

(1) 研究題目

※スペースが足りない場合は、枠を追加いただいて構いません。

歩行中の心拍・運動リズム間位相同期を促進するシステムの開発

(2) 本研究の期間

(西暦) 2023年4月～2024年3月

(3) 本研究の成果と今後の課題

1. 研究課題の目的

本研究課題は、心拍・運動リズム間位相同期の歩行安定化への寄与の解明(目的①)と、歩行中の心拍・運動リズム間位相同期を惹起する手法の開発(目的②)を目的としていた。目的①の達成のため、心拍・運動リズム間位相同期が弱い状態と強い同期状態間で運動学的な転倒リスク指標を比較した。これにより、心拍・運動リズム間位相同期が歩行の安定性に及ぼす影響を検証した。目的②では、バイオフィードバックと音楽を用い、心拍・運動リズム間位相同期を惹起する手法を検証した。研究期間は5年(2023～2027年度)の予定であり、助成期間中は研究①の完遂と研究②の部分的達成を目指していた。本報告書では、主に研究①の成果を報告する。

2. 研究背景

人間において、心拍と歩容の間で同期が生じることが知られている。この同期は心拍・運動リズム間位相同期と呼ばれている。この同期には生理学的な利点があると考えられており、エネルギー消費の観点から効率的な歩行を実現することに貢献している可能性がある。ただし、このような心拍・運動リズム間位相同期が運動学的な安定性に貢献できるかは不明瞭である。これを明らかにできれば、心拍・運動リズム間位相同期の意義に関する追加的な知見を提供できる。

歩行や走行中のCLSを定量する方法としては、心拍のRR間隔と歩行中の踵接地タイミングや筋活動タイミングに基づいて求める方法がある(Nomura et al., 2006; Takeuchi et al., 2014)。歩行中の踵接地から次の踵接地までを運動リズムとしたとき、その運動リズムのなかで、心拍がどのタイミングで生じたのかを定量する。CLSが生じると、エネルギー消費の観点から利点があると考えられている(Udo 1990; Kirby et al., 1989; Niizeki, 2005; 1993; Takeuchi et al., 2014)。例えば、CLSが生じると歩行中の酸素摂取量が減少する(Takeuchi et al., 2014)。CLSは生理学的意義があると知られているが、運動学的意義は不明瞭である。また、CLSは常に起きているものではなく、特定の条件下で同期するようである。Niizeki (2005)は、大腿部へのカフ圧により歩行様の血流を再現し、大腿動脈還流のピークとカフ圧の上昇が重ならないタイミングにおいて、CLSが発生しやすいことを報告した。Nomura et al (2006)は走行中の心拍数が160 beats per minとなるような負荷を用い、CLSを惹起した。また、Takeuchi et al (2014)は、歩行中の心拍数が120 beats per minとなるような負荷を用い、さらにその上でheart rateとstep frequencyが一致する条件を用いてCLSを惹起した。ただし、この研究での歩行は、早歩きに相当している[成人の早歩きでの歩行速度：6.62 km/h (男性)，5.94 km/h (女性)，成人の早歩きでの心拍数：122.08 beats/min (男性)，127.34 beats/min (女性)，Waters et al., 1994]。このように、日常において馴染みのない状況下において、歩行中のCLSがこれまで検証されてきた。日常の歩行におけるCLSを対象として、運動学的意義を知る必要がある。

歩行の運動学分析においては、転倒リスク評価が注目されている。歩行の運動学的な安定性を定量する指標のひとつとして、Upper body の加速度における RMS が提案されている。Upper body acceleration の RMS によって、歩行動作の滑らかさが分かる。これまでの研究によって、RMS of upper body acceleration によって歩行動作の不安定性が識別できると示されている。健常若齢者においては、Upper body acceleration の RMS が、不安定面での歩行中に高まることが知られている(Menz et al., 2003)。高齢者においては、Upper body acceleration の RMS と a subjective measure for fall risk (Tinetti scale) の間に中程度の有意な相関がみられる(Senden et al., 2012)。さらに、patients with stroke の重症度が高まるほど RMS も高いことが報告されている(Mizuike et al., 2009; Iosa et al., 2012)。このように、Upper body acceleration は不安定な歩行動作と強く関連している。Upper body acceleration に加えて、最大リアプノフ指数も注目されている。最大リアプノフ指数の定量により、アトラクターの軌道間距離が発散するか否かという力学系の局所安定性が定量されるが、最大リアプノフ指数により評価した力学系の局所安定性と実際の歩行の安定性に関連がみられる(Lockhart and Liu, 2008; Bruijn et al., 2011)。具体的には、受動歩行モデルを用いたシミュレーションや、転倒歴のある高齢者と転倒歴のない高齢者との比較により、最大リアプノフ指数は転倒リスクと関連していると報告されている(Lockhart and Liu, 2008; Bruijn et al., 2011)。このような背景から、歩行研究では最大リアプノフ指数は実際の歩行の安定性を反映した指標であると捉えられている。最大リアプノフ指数は、構築したアトラクター上でのある点とその近傍点との距離が時間発展に伴い発散または収束するかを調べることにより決定される(Dingwell and Marin, 2006)。正の最大リアプノフ指数は近傍点間距離が発散するので局所安定性の観点で不安定であることを意味し、負の最大リアプノフ指数は安定を意味する。このように、Upper body acceleration と最大リアプノフ指数によって、歩行中の CLS の運動学的意義を、歩行動作の滑らかさと局所力学安定性の観点から分析できる。

本研究の目的は、日常歩行に近い状況での CLS を対象として、その運動学的意義を明らかにすることである。至適歩行では、エネルギーコストと stability of the head and joint actions が最良になることが報告されており、生理学的制約と運動学的制約は相補関係にあることが示唆されている(Holt et al., 1995)。そこで、CLS によって生理学的利点が生じている間は upper body acceleration と最大リアプノフ指数が低減するという仮説を立てた。これを明らかにすることで、至適歩行での CLS の運動学的意義が明確になり、CLS の新たな意義が明らかになる。

3. 方法

3. 1 被検者

本研究には、男性 7 名と女性 6 名が参加した（男性 年齢：23 ± 2 歳，身長：172 ± 5 cm，体重：68 ± 7 kg，女性 年齢：24 ± 4 歳，身長：158 ± 4 cm，体重：53 ± 9 kg，[平均 ± 標準偏差]）。なお、本研究は神戸大学人間発達環境学研究所の倫理委員会での承認を得ており、研究実施者による十分な説明の後、参加者の同意を得て実施された（承認番号：661-2）。

3. 2 運動学データの計測，歩行周期の特定

運動学データの計測では、12 台のカメラを含む動作分析システム（OptiTrack Flex 3, NaturalPoint, Inc., Corvallis OR, USA）を用いて、被検者の解剖学的特徴点に貼付した 24 ヶ所の反射マーカークの三次元位置座標値を 100 Hz にて計測した。本研究では、右足の踵が接地してから次の踵接地までを 1 歩行周期と定義した。歩行周期の特定には踵の前後方向の位置座標値を用い、各周期において踵が最も前方に位置するタイミングを踵接地とみなした。

3. 3 実験課題・分析区間

参加者は、5.0 km/h にてトレッドミル上を 10 分間歩行した。計測前夜からのアルコール摂取、カフェイン摂取、激しい運動の実施が禁止された。実験ではまず、至適ケイデンスの決定を行った。110 steps/min から開始し、2 step ごとに 1 steps/min ずつ上昇させ、快適なケイデンスの際にトレッドミルを止めるよう申告させた。次に、130 steps/min から開始し、2step ごとに 1 steps/min ずつ上昇させ、快適なケイデンスの際にトレッドミルを止めるよう申告させた。至適ケイデンスは、2 回の平均値とした。その後、至適ケイデンスにてトレッドミル歩行の練習を 1 分行った。その際、呼吸を統制するため、2 step ごとに吸気と呼気を繰り返した。トレッドミル歩行の練習が終わった後は、座位にて 5 分間休憩した。休憩の際は、2 秒おきに吸気と呼気を繰り返した。休憩の後に、参加者は 10 分間歩行した。歩行をしている際は、目線を前にして、不必要に頭を動揺させないように指示をした。歩行課題間は座位にて 5 分間の休憩を設け、その際は 2 秒おきに吸気と呼気を繰り返した。

3. 4 データ分析

データ分析では歩行中の、心拍・運動リズム間位相同期指標、身体重心における RMS と最大リアプロフ指数を算出した。すべてのデータ分析では MATLAB 2017b (MathWorks, Natick, MA, USA) を使用した。

3. 4. 1 心拍運動リズム間位相同期の分析

心拍運動リズム間位相同期の分析は以下の順になされた：心拍リズムと運動リズムの抽出、正規化相対位相の算出、位相同期図の作成、位相同期指標の算出、サロゲートデータとの比較。心拍リズムと運動リズムはそれぞれ、ECG の RR 間隔と、左右の踵接地とした。最初の 60 秒間のデータは適応期間とし、60 秒以降のデータを分析に用いた。各ピークは、MATLAB の findpeaks 関数を用いて検出した。運動リズムのなかで、心拍リズムがどのタイミングで生じたのかを可視化した図は、位相同期図と呼ばれる。ある運動リズム内に生じる r 番目の正規化相対位相は以下の式で表される：

$$\psi_{r,h} = \frac{t_r - T_h}{T_{h+1} - T_h}$$

t_r は R 波のピークが生じた r 番目の時間、 T_h は h 番目の踵接地の間隔である。位相同期図は、 $\psi_{r,h}$ を時系列データとしてプロットすることで作成した。位相同期が生じているタイミングでは、位相同期図の $\psi_{r,h}$ は平行に並んでいる。これは、運動周期に対して一定の位相で心拍が発生し続けていることを表している。位相同期指標として、正規化相対位相から位相コヒーレンス値を以下の式を用いて算出した：

$$\lambda = \left(\frac{1}{N} \sum_{N=1}^r \sin(\psi_{r,h} \times 2\pi) \right)^2 + \left(\frac{1}{N} \sum_{N=1}^r \cos(\psi_{r,h} \times 2\pi) \right)^2$$

60 step の間の位相コヒーレンスを、5 step ずつずらしてその都度算出することにより、位相同期の強さを時系列データとして捉えた (図 1)。

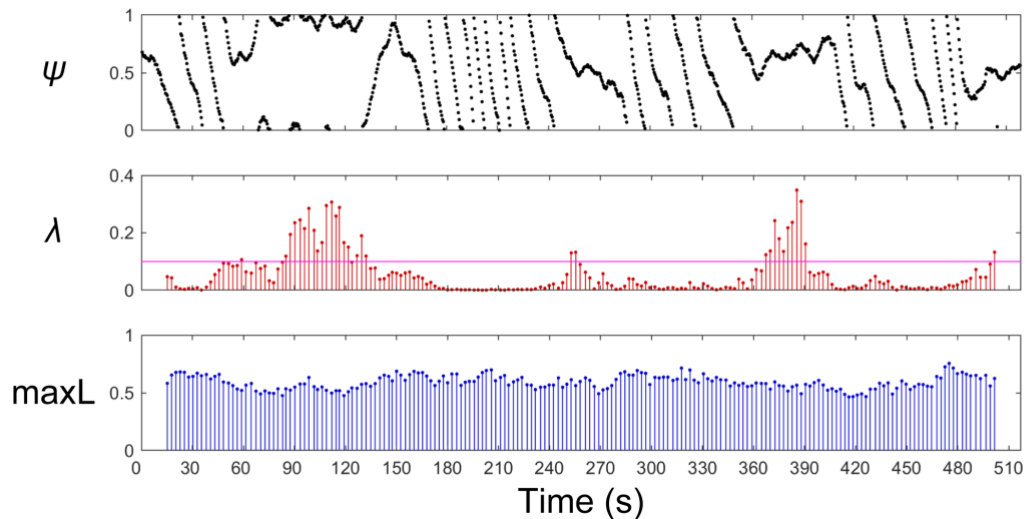


Figure 1: 典型例における phase synchronization plot (ψ) , 位相コヒーレンス (λ) , 最大リアプノフ指数 ($\max L$)

上段は位相同期図である。平行の部分は、相対位相中の固定的なタイミングで R 波が生じていることを意味する。例えば、約 370~400 秒あたりでは ψ は約 0.65 であるが、step 間隔のなかの約 65%の時点で R 波が集中的にみられることを意味する。 λ と $\max L$ は 60step 区間を 5step ずつずらしながらその都度算出しているため、0 秒と 510 秒付近のデータが表示されていない。例えば、最初の λ と $\max L$ は 1~60step を対象に算出されており、便宜的に 30step の時点で各データを表示している。位相コヒーレンスにおけるマゼンタの横線は $\lambda = 0.1$ を意味している。

3. 4. 2 統計分析

位相同期指標が高い状態は $\lambda \geq 0.1$ (High) , 低い状態は $\lambda < 0.01$ (Low) と定義し、各状態における RR 間隔、ステップ長、ステップ時間、RMS-CoM_{acc}、 $\max L$ を算出した。データの正規性を Shapiro-Wilk 検定で確認した。データの正規分布が確認された後、対応のある t 検定を用い、High-Low 間での RR 間隔、ステップ長、ステップ時間、RMS-CoM_{acc}、 $\max L$ の平均値の差を比較した。効果量として、Cohen の d を算出し、 $0.2 < d < 0.5$ を小程度、 $0.5 < d < 0.8$ を中程度、 $d > 0.8$ を大程度の効果量とみなした。すべての統計分析は、JASP version 0.14.1.0 (JASP Team, 2020)を用い、有意水準は 0.05 とした。

4. 結果

RR 間隔は High-Low 間に有意差はみられなかった (Table 1) 。 λ について、サロゲートデータとの比較をしたところ、High 状態の λ はサロゲートデータの λ よりも有意に高値であった (Table 1) 。 Low 状態の λ はサロゲートデータの λ よりも有意に低値であった (Table 1) 。 λ について、High と Low 状態間の比較をしたところ、High 状態の方が有意に高値であった (Table 1, $p < 0.001$, $t = 16.312$, $d = 5.437$) 。 ステップ長とステップ時間は High 状態の方が有意に低値であったものの (Table 2) , その差は非常に小さいためほぼ同等であったとみなせる。RMS-CoM_{acc} と $\max L$ においては、High, Low 条件間での有意差はみられなかった (Table 2) 。

Table 1 : 生理学的変数での平均値, 標準偏差と t -value, p -value, and Cohen' s d

	Average	SD	p -value	t -value	Cohen's d
RR interval-High (s)	0.636	0.083		0.667	0.222
RR interval-Low (s)	0.645	0.092			
λ -High	0.146	0.026	< .001	5.576	1.546
λ_{sur} -High	0.034	0.024			
λ -Low	0.004	0.001	< .001	19.142	6.381
λ_{sur} -Low	0.019	0.010			

High: $\lambda \geq 0.1$, Low: $\lambda < 0.01$, λ_{sur} : サロゲートデータにおける λ .

Table 2 : 運動学的変数での平均値, 標準偏差と t -value, p -value, and Cohen' s d

	Average	SD	p -value	t -value	Cohen's d
Step time-High (s)	0.708	0.025			
Step time-Low (s)	0.705	0.023	0.022	2.849	0.950
Step length-High (m)	0.509	0.018			
Step length-Low (m)	0.507	0.017	0.022	2.849	0.950
RMS-CoM _{acc} -AP-High (m/s ²)	1.084	0.179		0.109	0.036
RMS -CoM _{acc} -AP-Low (m/s ²)	1.017	0.136			
RMS -CoM _{acc} -VT-High (m/s ²)	1.834	0.138		0.216	0.072
RMS -CoM _{acc} -VT-Low (m/s ²)	1.827	0.165			
RMS -CoM _{acc} -ML-High (m/s ²)	0.357	0.032		1.123	0.374
RMS -CoM _{acc} -ML-Low (m/s ²)	0.345	0.026	0.294		
maxL-High	0.650	0.108		0.068	0.023
maxL-Low	0.627	0.109	0.948		

High: $\lambda \geq 0.1$, Low: $\lambda < 0.01$, RMS-CoM_{acc}: RMS of center of mass acceleration, AP: anteroposterior, VT: vertical, ML: mediolateral, maxL: maximum Lyapunov exponent.

5. 考察

本研究では、位相同期が生じている間に RMS-CoM_{acc} と最大リアプノフ指数が低減するかを検証した。 λ は High 状態のほうが有意に高かったものの、RMS-CoM_{acc} と maxL は High 状態と Low 状態間で有意差は認められなかった (Table 1) . このことは、5km/h においては、位相同期状態は歩行の滑らかさと局所力学安定性に影響しないことを意味する。本内容は、心拍・運動リズム間位相同期における運動学的意義の解明に取り組んだ最初の研究として価値がある。

本研究での λ_{high} は 0.15 であり、強制同期させた先行研究と比較すると低い値であった。強制同期させた場合は、 $\lambda=0.56$ と報告されている (Takeuchi et al., 2014) . 本研究での位相同期が比較的弱かったために、RMS-CoM_{acc} と maxL の低減につながらなかった可能性がある。位相同期ではない可能性をサロゲートデータとの比較により検証したところ、サロゲートデータよりは有意に高値であったため (Table 1) , 同期していないというよりは同期の程度が弱いことを意味している。CLS が相対的に強い歩行と CLS が生じていない歩行を比較した際、CLS が強い歩行の方が酸素摂取量が少ないことが報告されている (Takeuchi et al., 2014) . 生理学的制約と運動学的制約は相補関係にあることを考えると (Holt et al., 1995) , 本研究では生理学的恩恵と運動学的恩恵、いずれの効果も薄いことが予想される。したがって、本研究でみられた 5.0 km/h での CLS は弱く、CLS による恩恵も小さかったために運動学的効果を発揮するに至らなかった可能性がある。運動学的意義を明確にするためには、位相同期が強い状態と通常歩行を比較する

必要があると思われる。ただし、強い位相同期状態を引き起こすには日常の歩行とは全く異なる状況となるため、限定的な知見となる可能性はある。

Weak CLS は運動学的意義にも影響する可能性があるため、weak CLS が生じる原因について考察する必要がある。本研究でみられた weak CLS の原因の一つとして、運動負荷が低かったことが挙げられる。本研究では、日常歩行に近い条件での CLS の運動学的意義を明らかにする必要があると考え、先行研究で用いられていた条件よりも、運動負荷が低かった。例えば、走行を対象に検証した場合、HR=160 bpm に設定されていた(Nomura et al., 2006)。歩行を対象にした場合も HR=120 bpm に設定されていた(Takeuchi et al., 2014)。これらは、本研究の HR=94 bpm よりもかなり高い。本研究では、平均の Step:RR は 1:1 に近く、自然にでも発生する余地があると考えていたが、運動負荷が高い先行研究に比べると λ が低く、発生区間も比較的限定的であった。CLS を分析した研究のなかで、運動負荷が比較的低かった先行研究では、本研究と同様に位相同期が弱いことが報告されている。例えば、Donville ら (1993) はペダリングを対象に、preferred ケイデンスと HR が 1:1 になる課題を設定し、酸素摂取量を比較したところ、no subject was the 1:1 coupled state energetically beneficial. Niizeki (2005) はカフ圧が低い場合は CLS が生じないことを報告している(Niizeki, 2005)。これらの知見は運動負荷が低い場合は同期しにくいという意見を裏付けており、weak CLS は運動負荷の低さが一因となっていると考えられる。そして、至適歩行速度周辺の運動強度においては、自然に位相同期を生じさせることは困難であり、生理学的・運動学的恩恵を受けにくい可能性がある。

本研究での、位相同期状態は歩行の滑らかさと局所力学安定性に影響しないという発見は、歩行速度が関与している可能性がある。本研究で扱った 5.0 km/h という至適速度周辺は、運動学的安定性の改善が難しい速度であるかもしれない。人間の運動学習では天井効果があり、健常者の至適歩行速度は向上の余地がほとんどないのかもしれない。実際に、至適速度周辺では他の速度帯に比べて運動学的安定性が高いことがいくつか報告されている。例えば、歩行中の腰部加速度パターンの対称性 (Harmonic ratio) は至適歩行において最良である(Latt et al., 2008)。また、体幹の運動学的なストライド間変動は至適速度において最小である (Dingwell and Marin, 2006)。このように、至適歩行速度周辺での運動学的に安定していることが報告されている。また、筋電図バイオフィードバックによって 4.5 km/h での歩行における RMS-CoM_{acc} が低減するかを検証した研究では、ヒラメ筋のバイオフィードバックは AP と ML 方向の RMS-CoM_{acc} を低減したものの、その差はわずかであったと報告されている (Kibushi et al., 2024)。他の速度帯でバイオフィードバックの効果が向上するかの検証は必要だが、この先行研究は至適歩行速度周辺での介入効果が低くなる事例である。このように、至適速度周辺はすでに運動学的に安定しており、介入効果を発揮しにくい歩行速度であることが、位相同期状態は歩行の滑らかさと局所力学安定性に影響しないという結果につながった可能性がある。

本研究にはいくつかの限界点がある。まず、本研究の知見は 5km/h という通常速度周辺における結果として限定される。本研究では、低速度や高速度を検証していないため、他の速度帯における CLS の運動学的安定性に対する効果を検証する必要がある。2点目は、本研究での CLS の phase coherence が低かった点である。サロゲートデータとは有意に異なるため、同期自体はみられたが、強度不足は否めない。強制的に惹起させ、位相同期を強めた際の検証も必要であろう。3点目は、酸素摂取量を分析していない点である。本研究の目的は運動学的な意義を明らかにすることであったため、目的は果たしているが、本研究でみられた弱い CLS が生理学的に有利であったかどうかは不明である。

5. 結論

本研究の目的は、日常歩行に近い状況での CLS を対象として、その運動学的意義を明らかにすることであった。位相同期指標が高い状態と低い状態間で RMS-CoM_{acc} と最大リアプノフ指数を比較したとこ

ろ、有意差は認められなかった。したがって、5km/h においては、位相同期状態は歩行の滑らかさと局所力学安定性に影響しないと結論づけた。

6. 今後の課題

目的①に関しては、国際学会発表および論文投稿まで完遂しており、十分に達成されたと考えている。しかし、目的②「歩行中の心拍・運動リズム間位相同期を惹起する手法の開発」に関しては、予備実験を進めている段階であり、完遂には至らなかった。目的①の報告において研究の限界として、強制的に惹起させ、位相同期を強めた際の検証をする必要性を述べた。この検証には目的②の達成が不可欠であるため、今後は目的②を進めていく。

7. 参考文献

- Bruijn, S. M., Bregman, D. J. J., Meijer, O. G., Beek, P. J., and van Dieën, J. H. (2011). The validity of stability measures: A modelling approach. *J. Biomech.* 44, 2401–2408. doi:10.1016/j.jbiomech.2011.06.031.
- Cavagna, G. A., Thys, H., and Zamboni, A. (1976). The sources of external work in level walking and running. *J. Physiol.* 262, 639–657. doi:10.1113/JPHYSIOL.1976.SP011613.
- Dingwell, J. B., and Marin, L. C. (2006). Kinematic variability and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speeds. *J. Biomech.* 39, 444–452. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.12.014.
- Gates, D. H., and Dingwell, J. B. (2009). Comparison of different state space definitions for local dynamic stability analyses. *J. Biomech.* 42, 1345–1349. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.03.015.
- Holt, K. G., Jeng, S. F., Ratcliffe, R., and Hamill, J. (1995). Energetic Cost and Stability during Human Walking at the Preferred Stride Frequency. *J. Mot. Behav.* 27, 164–178. doi:10.1080/00222895.1995.9941708.
- Iosa, M., Fusco, A., Morone, G., Pratesi, L., Coiro, P., Venturiero, V.-C., et al. (2012). Assessment of upper-body dynamic stability during walking in patients with subacute stroke. 49, 439–450. doi:10.1682/JRRD.2011.03.0057.
- JASP Team (2020). JASP (Version 0.14) [Computer software]. <https://jasp-stats.org/faq/how-do-i-cite-jasp/>.
- Kibushi, B., Moritani, T., and Kouzaki, M. (2019). Local dynamic stability in temporal pattern of intersegmental coordination during various stride time and stride length combinations. *Exp. Brain Res.* 237, 257–271. doi:10.1007/s00221-018-5422-0.
- Latt, M. D., Menz, H. B., Fung, V. S., and Lord, S. R. (2008). Walking speed, cadence and step length are selected to optimize the stability of head and pelvis accelerations. *Exp. Brain Res.* 184, 201–209. doi:10.1007/s00221-007-1094-x.
- Lockhart, T. E., and Liu, J. (2008). Differentiating fall-prone and healthy adults using local dynamic

stability. *Ergonomics* 51, 1860–1872.

- Menz, H. B., Lord, S. R., and Fitzpatrick, R. C. (2003). Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. *Gait Posture* 18, 35–46. doi:10.1016/S0966-6362(02)00159-5.
- Mizuike, C., Ohgi, S., and Morita, S. (2009). Analysis of stroke patient walking dynamics using a tri-axial accelerometer. *Gait Posture* 30, 60–64. doi:10.1016/J.GAITPOST.2009.02.017.
- Niizeki, K. (2005). Intramuscular pressure-induced inhibition of cardiac contraction: Implications for cardiac-locomotor synchronization. *Am. J. Physiol. - Regul. Integr. Comp. Physiol.* 288, 645–650. doi:10.1152/AJPREGU.00491.2004/ASSET/IMAGES/LARGE/ZH60030525910004.JPEG.
- Nomura, K., Takei, Y., Yoshida, M., and Yanagida, Y. (2006). Phase-dependent chronotropic response of the heart during running in humans. *Eur. J. Appl. Physiol.* 97, 240–247. doi:10.1007/S00421-005-0103-7/FIGURES/4.
- Senden, R., Savelberg, H. H. C. M., Grimm, B., Heyligers, I. C., and Meijer, K. (2012). Accelerometry-based gait analysis, an additional objective approach to screen subjects at risk for falling. *Gait Posture* 36, 296–300. doi:10.1016/J.GAITPOST.2012.03.015.
- Takeuchi, S., Nishida, Y., and Mizushima, T. (2014). Effects of Synchronization between Cardiac and Locomotor Rhythms on Oxygen Pulse during Walking. *J. Sports Sci. Med.* 13, 881. Available at: /pmc/articles/PMC4234958/ [Accessed December 29, 2023].