

研究雑話(123)

障害児教育・動作学誌上実習(41)

藤井力夫

姿勢反射の発達とリズム運動の習熟(21)

長軸機能の形成原理、距骨頸長軸と第1中足骨長軸。

今回は、片足立ち時における上肢の保護伸展・パラシュート反応の利用についてお話をしました。母指球部支持が安定していれば、この利用は不要です。母指球部着床による長軸

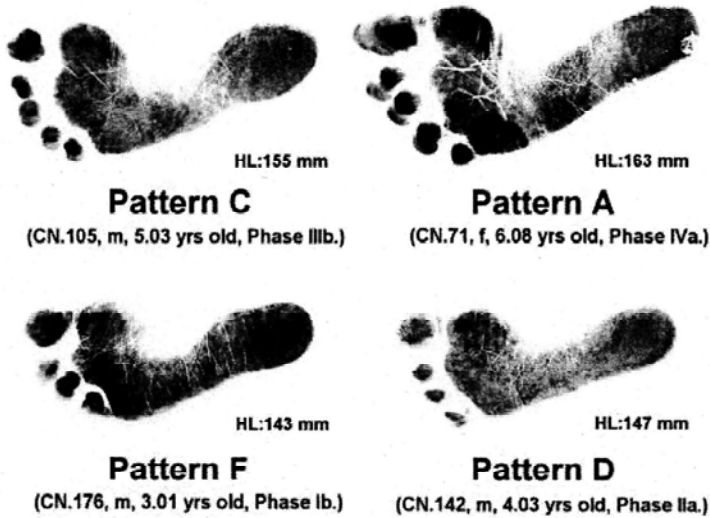
機能の安定が、第3趾による横軸動揺の抑制を導き、緊張性腰反射の増強に効果するからです。逆に、長軸機能の不安定は、横軸動揺を増幅し、パラシュート反応を誘発します。腰

反射の利用も原始的で、躯幹前傾(パターンF)や、前屈あるいは横向き(同E)です。前者は足蹠・前方部緊張、後者は足蹠・外縁部での荷重。それゆえ、長軸機能の形成が鍵。今回は、骨格構造からの形成原理、距骨頸長軸と第1中足骨長軸の形成を反映した、足蹠紋としての表現です。

距骨頸長軸と第1中足骨長軸、歩行運動を媒介とした対立と同一：図Bは、新生児、2歳児、成人の足骨格。足関節・距骨頸の長軸を基準にして、第1中足骨の長軸を描出。着床のときの長軸と離床のときの長軸。両者は歩行運動を通じ、統合されます。成人では、ほぼ距骨頸長軸延長に第1中足骨長軸が重畳。2歳児の本例で、両者の角度は約7度、新生児に比べ、3分の1程度縮小。母指球部支持での片足立ち開始・パターンC以上(5歳児)では、さらに接近することでしょう。図中、Naは船状骨、Ciは中間楔状骨。前者は内側長軸の要石。後者は横軸の要石。長軸機能の形成は、これら要石構造の構築過程でもあったのです。

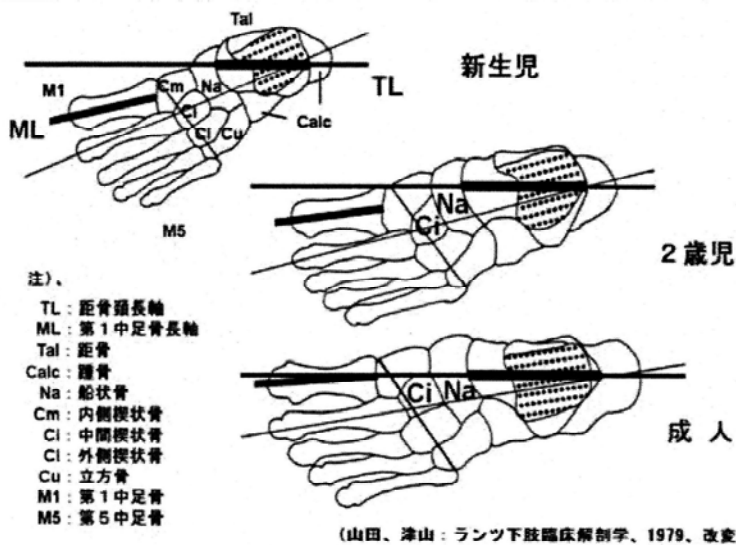
椅子座からの両足立ち。足蹠紋からみた長軸機能の形成：図Aは、既述、パターンAからFの同一被験児。椅子座からの起立動作・両足立ち、左足蹠紋。軌跡点間隔は0.04秒。距骨頸長軸で踵部着床後、第3、4趾方向に着力、その後、中足骨・中程で母指球部方向に転換、第1中足骨長軸で踏切。「あおり動作」を介在させた、距骨頸、第1中足骨、二つの長軸の見事な統一です。(北海道教育大学教授)

A. 椅子座からの両足立ち・足蹠紋(左足)

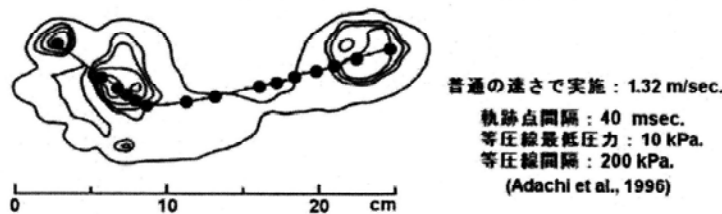


注)、被験者：研究雑話120-122、Pattern A-Fと同一。方法：足蹠に朱肉をつけ、椅子座からの両足立ち、足蹠紋・左足。Pattern A：中足骨骨頭部横軸(母指球部、小指球部)、第3趾抑制を観察。Pattern C：横軸紋は明確でないが、踵からの第1趾への長軸紋は観察。Pattern D：第2趾離床、片足立ち時、第1趾強直を予想。Pattern F：第4・5趾強直、外縁部支持、片足立ち時・躯幹前傾。(藤井：1983)

B. 距骨頸長軸と第1中足骨長軸の形成。



C. 歩行時の着点軌跡(普通の速さ・成人)



サイクル内足蹠6点パターン解析からみた
歩行運動のPreferred Temposと
心拍同期の関係について

人類働態学会第24回大会報告

東京大学医学部

1989. 6

藤井力夫

サイクル内足蹠6点パターン解析からみた 歩行運動のPreferred Temposと心拍同期の関係について

藤井力夫（北海道教育大学札幌分校）

歩行運動のPreferred Temposと心拍動とは密接な関係にある。では、サイクル内のどの時点で拍動しているのか。歩行パターンの安定自体が課題となっている精神発達遅滞児を対象として、足蹠6点（踵、拇趾球、第1趾）の接床様相と心拍動（R波）を同時記録（1 msec）し、コンピュータ解析した。サイクル内パターン解析からみた心拍動の傾向、及びスピード調節時の変化、テンポ音刺激の干渉、これらについて検討した。

研究雑話 (68)

人間発達の物質的基礎 (三二) : 論議 (三)、四歩に三拍、直立二足による自分のリズムの形成

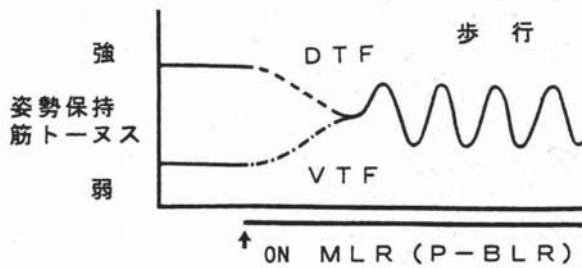
藤井力夫

前回は、樹上生活での腕渡りにおける発声器官の準備についてお話ししました。上肢の伸展支持が胸郭固定を要請し、息とめによる声帯の閉鎖能力を高めたのでした。地上に降り、草原や丘陵地帯を歩くなかで、呼吸は着地動作に引き込まれ、呼吸動作と連動していったと想像されます。とくに下りのときなど、着地の衝撃を緩めるため、胸郭内の空気を少し抜くなどしたことでしょう。他方で、下肢の骨格構造の変化とともに、こうした適合が、長時間も直立して歩けることを可能にさせたのでした。これは人類だけが持つ特徴です。今回は、直立して同じ速さで歩けることが、「脳幹運動系」にどのように効果したか、これについてお話ししたいと思います。一つは、力の入れ具合に関する手足の共同諸筋の予期的準備設定への効果、もう一つは、予期や同期にあたっての自分なりのリズムの形成、これらについてであります。

直立による不安定に対し、余分な力が抜けるか否か、これが問題です。図Aは、力を入れたり抜いたり、最適な力の調節機構を同定した研究・シエマ図(森、一九八三)。橋背側ないし腹側中心被蓋野(減弱・増強)に対する微小刺激により実験的に緊張具合を設定。歩行誘発野への刺激は、強直でも、抜力でもだめで、最適な設定で有効。段差など、急な不測の事態で捻挫するなどのことを考えあわせると、歩行は、手足の相反的な共同

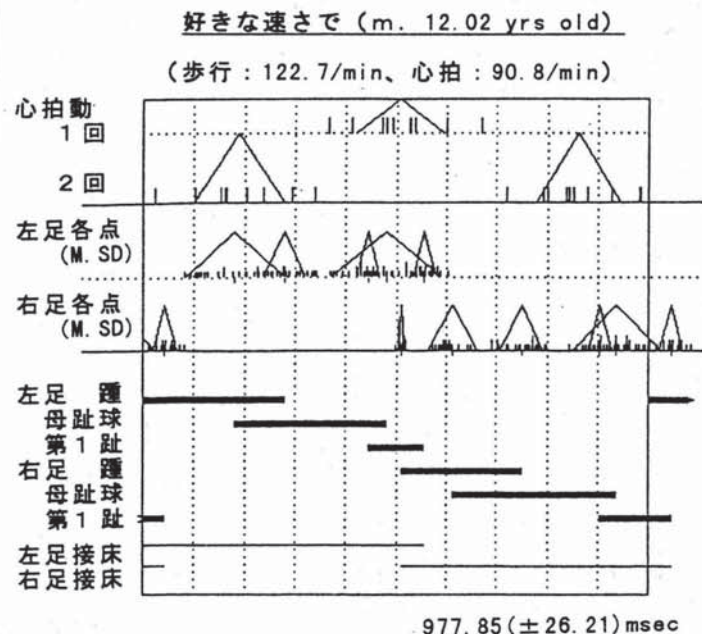
諸筋の最適な設定で実現されていることが了解できます。それゆえ、歩行の安定は、手足の共同諸筋の予期的準備の設定能力を高める関係にあり、両者の統合は脳幹運動系そのものの形成です。では、歩行の安定とは何か。図Bは、歩行サイクル内における足の裏の各支持点(踵、母趾球、第一趾)の接床パターンから分析したもの。研究室で一五年ほど前に開発。小学六年生の男の子のデータ。安定した歩行の二〇サイクル、四〇歩を重ね合わせ、平均値を太い実線で表記。その上に

A. 脳幹における姿勢の保持と歩行リズムの調節機構



脳幹における姿勢の保持と歩行運動の機構を除脳ネコで同定した研究、シエマ図(森茂美、1983)。
DTF: 筋トーンの抑制機構(橋背側中心被蓋野)
VTF: 筋トーンの増強機構(橋腹側中心被蓋野)
MLR: 中脳歩行誘発野、P-BLR: 橋・延髄歩行誘発野。筋トーンが弱すぎても、強すぎても歩行は誘発できず、強直したネコにはDTFを刺激、脱力して腹臥にあるネコにはVTFを刺激して、最適な筋トーンを設定すると、中脳歩行誘発野の電気刺激で歩行を誘発できた。

B. 4歩に3拍、歩行のサイクル内リズムと心拍変動



は各接床・離床点の平均と標準偏差を三角形の頂点と底辺の関係で表示。上段は、心拍動で、サイクル内の拍動回数、一回、二回毎の各点の平均と偏差を同じ要領で表示。一回のときは、左足から右足接床の時点で拍動。二回の場合は、左足母趾球部接床前半、及び右足母趾球部接床後半あたりで拍動。四歩行に対し三拍動の関係で、歩行と心拍動、両者のリズムはゆらぎながら同期。この例では、毎分換算で、歩行・一二二、心拍動・九〇。しかも、心拍動の引き込みが、左足母趾球部接床のときは前半、右足母趾球部接床のときは後半あたり。これは、支持脚、動作脚の特徴を見事に表現。周りに変化に対し、自分のリズムで自分なりに立ち止まる所以です。(北海道教育大学教授)

**A role of fluctuation of heart-rate interval under preferred walking
from the viewpoint of a cycle pattern analysis of six plantar points**

Rikio FUJII, *Department of Defectology, Sapporo College, Faculty of
Pedagogy, Hokkaido University of Education, Sapporo.*

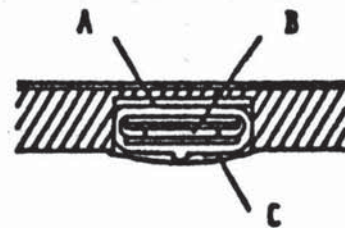
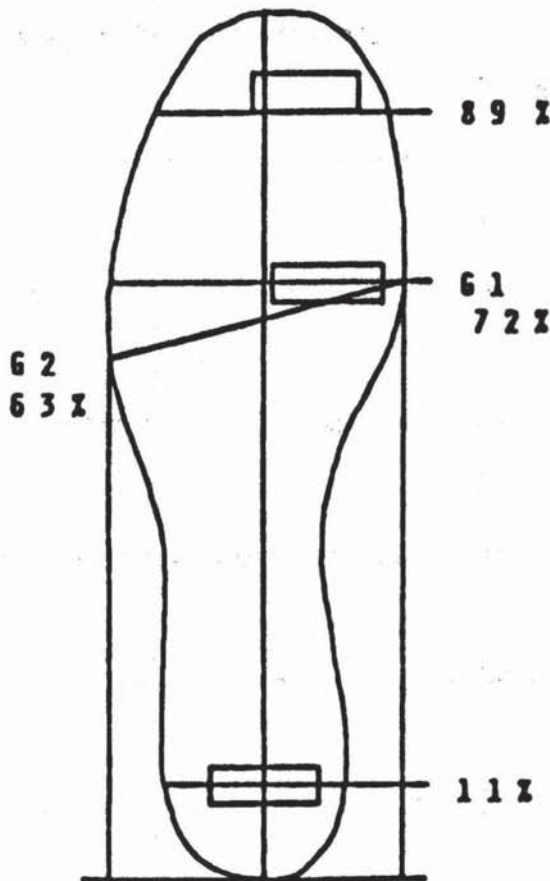
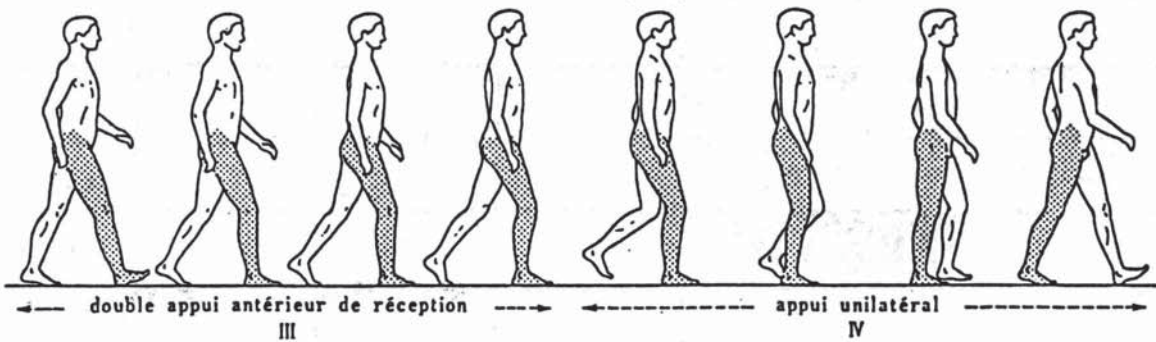
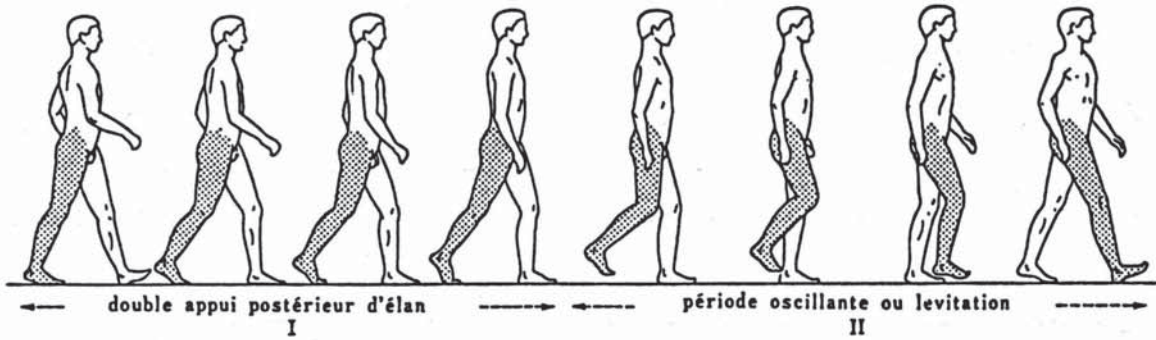
How may the role of fluctuation of R-R interval in the synchronization with the walking cycle be distinguished? Although the fluctuation of R-R interval at rest has been revealed (ROMPELMAN, 1980 ; de BOERR *et al.*, 1985), there are few references to an objective analysis of its role under walking (BORST *et al.*, 1982). To record synchronously the on-off times of the R-tops of ECG and the 6 points of foot sole (heel, ball, toe) in 1 msec, we made a small apparatus (LINK, WPST-1008). The subjects were 37 mentally retarded children learning to walk regularly (1.06-12.02 years old). According to the length of ball's touch time in the walking cycle, the data was classified into 5 types. The mean and distribution of each point in 30 walking cycles were compared with the simulated model from the walking cycle and the heart rate by a personal computer. The following tendencies were obtained from the Student's *t* test. Walking at preferred tempos, in the normal typical **type A**, who was able to regulate a speed and keep the ball's normal touch, one heart beat and two heart beats were alternated in the walking cycle (3 R-tops per 4 steps). There was no significant difference between the mean of each R-top and the simulated mean. And the initial R-tops in 2 heart beats were recognized within the distribution of left ball's touch-on range. In the **type B**, rarely touching the floor with his ball, 3 heart beats were about 37 % in the cycle (5 R-tops per 4 steps). In the **type C**, walking at his ball's hypertouch because of the Down's muscular relaxation, the variations of R-R interval showed a corresponding tendency with the simulated model. But in the other ball's hyper-touch **type D**, each R-top was distributed according to its hypertouch ($p < 0.001$). In the toe's hypertouch **type E**, even 4 R-tops beated in the

cycle (8.696%). So the differences between the mean of each R-top and the simulated mean were statistically significant ($p < 0.001$). The initial R-tops in 2 heart beats, however, were within the distribution of left toe's touch-on range.

REFERENCES

- ROMPELMAN, O. (1980) The assessment of fluctuation in heart-rate. *In* The Study of Heart-Rate Variability, ed. by KITNEY, R. I. & ROMPELMAN, O. Clarendon Press, Oxford, 59-77.
- BORST, C., WIELING, W., van BREDERODE, J. F. M., HOND, A., de RIJK, L. G. and DUNNING, A. J. (1982) Mechanisms of initial heart rate response to postural change. *Am. J. Physiol.*, 243, H676-H681.
- de BOERR, R. W. KAREMAKER, J. M. and STRACKEE, J. (1985) Relationships between short-term blood-pressure fluctuations and heart-rate variability in resting subjects II : A simple model. *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 23, 359-364.

歩行運動のサイクル内パターン

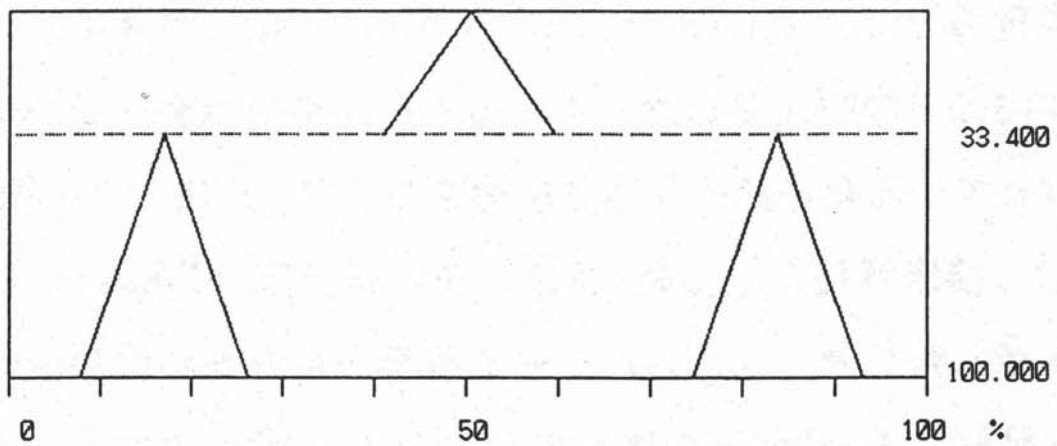


- A : STAINLESS STEEL PLATE
(0.2 x 10 x 30 mm)
- B : TAPE SWITCH
(TOKYO SENSOR, 107-LS.
3.5 x 10 x 30 mm)
- C : SILICON 60 M

SIMULATION

PREFERRED

heart rate = 89.900 walking tempo = 120.000 (cycle = 667)



17.003(sd 9.206)

50.361(sd 9.279)

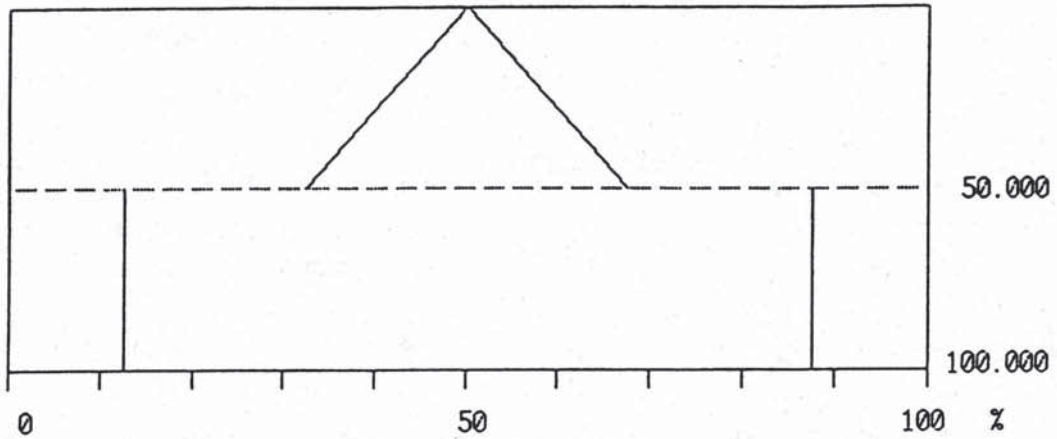
83.744(sd 9.206)

(heart = 667.408 msec cycle = 1000.000 msec)

SIMULATION

TOO FAST

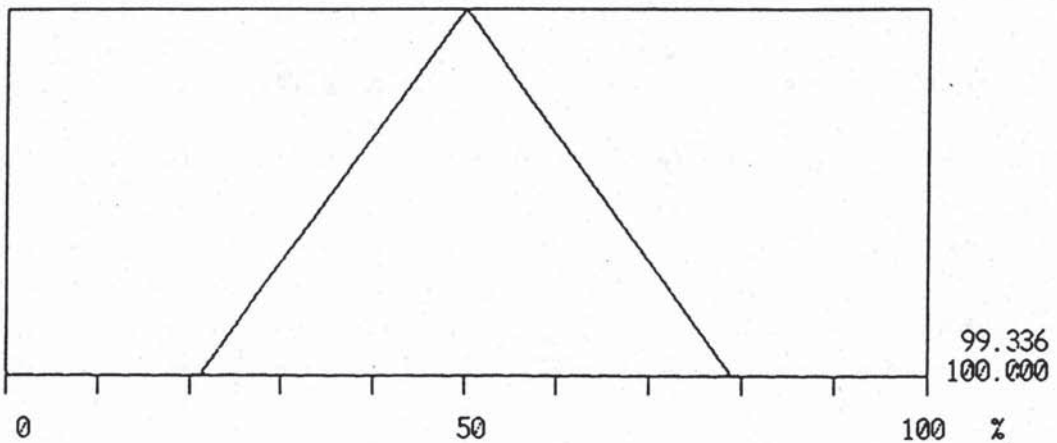
heart rate = 120.000 walking tempo = 180.000 (cycle = 4)



12.500(sd 0.000) 50.000(sd 17.678) 87.500(sd 0.000)

(heart = 500.000 msec cycle = 666.667 msec)

heart rate = 90.300 walking tempo = 180.000 (cycle = 301)



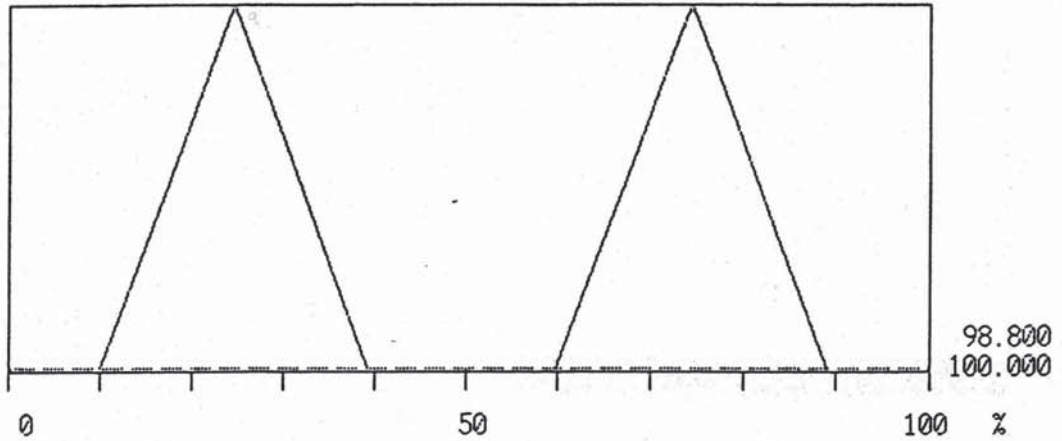
0.166(sd 0.000) 50.000(sd 28.724) 99.834(sd 0.000)

(heart = 664.452 msec cycle = 666.667 msec)

SIMULATION

TOO SLOW

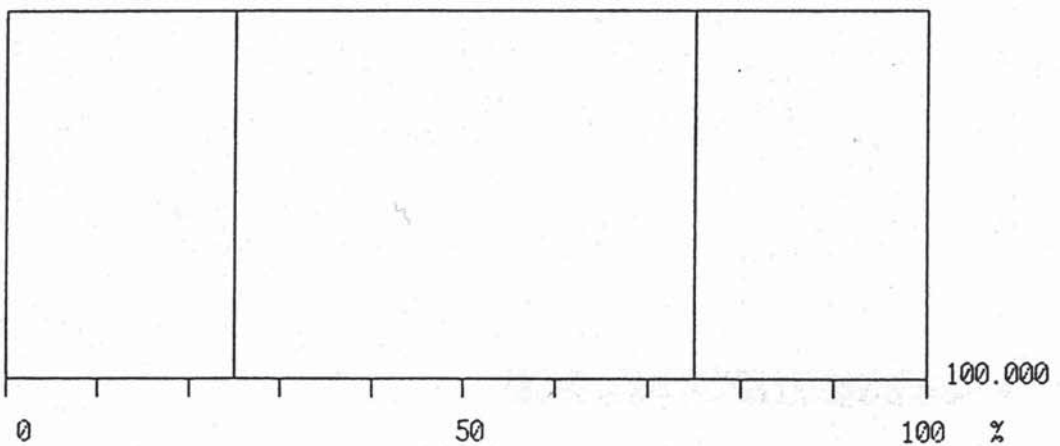
heart rate = 80.300 walking tempo = 80.000 (cycle = 498)



24.574(sd 14.632) 74.388(sd 14.632)
0.155(sd 0.119) 49.969(sd 0.119) 99.782(sd 0.119)

(heart = 747.198 msec cycle = 1500.000 msec)

heart rate = 80.000 walking tempo = 80.000 (cycle = 2)



25.000(sd 0.000) 75.000(sd 0.000)

(heart = 750.000 msec cycle = 1500.000 msec)

K.F. 12.02 yrs old, m.

PREFERRED

健常見

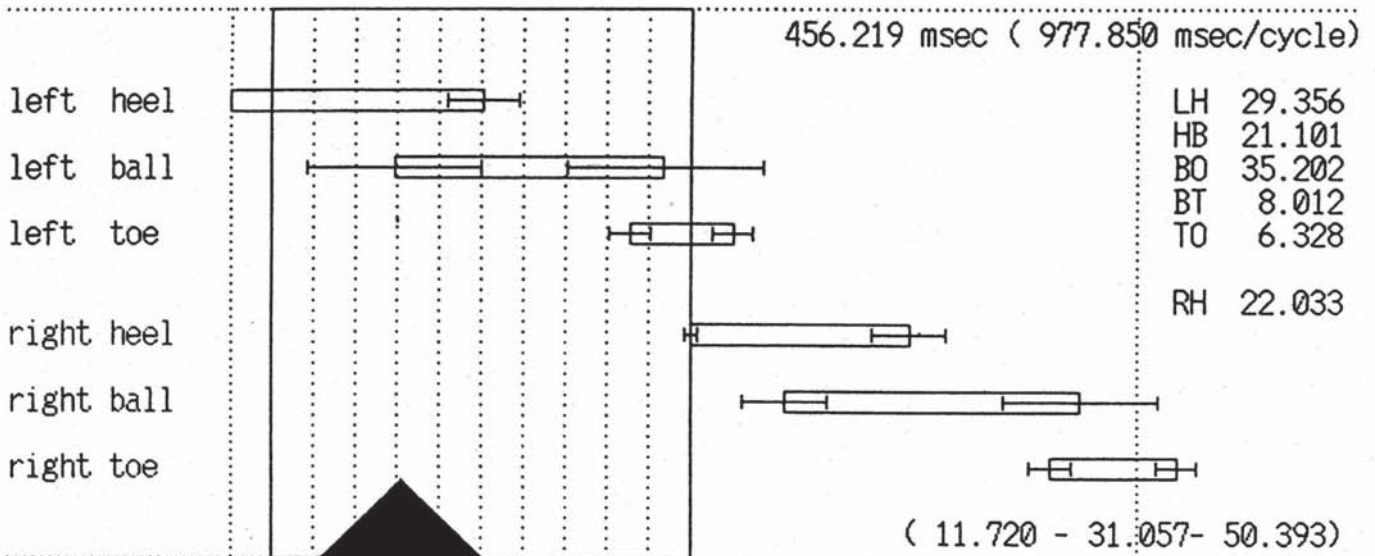
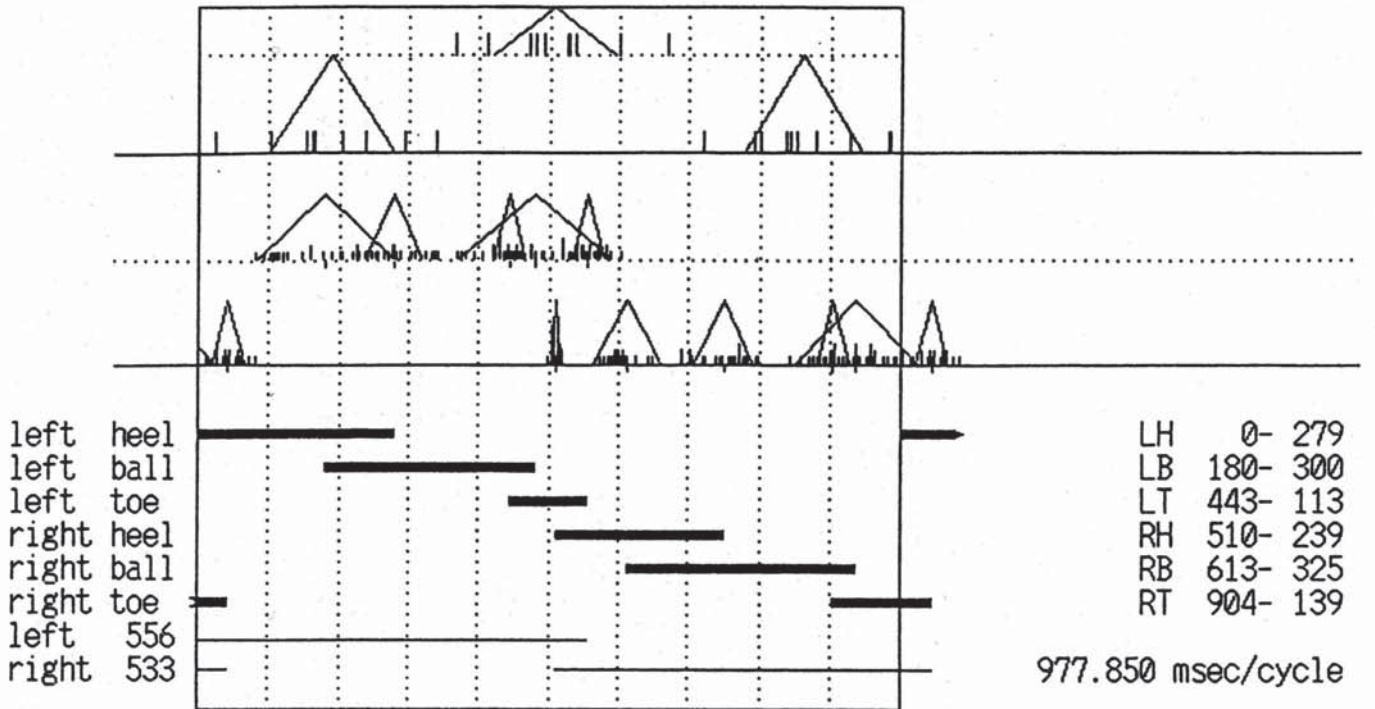
[FKIR13]
12:02 m.

PREFERRED

h.rate = 90.843 (sd 2.542)

tempo = 122.718 (sd 3.380)

no touch (LH-B-T)=(0 0 0), (RH-B-T)=(0 0 0) / 20 cycle

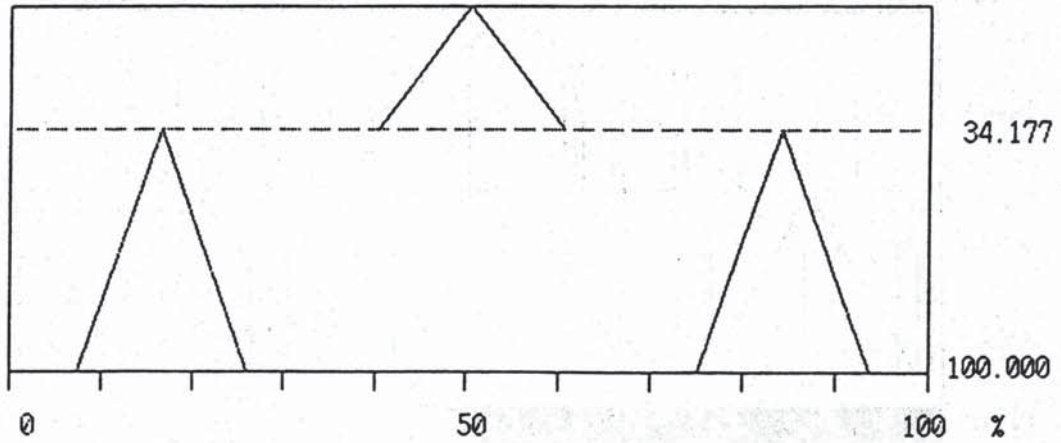


LH -9.254(0.000)- 50.458(+8.650)%
LB 29.356(-20.664)- 93.672(+23.190)%
LT 85.660(-4.923)-109.904(+4.686)%

RH 0.000(-1.335)- 51.258(+8.670)%
RB 22.033(-10.095)- 91.650(+18.127)%
RT 84.478(-4.851)-114.338(+4.858)%

SIMULATION

heart rate = 90.843 walking tempo = 122.718 (cycle = 53)



16.672(sd 9.287) 50.444(sd 10.238) 84.216(sd 9.287)

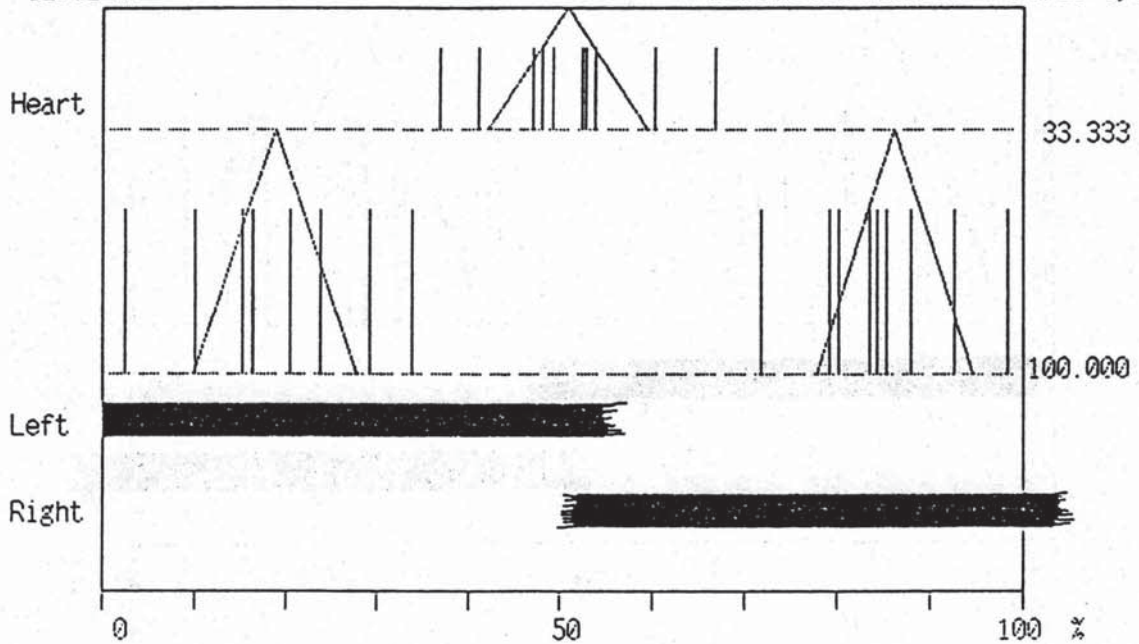
(heart = 660.480 msec cycle = 977.852 msec)

PREFERRED

[FKIR13]
12:02 m.

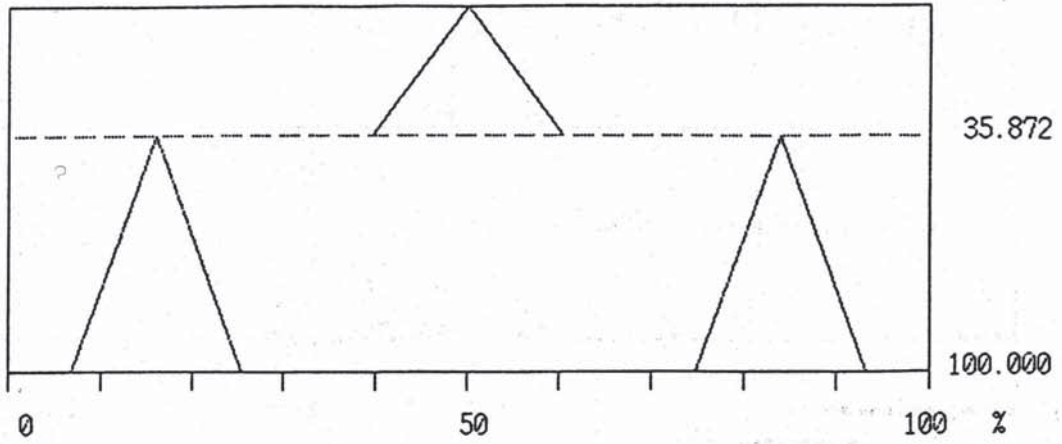
PREFERRED

heart rate = 90.843 (sd 2.542)
977.850(sd 26.929) msec/20 cycles



SIMULATION

heart rate = 88.837 walking tempo = 120.658 (cycle = 340)



16.090(sd 9.295) 49.989(sd 10.418) 84.000(sd 9.295)

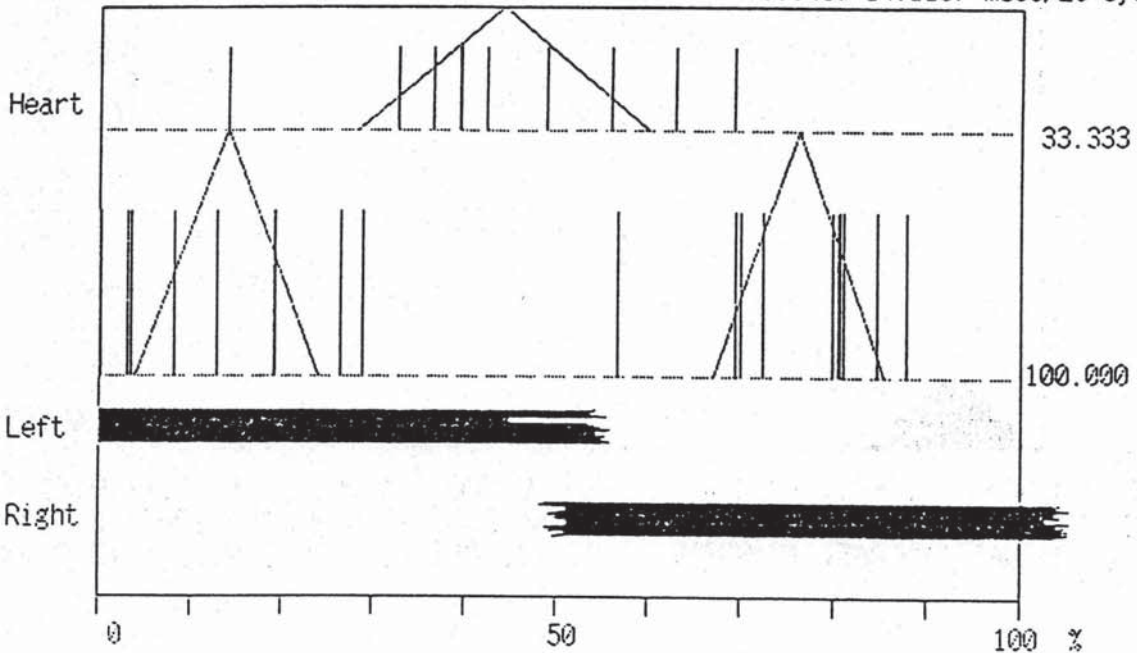
(heart = 675.394 msec cycle = 994.547 msec)

SYNCHRONIZED (Tempo=120)

[FKNR43]
12:02 m.

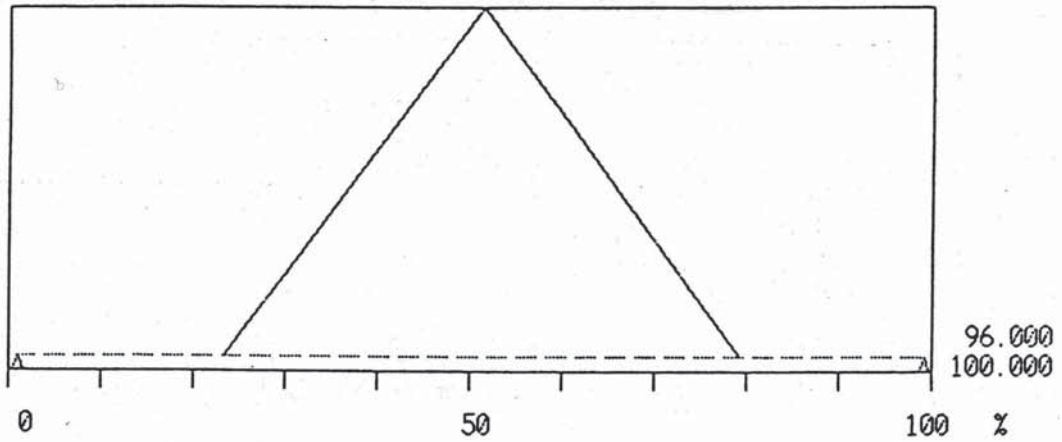
SYNCHRO(tempo 120)

heart rate = 88.837 (sd 13.676)
994.550(sd 14.118) msec/20 cycles



SIMULATION

heart rate = 94.687 walking tempo = 185.794 (cycle = 490)



1.022(sd 0.566) 51.332(sd 27.874) 99.131(sd 0.566)

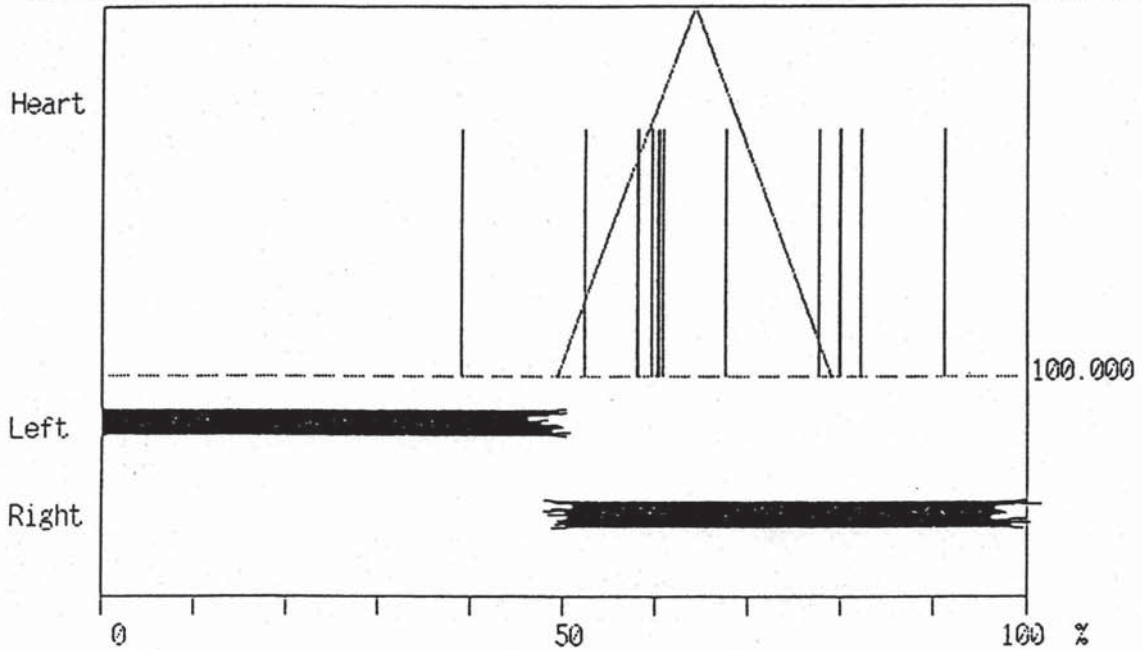
(heart = 633.667 msec cycle = 645.877 msec)

TOO FAST

[FKER23]
12:02 m.

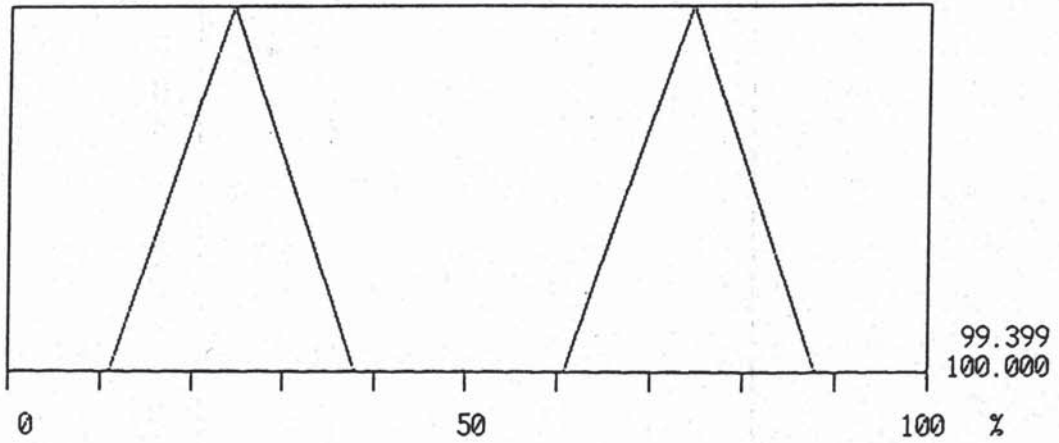
TOO FARST

heart rate = 94.687 (sd 21.312)
645.875(sd 25.591) msec/16 cycles



SIMULATION

heart rate = 81.035 walking tempo = 80.847 (cycle = 250)



24.435(sd 13.430) 74.319(sd 13.430)
0.002(sd 0.000) 49.886(sd 0.000) 99.770(sd 0.000)

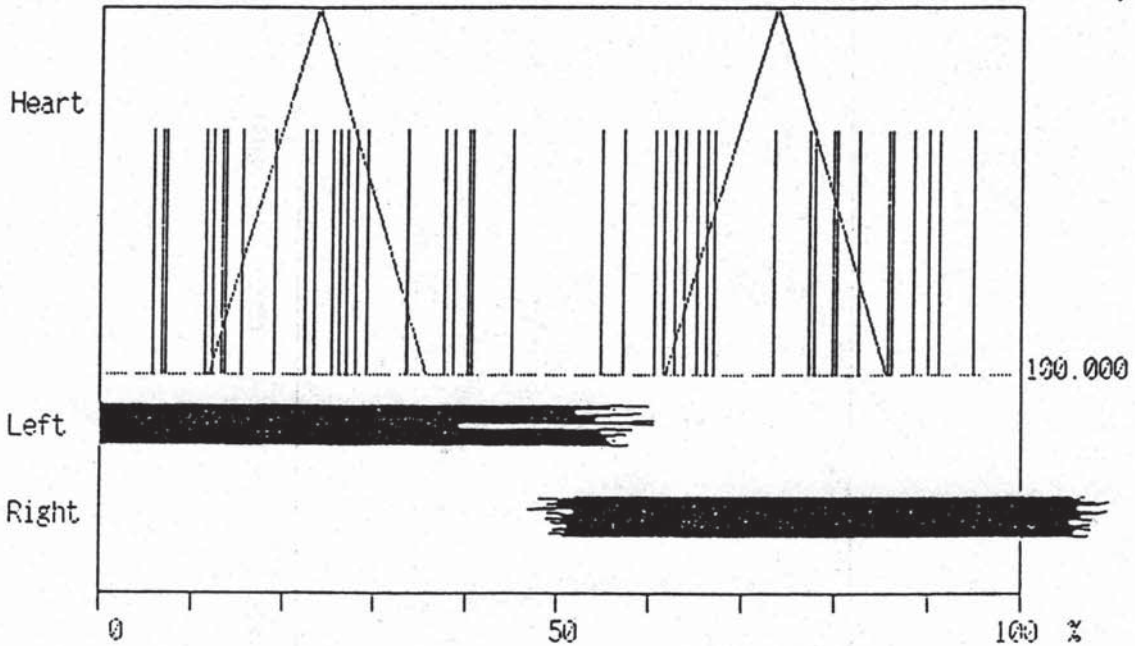
(heart = 740.421 msec cycle = 1484.290 msec)

TOO SLOW

[FKNH32]
12:02 m.

TOO SLOW

heart rate = 81.035 (sd 2.968)
1484.290(sd 73.857) msec/24 cycles



C.M. 10.10 yrs old, m.

PREFERRED

発達遅滞

スキップ動作・可

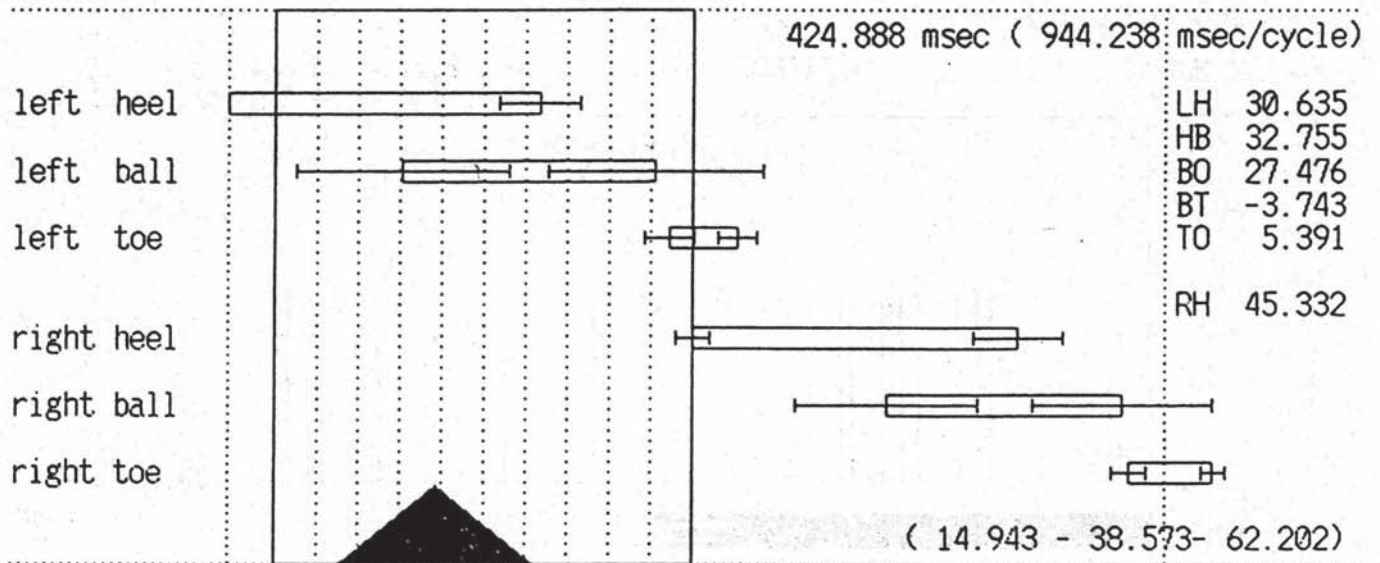
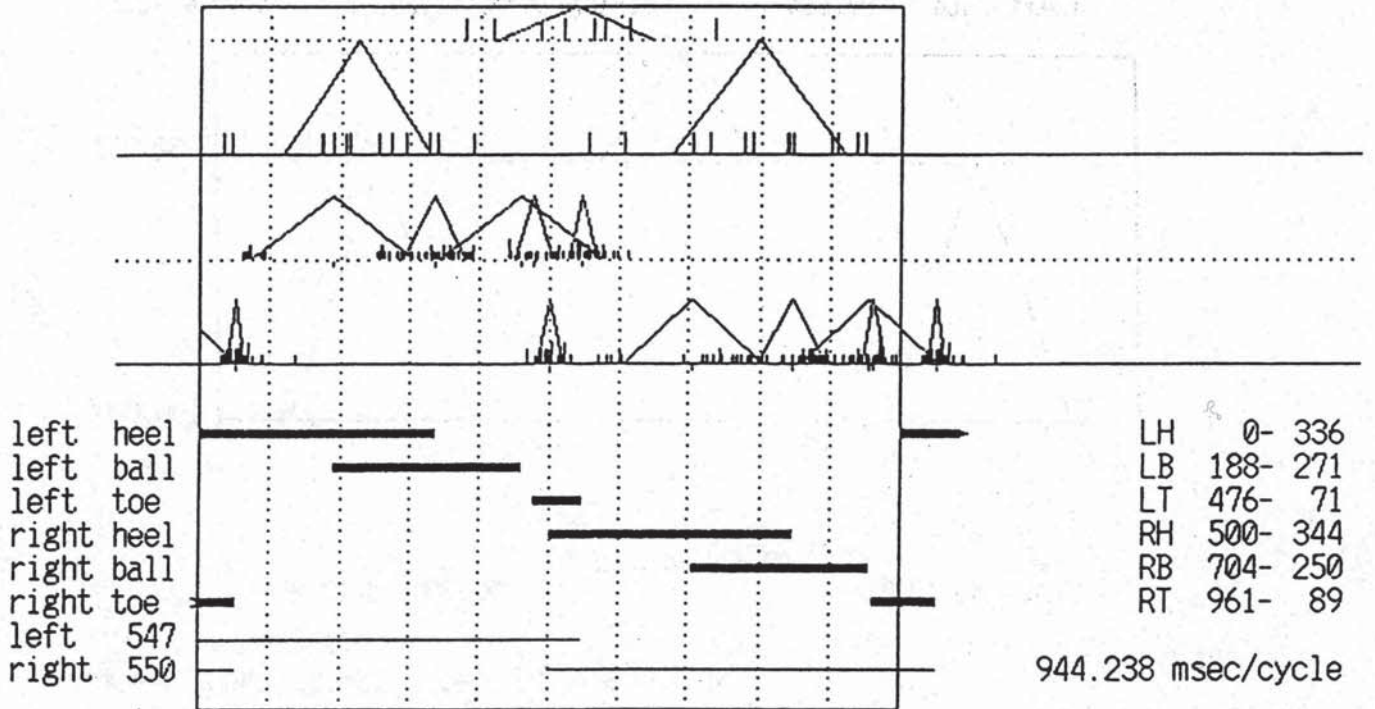
[MCIR12]
10:10 m.

PREFERRED

h.rate = 97.684 (sd 16.801)

tempo = 127.087 (sd 5.470)

no touch (LH-B-T)=(0 0 2), (RH-B-T)=(0 0 0) / 21 cycle

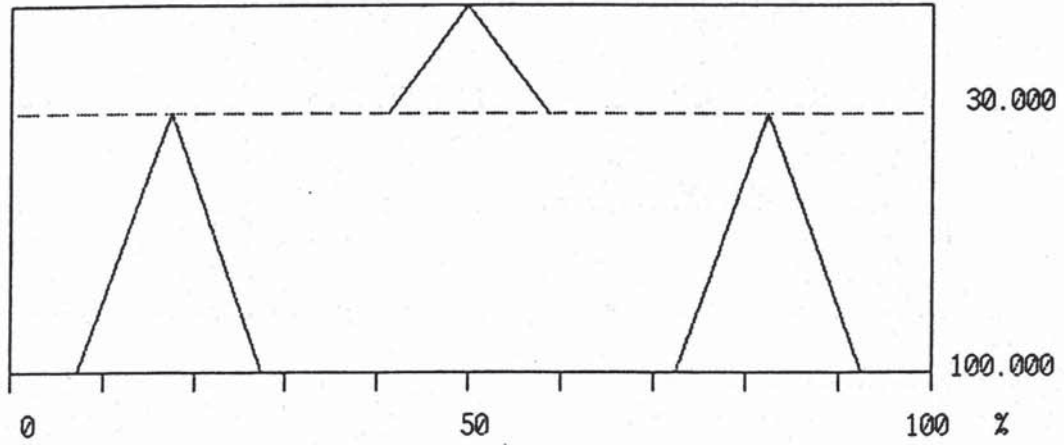


LH-11.202(0.000)- 63.390(+9.745)%
LB 30.635(-25.463)- 90.866(+25.414)%
LT 94.609(-5.961)-110.403(+4.491)%

RH 0.000(-3.914)- 76.515(+10.329)%
RB 45.332(-21.469)-100.933(+20.957)%
RT102.469(-3.934)-122.233(+2.681)%

SIMULATION

heart rate = 97.684 walking tempo = 127.087 (cycle = 325)



17.337(sd 10.065) 49.874(sd 8.689) 82.387(sd 10.065)

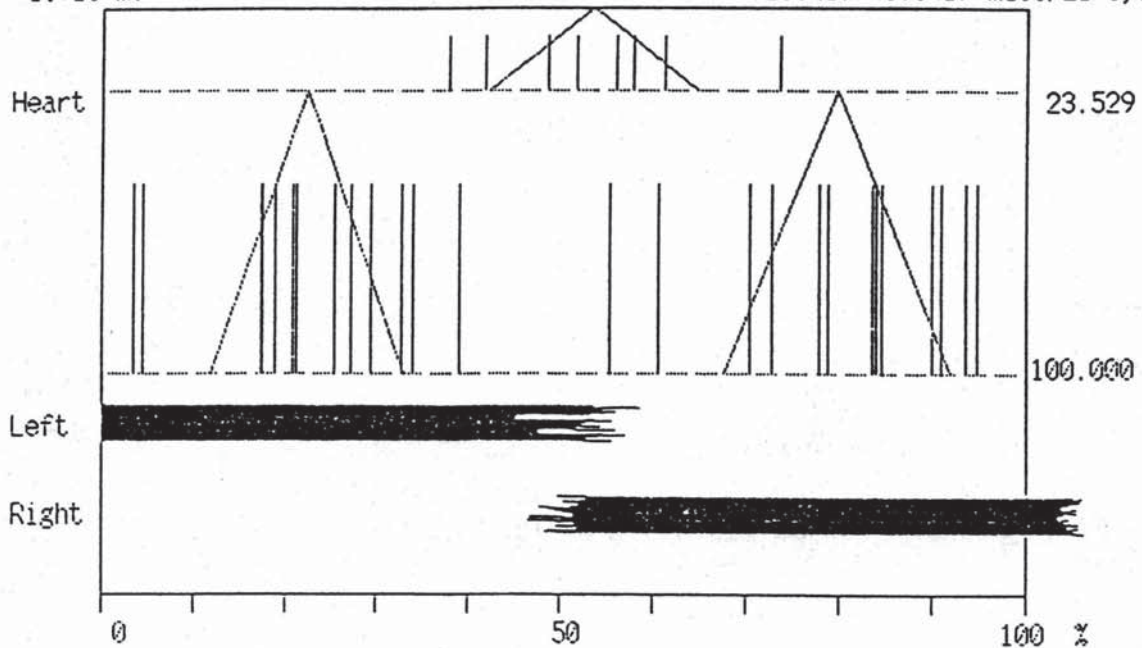
(heart = 614.225 msec cycle = 944.235 msec)

PREFERRED

[MCIR12]
10:10 m.

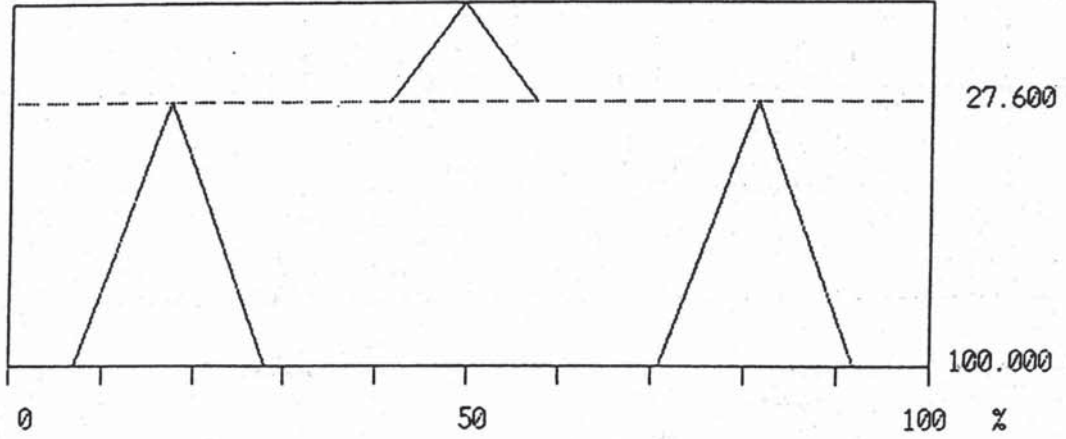
PREFERRED

heart rate = 97.684 (sd 16.801)
944.238(sd 40.641) msec/21 cycles



SIMULATION

heart rate = 100.361 walking tempo = 128.117 (cycle = 319)



17.474(sd 10.430) 49.406(sd 7.980) 81.302(sd 10.430)

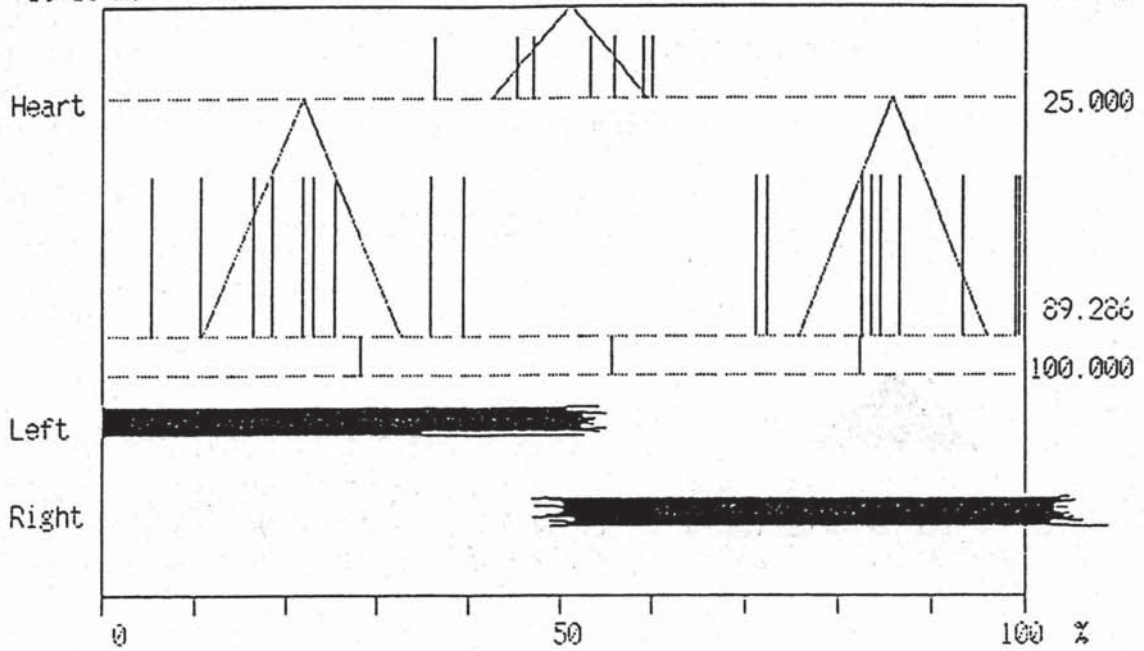
(heart = 597.842 msec cycle = 936.644 msec)

SYNCHRONIZED (Tempo=120)

[MCHR42]
10:10 m.

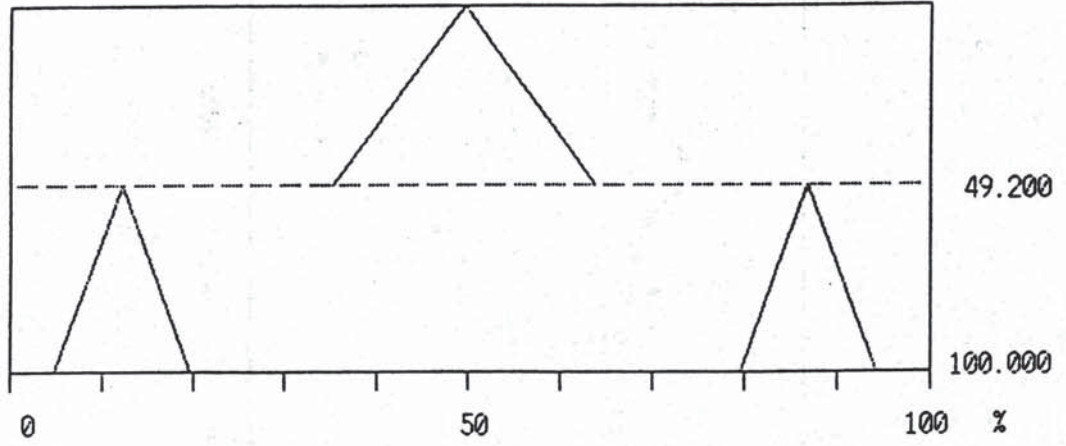
SYNCHRO(tempo 120)

heart rate = 100.361 (sd 4.727)
936.647(sd 43.686) msec/17 cycles



SIMULATION

heart rate = 104.147 walking tempo = 155.541 (cycle = 373)



12.218(sd 7.331) 49.589(sd 14.293) 86.891(sd 7.331)

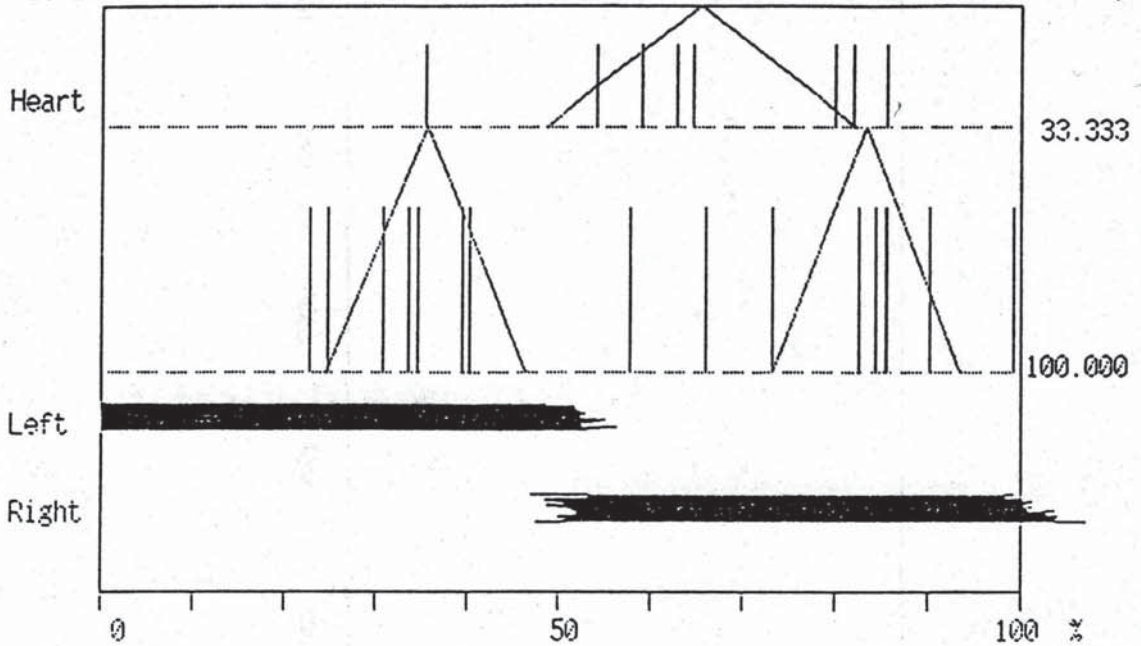
(heart = 576.109 msec cycle = 771.501 msec)

TOO FAST

[MCIR22]
10:10 m.

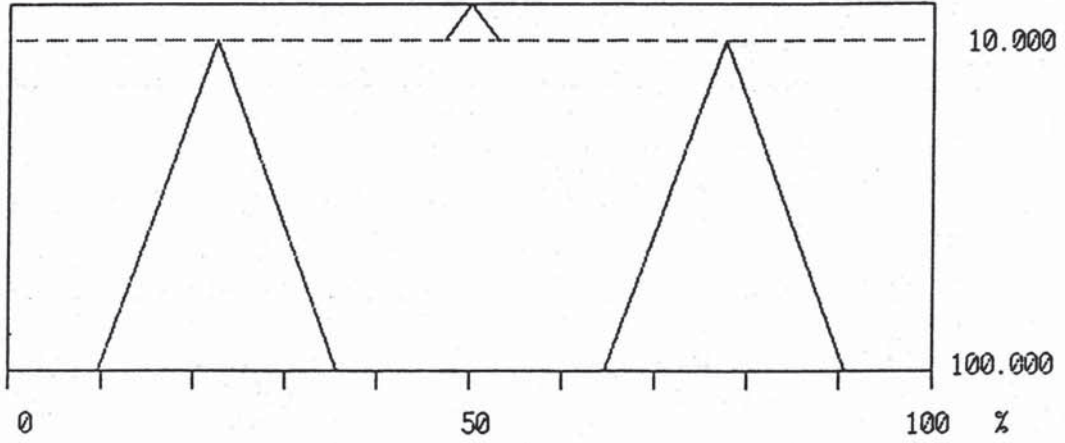
TOO FARST

heart rate = 104.147 (sd 23.395)
771.500(sd 60.192) msec/16 cycles



SIMULATION

heart rate = 92.477 walking tempo = 101.786 (cycle = 275)



22.541(sd 12.966) 50.034(sd 2.922) 77.574(sd 12.966)

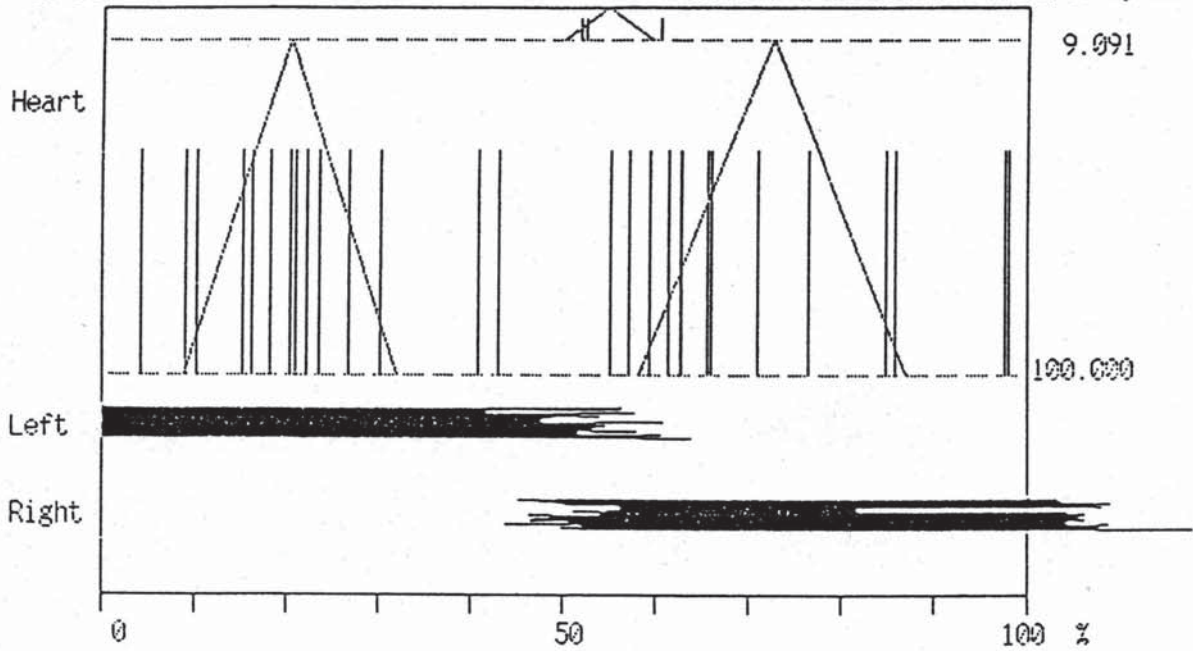
(heart = 648.810 msec cycle = 1178.940 msec)

TOO SLOW

[MCHR71]
10:10 m.

TOO SLOW

heart rate = 92.477 (sd 9.395)
1178.940(sd108.856) msec/18 cycles



T.E. 10.11 yrs old, m.

PREFERRED

母趾球部・弱着床

発達遅滞

スキップ動作・不可

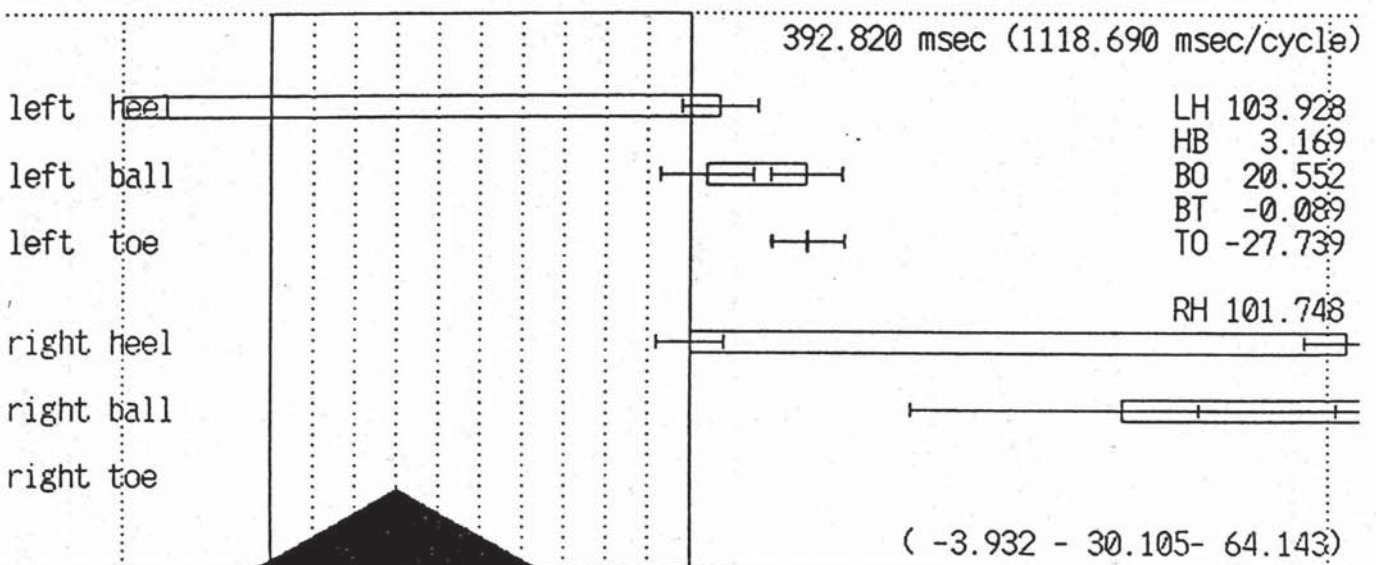
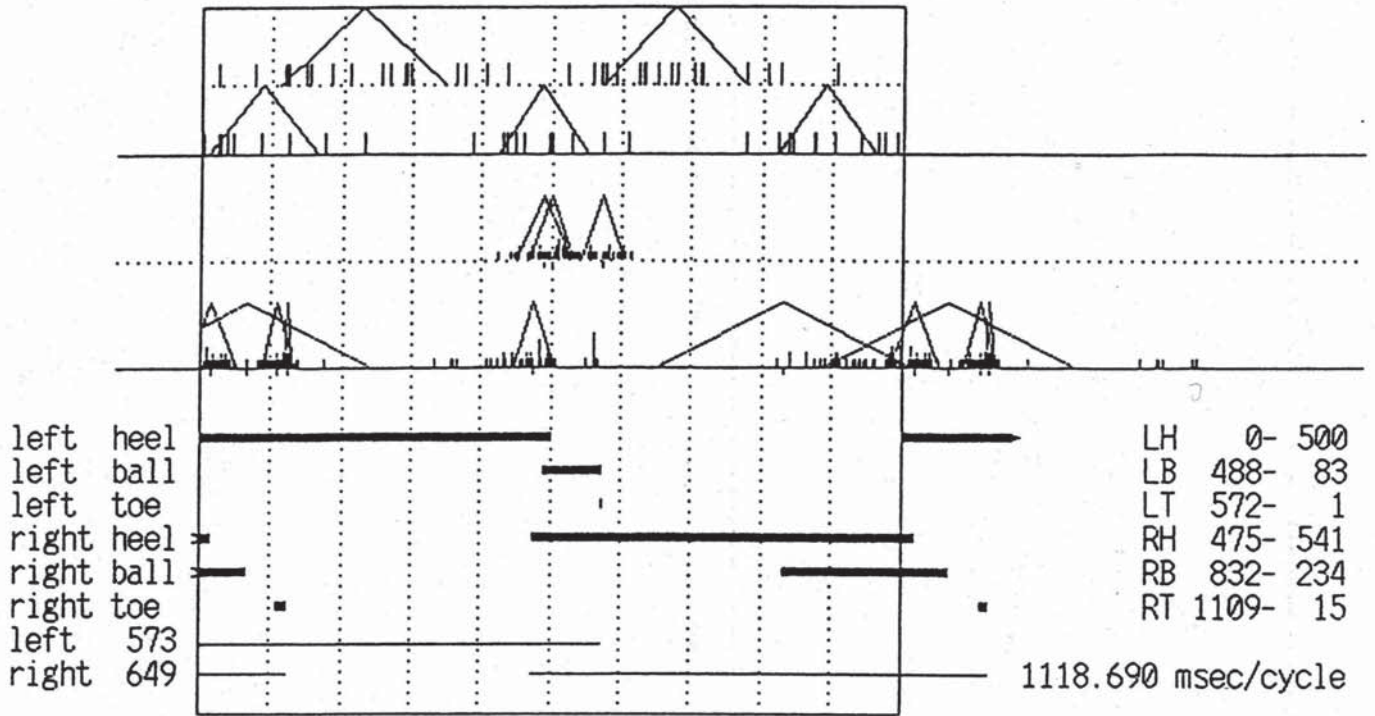
[ETKH21]
10:11 m.

PREFERRED

h.rate = 126.163 (sd 2.542)

tempo = 107.268 (sd 11.655)

no touch (LH-B-T)=(0 7 28), (RH-B-T)=(0 0 15) / 29 cycle

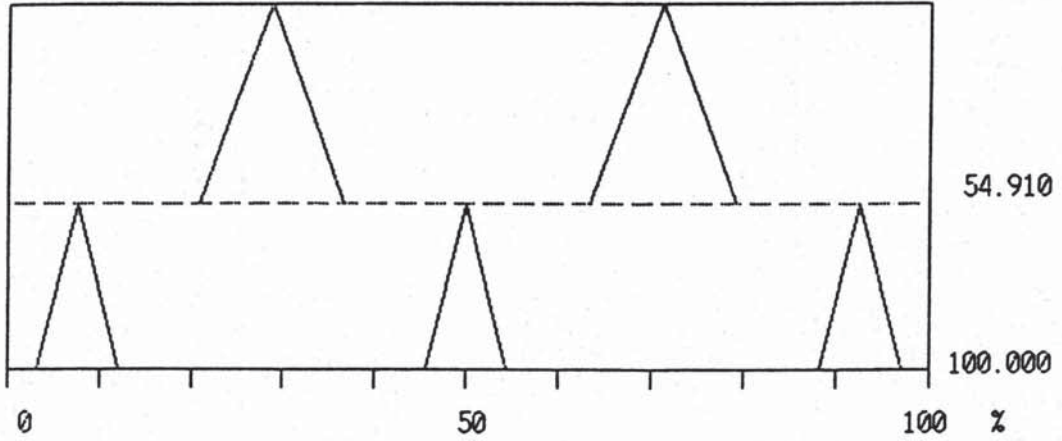


LH-35.155(0.000)-107.098(+8.935)%
LB103.928(-11.082)-127.650(+8.550)%
LT127.739(-8.550)-128.020(+8.550)%

RH 0.000(-7.956)-154.109(+9.960)%
RB101.748(-49.721)-168.417(+48.727)%
RT180.634(-6.216)-184.784(+1.846)%

SIMULATION

heart rate = 126.163 walking tempo = 107.268 (cycle =213)



28.726(sd 7.937) 71.237(sd 7.937)
7.561(sd 4.377) 50.073(sd 4.377) 92.584(sd 4.377)

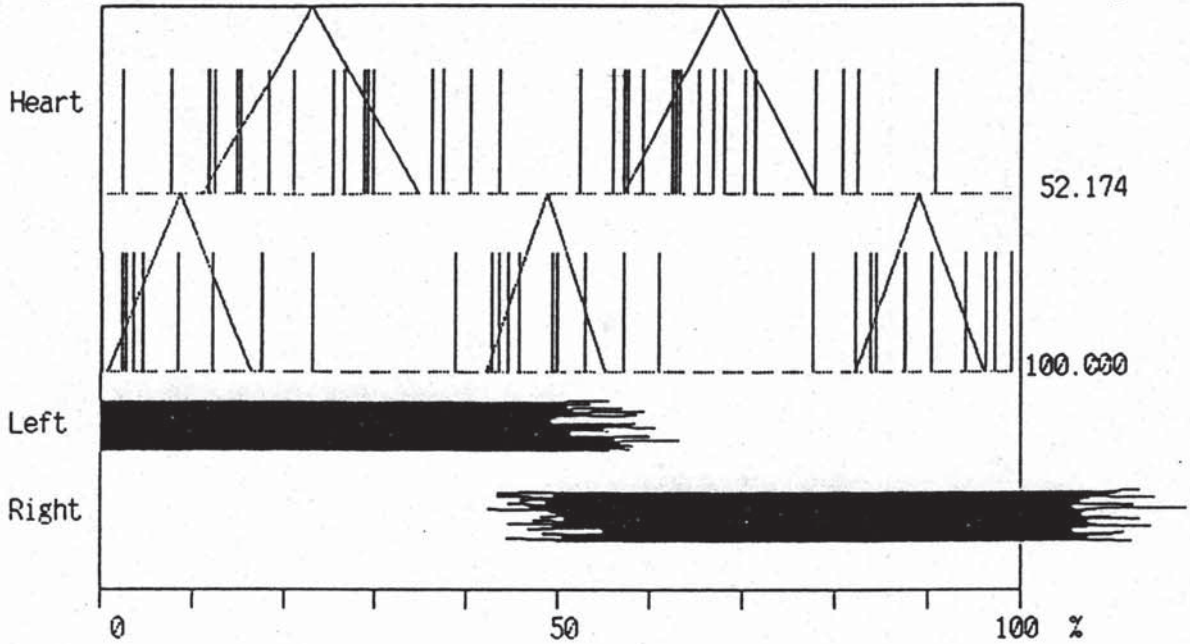
(heart = 475.575 msec cycle =1118.690 msec)

PREFERRED

[ETKH21]
10:11 m.

PREFERRED

heart rate = 126.163 (sd 2.542)
1118.690(sd121.548) msec/29 cycles



E.G. 9.11 yrs old, f.

PREFERRED

母趾球部・過着床
ダウン症

スキップ動作・不可

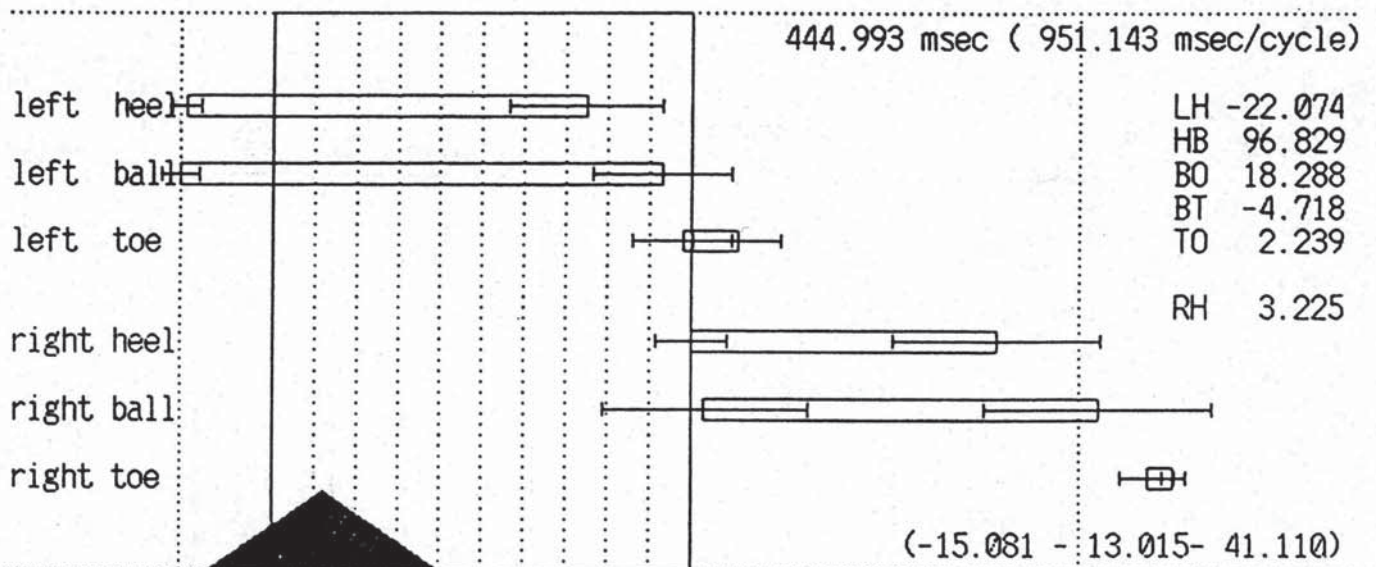
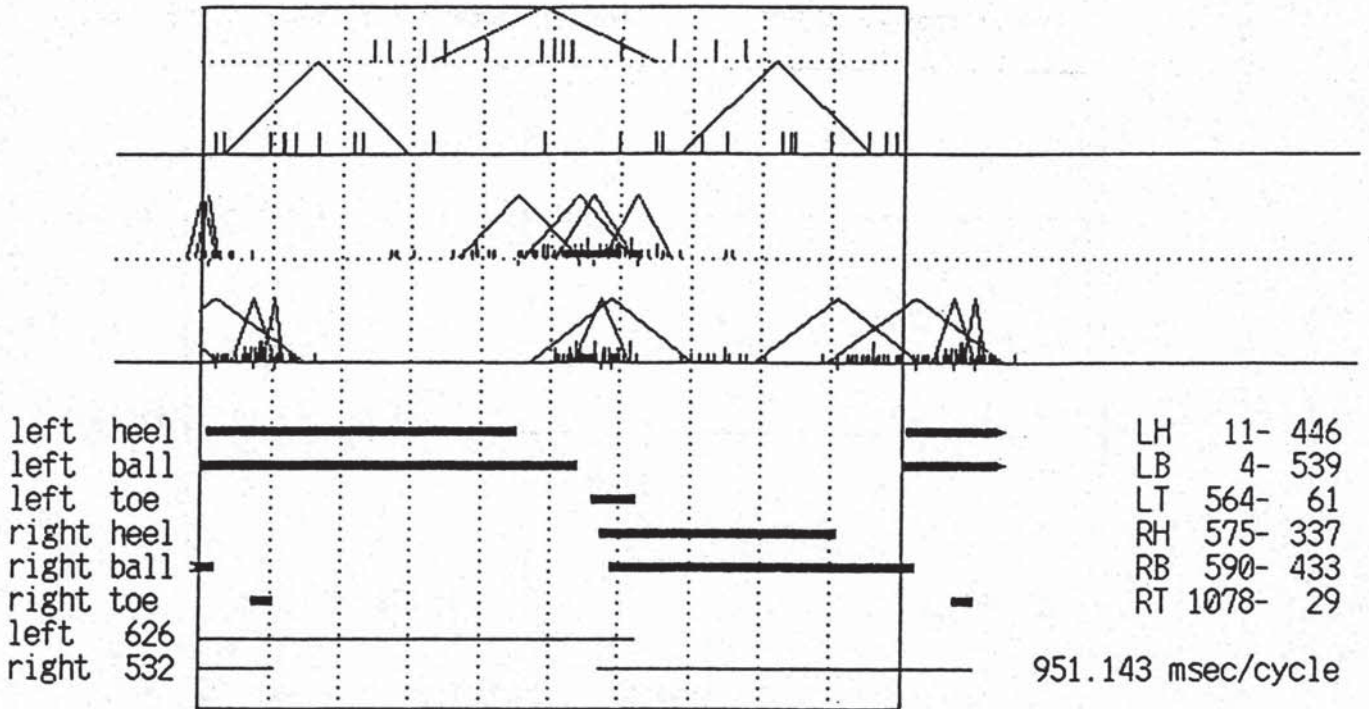
[EG9R12]
9:11 f.

PREFERRED

h.rate = 89.876 (sd 11.595)

tempo = 126.164 (sd 11.447)

no touch (LH-B-T)=(0 0 4), (RH-B-T)=(0 1 11) / 28 cycle

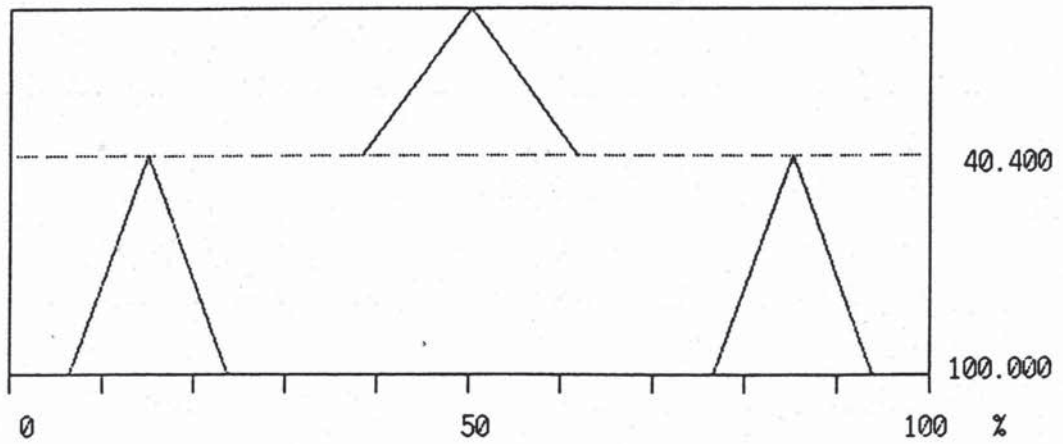


LH-20.566(-3.350)- 74.754(+18.395)%
LB-22.074(-4.408)- 93.043(+16.479)%
LT 97.761(-11.877)-110.891(+10.292)%

RH 0.000(-8.378)- 72.095(+24.645)%
RB 3.225(-24.223)- 95.783(+26.542)%
RT107.637(-6.444)-113.744(+2.978)%

SIMULATION

heart rate = 89.876 walking tempo = 126.164 (cycle = 351)



15.083(sd 8.627) 50.153(sd 11.693) 85.271(sd 8.627)

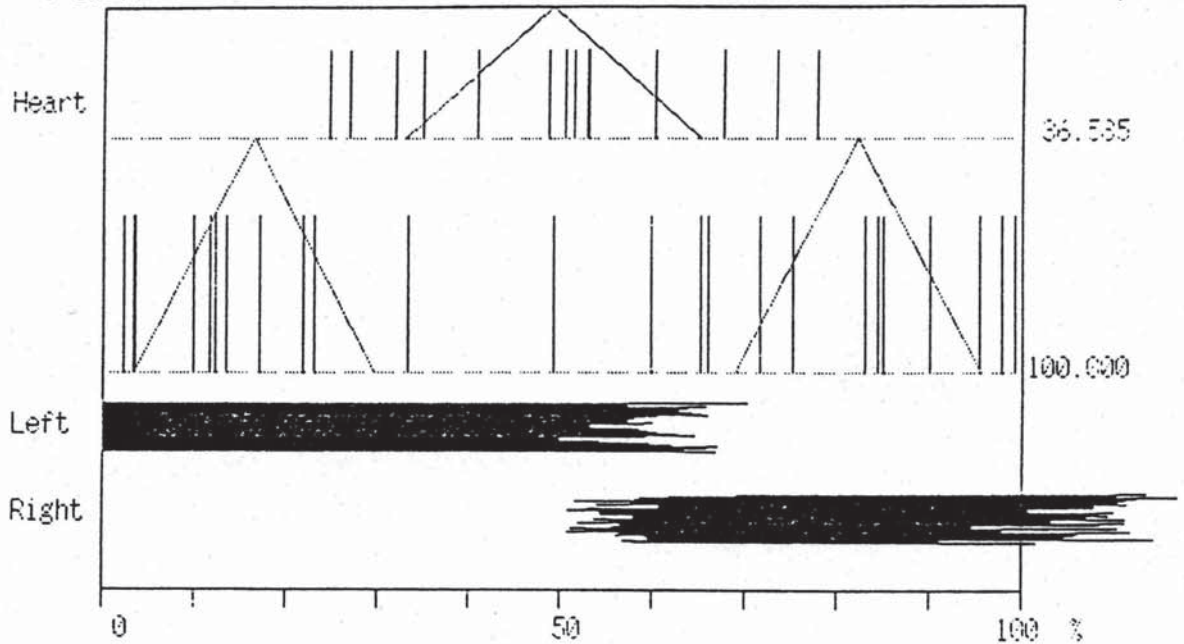
(heart = 667.587 msec cycle = 951.143 msec)

PREFERRED

[EG9R12]
9:11 f.

PREFERRED

heart rate = 89.876 (sd 11.595)
951.143(sd 86.297) msec/28 cycles



K.O. 9.06 yrs old, f.

PREFERRED

母趾球部・過着床

発達遅滞

スキップ動作・不可

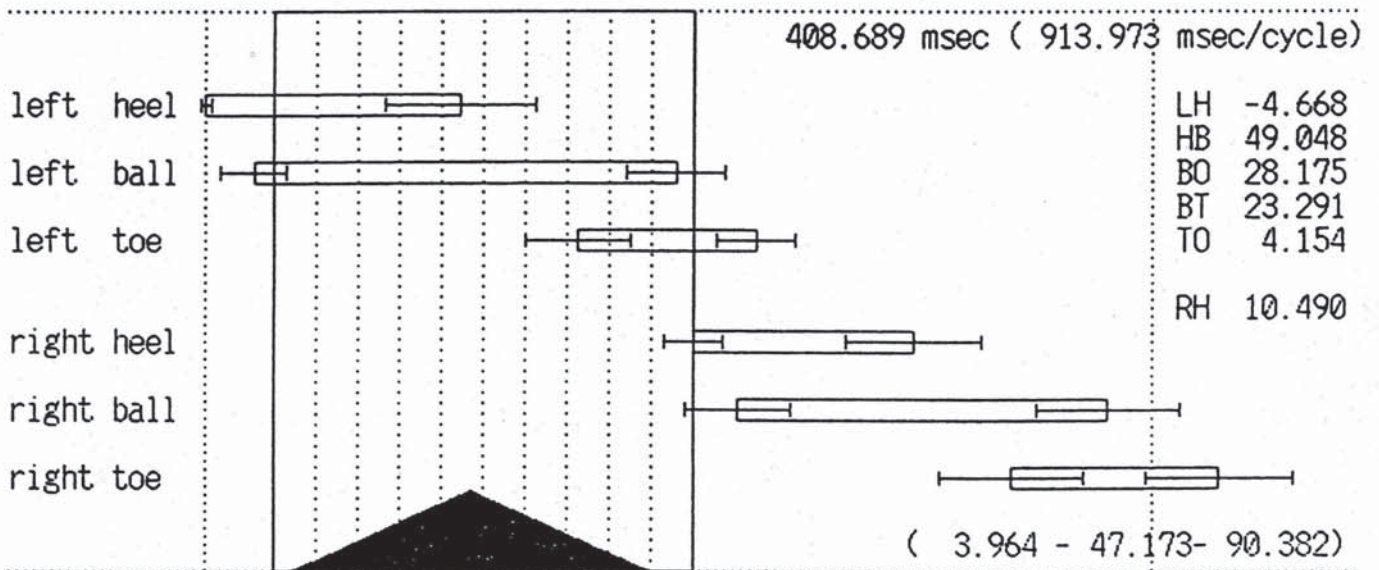
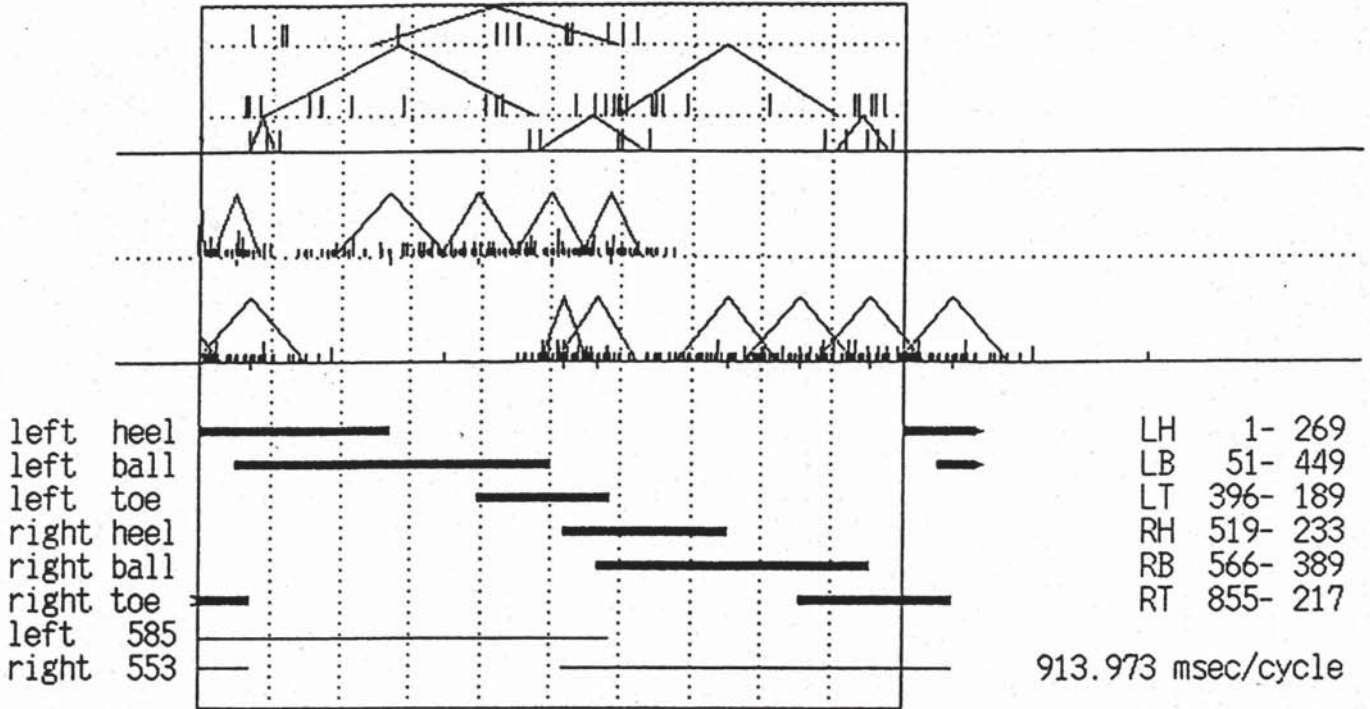
[OK9R11]
9:06 f.

PREFERRED

h.rate = 105.703 (sd 35.241)

tempo = 131.295 (sd 12.966)

no touch (LH-B-T)=(0 0 0), (RH-B-T)=(0 0 0) / 37 cycle

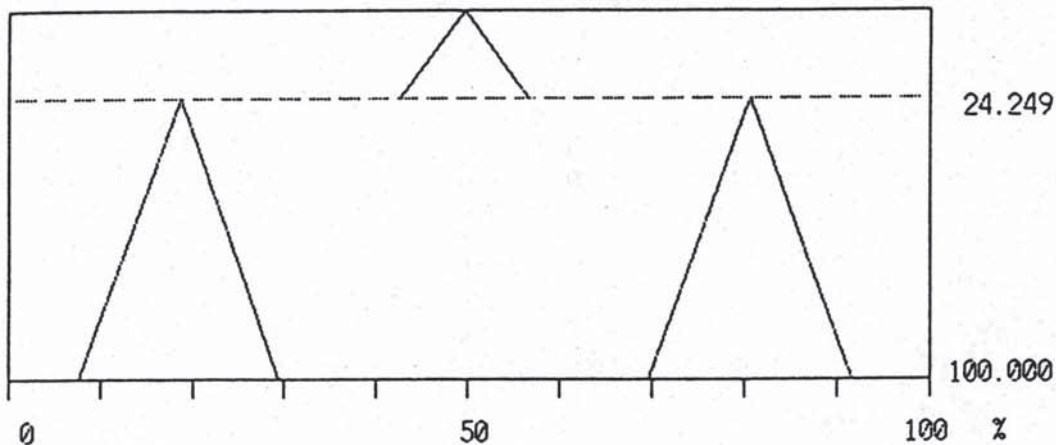


LH-15.783(-1.236)- 44.380(+18.071)%
LB -4.668(-7.646)- 95.846(+11.689)%
LT 72.555(-12.379)-114.771(+9.218)%

RH 0.000(-7.079)- 52.132(+15.958)%
RB 10.490(-12.380)- 97.513(+16.756)%
RT 75.044(-17.064)-123.636(+17.127)%

SIMULATION

heart rate = 105.703 walking tempo = 131.295 (cycle = 311)



18.535(sd 10.953) 49.554(sd 7.009) 80.640(sd 10.953)

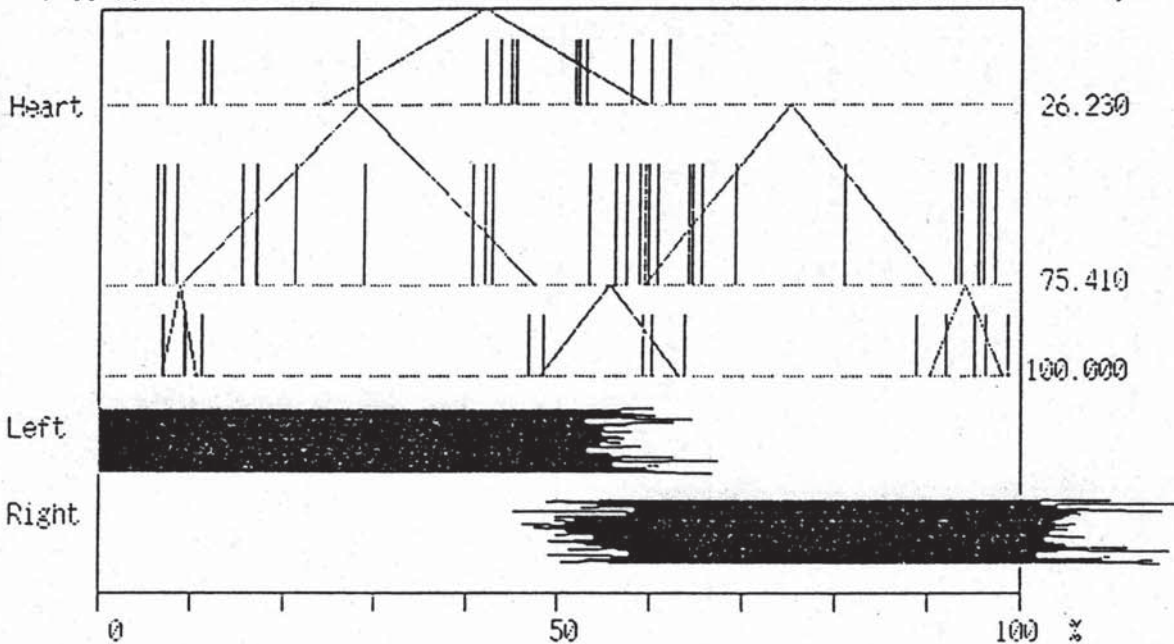
(heart = 567.628 msec cycle = 913.972 msec)

PREFERRED

[OK9R11]
9:06 f.

PREFERRED

heart rate = 105.703 (sd 35.241)
913.973(sd 90.262) msec/37 cycles



M.S. 10.10 yrs old, m.

PREFERRED

第1趾・過着床
多動傾向

スキップ動作・不可

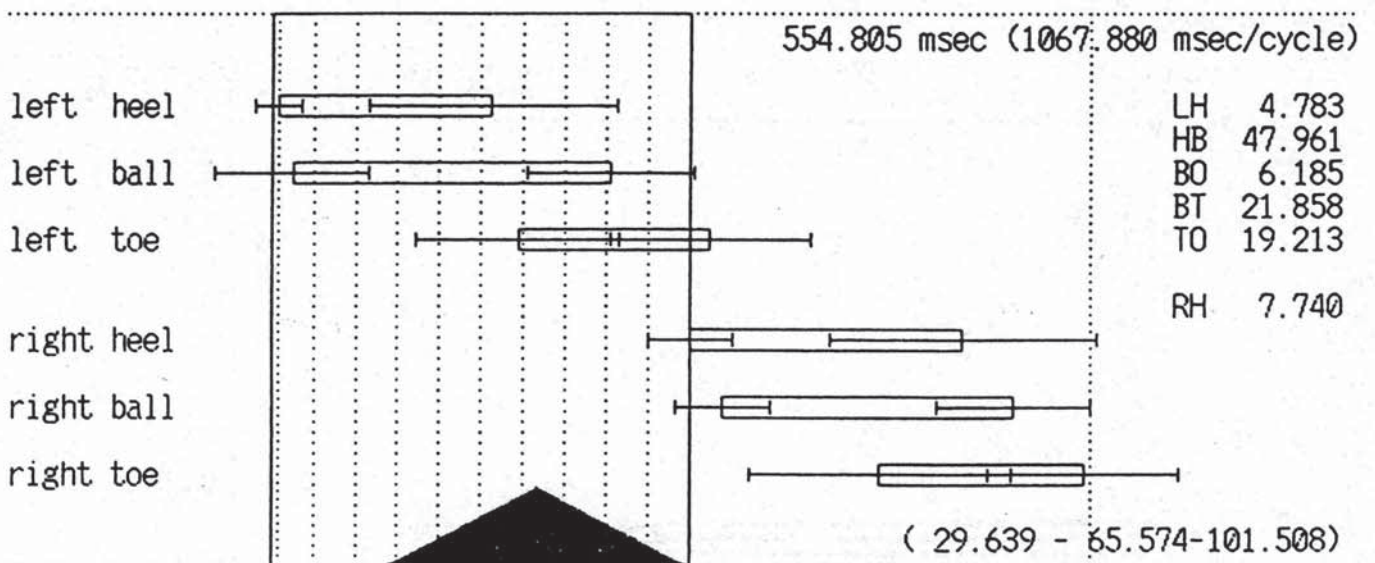
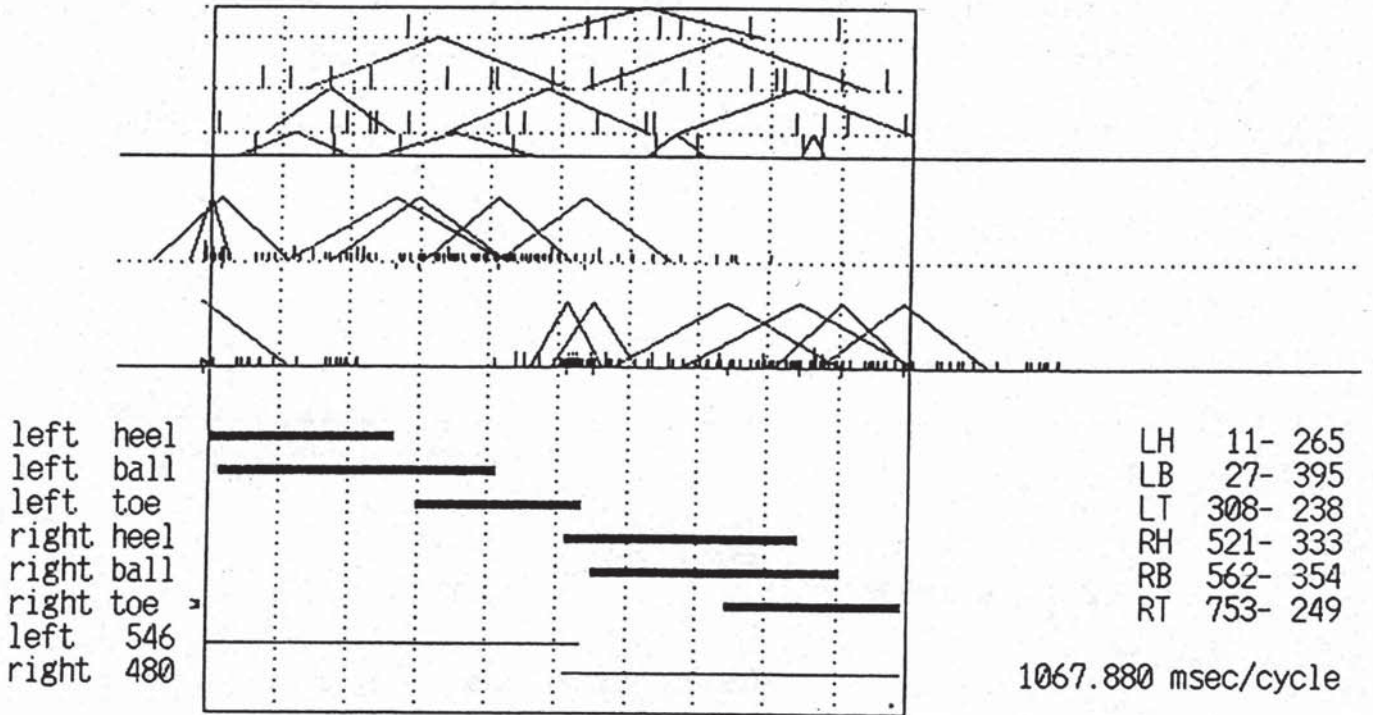
[SU9R11]
10:10 m.

PREFERRED

h.rate = 93.999 (sd 36.663)

tempo = 112.372 (sd 21.068)

no touch (LH-B-T)=(4 0 2), (RH-B-T)=(4 1 2) / 26 cycle

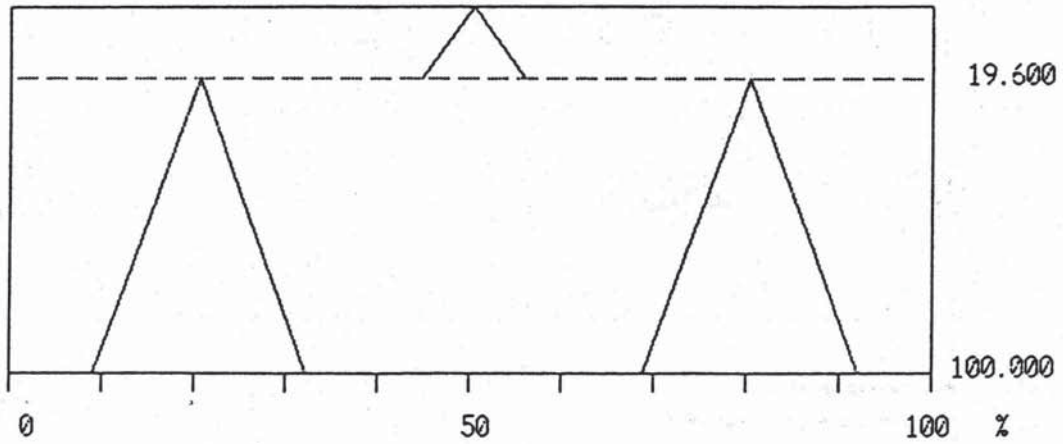


LH 1.679(-5.507)- 52.744(+29.536)%
LB 4.783(-18.214)- 80.788(+20.003)%
LT 58.929(-24.290)-104.720(+23.752)%

RH 0.000(-9.753)- 64.097(+31.202)%
RB 7.740(-11.442)- 75.844(+17.955)%
RT 44.633(-30.630)- 92.479(+22.552)%

SIMULATION

heart rate = 93.999 walking tempo = 112.372 (cycle = 299)



20.597(sd 11.573) 50.425(sd 5.571) 80.370(sd 11.573)

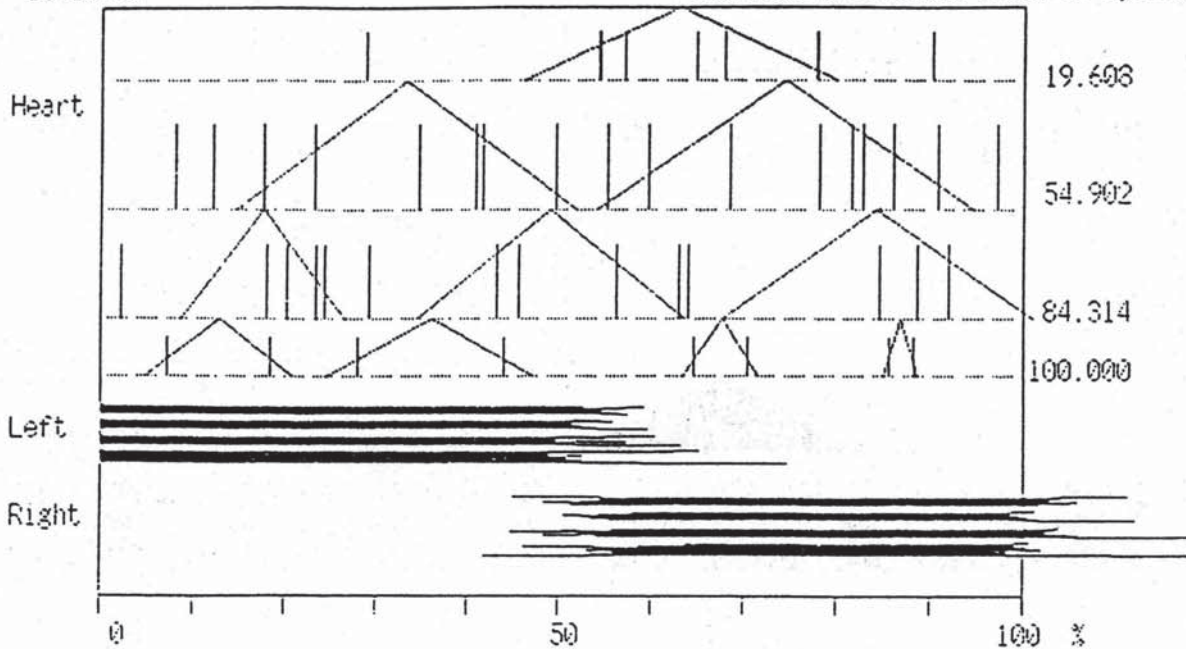
(heart = 638.305 msec cycle = 1067.880 msec)

PREFERRED

[SUPR11]
10:10 m.

PREFERRED

heart rate = 93.999 (sd 36.663)
1067.880(sd200.203) msec/26 cycles



研究雑話(99)

障害児教育・動作学誌上実習(17)
藤井力夫

姿勢の保持と歩行運動の神経機序(12)

歩行運動のリズム・パターン、「滑らかな収束点」。

前回は、歩行運動のリズム駆動が、当初から不安定な条件のもとで発動されてきたこと、それ故また、着地の状況をも予知したものとして習熟されてきたこと、これらについてお

話しました。小脳の成熟過程におけるプルキンエ細胞を媒介とした平行線維と登上線維の関係は、こうした習熟の理解にもとても興味深い事柄です。歩行のリズムが安定し、余分

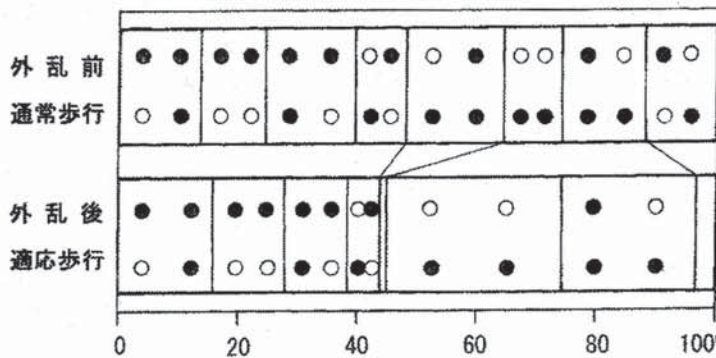
な力が抜けるほどに、各部を微妙に調節できるということでしょう。どのように調節されるのか。今回は、共同運動パターンの生成における「滑らかな収束点」の存在についてお話したいと思います。

前肢のみ2倍速という外圧に対して、新しい四肢間協調の時間的秩序を作り出しています。
パターン生成における「滑らかな収束点」の存在(図B)：どのように生成したと考えられるか。数理モデルからの整理を紹介しましょう。まず、手足の各関節運動を「振動子」として考えます。歩行運動の安定は、「振動子」間の結合が最も滑らかな状態に引き込まれたものとして理解します。図中(a)がそれで、アトラクタと呼びます。各振動子が無理なく協調できる点ということで、「滑らかな収束点」と名付けました。「収束点」がどこにあるか、小脳が記憶します。外乱が入ると記憶したそれと誤差が生じ、調節へと向かうわけです(b)。新たな収束点が必要ですが、それは振動子間の相互作用がギクシャクしない、最も減少したところに落ち着きます(c)。図A下段の外乱後適応歩行のサイクル内パターンは、こうして学習した産物です。一種の自己組織化現象と考えられます。

な力が抜けるほどに、各部を微妙に調節できるということでしょう。どのように調節されるのか。今回は、共同運動パターンの生成における「滑らかな収束点」の存在についてお話したいと思います。

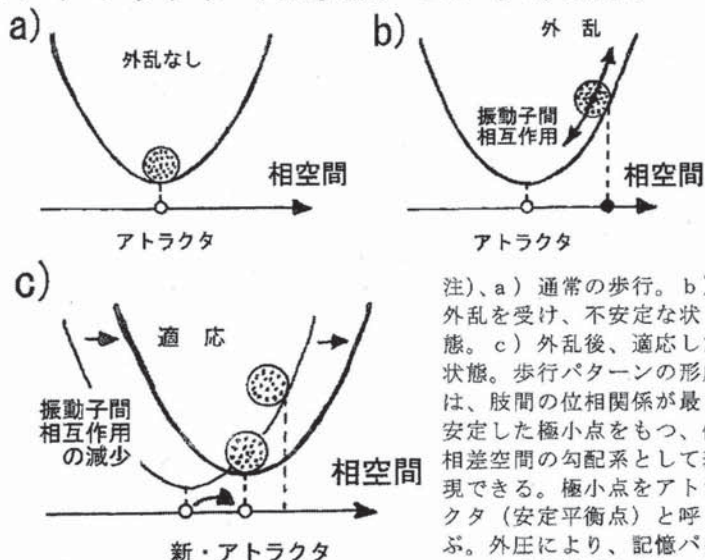
外乱歩行実験にみる四肢間協調の適応制御(図A)：トレッドミルを3分割し、一側前肢に外乱を加えた実験。普通には、一周期、3肢の接地相が交互に出現し、8つのパターンから構成されています。上段がそれで、下段は外乱後、慣れたときの新たな歩行のサイクル内パターンです。一側

A. 外乱歩行における四肢間協調の変化。



注)、トレッドミルを3分割し、左前肢のみ2倍速で駆動させた。外乱当初は歩行パターンを大きく崩すが、3回目あたりから安定歩行を示す。外乱を加えられた左前肢の接床時間は短縮される。反対側の右前肢・遊離時間も短縮させ、左右周期を一致。新たな位相関係をもつ歩行パターンが構成させた。上段：通常歩行。下段：外乱後適応歩行。サイクル内、8パターン。1サイクル、約0.9秒(柳原他、1999)。

B. アトラクタ(収束点)という考え方。



注)、a) 通常の歩行。b) 外乱を受け、不安定な状態。c) 外乱後、適応した状態。歩行パターンの形成は、肢間の位相関係が最も安定した極小点をもつ、位相差空間の勾配系として表現できる。極小点をアトラクタ(安定平衡点)と呼ぶ。外圧により、記憶パターンとの誤差が生まれ、振

動子間の相互作用を減少させるべく、新たな極小点を調整するように働く。小脳がその役割を担っているものと仮定(柳原他、1999)。

(北海道教育大学教授)

研究雑話(100)

障害児教育・動作学誌上実習(18)
藤井力夫

姿勢の保持と歩行運動の神経機序(13)

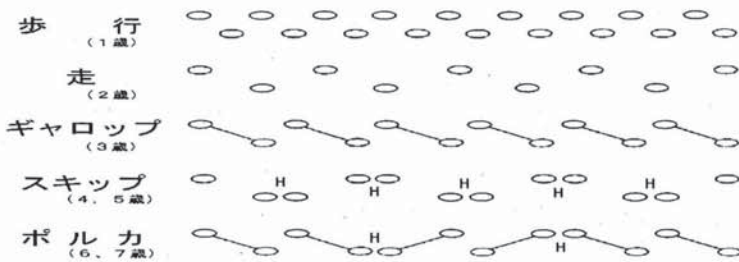
一つの指標、「優先テンポ」の形成をめぐる問題。

前回は、歩行に代表される移動運動が、手足の共同運動として最も自然で滑らかな収束点をもち、これを基準に種々の外圧に対応しているということをお話しました。これは、

神経系と筋骨格系の二つを力学系に見立て、これらの相互作用に自立的な収束点を求める点でとても魅力的な考え方は、人間の歩行が、1分間に

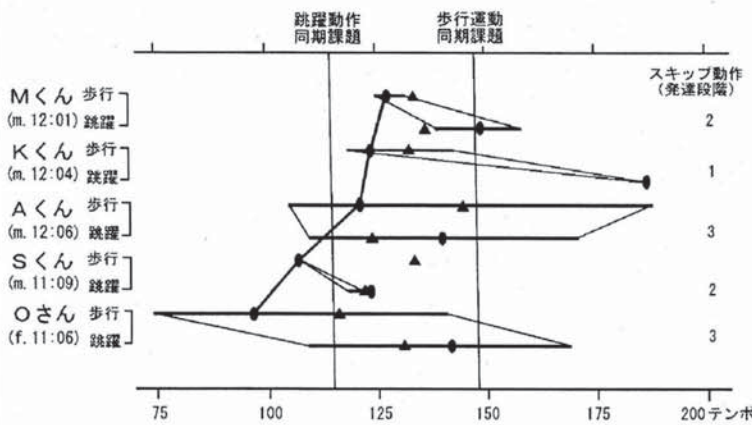
およそ120歩前後の収束点をもつこと、また、これを基準にスピード調節したり、ある速さに同期していること。これらを説明するには好都合な仮説です。「収束点」を数

A. 移動運動・踊り足のリズム・パターン。



注)、幼児期における移動運動の足運びを想定したリズム・パターン、模式図。Hはホッピング、斜線はギャロップ様の足運びを示す。

B. 「好きな速さ」の安定とスピード調節及び同期能。歩行運動と跳躍動作にみる「リズム同期の平行四辺形」あるクラスの実例 (H養護学校・小学部6年1組、1986)



注)、クラスの子どもたち5人を、好きな速さで歩いたときの優先テンポが速い順に図示。課題：歩行運動、跳躍動作とも、①好きな速さ②大変速く、③大変遅く、④メトロノームに合わせて(跳躍動作は少し遅めのテンポ=115、歩行運動は少し遅めのテンポ=148)。黒楕円は好きな速さ、黒三角形は各同期課題への応答。優先テンポ(PH)が安定するほど、速く、遅くのスピード調節(SP)やテンポ同期(SY)が可能となる。歩行運動は交叉性、跳躍は伸展性の律動で、上図は「リズム同期の平行四辺形」として両者の統合を表現するものと考えられる。Mくん：自閉的傾向。言語指示可、発語なし。書字模倣可。歩行：PF不安定(T=127±4)、SP・SY不可。跳躍：PF不安定(19回)、SP・SY不可。Kくん：ダウン症。言語指示可、発語なし。固執性强。歩行：PF不安定(T=123±不明)、SP・SY不可。跳躍：PF持続不可(6回)、SP・SY不可。Aくん：ダウン症。発音不明瞭。動詞可。ひらがな書字可。歩行：PF安定(T=121±3)、SP・SY可。跳躍：PF持続可(44回)、強弱、SP・SY可。Sくん：自閉的傾向。慣れた場面で言語指示可。奇声。歩行：PF不安定(T=107±19)、SP・SY不可。跳躍：PF不安定(20回)、SP・SY不可。Oさん：精神発達遅滞。言語指示可、反響言語。動作緩慢。歩行：PF安定(T=96±4)、SP・SY可。跳躍：PF不安定(27回)、SP可、SY不可。

理モデルでは「アトラクタ(安定平衡点)」と呼びますが、速さ調節では、「優先テンポ」と呼んできたものに相当するでしょう。今回は、リズム同期の一つの指標として、優先テンポの形成をめぐる

交叉性の歩行運動と伸展性の跳躍動作の対立と同一：スキップ動作の可能な子どもたちは、連続した跳躍動作も可能です。歩行の安定は、跳躍動作のような力を入れたり抜いたりする、伸展性動作の習熟を背景にしています。交叉性の運動と伸展性の動作とが相互作用し、互いに高めあって一つの「収束点」を決めている、そう考えられます。両者は個別に収束点を持つとともに、それぞれの速さ調節域を「平行四辺形」とする

ようなリズム同期能を仮定できます。「優先テンポ」調査から、「リズム同期の平行四辺形」：図Bはある養護学校の小学部6年1組の子どもたちの歩行と跳躍動作のテンポ調査結果です。15年程前に実施しました。Aくんだけが、スキップ動作ができます。ことばでは動詞も使えます。ダウン症ですが、踵から母指球へと着床して歩きます。彼における好きな速さ・優先テンポの状況は次のようです。歩行運動：平均・毎分121歩で、ばらつき119から124歩。跳躍動作：連続44回。平均・毎分140回で、ばらつき134から146回。速さ調節は図参照。その他、4人の子どもたちの平行四辺形、いずれも外界を取り入れる各自の同期能を表現したものと なっています。(北海道教育大学教授)

幼児期における移動運動のリズム・パターンの変化：歩行運動の安定が、交叉相反性のリズム・パターンの変化を可能にし