

第6回日本神経理学療法学会サテライトカンファレンス in 愛知



日時：平成 28 年 2 月 11 日 (木)

10:30 ~ 16:00

会場：名古屋今池ガスビル 今池ホール

第6回日本神経理学療法学会サテライトカンファレンス

テーマ：「歩行」

日時：平成28年2月11日（木） 10:30-16:00

会場：名古屋今池ガスビル 今池ガスホール

https://www.gasbldg.net/access/access_imaike.html

1. 開会の辞 10:30-10:40

2. Keynote lecture 10:40-12:10

「歩行分析と倒立振子 -歩行を力学的に理解するために-」

京都大学大学院医学研究科人間健康科学系専攻 大畑光司

座長 医療法人同仁会（社団）

介護老人保健施設マムクオーレ 松田淳子

3. 症例提示と問題提起 13:00-14:30（各症例 発表20分、質疑10分）

- | | | |
|-------------------|----------------|-------|
| 1) 「脊髄損傷患者の歩行」 | 中部労災病院 | 長谷川隆史 |
| 2) 「脳卒中後片麻痺患者の歩行」 | 藤田保健衛生大学病院 | 平野明日香 |
| 3) 「脳性麻痺児の歩行」 | 愛知県青い鳥医療福祉センター | 野々垣 聡 |

4. 問題提起と総合ディスカッション 14:40-15:55

シンポジスト

千里リハビリテーション病院	吉尾雅春
京都大学大学院医学研究科	大畑光司
中部労災病院	長谷川隆史
藤田保健衛生大学病院	平野明日香
愛知県青い鳥医療福祉センター	野々垣 聡

5. 閉会の辞 15:55-16:00

歩行分析と倒立振り子

-歩行を力学的に理解するために-

京都大学大学院医学研究科人間健康科学系専攻

大畑光司

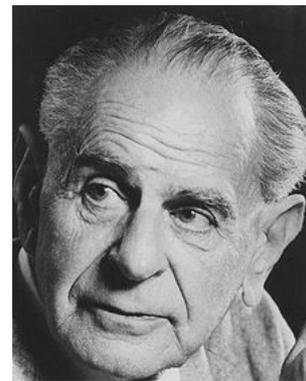
2015.2.11 日本神経理学療法学会サテライトカンファレンス愛知

科学と非科学のあいだ

-理学療法が科学であるために-

反証可能性 (Falsifiability)

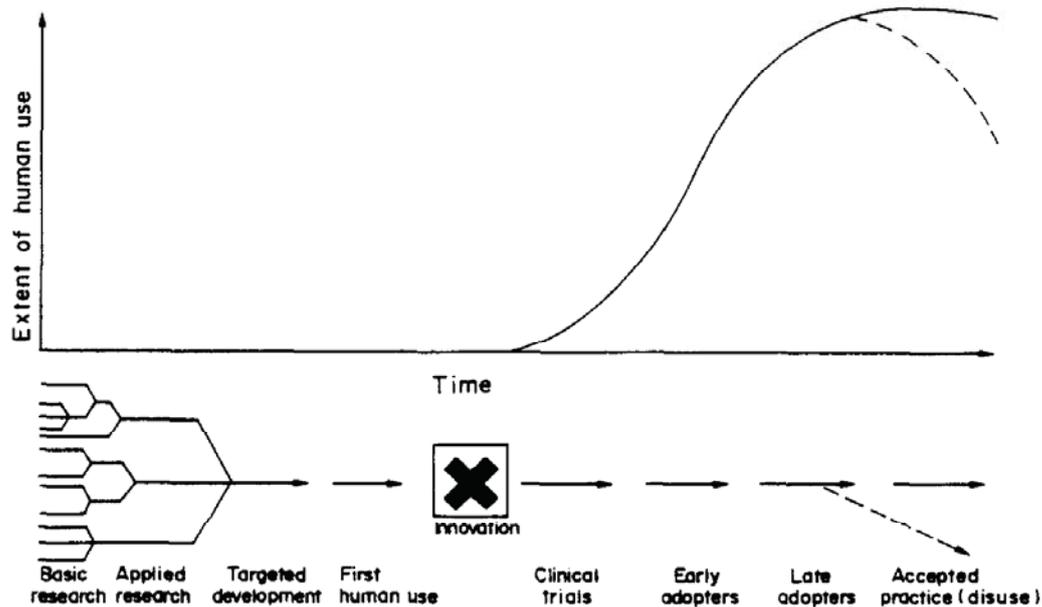
仮説が何らかの実験や観測によって
反証される可能性があること



Karl R Popper

- * 反証を無視する: 反証されたにもかかわらず、その反証を無視する。
(例: 中枢障害と筋力)
- * アドホックな補助仮説を立てる
 - 1) 検証した効果が出るとは限っていない。
(運動機能は変化しなくても、自律神経機能が改善した)
 - 2) 主要仮説 (hard core) を変更する。 (「効果がない」を現実的に検証できない。)

医療技術の進歩と発展、および衰退

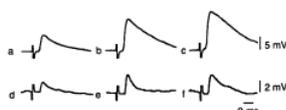


Banta HD. Social science research on medical technology: utility and limitations. Soc Sci Med. 1983;17(18):1363-9.

リハビリテーションにおけるBasic research

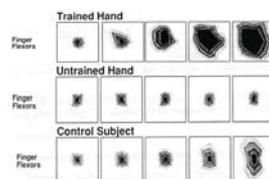
1) Hebbの法則と機能的再組織化

長期増強(LTP)



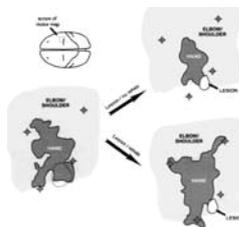
Iriki A, Science. 1989.

皮質の学習性変化の描出



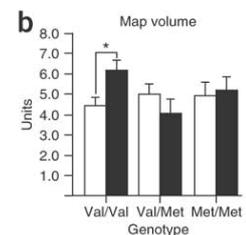
Pascual-Leone A. J Neurophysiol. 1995

機能的再組織化の発見



Nudo RJ Muscle Nerve. 2001

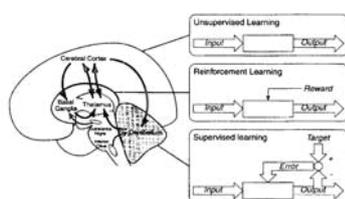
学習性変化の遺伝子特性



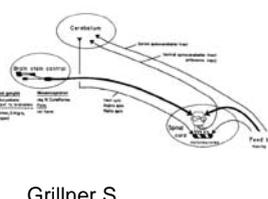
Kleim JA, Nat Neurosci. 2006.

2) システム論的アプローチ

中枢の学習基盤

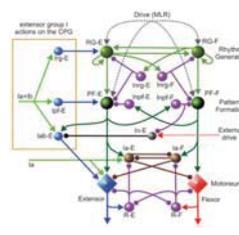


歩行CPGの提唱

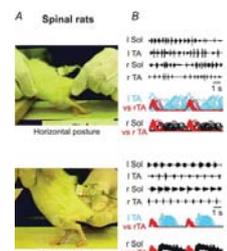


Grillner S, Annu Rev Neurosci. 1985.

歩行中枢機構の解明



McCrea DA, Prog Brain Res. 2007



Sławińska U, J Physiol. 2012

リハビリテーションにおけるApplied research

1) 機能障害と活動制限の関係

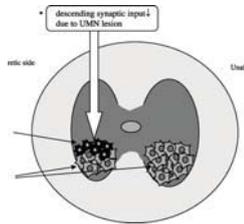
「活動」に関連する機能障害

Variables	Comfortable speed	Maximum speed
Motor function (lower limb)	0.613 ^a	0.607 ^a
Sensation (lower limb)	0.139	0.054
Balance	0.507 ^b	0.567 ^b
Spasticity (plantarflexor)	-0.009	0.050
Hip flexor strength	0.827 ^c	0.877 ^c
Plantarflexor strength	0.337 ^d	0.405 ^d

Motor function, sensation, and balance were obtained from the Fugl-Meyer assessment. Spasticity was assessed using the method of Levin and Hai-Chan.²¹ For hip and plantarflexor strength explanations, see Table 2.
^a P < 0.01.
^b P < 0.05.
^c P < 0.001.

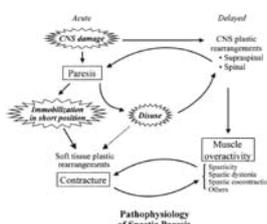
Nadeau S
Am J Phys Med Rehabil. 1999

中枢性筋力低下の原因



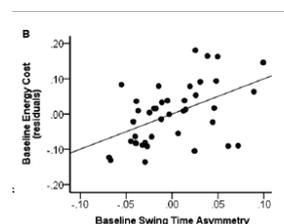
Hara Y, Clin Neurophysiol. 2004.

痙性麻痺の原因と問題



Gracies JM. Muscle Nerve. 2005.

歩行障害の問題



Awad LN. Neurorehabil Neural Repair. 2014

2) Evidence based practice

歩行を改善するためのアプローチ

下肢訓練の量を多くすることは、歩行能力の改善のために強く勧められる。(グレードA)

(日本脳卒中学会治療ガイドライン2009)

筋力を改善するためのアプローチ

麻痺側下肢の筋力トレーニングは、下肢筋力を増加させ(グレードA)、身体機能を改善させるので勧められる(グレードB)。(日本脳卒中学会治療ガイドライン2009)

歩行訓練などの下肢訓練を30分追加すると、歩行能力が改善が大きい(1b).
Kwakkel G et al. Lancet 1999; 354:191-196

歩行訓練を主体に訓練すると歩行速度、歩行耐久性が改善する (1a).

van de Port IG, et al. Am J Phys Med Rehabil 2007;86:935-951

French B, et al. Cochrane Database Syst Rev 2007(4):CD006073

等運動性収縮や漸増的抵抗運動を用いた麻痺側下肢の筋力トレーニングにより、下肢の筋力は有意に増加する (1b).

Inaba M, et al. Phys Ther 1973;53:28-35

Kim CM, Eng JJ, et al. J Stroke Cerebrovasc Dis 2001;10:265-273

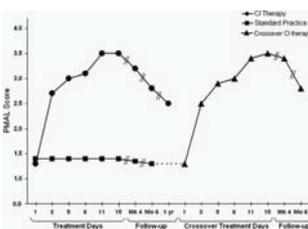
Moreland JD, et al. Arch Phys Med Rehabil 2003;84:1433-1440

Ouellette MM, et al. Stroke 2004;35:1404-1409

リハビリテーションにおけるInnovation

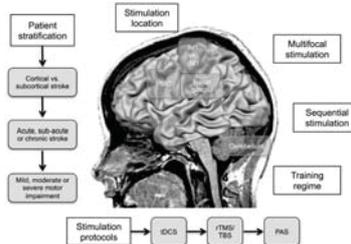
1) ニューロリハビリテーション

CI療法



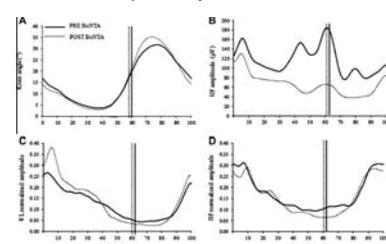
Taub E. Front Integr Neurosci. 2014.

TMS or tDCS



Wessel MJ. Front Hum Neurosci. 2015

Spasticity control



Boudarham J, J Electromyogr Kinesiol. 2013

2) ロボットリハビリテーション

筋電図フィードバック装置



川村義肢社製
Gait Judge System

Rehabilitation Robots



本田技研製
Honda Walking Assist

Active KAFO



京都大学COIプロジェクト
Robot KAFOの開発
(サンコール、川村義肢)

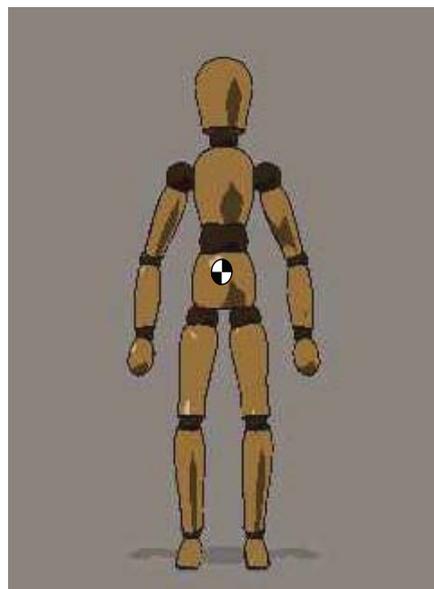
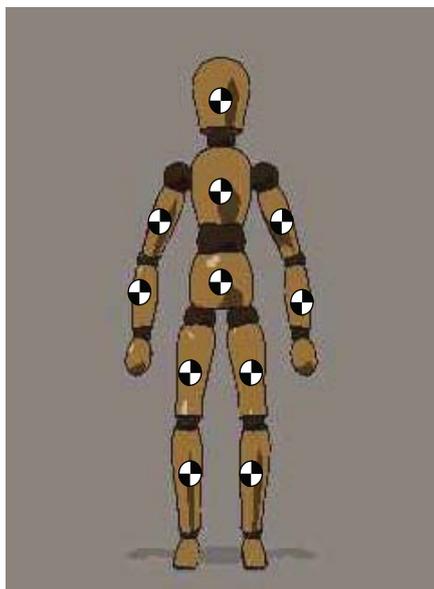
一般歩行概論

身体運動と力学 -COGとCOP-

PRINCIPLE OF HUMAN MOVEMENT

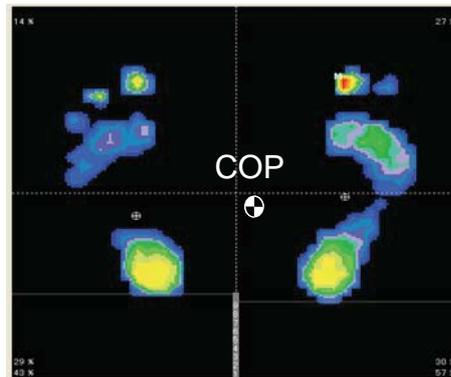
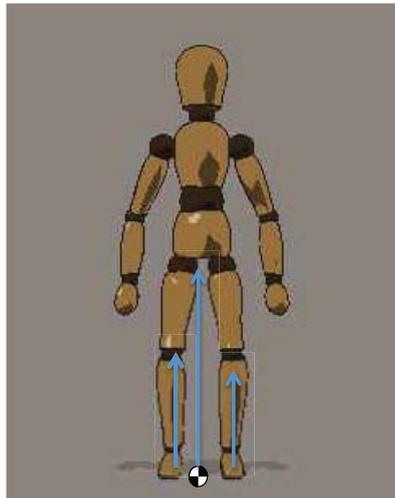
身体重心 : center of gravity (COG)

身体重心 : 身体各セグメントの合成重心

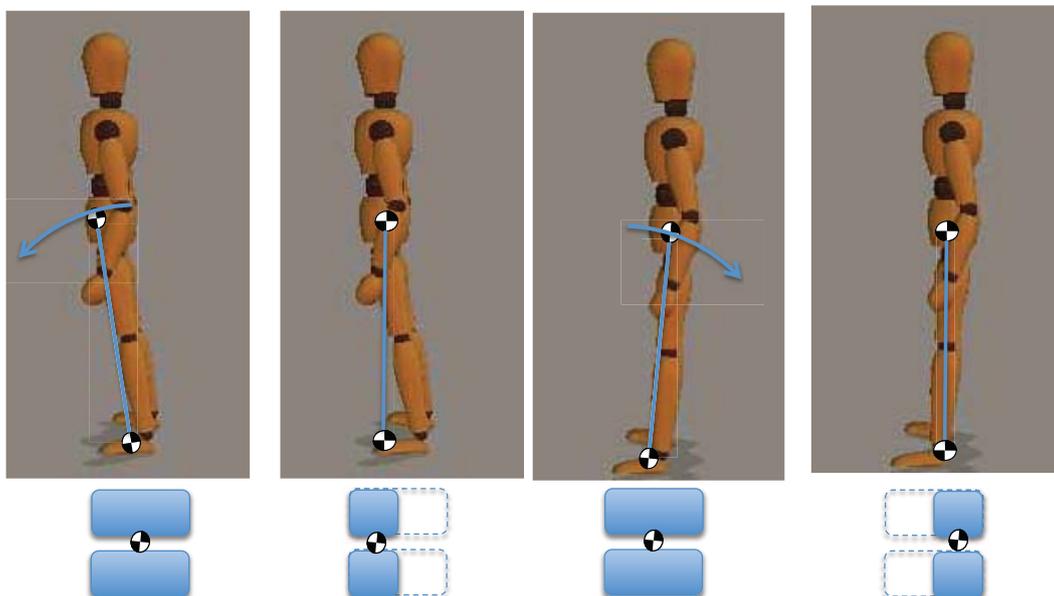


圧中心 : center of pressure(COP)

圧中心: 身体外部からの圧力の集中荷重点



COG と COP の関係 : 立位を保持する

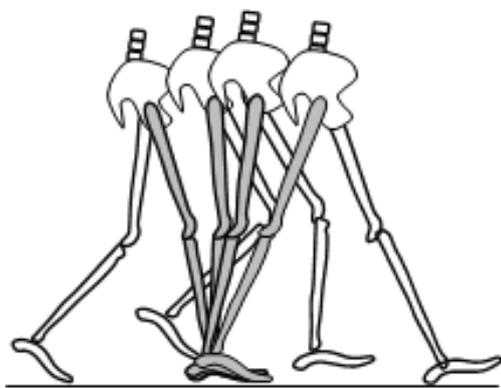


片麻痺患者の歩行トレーニング

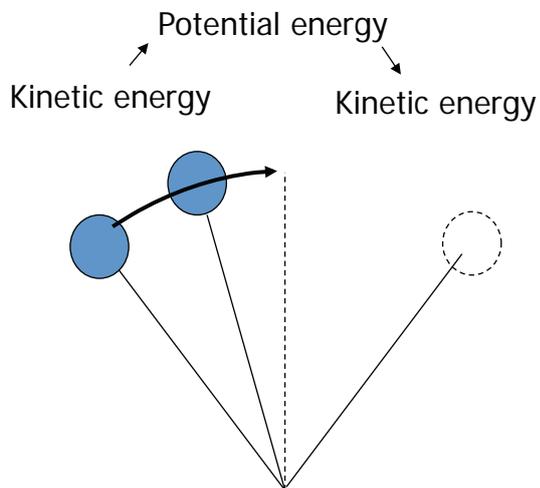
歩行の力学的特徴 -歩行における振子-

GAIT PATTERN IN NORMAL WALKING

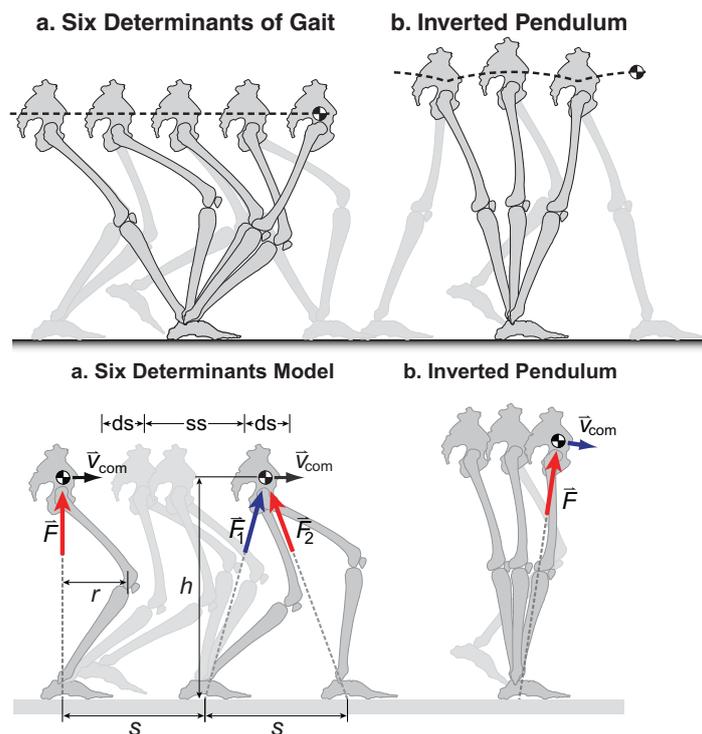
歩行運動の力学的原理 「倒立振子」



Inverted Pendulum

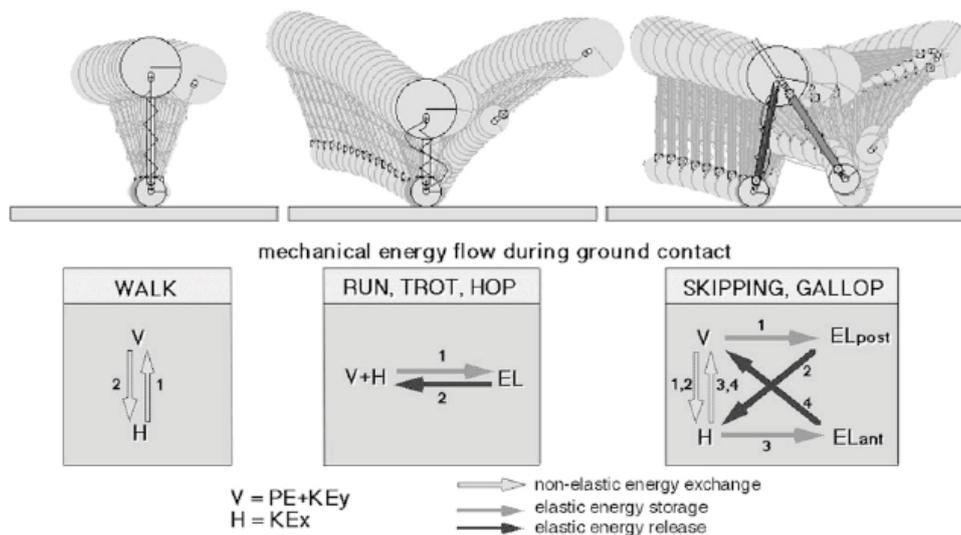


6自由度歩行と倒立振り子



Kuo AD. Human Movement Science, 2007

歩行、走行、スキップにおけるエネルギー変換モデル



Saibene Fet al. Eur J Appl Physiol (2003) 88: 297–316

片麻痺歩行におけるエネルギーロス

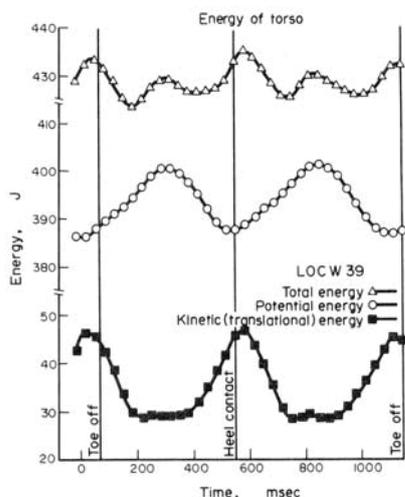


Fig 2—Instantaneous total energy of the HAT segment in normal walking shown with its potential and translational kinetic components. Reprinted with permission from Winter, Qunbury and Reimer, 1976.

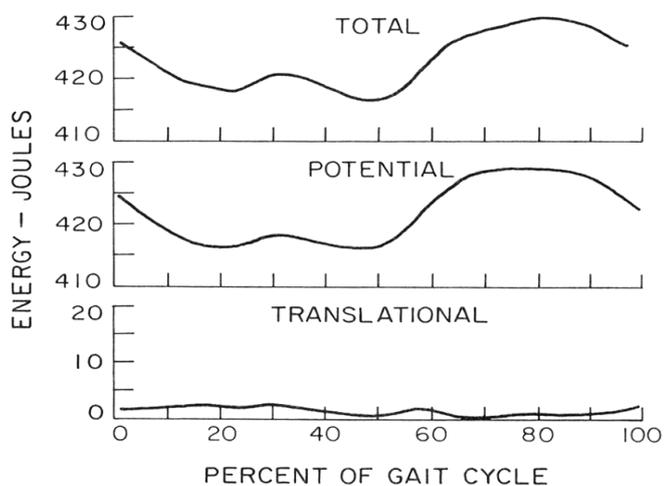


Fig 7—Instantaneous energy curves of the HAT segment for subject Q05. Potential energy changes dominate and show a hip-hiking pattern.

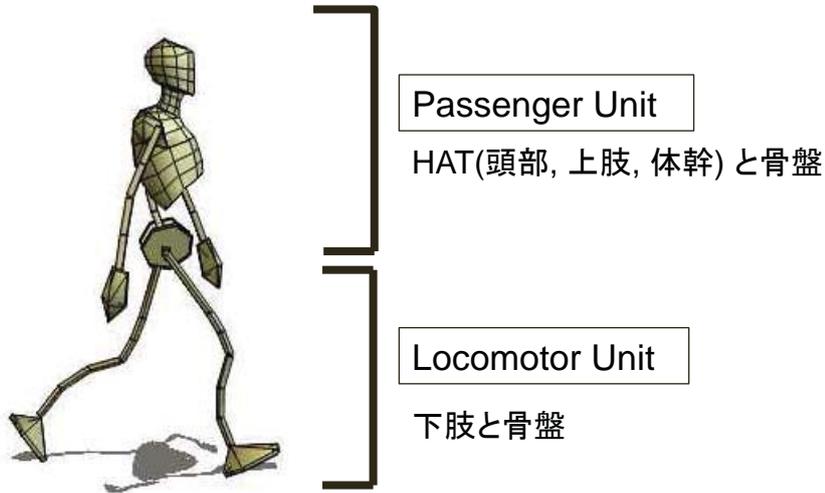
(Olney SJ et al. Arch Phys Med Rehabil. 1986)

片麻痺患者の歩行トレーニング

歩行の力学的特徴 -歩行における筋活動-

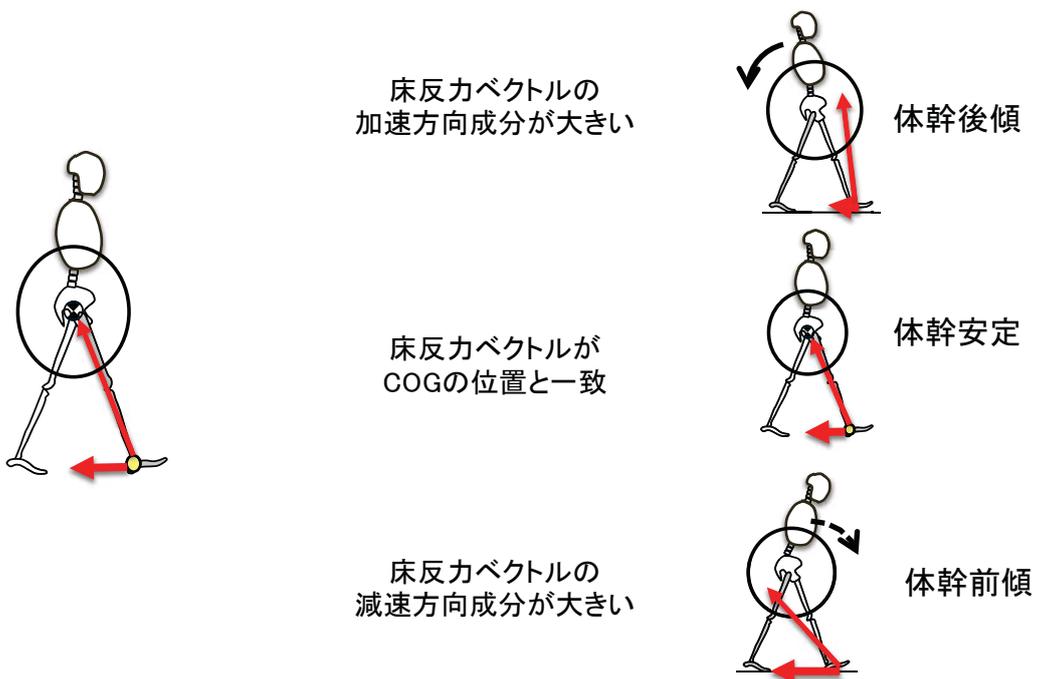
GAIT PATTERN IN NORMAL WALKING

Locomotor Unit, Passenger Unit

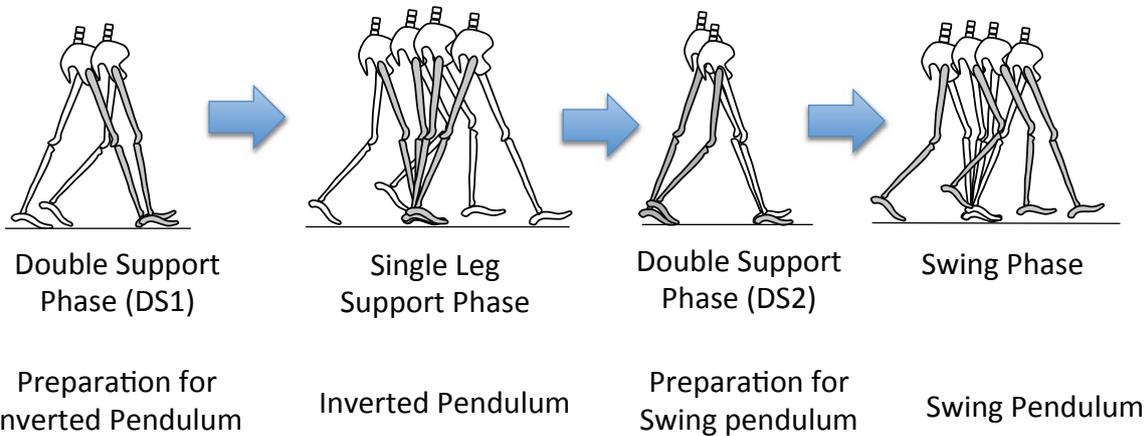


Perry J. *Gait Analysis*, Slack; 2010.

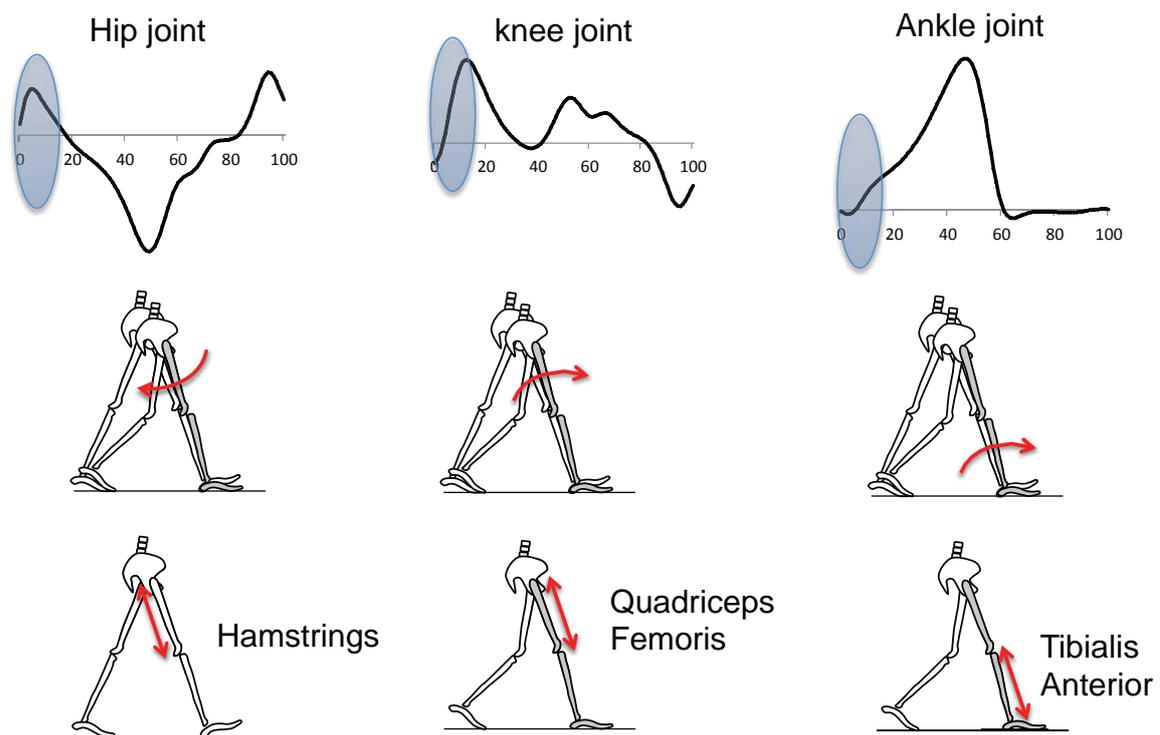
体幹振子の力学的条件



歩行相とその役割

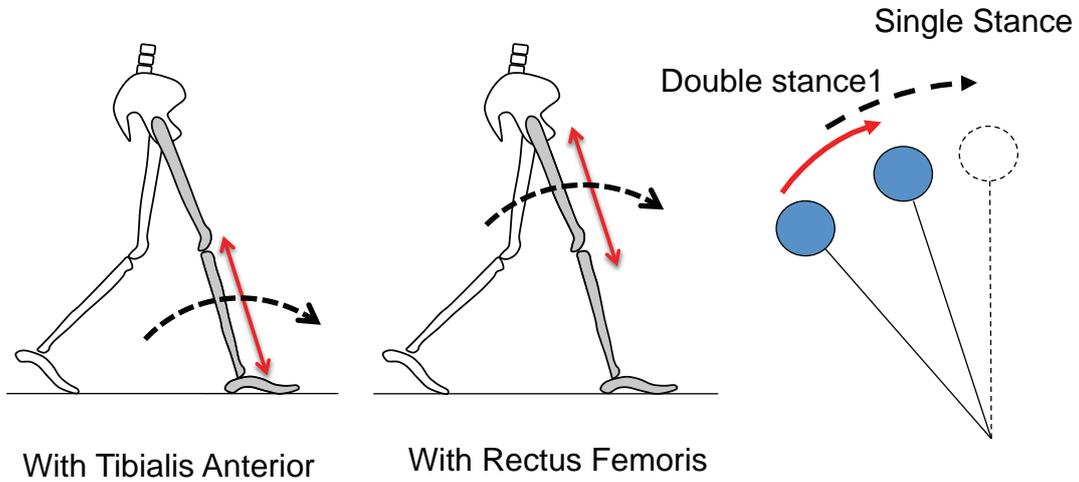


Gait skill for reduced propulsion force



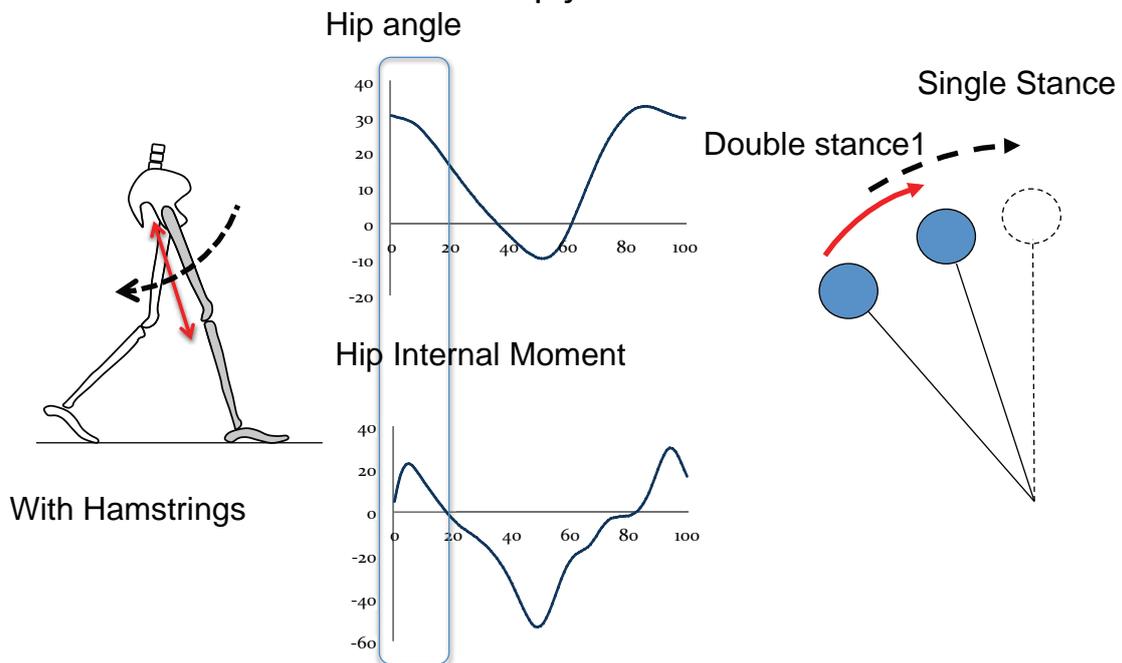
Breaking forceの制御

-Ankle and Knee joints-

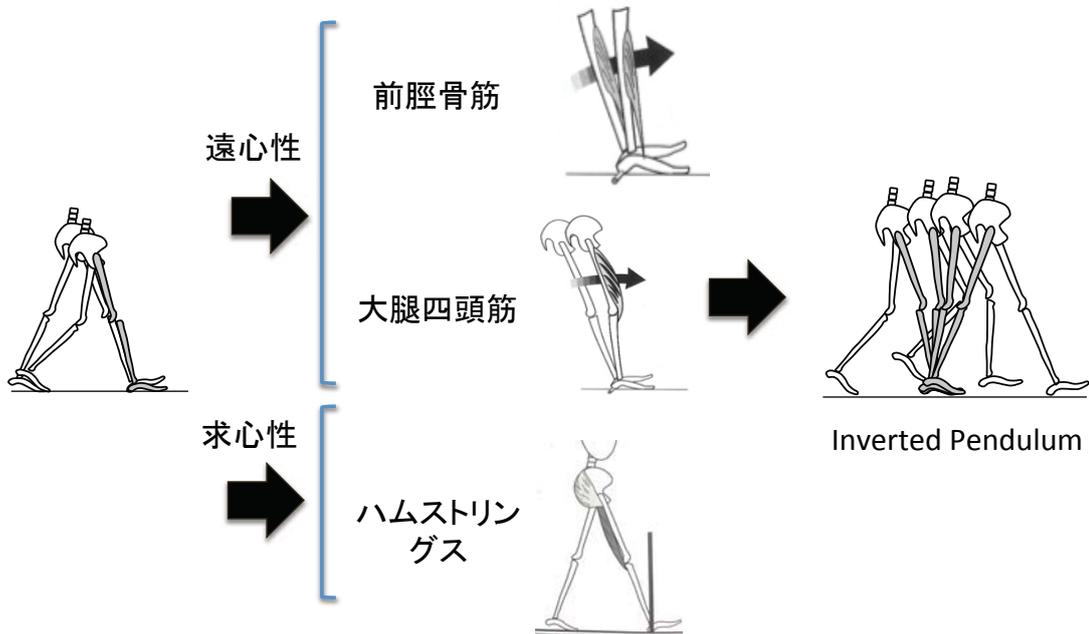


Propulsion force

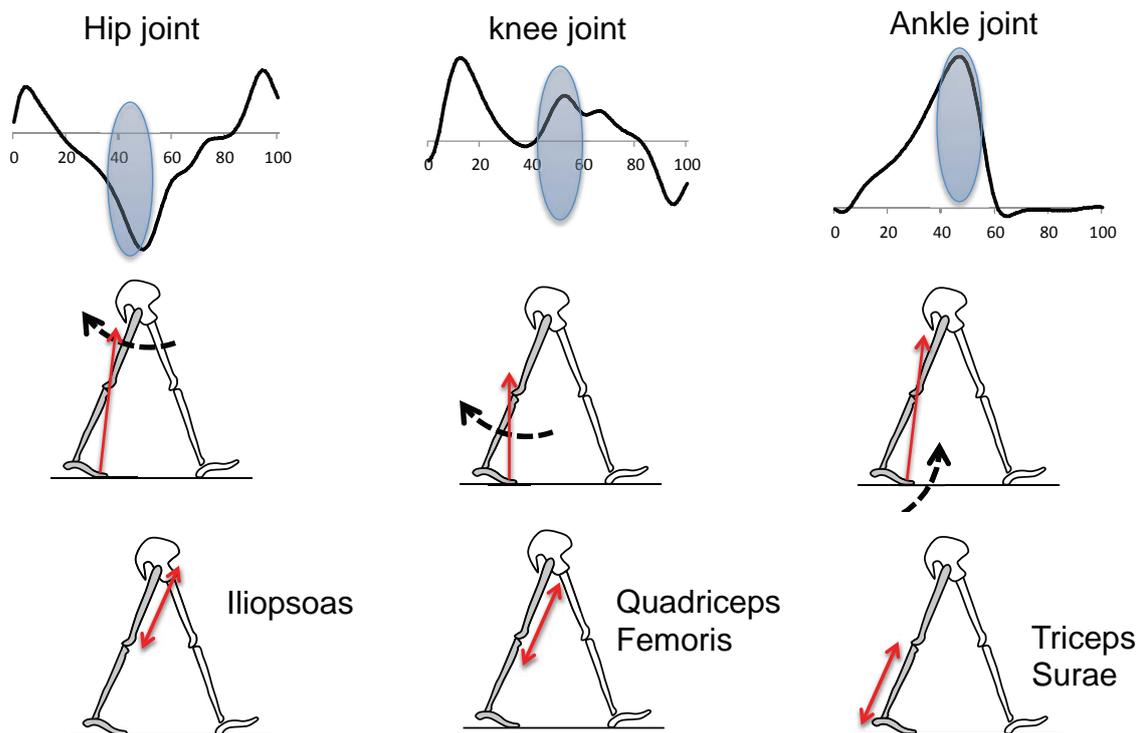
-Hip joint-



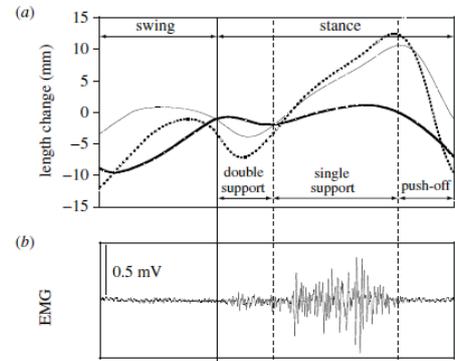
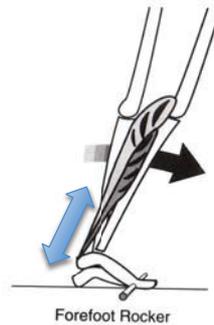
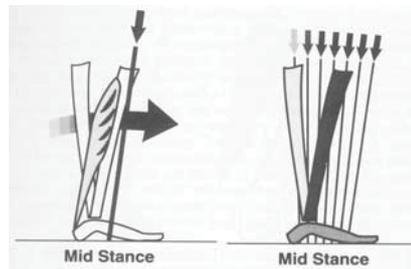
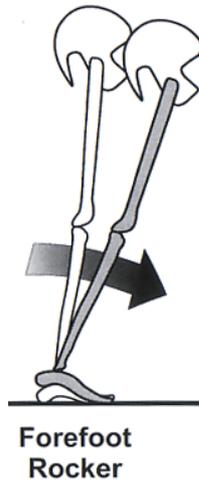
倒立振子の準備期間としての荷重応答期



Gait skill for maintain the pendulum

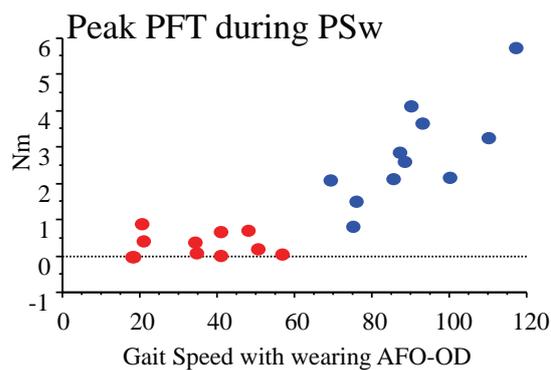
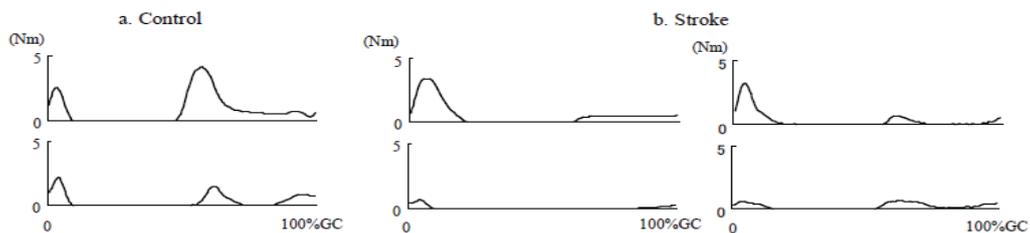


立脚終期の筋活動とその意義 -膝関節、足関節-



(Fukunaga T, et al. Proc Biol Sci. 2001)

片麻痺者に見られるPSw底屈トルクの消失

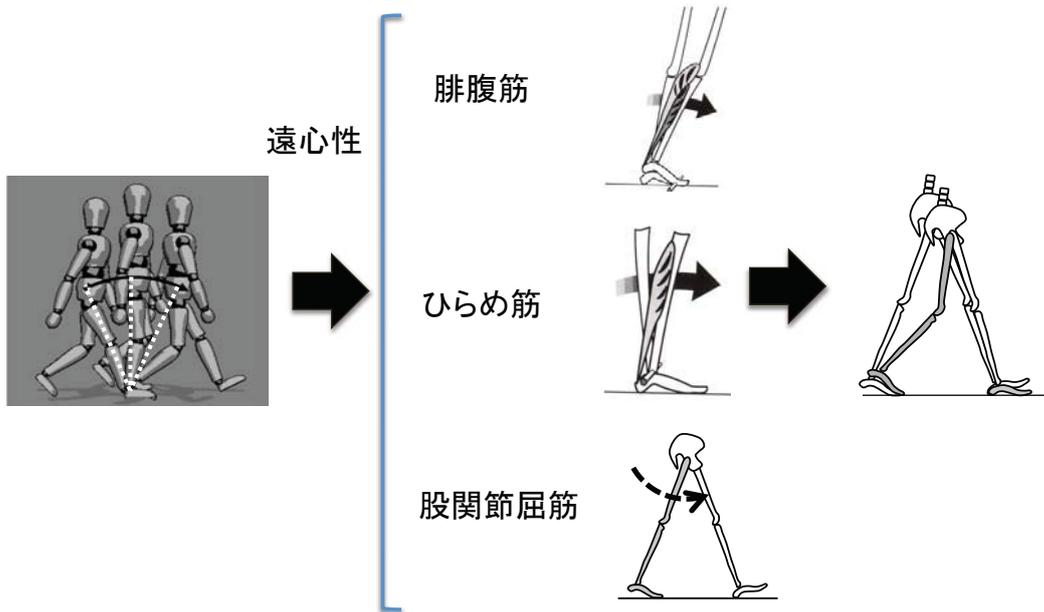


Control group : $r=0.76, p=0.005$

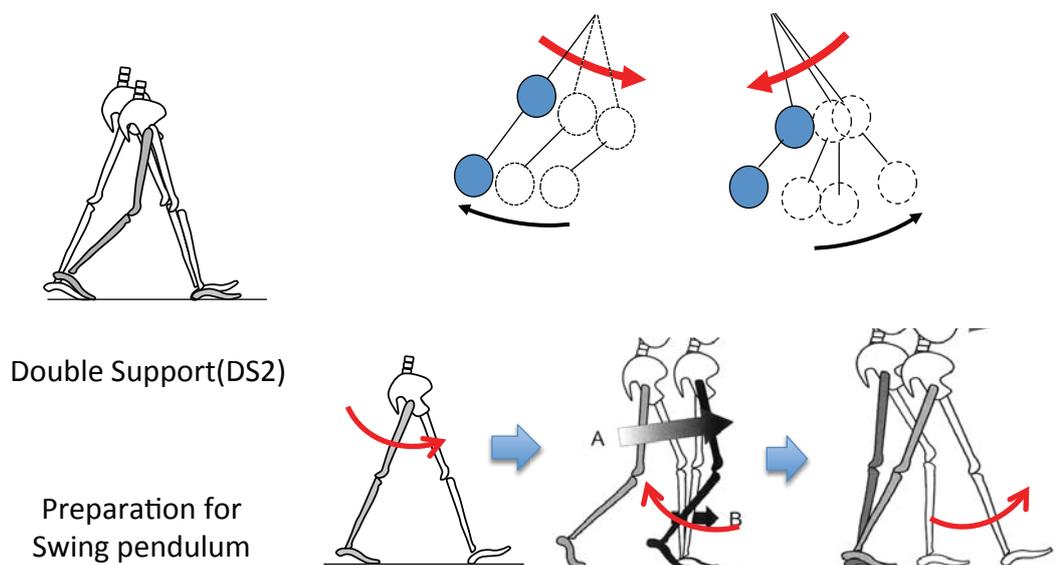
Stroke group: n.s.

Ohata et al., Gait Posture, 2011

倒立振子の支持性を確保する単脚立脚期



遊脚振子による膝運動の形成



Previous study of hemiplegic gait

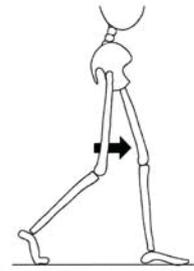
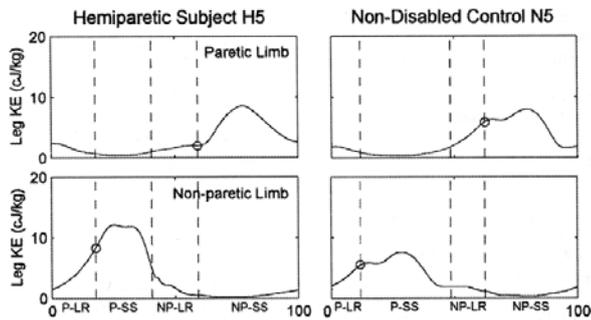
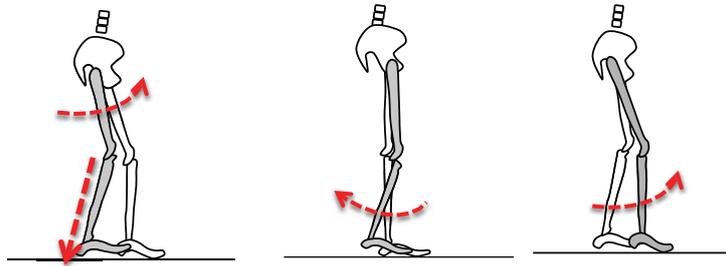
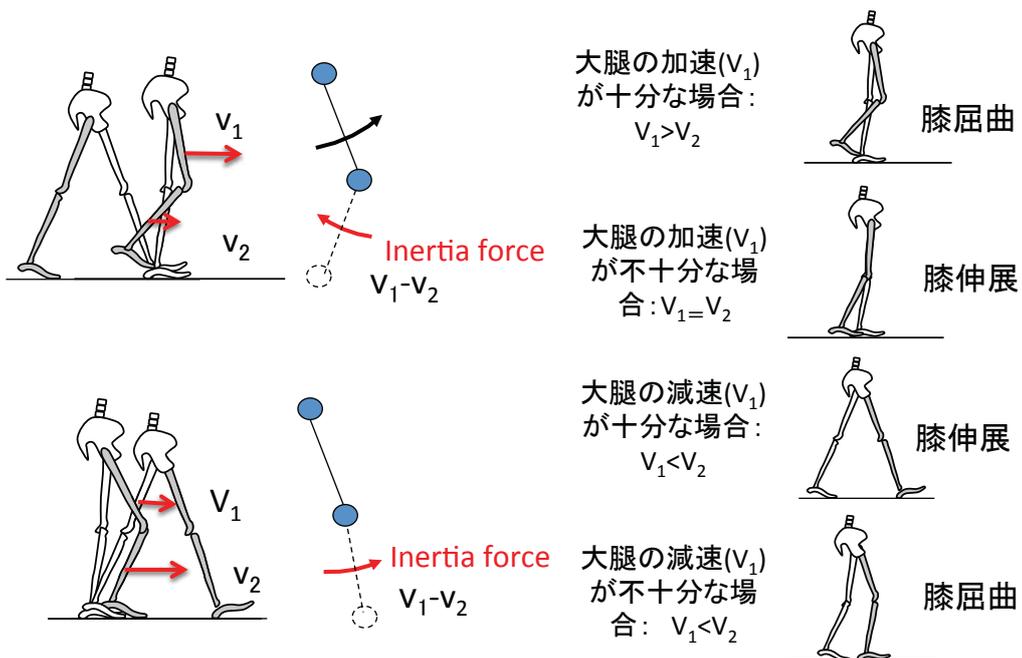


Fig. 4. Limb propulsion during pre-swing is the result of flexion of the knee, which propels the thigh and shank forward relative to the trunk and pivoting foot. (Adapted from Perry J. Gait Analysis: Normal and Pathological Function, Thierstein, NJ: Slack, 1992.)

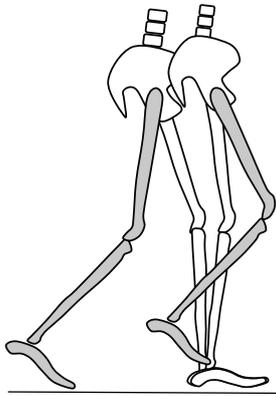
(Chen G. et al. Gait & Posture, 2005)

二重振子の力学的条件

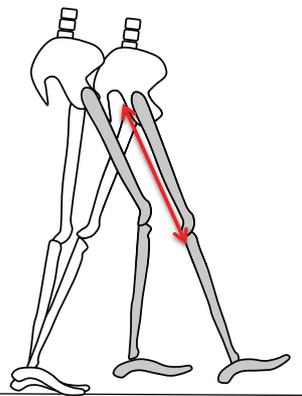


Swing Decelerationの制御

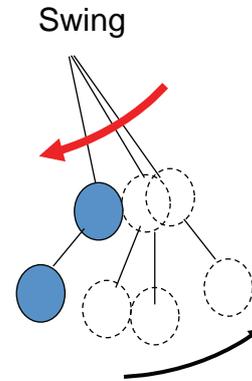
-hip joints-



With hip acceleration
(iliopsoas power)

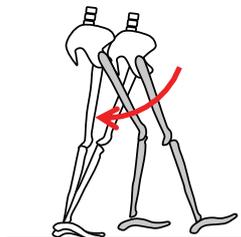
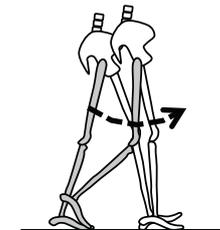
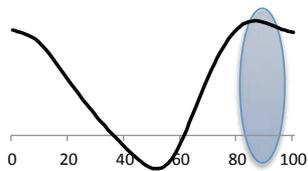


With hip deceleration
(Hamstrings)

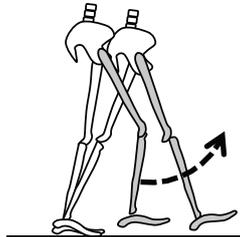
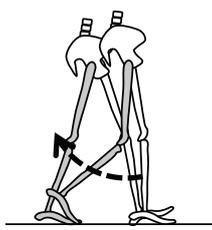
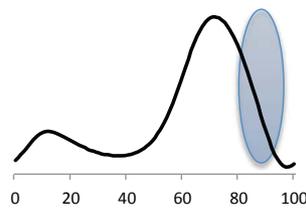


遊脚終期の関節運動

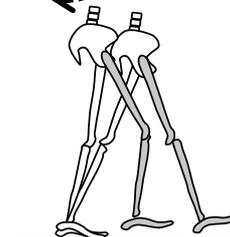
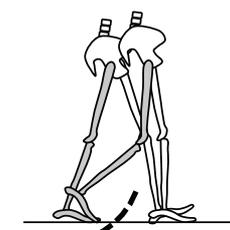
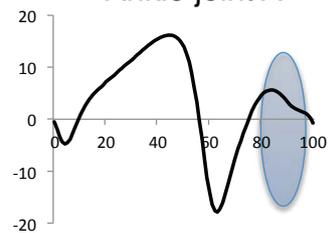
Hip joint A



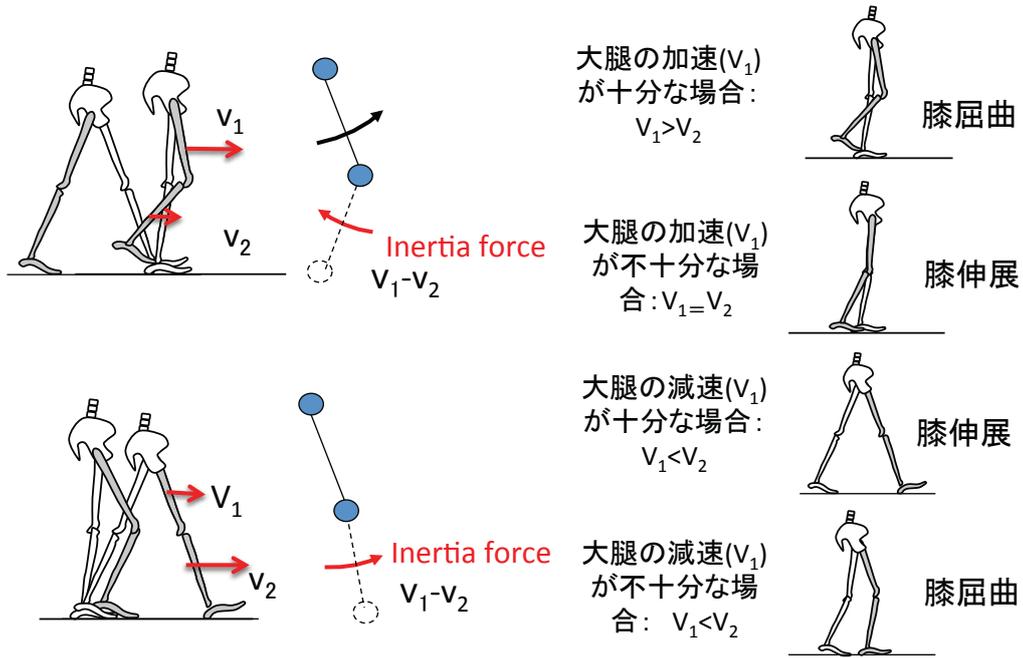
knee joint A



Ankle joint A



二重振子の力学的条件



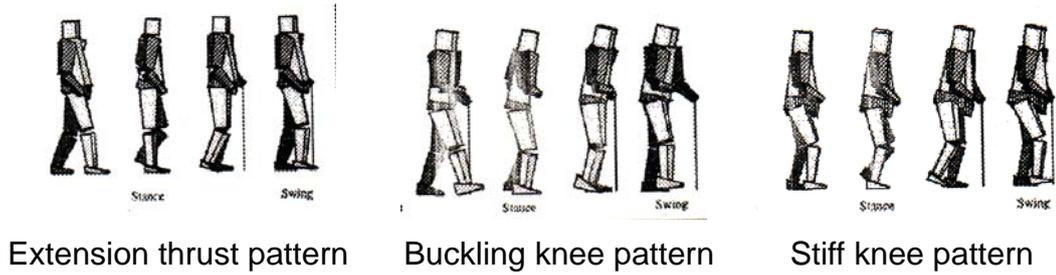
片麻痺患者の歩行トレーニング

片麻痺歩行の問題

MAIN PROBLEM OF HEMIPLEGIC GAIT

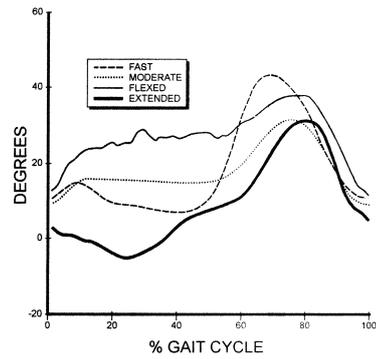
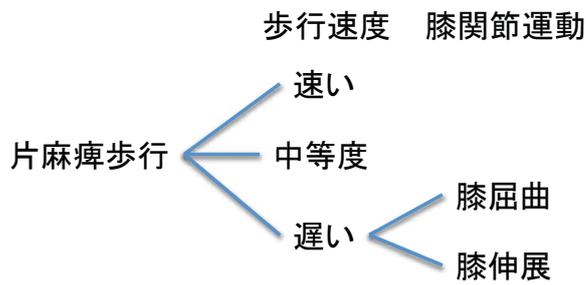
片麻痺歩行の歩行分析

* 三次元動作分析における片麻痺歩行の特徴



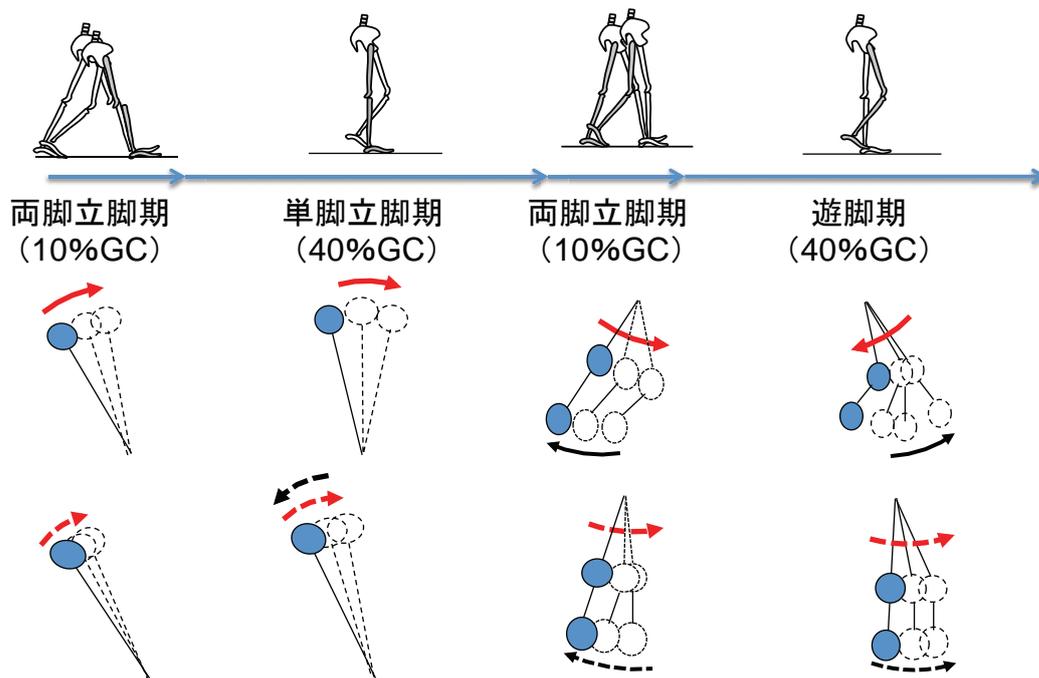
De Quervain IAK. et al. JBJS Am. 1996

* 片麻痺歩行に対する三次元歩行解析結果によるクラスター分析



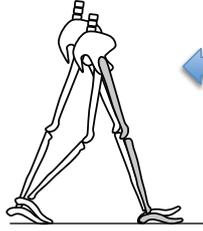
Mulroy S. et al. Gait Posture. 2003.

倒立振子と二重振子の問題



歩行パターンの観察ポイント

歩行パターンの観察



第一観察点: 歩行パフォーマンスと関わる因子の観察

歩行速度 歩幅

歩幅の変動性: 習熟動作か未習熟動作か、小脳性の問題

左右の単脚立脚期の時間的対称性: 歩行速度と関連

左右の歩幅の空間的対称性: 歩行効率の改善率と関係

第二観察点: 歩行の力学的特徴の観察

体幹の前後傾: passengerに加わる力 (Locomotorの加減速の特徴)

初期接地の姿勢: 遊脚後期の問題の有無

第一両脚立脚期 (荷重応答器) の関節運動 (股関節を中心に)

単脚立脚期の倒立振り子角度幅

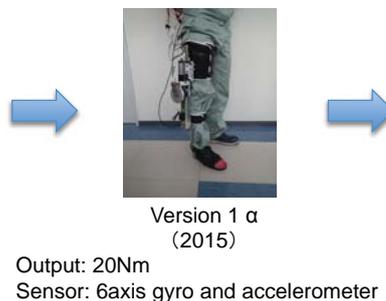
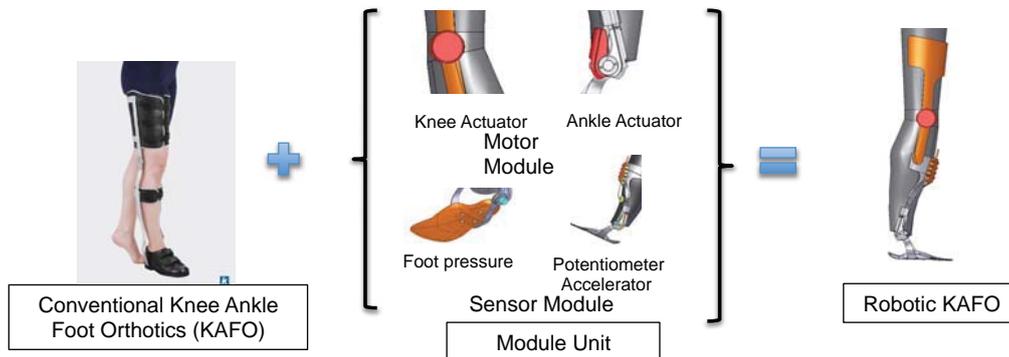
第二両脚立脚期 (前遊脚期) の関節運動 (膝関節を中心に)

遊脚期の膝屈曲角度: Stiff knee pattern

Robotic KAFO 開発コンセプト

京都大学COI開発機器

開発目標 Usefulness (Utility + Usability) な Rehabilitation Robot を開発すること
 Wearable歩行支援機器 (Robotic KAFO)



Attached Robotic Unit

Knee-ankle-foot Orthothesis -Version 1 β-



1. 脊髄損傷患者の歩行

中部労災病院 長谷川隆史 先生

脊髄損傷患者の歩行の予後としては、神経損傷高位以下に運動機能が残存しない ASIA Impairment Scale (AIS) A と B の者では、機能的な歩行の再獲得は困難であるが、長下肢装具と股継手、歩行ロボットを用いれば歩行することは可能である。一方、神経損傷高位以下に運動機能が残存する AIS C と D の者では機能的な歩行を再獲得する可能性が高いため、理学療法において、歩行の再獲得は大きな目標の 1 つとなる。しかし、不全脊髄損傷者の歩行は四肢機能の左右差などにより非対称となりやすく、健常人に比べて歩行速度や持久性が低下するため、社会生活で実用的な移動手段とならない者が多いとの報告も散見される。また、不全脊髄損傷者の歩行能力に関連する因子としては年齢、筋力、痙縮、感覚などがこれまでに報告されている。

我々はこれまでに、主に AIS D を対象として、社会生活で実用的な移動手段となる歩行の関連因子や必要とされる歩行能力を明らかにし、歩行能力を改善するトレーニングとして Body Weight Supported Treadmill Training (BWSTT) に注目し、効果の検証を行ってきた。不全脊髄損傷者の歩行速度の制限因子とされる歩行率を増加させる設定の BWSTT を独自に考案し、RCT を行った結果、最大歩行速度を従来の歩行トレーニングよりも改善させた。

近年は AIS C または D の不全脊髄損傷者の筋活動のアンバランスに難渋することが多い。動作の難易度の高い歩行場面では、過剰努力によって重度麻痺筋の拮抗筋や痙縮筋の活動が高まりやすく、筋活動のアンバランスが増強される。現在、筋活動のアンバランスの要因の 1 つである痙縮に着目し、痙縮に対する経皮的電気刺激 (Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation : TENS) の有効性を検証している。

急性期、回復期における不全脊髄損傷者に対する介入方法や痙縮に対する TENS の効果について議論したい。

2. 脳卒中後片麻痺患者の歩行

藤田保健衛生大学病院 平野明日香先生

【はじめに】

脳卒中後片麻痺患者の歩行練習は装具・杖などの使用が補助となり介助を軽度に留めることで自己での姿勢制御を可能とする。また、下肢装具は自由度制約を通し運動を単純化することで難易度調整を行い、運動学習過程をスムーズにすると言われている。

今回、重度片麻痺患者において歩行開始時から自立まで歩行練習を中心に難易度調整を駆使した経時的な理学療法アプローチについて提示する。

【症例紹介】

40 歳代の女性。左被殻出血を発症し、同日開頭血腫除去術施行、重度右片麻痺、意識障害出現。5 病日に NCU にてベッドサイドリハ開始され、人工呼吸器管理中、GCS E3-VT-M4、下肢

Br.. stage I、SIAS 運動機能下肢 0-0-0 であった。

その後人工呼吸器から離脱され 24 病日にセンターリハ開始となった。GCS E4-V1-M6 と意識障害の改善を認めたが失語症のため発話困難、注意障害も伴ったが簡単な指示理解は可能であった。下肢 Br.. stage I、SIAS 運動機能下肢 0-0-0 のままであった。体幹安定性は低く、座位中等度介助、立位は KAFO を用いて平行棒内最大介助であった。

【理学療法】

CT 画像より運動麻痺残存の可能性が高く、支持性やバランス低下を補うため T-cane、AFO を用いた屋内歩行修正自立を目標に掲げた。歩行練習における難易度と量を key word に装具療法、安全懸架の使用方法を経時的に提示する。

【さいごに】

『脳卒中ガイドライン 2015』において「早期の ADL 向上と社会復帰を図るために、十分なリスク管理のもとにできるだけ発症後早期から積極的なリハビリテーションを行うことが強く勧められる（グレード A）。その内容には装具を用いた早期歩行練習などが含まれる」と書かれている。しかし単純に装具を用いた早期歩行練習が良いのではなく、戦略・戦術を巧みに用いた理学療法の展開が重要だと考えている。

当日はどのような戦略・戦術を用いるべきかディスカッションできれば幸いである。

3. 脳性麻痺児の歩行

愛知県青い鳥医療福祉センター 野々垣 聡先生

Gage らは脳性麻痺の歩行異常を以下の 3 つに分類した。第 1 の歩行異常は脳損傷そのものによる障害（選択的運動コントロールの障害、バランスの障害、痙縮）が原因となって引き起こされる。痙縮の治療に対して、ボツリヌス療法がガイドラインの推奨グレードが高く、当センターでもよくおこなわれている。第 2 の歩行異常は筋骨格系の変形、いわゆる二次障害が原因となり引き起こされる。この例としては、クラウチ歩行が挙げられる。これは、骨と筋のアンバランスな成長が関係しており、多くの脳性麻痺児が抱える問題である。筋の短縮や拘縮の治療に対して、当センターでは軽度な場合はキャスト療法、進行して重度な場合は多部位同時手術がおこなわれている。第 3 の歩行異常は対処的なメカニズムによって起こり、必要がなくなれば自然に消失すると述べている。この例としては、分廻し歩行が挙げられる。

これらの歩行異常とともに、脳性麻痺児の歩行能力は加齢によってさらに悪化する。Opheim ら（2009）は、GMFCS III の両麻痺者が歩行能力悪化のリスクが最も高いとし、その理由として青信号の間に横断歩道を渡ったり、障害のない人と一緒になって歩いたりするなど、その能力を酷使しながら生活しているからだとして述べている。歩行能力と社会活動状況は相関するとの報告もあるので、地域社会でなんとか生活している者ほど、能力を酷使してしまう状況に遭遇する可能性が高いとも考えられる。これらの人が歩行能力を悪化させてしまうリスクを減らすためにも、無理をしないで活動参加できる環境設定も必要だと考える。

今回のシンポジウムでは、まず脳性麻痺の歩行や歩行能力に関連する基本的な知識をお伝えし、その後、数回のボツリヌス治療と理学療法を経て歩行能力が徐々に向上し、それが自信につながり、保育園行事で自分のできる範囲で力を発揮できた症例について報告する。