脚筋力による持続追従運動の解析

永 田 晟* 北 本 拓**

A STUDY OF PURSUIT ENDURANCE MOVEMENTS ON LEG MUSCLE STRENGTH

A. NAGATA AND H. KITAMOTO

The purpose of this study is to clarify the function of many pursuit movements on the leg muscle strength. As the means of this experiment, the endurance strength of the under-leg muscle was used and the sitting position was applied. Pursuit movements indicated are to track one target of four kinds waves showing on the oscillograph, which consist of 1) sinus, 2) triangular, 3) rectangular, and 4) sawtooth waves and various frequency ranges (0.1~0.9Hz). The condition of the tracking movements is to maintain the added muscle strength of $\frac{1}{2}$ level of maximum strength as long as one can be possible.

To record the effects of the experiment, following items were adopted: 1) EMG 2) Heart Rate 3) Target curve 4) Pursuit curve 5) Error values between both curves 6) Phase changes between both curves. These records were analyzed by the method of auto-control theory and following points were obtained.

1. The optimal limit of the wave frequency on the pursuit endurance movement were about 0.5Hz.

2. The sawtooth wave target was easy and good performance to track the leg muscle strength and had the longest endurance time to maintain also.

3. Near the all-out condition of the pursuit, the amplitude of EMG in the M. Rectus Femoralis and the beats of Heart Rate increased gradually till twice times as the fresh condition but there were no changes of EMG and H.R. according to the variety of wave sorts and frequency.

4. The phase difference between the target and controlled waves was reversed at the fast frequency of 0.7Hz more, and under 0.6Hz, this phase was supported somehow.

5. As the control element of the pursuit movement, the leg muscle effector showed the high amplified gain in proportion to the endurance time and the high frequency.

(J. Physical Fitness Japan 1974, 23 : 134~143)

1. 緒 言

手や腕の追従能力に関する研究は、工学的な分野¹⁾³⁾⁵⁾⁸⁾で多くなされているが、脚の追従能力に関する資料は少なく、永田¹⁰⁾のロード発生装置による張力、弾性抵抗、粘性抵抗を連続的に下肢に加え、脚の前後並進による追従能力の解析があるが脚の持続的追従に関する研究は少ない。特にバイオメカニックス的にみたものは皆無に等しく、運動のシステムアナリシの基礎資料を提示するものである。

スポーツ場面での競技者の評価は動きを主体に評価される場合が多く、何かの目標や課題の動きに競技者の動きが合致することが重要な要素であり試合の勝敗、記録にも関係してくる。これは、一種の予測能力で過去の経験に基づいた運動技術とも考えられる。これらは多くの練習、試合等の経験によって得られるものであり、ベテラン、試合巧者の代名詞にも使われている。そのような技術に関係した能力のなかで、何かの目標を追いかける能力を中心に筋力発揮直後、中間、オールアウトの3期間を中心に追従能力の変化、特に筋力の

* 東京都立大学理学部体育学教室 Tokyo Metropolitan University

** 国学院大学文学部体育研究室 Kokugakuin University

Fig. 1 Block diagram of pursuit movement

発現パターンから検討した。筋力は、右脚の伸展運動によって発現させ、膝関節を支点とした円弧運動をおこなった。

ボール等の運動軌跡を模擬して、追従させる目標波形に、4種類のパターンを選び、視覚を主な情報受容器とし、足を操作部とし、大腿直筋、大腿二頭筋を主な作動筋として、可能な限り長時間にわたって追従させた。このような、脚の追従持続実験は、スポーツ、体育の現場にそくしたものであり、また、運動パターンを系統的に検討し得る資料を提共するものでもある。

2. 実験方法

追従持続実験を系統的に把握するためには、第1図のようなブロック線図によって示した方が解析しやすい、またシステム構成の各要素に注目し分析することが可能となる。実験姿勢は、第2図のように上体を固定し、足関節のみ可動状態にしてある。追従運動は、脚の伸展で被験者は、体幹を垂直にし、膝関節を90°とし測定台上に座

Fig. 2 Experimental posture

り、膝関節を支点とし、足背部を作用点とした。第1図中の情報受容器は、主に視覚系で、他に筋感覚系、レンショウフィードバック路系等がある。調節部は、中枢、脊髄神経系で、操作部は、筋肉系の下肢、制御対象は、オシログラフ上の各種波形とした。

追従持続力を測定するための実験図が、第3図

Fig. 3 Block diagram of the experiment

のよう、脚伸展力は、ストレインゲージ法によって抽出し、被験者にフィードバックしオシログラフ紙上にて表示した。目標値として、ファンクションゼネレーターから発生する各種波形(①のこぎり波……瞬間的に偏向力を受けるパターンで筋力の増大時になめらかな調節をおこない、次に急激な筋力の解放をおこなう運動、②矩形波……指定筋力値を一定に保持するパターンで、目標筋力値までの筋力の増大および低下の速応運動、③正弦波……筋力値が周期的に変化するパターンで、筋力の増大、低下がゆるやかでなめらかな調節運動、④三角波……一定速度で筋力値が変化しつづけるパターンで、筋力の増大、低下が速度と比例的な運動)を選び、それと追従運動量との偏差を取り出し、その絶対値の2乗値、あるいは、両者の振幅比、位相おくれを検出して、追従運動のなめらかさ、安定性、正確性、速応性について評価した。さらに脚伸展の主働筋である大腿直筋や拮抗筋としての大腿二頭筋の筋電図と心

Table 1. Endurance time of subjects

(sec)

Sub	Waves	Sawtooth	Rectangle	Sinus	Triangular
	Hz				
A・N	0.1	172	200	115	130
	0.3	120	130	60	81
	0.5	115	102	77	71
	0.7	91	97	95	91
	0.9	95	95	74	66
H・K	0.1	66	115	131	90
	0.3	73	73	76	65
	0.5	70	85	104	71
	0.7	78	60	81	66
	0.9	86	116	78	116
K・S	0.1	67	86	81	69
	0.3	66	59	59	57
	0.5	55	39	51	60
	0.7	60	44	57	59
	0.9	53	48	48	63

Table 2 Subjects

Name	Sex	Age	Height (cm)	Weight (kg)	Leg Strength (kg)	Length of Lower Limb (cm)
A. N.	M	36	165	54	12	40
H. K.	M	31	163	55	12	40
K. S.	M	24	158	50	10	38

M : Male

拍数の生体反応も同時に測定した。各被験者の最大筋力の1/4を下限値とし、2/4を上限値として波形を作り、各波形の周波数は、0.1, 0.3, 0.5, 0.7, 0.9Hzの5種類とした。各周波数、各波形での追従運動時間は、第1表に示すように最大持続とし、次の運動までに10分以上の休息を与え、回復を待ったのち低周波数から高周波数へと順次追従させた。

被験者は、健康な成人男子3名で第2表の通りである。

3. 実験結果

第3図の実験測定から得た結果を以下の順でまとめる。(図は3人の被験者の典型的な例として選んだ)

1) 追従能力のできれば……パフォーマンスについて。

目標値からの偏差絶対値の2乗値をまとめたも

Fig. 4 Changes of performance in the sawtooth and rectangular waves of pursuit movement

Fig. 5 Changes of performance in the sinus and triangular waves of pursuit movement

のが、第4図～5図で、横軸に最大追従持続時間を10として正規化したものである。この正規化の理由は、各被験者、各周波数、各波形等でオールアウト時間の絶対値の差をなくすためである。縦軸には、偏差の絶対値の2乗値をプロットした。

① のこぎり波応答では、周波数が高いほど偏差量が大きく、0.1, 0.3, 0.5Hzで運動開始直後より中期で偏差量が減少し、オールアウト直前で再び増加し、開始直後の偏差量と同一になる。0.7, 0.9Hzでは、時間と共に偏差量が増加している。

② 矩形波応答

0.3, 0.5Hzの偏差量は、ほとんど同じく、0.7 Hzは、0.1, 0.3, 0.5Hzの約3倍、0.9Hzでは、約10倍の偏差量がみられた。0.7, 0.9Hzでは、時間と共に偏差量に急激な増加がみられた。

③ 正弦波応答

0.1, 0.3, 0.5Hzでは、運動の中期で顕著な偏差量の減少がみられ、オールアウト直前で再び増加する。0.7, 0.9Hzでは、時間と共に比例的に増加するパターンがみられた。

④ 三角波応答

0.1, 0.3Hzでは、運動の中期で顕著な偏差量の減少がみられ、オールアウト時に近づくとき再び

Fig. 6 Changes of amplitude in the case of the pursuit movement

増加する。0.7, 0.9Hzでは、矩形波応答と同じように時間と共に急激な偏差量の増加がみられた。

2) 追従持続筋力の正確性の変化

第6図は、目標波形と追従運動との振幅の差をまとめたもので、横軸に周波数を取り、縦軸に振幅比 $\left(\frac{\text{操作波形}}{\text{目標波形}}\right)^{11)}$ をプロットした。図中、Start, Midway, Lastは、各被験者が各実験セッションでの最大追従運動時間を10とし正規化したもので、運動開始直後1～3 (30秒間)、中間5～7 (30秒間)、オールアウト直前8～10 (30秒間)のそれぞれを示す。(以下同様)

① のこぎり波応答

0.1, 0.3Hzでは、目標値の振幅より追従運動の振幅が小さいが、時間との有意な差はみられなかった。0.5, 0.7, 0.9Hzでは、運動時間と共に追従運動の振幅が小さくなるがみられた。

② 矩形波応答

0.1, 0.3, 0.5Hzでは、時間と共に、追従運動の振幅が小さくなり、0.7, 0.9Hzでは、運動の中期で目標波形より追従運動の方が小さくなる

Fig. 7 Changes of phase in the case of pursuit movement

が、運動開始直後とオールアウト直前の両期間では、両者の振幅の差は、ほとんどみられなかった。

③ 正弦波応答

各周波数共に、運動開始直後で追従運動の振幅が大きくなり、0.1, 0.5, 0.7Hz では、時間と共に振幅比が0となり、0.3, 0.5Hz では、目標波形と追従波形との間の統計的な有意な差はみられなかった。

④ 三角波応答

各周波数共に運動開始直後に追従運動の振幅が小さくなるが、時間と共に目標値に近ずきオールアウト直前では0になり両者が一致している。

3) 追従持続運動の位相おくれ……応答の速さについて

第7図は、目標波形と追従運動との位相のおくれをまとめたもので、横軸に周波数をプロットし、縦軸におくれ量をプロットした。位相おくれの算出には、前記2)の追従持続筋力の正確性算出時間と同一時の追従おくれ量を測定して角度(1周期を 360° として)で表示したものである。

① のこぎり波応答

0.1Hzのおくれ量は、運動開始直後0を示し以後もほとんど変化がみられないが、0.3, 0.5, 0.7, 0.9Hzでは、運動時間と共におくれ量の増加が

みられる。

② 矩形波応答

0.1Hzのおくれ量は、運動開始直後約1度を示し、0.3, 0.5, 0.7Hzでは、0.1Hzの10倍、0.7, 0.9Hzでは、約30倍の増加がみられる。しかし運動時間の持続増大とは無関係であった。

③ 正弦波応答

0.1Hzでは、運動開始直後約3度のおくれ量がみられるが以後有意な変化はみられなかった。0.3, 0.5, 0.7Hz共に運動開始直後より、中期のおくれ量が少なく、終了直前で再び増加するパターンがみられる。

④ 三角波応答

0.1Hzでは、運動開始直後約3度のおくれ量がみられるが以後顕著な変化はみられなかった。0.3, 0.5, 0.7, 0.9Hz共に運動持続時間の増大と共におくれ量の比例的な増加がみられる。

オールアウト直前の1周期における目標波形と追従運動量との位相おくれ量についてベクトル線図を描いた。それが、第8図～9図にまとめられている。これらは、オールアウト直前の一種の位相おくれ量を示し、追従運動を評価し得る。X軸に目標値、Y軸に追従運動量をプロットした。 $y=ax(a=1)$ の線上即ち 45° 線上が速応性が最適で位相おくれが0であることを示している。のこ

Fig. 8 Vector charts of the command and the controlled variable in the sawtooth waves

Fig. 9 Vector charts of the command and the controlled variable in the sinus waves

ぎり波、正弦波、三角波形共に、0.1、0.3、0.5 Hz では、顕著な位相おくれがみられないが、0.7、0.9Hz で顕著な位相おくれがみられ、0.7Hz で 45° 、0.9Hz で 90° のずれがあらわれた。しかし、

Fig. 10 Vector charts of the command and the controlled variable in the triangular waves

三角波形では、0.7Hz でもほとんど変化がなく、0.9Hz の早い応答になると急に位相おくれが大きくなり 90° 前後にもなったが三角波形の追従運動の良さを示すことになる。橋本、明石⁸⁾ たちの自動車のハンドル操作の追従と同じように、1Hz 近くでの急激な位相おくれがみられた。これは、ほとんど追従不可能に近いことをあらわしている。人間の追従持続運動では、オールアウト近くになると、即ち困憊時期になると細かい早い動きに対しての筋収縮、弛緩のコントロールがスムーズにおこなわれなくなり上位中枢の命令は、on-off 的な単純命令になり、微妙なコントロールは、脊髓レベル以下の反射的な動きにまかされた。これはあくまでも推測であるが、加藤たち⁹⁾ も麻酔したヒトの手足の筋収縮実験によって証明しているように、大脳皮質（新皮質）からの命令は、運動開始時にはみられるがオールアウト時になるとみら

Fig. 11 Changes of EMG in the case of pursuit movement

Fig. 12 Changes of EMG in the case of pursuit movement

れなくなる。そのためコントロールも低下する。

4) 追従持続筋力発現中の筋放電量と心拍数の変化について

追従運動の主働筋である大腿直筋の筋放電量と心拍数についてまとめたものが第11図～12図である。横軸は、最大追従運動時間を10として正規化したものであり、縦軸には、筋放電量と心拍数をプロットした。

I) 筋放電量の変化

① のこぎり波応答

0.1, 0.3, 0.5, 0.7Hz では、運動時間の増大と共に筋放電量は増加する傾向がみられ、0.9Hz では、運動の中期に最も多くそれ以後オールアウト時に近づくにつれて減少するパターンがみられた。

② 矩形波応答

0.1, 0.3, 0.5Hz で運動時間と共に筋放電量は増加する傾向がみられ、0.7, 0.9Hz では、のこぎり波形と同様に運動の中期より次第に減少するパターンがみられた。他の波形と比較すると、各周波数共に約1/2の放電量しかみられなかった。

③ 正弦波応答

0.1, 0.3, 0.5, 0.9Hz では、運動の中期より放電量の減少がみられ、0.7Hz のみ運動時間と共に増加するパターンがみられた。

④ 三角波応答

0.1Hz では、運動時間との有意な差はみられ

ず、0.3, 0.5, 0.7, 0.9Hz では、時間と共に次第に増加するが、中期以後再び減少するパターンがみられた。他の波形と比較して、各周波数ともにわずかに多くの放電量がみられた。筋放電量と追従能力には、有意な差がみられなかった。又拮抗筋である大腿二頭筋の放電量は、ほとんどみられず、拮抗筋としての働らきは、なかったようだ。

II) 心拍数の変化

各波形、各周波数共に心拍数は、運動時間に比例して増加する様相があり、追従運動開始後の増加量は、約20パルスで、オールアウト時には、最高心拍数100であった。運動量としても軽いもので、各波形、各周波数間の有意差はなかった。

4. 考 察

1) 追従持続筋力の成績について

遅い追従運動、即ち周波数が小さい場合には、運動中期で調節成績が向上し、オールアウト直前で再び低下するのは、中枢からの命令と筋肉の応答が目標波形に馴れ、波形を予測することのできるフィードフォワードの働きと考えられる。オールアウト時の反応については、筋肉の疲労によってコントロールが十分におこなわれない現象と考えられる。早い追従運動、即ち周波数が大きい場合は、時間と共に調節成績が比例的に低下する。これは、急激に、かつ早い張力変化に対する追従の困難性を示し、人間の脚伸展における追従調節運動

の限界を知る資料となるであろう。換言すると、0.5Hzが追従持続運動の限界とも考えられ、制御理論的な立場から言うと「臨界値」が示されたと考えられる。

2) 追従持続筋力の正確性の変化

他の波形に比較して、特にのこぎり波形の追従運動の振幅が小さい。これは、目標波形が上限に到達すると急激に下降するためにその低下波形を早く追従するには、追従動作を途中で止めなければならない。このために振幅は小さく、追従のおくれ現象も加味されたものである。矩形波でも振幅比が小さいのは、上限である筋力値の一定保持の不安定性に起因すると考えられる。特にオールアウト直前で、早い追従運動の成績が良いのは、筋感覚のみによるコントロールが安定し、他の無用な感覚が阻止され、追従のフィードホワードが働いたものと考えられる。正弦波では、他の波形と異なり振幅比が大きい、これは、周期的に筋力値が変化するために、波形の上限で切り換えがスムーズにおこなわれないため、ゆきすぎの現象、即ちオーバシュートがあらわれたと考えられる。三角波形でのオールアウト直前の各周波数での成績が良いのは、一定速度に筋力値が上昇、下降変化するための筋感覚的な馴れとコンスタント・スピードの調節が中枢部においておこなわれたことを物語っている。人間の運動調節は、変位の1次微分が限度で2次微分となると、即ち加速度的な現象への追従は困難である。三角波形は、一種のランプ入力と考えられ一種のプラス、マイナスの積分的な追従要素を含んでいる。

3) 筋放電量、心拍数からみた生体変化

矩形波形の追従運動が他の波形の場合と比較して約1/2の放電量を示している。これは、筋力の発揮状態、即ち大腿二頭筋の収縮状態が他の波形と異なり一定負荷の持続保持の場合と常に変化する負荷の保持の場合との筋力発揮上の差があらわれたものと考えられる。一度収縮し一定の筋放電量を発揮した筋肉がさらに収縮し放電量を増加させることは筋生理学上からいって困難な課程である。しかし一定の筋力を保持するために一定の筋放電を持続的に発揮することは容易な課程である。後者には、特に疲労の問題が残るだけだが、前者には、筋放電量の調節が残されている。又、

「一定の大きさの力を最大時間維持したとき、EMGの大きさが時間と共に増加する」黒田たち⁷⁾の報告と同じように、矩形波の遅い応答(0.1, 0.3, 0.5Hz)では、時間と共に増加する傾向がみられた。大腿直筋の拮抗筋である大腿二頭筋の筋放電量がみられないのは等尺性収縮の脚伸展運動では拮抗筋の抑制的な働きは表面にあらわれないものと考えられる。さらに筋放電間隔と周波数の問題は、今後追従運動の成績と関連して検討しなければならない。

心拍数の変化については、各波形、各周波数間に有意な差はなく、運動持続時間の増加と共に比例的に増加するパターンがみられるのみで、全身の循環的、精神的な影響はすべて近似的と考えられる。最高心拍数が100前後であるので持続追従運動は、あまり全身的な強い運動ではないようだ。

4) 持続追従運動における制御理論的な総合評価

各波形のパターンからみた制御成績、正確性、速応性、安定性を総合的にあらわしたものが表3であり、表中の◎は最も良く(上)、○は普通で(中)、●はあまり良くない(下)、段階のできばえとして区分した。

表中、制御成績の◎印は、0~10cm²、○印は、11~50cm²、●印は、51cm²以下の目標値と追従運動との偏差量を示す。正確性の◎印は、0~±0.4db、○印は、±0.5~±0.9db、●印は±1db以上の目標値と追従運動との振幅差を示す。速応性の◎印は、0~10degree、○印は11~20degree、●印は21degree以上の位相おくれ量を示す。安定性については、振動して平衡するもの、振動しないで平衡するものの両者¹²⁾から、◎印は、0~30cm²、○印は、0~100cm²、●印は、101cm²以上の偏差量の幅を基準とした。

① のこぎり波応答

各周波数共に、制御成績、速応性、安定性の項目で他の波形よりすぐれた調節がみられるが、正確性では、0.5Hz以上の速い周波数で悪い調節となっている。しかし、全般的にみてこの波形の調節が最も良い結果を示す。これは、生体並びにモデルシュミュレーションによる等尺性収縮の筋力の発現パターンと類似⁴⁾した波形であることに起

Table 3 Comparison of performance, accuracy, quickness, and stability on the pursuit movement

Hz	Waves	Performance	Accuracy	Quickness	Stability
0.1	Sawtooth	◎	◎	◎	◎
	Rectangle	◎	○	◎	◎
	Sinus	◎	◎	◎	○
	Triangle	◎	○	◎	○
0.3	Sawtooth	◎	◎	◎	○
	Rectangle	◎	●	◎	◎
	Sinus	◎	○	○	○
	Triangle	◎	◎	○	○
0.5	Sawtooth	◎	●	○	◎
	Rectangle	◎	○	○	◎
	Sinus	○	○	○	◎
	Triangle	○	◎	●	●
0.7	Sawtooth	○	●	○	◎
	Rectangle	○	◎	●	●
	Sinus	●	◎	●	●
	Triangle	○	◎	●	●
0.9	Sawtooth	○	●	○	◎
	Rectangle	●	◎	●	●
	Sinus	●	◎	●	○
	Triangle	●	◎	●	●

◎ : Best ○ : Good ● : Bad

因する。

② 矩形波応答

0.5Hz までは、制御成績、速応性、安定性共に良い調節状態がみられるが、正確性では、逆に 0.7Hz と 0.9Hz が良い調節を示している。このような on-off 的な追従は、かなり易しい部類⁹⁾に入るが、筋力の上限や下限での急激な停止が必要で、オフセットやオーバーシュートの状態があらわれて、全般的な追従成績としては悪くなる。

③ 正弦波応答

0.5Hz までは、各項目共に良い調節状態がみられるが、0.7Hz から急激に制御成績と安定性が悪くなっている。筋長の変化は、かなりなめらかな周期的変化²⁾をするものでこの正弦波に類似しているが、筋力の持続追従運動は、正弦波応答と無関係であった。即ち、筋力は、筋長の変化とは相反するものである。

④ 三角波応答

0.3Hz までは、各項目共に、良い調節状態がみられるが、0.5Hz から速応性、安定性共に急激に

悪くなり、追従のむずかしさが顕著にあらわれている。この波形は、上記ののこぎり波と正弦波の総合したものに類似しているが筋力の追従成績は、正弦波に近い状態であった。

5) システム論的な解析

本研究は、一般的な実験データの報告に終わったけれども、このような生体の調節系の運動の解析には、工学的な手法を利用すると便利である。そのために、運動の具体的な内容をブロック線図（第1図参照）であらわし、数理的な定量分析にかけることが大切である。しかし、今回は、数理的な計算はできなかったが、今後、電子計算機等によってそのデータを報告したい。

5. 要 約

1) 運動のバイオメカニックス的な解析の第一歩として脚の持続追従運動をとりあげた。

2) 各波形の持続追従運動では、0.5Hz の周波数が限界で、それ以後の大きい周波数では追従不能に近づく。

3) のこぎり波, 矩形波, 正弦波, 三角波の4波形での持続追従運動を比較すると, のこぎり波の場合が最も秀れた成績を得た。

4) 追従運動を持続させてオールアウトに近づけば, 追従成績, 正確性, 速応性, 安定性の面で悪くなる様相であった。

5) 位相の面からいっても, 特別にのこぎり波の追従運動が秀れている。例えば, ベクトル線図をみると, 目標波形と追従波形のずれは, 他の波形に比較して小さく, 0.7Hz まで正確な追従曲線を描いている。

6) 追従運動における生体反応は, 心拍数からみると軽い運動で, 目標波形の繰り返しリズムによる心拍数の増減はみられなかった。筋放電量は, 増加し持続時間と比例的な関係を示した。また目標波形のリズムと生体反応のリズムは一致しなかった。

(受付 昭和 49 年 10 月 28 日)

引用文献

- 1) 井口雅一 (1972) 人間—機械系 2 版, 人間の制御動作, 共立出版, 東京, 15-44
- 2) 藤森聞一 (1966) 生理学大系 VII 初版, 強縮の力学, 医学書院, 東京, 100-105
- 3) 橋本 寛, 明石 一 (1970) 人間機械系における人間の制御能力の限界, 人間工学, 6-6, 259-266
- 4) 畠山一平, 三枝木泰文, 永田 晨 (1971) 筋固有反射系の自動制御理論的解析, 計測自動制御学会論文集, 8-4, 395-396
- 5) Karl, U., Smith, Harvey, Sussman (1970) Principles of skill acquisition, 2nd Cybernetic Theory and Analysis of Motor Learning and Memory. Academic Press Chicago. 103-139
- 6) 加藤一郎 (1971) 続人間の手足の制御, 初版, 機能刺激, 学献社, 東京, 433-484
- 7) 黒田英三, V. Klissouras, J.H. Milsum (1972) バイオメカニズム, 初版, 随意運動における筋電位の定量的解析および疲労の影響, 東京大学出版会, 東京, 47-55
- 8) 増山英太郎 (1967) 人間のトラッキング動作における過渡特性と周波数特性, 人間工学, 3-4, 327-334
- 9) 永田 晨 (1970) 調節運動の自動制御理論的研究, 東京都立大学体育学研究, 3, 39-50
- 10) 永田 晨 (1972) 運動軌跡のミニコンピュータによるプログラム化とその時定数からみた追跡能力の評価, 東京都立大学体育学研究, 4, 61-71
- 11) 榎木義一, 添田 喬 (1972) わかる自動制御 11 版, 周波数応答, 日新出版, 東京, 90-106
- 12) 上滝致孝 (1971) 制御工学を学ぶ人のために, 初版, 伝達要素の動特性, オーム社, 東京, 15-21