, 충돌, 낙상 충격은 포함 안 함
백래시, 마찰, 관절 감쇠	포함 안 함
어깨 서보(XC330)	팔 6.9 g이라 토크 무시 가능, 계산 안 함

---

8. Phase 4와 시뮬레이션 팀에 넘기는 것

설계 판단용 (Phase 4)

1. hip roll 부하 경로: XC430 케이스 체결(M2.5×4, 진입 2.45 mm)이 최대 토크 1.55 N·m를 받는다. 나사 뽑힘·케이스 변형 검토 필요(Phase 1의 S4).
2. 감량: 총질량 1 g당 hip roll 정적 토크 0.51 mN·m. 팀 목표(2,077 g)까지 363 g을 줄이면 1.06 N·m(XC430 스톨 9.6 V의 71%).
3. 무릎·ankle pitch는 압력중심 위치에 민감하다. 발 길이(신발 조각 +25 mm)가 전도 한계 쪽에는 도움이 된다.

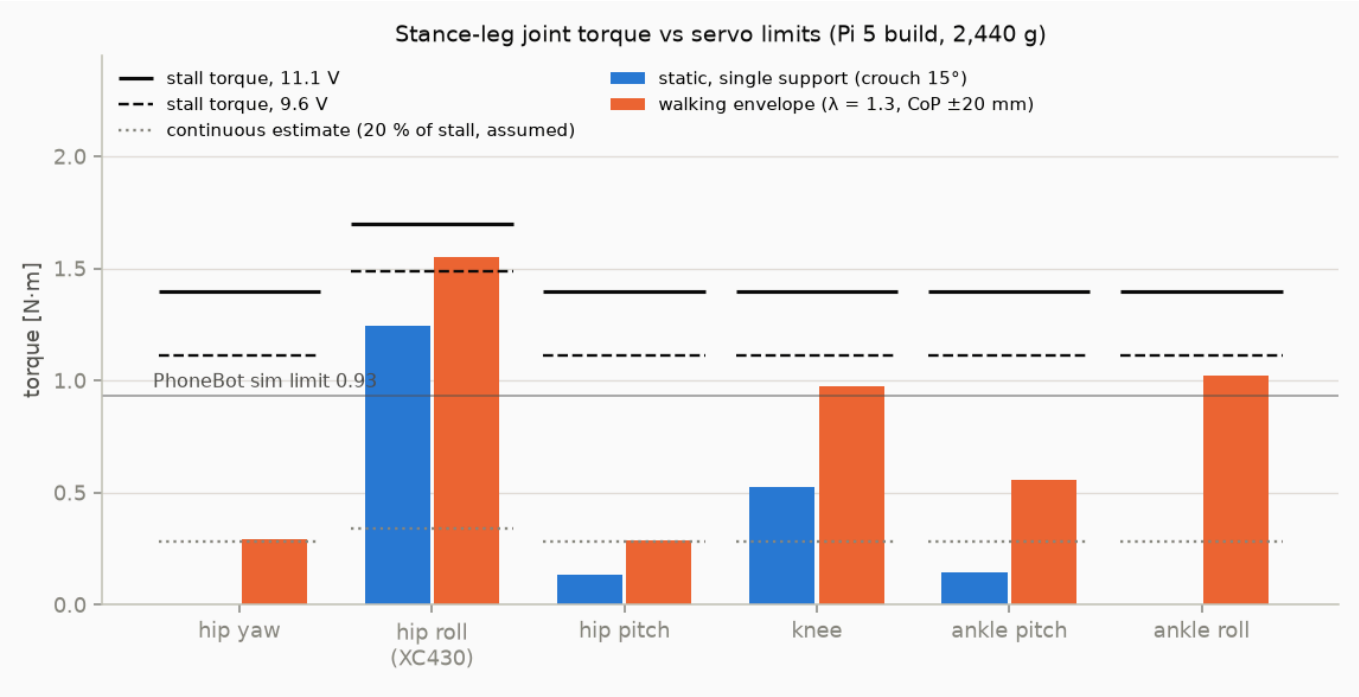
시뮬레이션·제어 팀

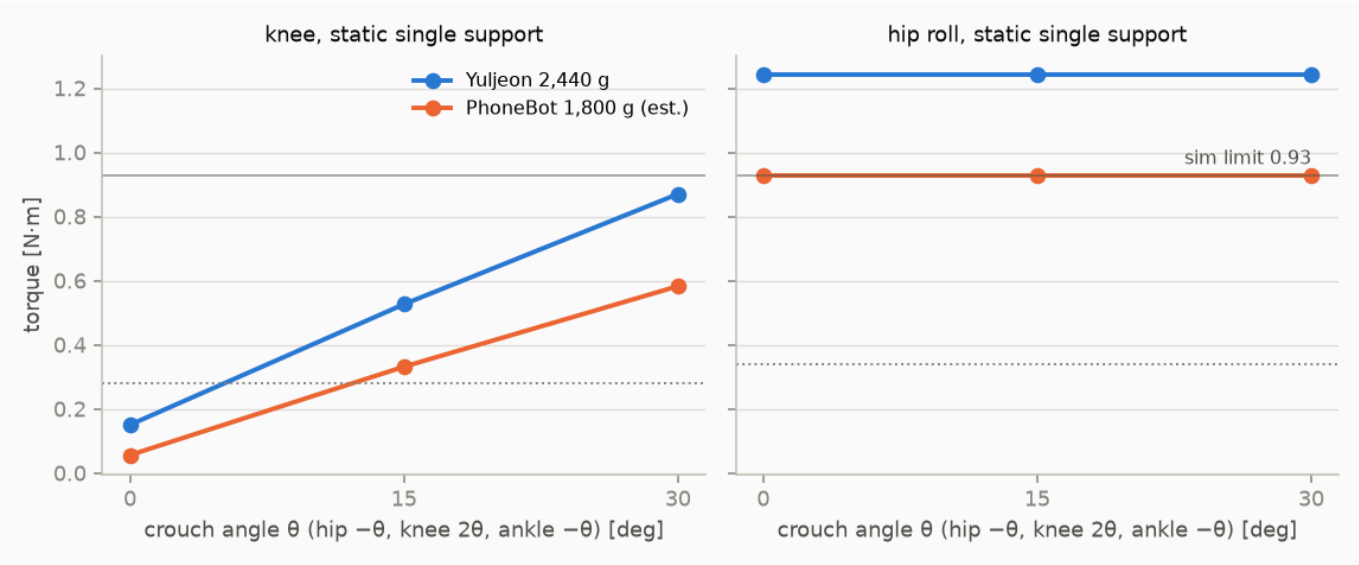
1. 모든 관절에 0.93 N·m를 쓰면 골반을 수평으로 둔 한 발 지지는 정적으로 유지할 수 없다(1.243 필요). 골반을 지지발 쪽으로 약 12° 이상 기울여야 0.93 안에 들어온다(3.2절). XC430 한도는 따로 정해야 한다(팀 가정값 1.129는 정적 1.10배, 걷는 상한 1.37배). 정책이 상체 기울임을 학습하는지 확인하고, 그 기울임이 머리 흔들림·의상 접촉에 주는 영향을 같이 볼 것.
2. 무릎 굽힘 제한(예: 정상 보행에서 θ ≤ 15°)을 보상 또는 관절 범위로 넣을 것.
3. 걸음마다 압력중심·수직 하중·CoM 가속을 기록해 이 보고서의 상한 B와 비교.

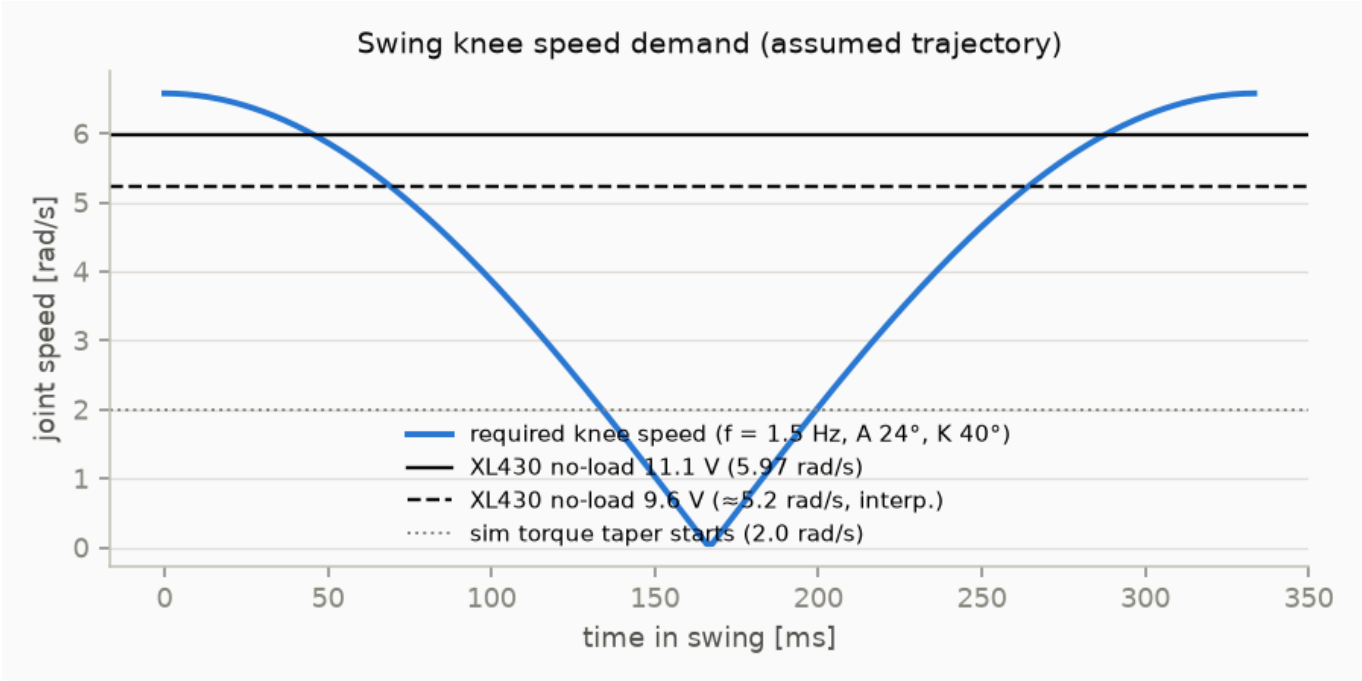
---

9. 재현

```
Analysis/.venv/Scripts/python -I Analysis/phase3_torque.py    # 표 전체 출력,
phase3_out/phase3_result.json
Analysis/.venv/Scripts/python -I Analysis/phase3_pelvis_tilt.py # 골반 기울임 표
Analysis/.venv/Scripts/python -I Analysis/phase3_plots.py     # fig1~3
```






Swing knee speed demand (assumed trajectory)
joint speed [rad/s]
time in swing [ms]
0
1
2
3
4
5
6
0
50
100
150
200
250
300
350
required knee speed (f = 1.5 Hz, A 24°, K 40°)
XL430 no-load 11.1 V (5.97 rad/s)
XL430 no-load 9.6 V (≈5.2 rad/s, interp.)
sim torque taper starts (2.0 rad/s)