

NASM 오버헤드 스킴트 평가 시스템 - 알고리즘 문서

Kim Daewon

2026-02-02

Contents

1 개요	2
2 전처리 (Preprocessing)	2
2.1 NaN 값 선형 보간	2
2.2 MAD 기반 스파이크 감지	3
2.2.1 MAD 계산	3
2.2.2 스파이크 판정	3
2.2.3 적용 대상	3
2.3 Butterworth 저역통과 필터	3
2.3.1 주파수 응답	3
2.3.2 정규화 차단 주파수	4
2.3.3 Zero-Phase 필터링	4
3 통합 최적화 (Unified Optimization)	4
3.1 최적화 문제 정의	4
3.2 손실함수 (Loss Functions)	4
3.2.1 데이터 충실도 (Data Fidelity) - $w = 1.0$	4
3.2.2 뼈 길이 일관성 (Bone Length) - $w = 100.0$	4
3.2.3 관절 가동 범위 (ROM) - $w = 50.0$	5
3.2.4 가속도 평활화 (Acceleration) - $w = 10.0$	5
3.2.5 저크 평활화 (Jerk) - $w = 5.0$	5
3.2.6 떨림 억제 (Tremor) - $w = 20.0$	5
3.2.7 방향 일관성 (Direction) - $w = 15.0$	5
3.2.8 위치 변화 일관성 (Position Delta) - $w = 5.0$	6
3.2.9 척추 정렬 (Spine Alignment) - $w = 200.0$	6
3.3 적응형 신뢰도 가중치 (Adaptive Confidence)	6
3.3.1 뼈 길이 편차 기반 신뢰도	6
3.3.2 MAD 기반 정규화	6
3.3.3 효과	6
3.4 Adam 최적화	6
3.4.1 하이퍼파라미터	6
3.4.2 수렴 조건	7
3.4.3 NaN 복구 메커니즘	7
4 NASM 평가 알고리즘	7
4.1 무릎 내전 (Knee Valgus) - 전방 관찰	7
4.1.1 기준선 정의	7
4.1.2 무릎 편차 계산	7
4.1.3 각도 변환	7
4.1.4 판정 기준	7

4.2	허리 아치 (Back Arch) - 측면 관찰	7
4.2.1	벡터 정의	8
4.2.2	각도 계산	8
4.2.3	해석	8
4.3	상체 기울기 (Torso Lean) - 측면 관찰	8
4.3.1	몸통 벡터	8
4.3.2	수직 기준	8
4.3.3	각도 계산 (YZ 평면)	8
4.3.4	판정 기준	8
5	부록	9
5.1	관절 정의	9
5.2	뼈 연결 구조	9
5.3	프리셋 설정	10

1 개요

본 문서는 NASM 오버헤드 스크립트 평가 시스템의 핵심 알고리즘을 설명합니다. 시스템은 크게 세 단계로 구성됩니다:

1. **전처리 (Preprocessing)**: 원본 데이터의 노이즈 제거
2. **통합 최적화 (Unified Optimization)**: 다중 제약조건을 만족하는 궤적 생성
3. **평가 (Assessment)**: NASM 기준에 따른 자세 분석

NASM 오버헤드 스크립트 평가 시스템 파이프라인

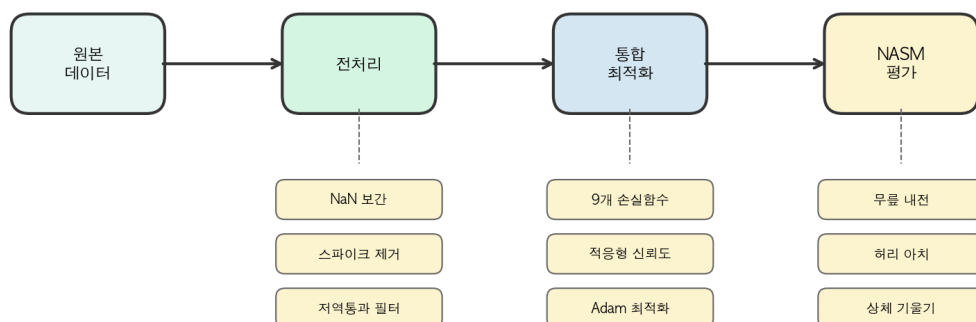


Figure 1: 시스템 파이프라인 개요

2 전처리 (Preprocessing)

전처리 단계는 센서 오류와 고주파 노이즈를 제거하여 최적화의 초기값을 준비합니다.

2.1 NaN 값 선형 보간

결측치(NaN)가 있는 프레임은 인접한 유효 프레임으로부터 선형 보간합니다.

각 관절 j 와 좌표 축 $d \in \{x, y, z\}$ 에 대해:

$$p_{t,j,d} = p_{t_1,j,d} + \frac{t - t_1}{t_2 - t_1}(p_{t_2,j,d} - p_{t_1,j,d}) \quad (1)$$

여기서 t_1, t_2 는 t 이전/이후의 가장 가까운 유효 프레임입니다.

2.2 MAD 기반 스파이크 감지

센서 오류로 인한 급격한 위치 변화(스파이크)를 Median Absolute Deviation(MAD)으로 감지합니다.

2.2.1 MAD 계산

$$\text{MAD} = \text{median}(|x_i - \text{median}(x)|) \quad (2)$$

정규분포를 가정할 때 MAD와 표준편차의 관계:

$$\hat{\sigma} = 1.4826 \times \text{MAD} \quad (3)$$

2.2.2 스파이크 판정

다음 조건을 만족하면 스파이크로 판정합니다:

$$|x_i - \text{median}(x)| > k \times \hat{\sigma} \quad (4)$$

여기서 $k = 3.0$ (설정 가능한 임계값).

2.2.3 적용 대상

- 각 관절의 x, y, z 좌표값
- 속도 크기 (velocity magnitude): $\|v_t\| = \|p_{t+1} - p_{t-1}\|/2$

감지된 스파이크는 선형 보간으로 대체됩니다.

2.3 Butterworth 저역통과 필터

고주파 노이즈를 제거하기 위해 2차 Butterworth 필터를 적용합니다.

2.3.1 주파수 응답

Butterworth 필터는 통과대역에서 최대한 평탄한 주파수 응답을 가집니다:

$$|H(j\omega)|^2 = \frac{1}{1 + (\omega/\omega_c)^{2n}} \quad (5)$$

여기서:

- ω_c : 차단 주파수 (cutoff frequency)
- n : 필터 차수 (본 시스템에서 $n = 2$)

2.3.2 정규화 차단 주파수

디지털 필터 설계를 위해 차단 주파수를 정규화합니다:

$$\omega_{\text{norm}} = \frac{f_c}{f_s/2} = \frac{f_c}{f_{\text{Nyquist}}} \quad (6)$$

여기서:

- f_c : 차단 주파수 (Hz), 일반: 3.0 Hz, 고노이즈: 2.0 Hz
- f_s : 샘플링 주파수 (30 fps)
- $f_{\text{Nyquist}} = 15$ Hz

2.3.3 Zero-Phase 필터링

위상 왜곡을 방지하기 위해 `filtfilt` 함수를 사용합니다:

1. 순방향 필터링: $y_1 = H(z) \cdot x$
2. 역방향 필터링: $y = H(z) \cdot \text{reverse}(y_1)$

결과적으로 위상 지연 없이 진폭 응답만 $|H(j\omega)|^2$ 가 됩니다.

3 통합 최적화 (Unified Optimization)

전처리된 데이터를 초기값으로, 9개의 손실함수를 동시에 최소화하는 최적화를 수행합니다.

3.1 최적화 문제 정의

$$\min_{\mathbf{P}} \mathcal{L}_{\text{total}} = \sum_{i=1}^9 w_i \mathcal{L}_i(\mathbf{P}) \quad (7)$$

여기서 $\mathbf{P} \in \mathbb{R}^{T \times J \times 3}$ 는 최적화 대상인 관절 위치 (T : 프레임 수, J : 관절 수).

3.2 손실함수 (Loss Functions)

3.2.1 데이터 충실도 (Data Fidelity) - $w = 1.0$

원본 데이터와의 거리를 최소화합니다:

$$\mathcal{L}_{\text{data}} = \frac{1}{TJ} \sum_{t,j} c_{t,j} \|\mathbf{p}_{t,j} - \mathbf{p}_{t,j}^{\text{orig}}\|^2 \quad (8)$$

여기서 $c_{t,j}$ 는 적응형 신뢰도 가중치 (아래 참조).

3.2.2 뼈 길이 일관성 (Bone Length) - $w = 100.0$

해부학적으로 뼈 길이는 일정해야 합니다:

$$\mathcal{L}_{\text{bone}} = \frac{1}{TB} \sum_{t,b} (\|\mathbf{p}_{t,\text{child}(b)} - \mathbf{p}_{t,\text{parent}(b)}\| - L_b)^2 \quad (9)$$

여기서 L_b 는 전처리에서 계산된 참조 뼈 길이.

3.2.3 관절 가동 범위 (ROM) - $w = 50.0$

관절 각도가 생리학적 범위를 벗어나면 페널티를 부과합니다:

$$\mathcal{L}_{\text{ROM}} = \frac{1}{TK} \sum_{t,k} \max(0, \theta_{\min,k} - \theta_{t,k})^2 + \max(0, \theta_{t,k} - \theta_{\max,k})^2 \quad (10)$$

관절	각도 정의	최소	최대	설명
무릎 (좌/우)	hip - knee - ankle	0°	170°	완전 신전 ~ 최대 굴곡
고관절 (좌/우)	waist - hip - knee	30°	180°	최대 굴곡 ~ 완전 신전
팔꿈치 (좌/우)	shoulder - elbow - wrist	10°	180°	완전 신전 ~ 최대 굴곡
어깨 (좌/우)	torso - shoulder - elbow	5°	180°	이완 ~ 완전 거상
목	head - torso - waist	90°	180°	머리-몸통-허리 정렬
허리 (좌/우)	torso - waist - hip	60°	180°	요추 굴곡 범위

3.2.4 가속도 평활화 (Acceleration) - $w = 10.0$

급격한 가속을 억제하여 부드러운 움직임을 유도합니다:

$$\mathcal{L}_{\text{accel}} = \frac{1}{(T-2)J} \sum_{t=1}^{T-2} \sum_j \|\mathbf{p}_{t+1,j} - 2\mathbf{p}_{t,j} + \mathbf{p}_{t-1,j}\|^2 \quad (11)$$

3.2.5 저크 평활화 (Jerk) - $w = 5.0$

가속도의 변화율(저크)을 최소화하여 더욱 자연스러운 움직임을 유도합니다:

$$\mathcal{L}_{\text{jerk}} = \frac{1}{(T-3)J} \sum_{t=1}^{T-3} \sum_j \|\mathbf{a}_{t+1,j} - \mathbf{a}_{t,j}\|^2 \quad (12)$$

여기서 \mathbf{a}_t 는 t 시점의 가속도.

3.2.6 떨림 억제 (Tremor) - $w = 20.0$

이동평균과의 편차를 최소화하여 떨림을 제거합니다:

$$\mathcal{L}_{\text{tremor}} = \frac{1}{TJ} \sum_{t,j} \|\mathbf{p}_{t,j} - \bar{\mathbf{p}}_{t,j}\|^2 \quad (13)$$

여기서 $\bar{\mathbf{p}}_{t,j}$ 는 윈도우 크기 5의 이동평균.

3.2.7 방향 일관성 (Direction) - $w = 15.0$

속도 방향의 급격한 변화를 억제합니다:

$$\mathcal{L}_{\text{dir}} = \frac{1}{(T-2)J} \sum_{t=1}^{T-2} \sum_j (1 - \cos(\mathbf{v}_{t-1,j}, \mathbf{v}_{t,j})) \quad (14)$$

여기서 $\mathbf{v}_t = \mathbf{p}_{t+1} - \mathbf{p}_t$.

3.2.8 위치 변화 일관성 (Position Delta) - $w = 5.0$

연속 프레임 간 위치 변화량을 부드럽게 유지합니다:

$$\mathcal{L}_{\text{delta}} = \frac{1}{(T-2)J} \sum_{t=1}^{T-2} \sum_j \|\Delta \mathbf{p}_{t+1,j} - \Delta \mathbf{p}_{t,j}\|^2 \quad (15)$$

여기서 $\Delta \mathbf{p}_t = \mathbf{p}_{t+1} - \mathbf{p}_t$.

3.2.9 척추 정렬 (Spine Alignment) - $w = 200.0$

머리-몸통-허리의 일관된 정렬을 유지합니다:

$$\mathcal{L}_{\text{spine}} = \frac{1}{T-1} \sum_{t=1}^{T-1} |\theta_t^{\text{spine}} - \theta_{t-1}^{\text{spine}}|^2 \quad (16)$$

여기서 θ_t^{spine} 는 head-torso-waist가 이루는 각도.

이 손실함수는 상체 기울기가 프레임 간에 비현실적으로 급변하는 것을 방지합니다.

3.3 적응형 신뢰도 가중치 (Adaptive Confidence)

데이터 품질에 따라 프레임별로 다른 가중치를 적용합니다.

3.3.1 뼈 길이 편차 기반 신뢰도

각 프레임의 뼈 길이가 참조값에서 벗어난 정도로 신뢰도를 계산합니다:

$$r_t = \frac{1}{B} \sum_b \left| \frac{l_{t,b} - L_b}{L_b} \right| \quad (17)$$

3.3.2 MAD 기반 정규화

$$c_t = \exp \left(-\alpha \cdot \frac{r_t}{\text{median}(r) + \epsilon} \right) \quad (18)$$

여기서 $\alpha = 2.0$ (강도 파라미터).

3.3.3 효과

- 뼈 길이가 일관된 프레임 → 높은 신뢰도 → 원본에 가깝게 유지
- 뼈 길이가 불안정한 프레임 → 낮은 신뢰도 → 최적화로 더 많이 수정

3.4 Adam 최적화

PyTorch의 Adam 최적화기를 사용합니다.

3.4.1 하이퍼파라미터

파라미터	값	설명
Learning rate	0.1	초기 학습률
β_1	0.9	1차 모멘트 감쇠
β_2	0.999	2차 모멘트 감쇠
Max iterations	5,000	최대 반복 횟수
Tolerance	10^{-6}	수렴 판정 기준

3.4.2 수렴 조건

$$\frac{|\mathcal{L}_{k-1} - \mathcal{L}_k|}{\max(|\mathcal{L}_{k-1}|, 1)} < \text{tol} \quad (19)$$

3.4.3 NaN 복구 메커니즘

수치적 불안정으로 NaN이 발생하면:

1. 이전 유효 상태로 롤백
2. 학습률을 50%로 감소
3. 작은 노이즈($\sigma = 0.01\text{mm}$)를 추가하여 local minimum 탈출
4. 최적화 재개

4 NASM 평가 알고리즘

최적화된 관절 위치로부터 NASM 오버헤드 스쿼트의 세 가지 핵심 지표를 계산합니다.

4.1 무릎 내전 (Knee Valgus) - 전방 관찰

무릎이 발목-고관절 축에서 안쪽으로 벗어난 정도를 측정합니다.

4.1.1 기준선 정의

정면(전방) 관찰 시 고관절-발목을 잇는 직선을 기준선으로 합니다.

$$\mathbf{v}_{\text{ref}} = \mathbf{p}_{\text{ankle}} - \mathbf{p}_{\text{hip}} \quad (20)$$

XY 평면(전방 뷰)에서 이 벡터를 정규화합니다.

4.1.2 무릎 편차 계산

무릎의 수평(X축) 위치가 기준선에서 벗어난 정도:

$$d = x_{\text{knee}} - x_{\text{ref}} \quad (21)$$

여기서 x_{ref} 는 무릎 높이에서 기준선의 X좌표.

4.1.3 각도 변환

$$\theta_{\text{valgus}} = \arctan\left(\frac{d}{y_{\text{hip}} - y_{\text{knee}}}\right) \quad (22)$$

4.1.4 판정 기준

각도	판정
$\theta > 5$	내전 (Valgus) - 보정 필요
$-5 \leq \theta \leq 5$	정상 범위
$\theta < -5$	외전 (Varus)

4.2 허리 아치 (Back Arch) - 측면 관찰

요추부의 과전만 또는 평평해짐을 측정합니다.

4.2.1 벡터 정의

- 상부 척추 벡터: $\mathbf{v}_{\text{upper}} = \mathbf{p}_{\text{torso}} - \mathbf{p}_{\text{head}}$
- 하부 척추 벡터: $\mathbf{v}_{\text{lower}} = \mathbf{p}_{\text{waist}} - \mathbf{p}_{\text{torso}}$

4.2.2 각도 계산

$$\theta_{\text{arch}} = \arccos \left(\frac{\mathbf{v}_{\text{upper}} \cdot \mathbf{v}_{\text{lower}}}{\|\mathbf{v}_{\text{upper}}\| \|\mathbf{v}_{\text{lower}}\|} \right) \quad (23)$$

4.2.3 해석

각도	의미
$\theta \approx 180$	척추가 일직선 (정상)
$\theta < 150$	과도한 굴곡
$\theta > 200$	과전만 (lordosis)

4.3 상체 기울기 (Torso Lean) - 측면 관찰

몸통이 수직에서 앞으로 숙여진 정도를 측정합니다.

4.3.1 몸통 벡터

$$\mathbf{v}_{\text{torso}} = \mathbf{p}_{\text{torso}} - \mathbf{p}_{\text{waist}} \quad (24)$$

4.3.2 수직 기준

$$\mathbf{v}_{\text{vertical}} = [0, 1, 0]^T \quad (25)$$

4.3.3 각도 계산 (YZ 평면)

측면에서 관찰하므로 YZ 평면에 투영합니다:

$$\theta_{\text{lean}} = \arctan 2(v_z, v_y) - 90 \quad (26)$$

여기서 음수 값은 앞으로 기울어짐을 의미합니다.

4.3.4 판정 기준

각도	판정
$ \theta < 15$	정상 범위
$15 \leq \theta < 25$	주의
$ \theta \geq 25$	과도한 기울기 - 보정 필요

5 부록

5.1 관절 정의

인덱스	관절명	영문
0	머리	head
1	몸통	torso
2	허리	waist
3	왼쪽 어깨	lshoulder
4	왼쪽 팔꿈치	l elbow
5	왼쪽 손목	l wrist
6	오른쪽 어깨	rshoulder
7	오른쪽 팔꿈치	r elbow
8	오른쪽 손목	r wrist
9	왼쪽 고관절	l hip
10	왼쪽 무릎	l knee
11	왼쪽 발목	l ankle
12	오른쪽 고관절	r hip
13	오른쪽 무릎	r knee
14	오른쪽 발목	r ankle

5.2 뼈 연결 구조

Skeleton Bone Structure (14 Bones, 15 Joints)

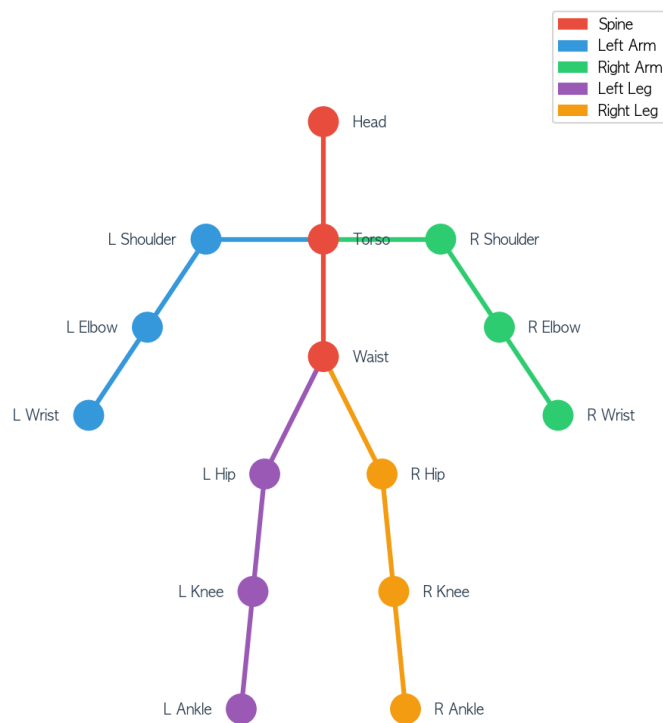


Figure 2: 스켈레톤 뼈 연결 구조 (14개 뼈, 15개 관절)

5.3 프리셋 설정

프리셋	저역통과 Cutoff	스파이크 임계값	대상
default	3.0 Hz	3.0 MAD	Subject 1, 2, 3
high-noise	2.0 Hz	3.0 MAD	Subject 4, 5