

200/0300

厚生科学研究研究費補助金

長寿科学総合研究事業

高齢者の転倒防止を目的とした感覚神経への電気刺激手法の確立

平成13年度 総括・分担研究報告書

主任研究者 野崎 大地

平成14(2002)年 4月

目次

I	総括研究報告	
	高齢者の転倒防止を目的とした感覚神経への電気刺激手法の確立	
	野崎大地	-----1
	(資料1) 開発した計測システム、電気刺激システム、ソフトウェアの概要	-----4
	(資料2) 開発したソフトウェアのソースファイル	-----7
II	分担研究報告	
	高齢者の転倒防止を目的とした感覚神経への電気刺激手法の確立	
	ーランダムな電気刺激を求心性神経線維に与えた場合ー	
	野崎大地	-----13
	高齢者の転倒防止を目的とした感覚神経への電気刺激手法の確立	
	ー重心動揺に応じた強度の電気刺激を皮膚感覚神に与えた場合ー	
	中島八十一	-----20
III	研究成果の刊行に関する一覧表	-----25
IV	研究成果の刊行物・別刷	-----26

厚生科学研究補助金（長寿科学総合研究事業）

総括研究報告書

高齢者の転倒防止を目的とした感覚神経への電気刺激手法の確立

主任研究者 野崎大地（国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所、
運動機能系障害研究部研究員）

研究要旨 高齢者の直立姿勢保持能力を改善することを目的として、経皮的な電気刺激を用いて直立姿勢の安定化をはかる医用工学的手法を提案し、その効果について検討した。用いた電気刺激手法は、(1)ヒラメ筋由来の Ia 求心性神経線維へのランダムな電気刺激、(2)重心動揺に応じて強度が変調される人差し指への皮膚電気刺激、の二つであった。若年高齢者について、これらの刺激を用いたときの直立姿勢安定化の度合いを、足圧中心位置動揺から評価した。その結果、(1)の手法では、直立姿勢安定性が劇的に高進したが、(2)の手法では、むしろ逆に直立姿勢は不安定化した。すなわち、重心位置を時々刻々検出しフィードバックするという手法よりも、むしろ、全く人工的なフィードバックを考慮しない Ia 求心性神経線維へのランダムな電気刺激の方が、姿勢を安定化させる方法として有効であることが明らかとなった。この方法は、重心位置情報を計測する必要がある(2)などの方法とは異なり、単純に電気刺激を出し続けることができさえすればよいという点で支援装置としての小型化・実用化が容易であると考えられる。

分担研究者 中島八十一（国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所、感覚機能系障害研究部部長）

の環境的な観点からの対策がなされているが、潜在的な危険を取り除くだけでは根本的な問題解決には充分ではない。直立姿勢を不安定化させる身体要因そのものを積極的に改善させる方策が必要である。

A. 研究目的

超高齢社会を迎えつつある我が国の現状と、高齢者が寝たきりに至る主要因が転倒による骨折や傷害であるという現状を考えると、直立姿勢を保持する能力をいかに維持、改善していくか、具体的な方策を講じることの重要性は明らかである。転倒防止という観点から、これまでも建造物のバリアフリー化など

高齢者の場合、直立姿勢の不安定性は、下肢の筋力低下だけではなく、感覚器の感度の低下を含め、姿勢調節系自体の機能低下によってもたらされていることが多くの先行研究によって報告されている（Dietz, *Physiol. Review* 72, 1992）。本研究の目的は、感覚系の機能低下を補い直立姿勢安定性を

向上させる医用工学的手法の開発にある。この感覚機能の改善手法として、本研究では、経皮的な電気刺激を用いた手法を提案し、その直立姿勢安定化に及ぼす効果について検討した。

B. 研究方法

1. 電気刺激手法の概要

本研究では、感覚器の感度低下を補うために以下の二つの手法を採用した。

1-1. Ia 求心性神経線維へのランダムな電気刺激（野崎担当）

この手法は、非線形システムにおいては、雑音的な入力微小な入力信号に対する応答を高めるという現象（確率共振現象）の医用工学的応用を意図したものである。本研究では、姿勢調節中枢の感度を雑音的な入力によって高めることを試みた。

姿勢調節中枢への雑音入力として、主要な姿勢保持筋の一つであるヒラメ筋由来の Ia 求心性神経線維（脛骨神経）に経皮的な電気刺激（パルス幅 1msec）をランダムな時間間隔で加えた（平均周波数 5Hz）。刺激強度は、反射性の筋収縮（H反射）が生じる閾値の 50, 70, 80%とした。

1-2. 人差し指皮膚への身体重心位置に応じて変調する電気刺激（中島担当）

近年、直立姿勢時に指などが微かに静止物に触れているだけで、直立姿勢の安定性が大幅に改善する現象が報告されている。この効果は、物に触れていることによる力学的な効果ではなく、皮膚を通じて身体動

揺の情報が姿勢制御中枢にフィードバックされることによる神経生理学的な効果である、と考えられている。この効果を電気刺激を用いて模倣することにより、直立姿勢の安定性を高めることを試みた。

人差し指の皮膚にリング電極を介して、幅 1msec、20Hz の電気刺激を加えた。電気刺激強度は、身体重心位置の前後方向の位置、および速度に比例して変調するようにした。

2. 計測システムの開発

それぞれの実験に先だって、レーザー変位計、床反力計を用い、直立姿勢時の微小身体動揺を計測するシステムを開発した（資料 1、2 参照）。また、電気刺激をランダムな時間間隔で（野崎担当分）、あるいは身体重心位置に依存して調節できる（中島担当分）システムを開発した（資料 1、2 参照）。

3. 直立姿勢安定性の評価

電気刺激を与えたときの直立姿勢安定化の効果を計測システムによって得られた足圧中心動揺の「拡散プロット」から評価した（詳細は野崎分担当報告書参照）。

C. 研究結果の概要

1. ランダムな電気刺激の効果

電気刺激がない場合に比べて、H 反射閾値の 50-70%程度の刺激を加えると、直立姿勢安定性指標が大幅に改善した。一方、80%まで強度を高めた場合には、半数の被験者

では刺激無し条件のときよりも安定性が低下していた。こうした電気刺激の効果は被験者にできるだけ揺れないように立つように指示したときと同等もしくはそれ以上であった（野崎分担報告書参照）。

2. 人差し指への電気刺激の効果

身体重心位置、身体重心速度のどちらを人差し指の皮膚感覚を介してフィードバックしても、Ia 求心性神経線維にランダム電気刺激を加えたときにみられたような姿勢安定化の効果は全く認められず、被験者によってはむしろ安定性指標の値は悪化した（中島分担報告書参照）。

D. 考察

1. 電気刺激の効果

重心位置を逐次フィードバックする方法では直立姿勢安定化の効果はほとんど認められなかった。この原因は、システム制御理論では常識であるように、皮膚を介したフィードバックプロセスは時間遅れが大きいので、フィードバック系の安定性を高めることは難しい、ためだと思われる。

それに対して、求心性神経線維を介して脊髄運動ニューロンプールにランダムな入力を与える方法は、新たにフィードバックループを追加するのではなく、既存の姿勢調節系の感度を高めることができるため、有効であったのだと考えられる。直立姿勢を安定化させるには、身体重心情報を刺激装置にフィードバックする必要はなく、身

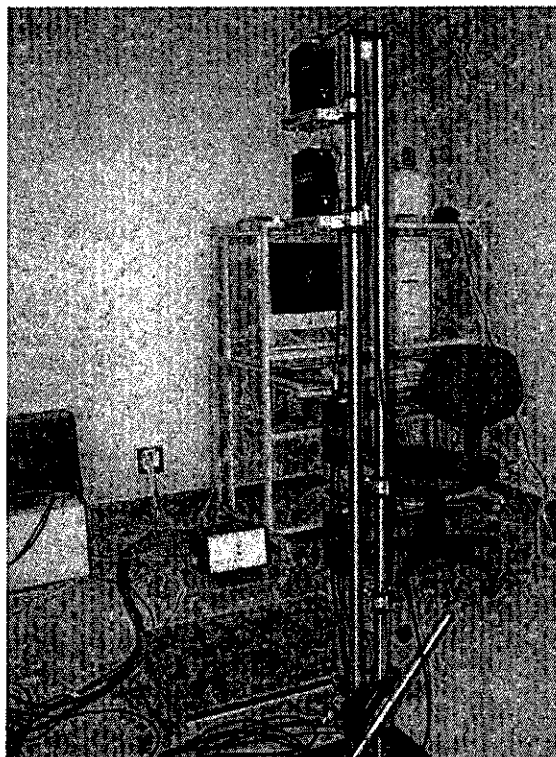
体重心位置とは無関係にランダムな電気刺激さえ姿勢制御系に入力できればいい、という結果は、より複雑なシステム制御則を採用するように発展しつつある従来の研究の流れに新たな選択肢を付与するものだと考えられる。また、身体重心位置を検出する必要がない、複雑な制御回路を採用する必要がない、といった点は、この手法を支援機器として製作する場合、装置の小型化、低コスト化などの点で非常に有利であろう。

2. これからの課題

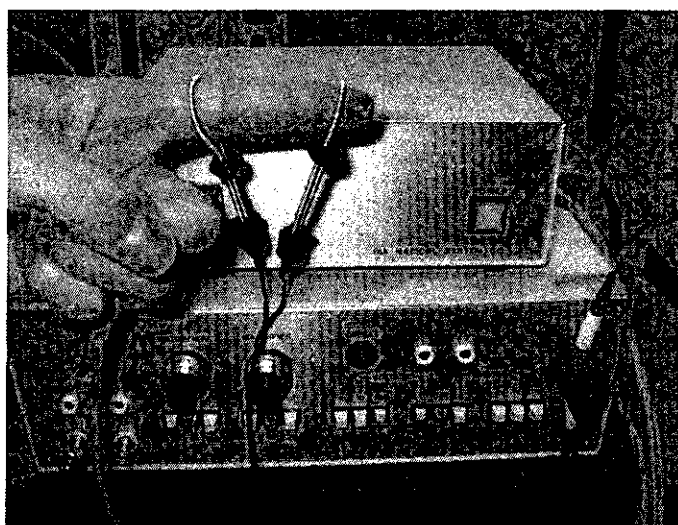
研究申請の段階では高齢者の臨床試験を実施できるはずであったが、電気刺激システムの構築に予想外に時間がかかり、年度内には実施できなかった。早急の実施し、その有効性を確認したい。

また、人差し指への電気刺激を用いた実験結果は、あくまで電極を取り付けた直後の効果でしかない。皮膚へのフィードバックを元に、重心位置情報を学習させる時間をとることによって結果が異なってくることも予想される。今回の皮膚へのフィードバック情報は、身体重心位置、身体重心速度のみであったが、開発したプログラムはより多様なフィードバックを実現可能である。たとえばPID制御のような概念を用いた場合の効果についても、今後検討していきたい。

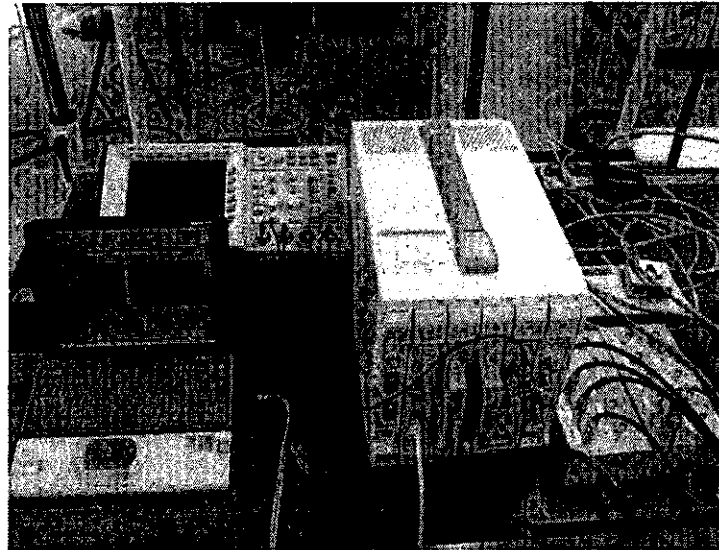
資料1：開発した計測システム、電気刺激システム、ソフトウェアの概要



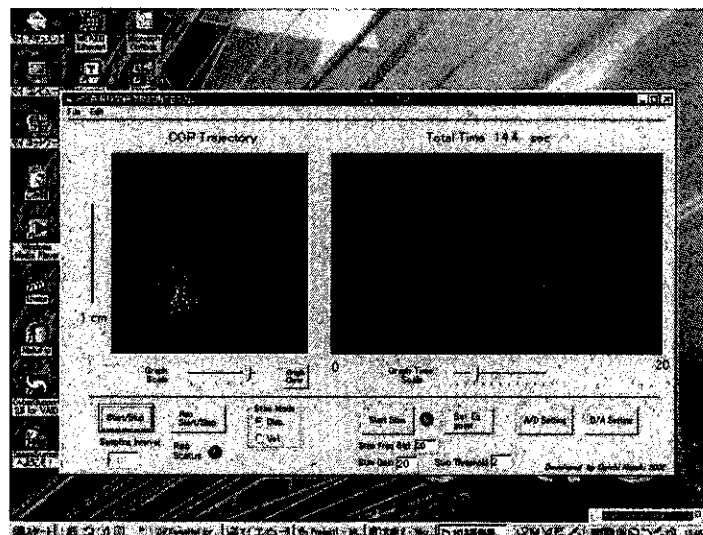
レーザー変位計 (Keyence, LK2500) 4台、床反力計 (Kistler, 9281B) からなる直立姿勢保持時の微小身体動揺計測システム



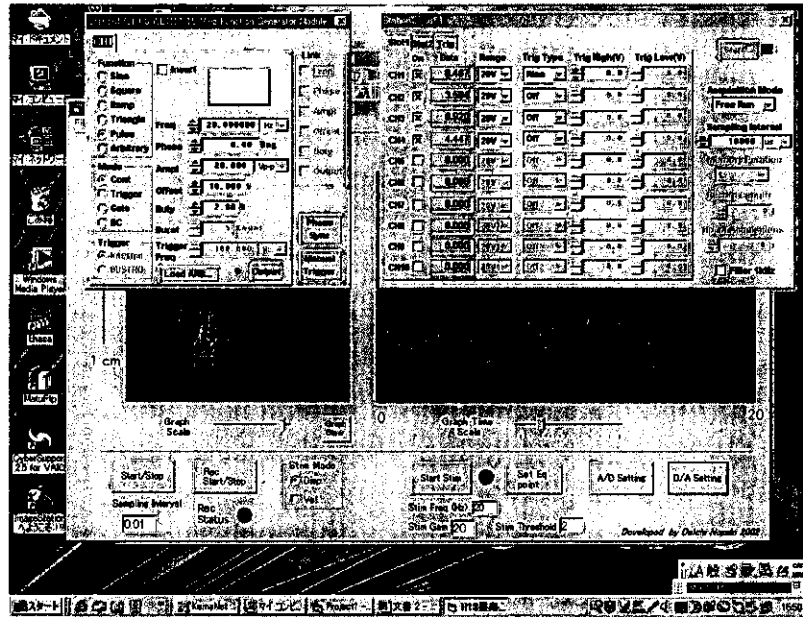
電気刺激装置 (Dia Medical, DPS133A) と人差し指を刺激するリング電極 (Bio-logic, Digital Ring Electrodes 101953)



システムの制御部：A/D および D/A 変換器(右：横河電機, WE7000)をノート型 PC でリアルタイム制御する。D/A 変換器の出力を電気刺激装置にアナログ入力し、その出力強度を制御する。



稼働中のソフトウェア：Visual Basic で作成したもの。左側のグラフは足圧中心動揺の二次元軌跡、右側のグラフは前後、左右各方向の時系列データ。左端の「Start/Stop」ボタンをクリックすることにより、データをリアルタイムで表示できる（ただし、表示のみ）。その右の「Rec Start/Stop」ボタンを押すことによって初めてデータがコンピュータハードディスクにセーブされる。真中付近にある「Start Stim」ボタンは、電気刺激を出力するためのもので、二つのモードを持っている：一つはランダムな時間間隔で一定強度の刺激が出力されるもの（野崎担当分）、もう一つは、刺激周波数は一定であるが、身体動揺に応じて刺激強度が変調されるもの（中島担当分）である。



D/A および A/D 変換の設定ウィンドウを開いたところ。筋電図等の追加のデータ取込みや詳細な電気刺激パターンの調整も容易に行うことができる。

資料2：ソフトウェアのソースファイル

メインプログラム（6ページ）：後に変数の定義ファイルが続く

Visual Basic で A/D および D/A 変換器システム（横河電機, WE7000）を制御するプログラム：
床反力計およびレーザー変位計からの出力を A/D 変換するとともに、取り込んだデータに
演算を施し、電気刺激装置の出力を調節する。

```
'平成13年度厚生科学研究費補助金（長寿科学総合研究事業）  
'高齢者の転倒防止を目的とした感覚神経への電気刺激手法の確立  
'電気刺激+直立姿勢時微小動揺測定プログラム  
  
Option Explicit  
  
Private Sub AdcPanel_Click() 'A/D設定パネルの表示・非表示  
    Dim sw As Byte  
    Dim hWnd As Long  
    ret = WeIsModuleWindow(hWnd7251, sw) 'パネルが開いているか？  
    If sw = 0 Then '開いていないなら  
        ret = WeShowModuleWindow(hWnd7251, hWnd) '開く  
    Else '開いているなら  
        ret = WeCloseModuleWindow(hWnd7251) '閉じる  
    End If  
End Sub  
  
Private Sub DataSave() 'データセーブ  
    Dim filename As String  
    Dim i As Integer  
  
    On Error GoTo cc1DataSave  
    dlgDataSave.ShowSave  
    filename = dlgDataSave.filename  
  
    ret = WeSaveAsciiData(hWnd7251, -1, &H80000000, filename, 0)  
  
cc1DataSave:  
    cmdDataSave.Enabled = True  
End Sub  
  
Private Sub cmdPic1Cls_Click() 'グラフの消去  
    Picture1.Cls  
End Sub  
  
Private Sub cmdRecStart_Click() 'データセーブボタンが押されたとき  
    If recStart = False And bStart = True Then  
        recStart = True  
        ret = WeStopEx(hWnd7251, evHandle)  
        RecordLength = 0  
        ret = WeStartEx(hWnd7251, blockDL, 0, 0, WE_Acq_BLOCK_EVENT, evHandle) '測定開始.100はブロックデータ数  
        Picture1.Cls  
        Picture2.Cls  
        shpLight.FillColor = &H800080  
    ElseIf recStart = True And bStart = True Then  
        recStart = False  
        bStart = False  
        ret = WeStopEx(hWnd7251, evHandle)  
        shpLight.FillColor = &HFFFFFF0  
  
        If stmStart = True Then  
            stmStart = False  
            ret = WeSetControl(hWnd7121, "CH1:Output", "Off")  
            shpStmLight.FillColor = &HFFFFFF0  
            txtStmFreq.Enabled = True  
        End If  
  
        Call DataSave  
        Call procTxtEnable  
        RecordLength = 0  
    End If  
End Sub  
  
Private Sub cmdSetEqpoint_Click() '平衡点位置の設定ボタンが押されたとき  
    seteqpointflag = True  
End Sub  
  
Private Sub cmdStartStm_Click() '刺激開始ボタンが押されたとき  
    If stmStart = False Then  
        stmStart = True  
        Call procSetStmParam  
        ret = WeSetControl(hWnd7121, "CH1:Output", "On")  
        shpStmLight.FillColor = &H800080
```

```

        txtStimFreq.Enabled = False
    Else
        stmStart = False
        ret = WeSetControl(hMo7121, "CH1:Output", "Off")
        shpStmLight.FillColor = &HFFFF00
        txtStimFreq.Enabled = True
    End If
End Sub

Private Sub procSetStimParam() '刺激パラメータの設定
    ret = WeSetControl(hMo7121, "CH1:Mode", "Cont")
    ret = WeSetControl(hMo7121, "CH1:Function", "Pulse")
    ret = WeSetControl(hMo7121, "CH1:Freq", txtStimFreq.Text)
    ret = WeSetControl(hMo7121, "CH1:Ampl?", "0.2")
    ret = WeSetControl(hMo7121, "CH1:Offset", "0.1")
    ret = WeSetControl(hMo7121, "CH1:Duty", Str(Val(txtStimFreq.Text) / 10))
End Sub

' Start/Stop制御
Private Sub Command1_Click()
    If bStart = False Then
        grphUpdate = 100 '50msec毎に点をうつ
        Picture2.ScaleWidth = Int(Val(sliderGrphTimeSc1.value) * 1000 / grphUpdate)

        ' Graph parameters
        ReDim Wave1(0 To Picture2.ScaleWidth) As Double
        ReDim Wave2(0 To Picture2.ScaleWidth) As Double
        ReDim Wave3(0 To Picture2.ScaleWidth) As Double
        ReDim Wave4(0 To Picture2.ScaleWidth) As Double
        Picture1.ScaleLeft = -Picture1.ScaleWidth / 2
        Picture1.ScaleTop = -Picture1.ScaleHeight / 2
        Picture2.ScaleLeft = -Picture2.ScaleWidth / 2
        Picture2.ScaleTop = -Picture2.ScaleHeight / 2
        grphCopScale = 1
        grphCnst = grphUpdate / Val(SampInt.Text) / 1000

        grphCopScale = 2 ^ (sliderGrphSc1.value / 100)
        lblGrphSc1.Caption = Int(128 / grphCopScale)

        If optStimModeDsp1.value = True Then
            stimmode = 0
        Else
            stimmode = 1
        End If

        RecordLength = 0
        blockDL = 10
        ret = WeSetControl(hMo7251, "Sampling Interval", SampInt.Text) ' サンプリングインターバル設定
        ret = WeStartEx(hMo7251, blockDL, 0, 0, WE_ACQ_BLOCK_EVENT, evHandle) ' 測定開始.100はブロックデータ数

        Picture1.Cls
        Picture2.Cls
        Interval = Val(SampInt.Text)
        bStart = True

        Call procTxtUnable

    Else
        ret = WeStopEx(hMo7251, evHandle) ' 測定終了
        bStart = False
        Call procTxtEnable
        RecordLength = 0
    End If
End Sub

Sub procTxtUnable() '入力ボックスへの入力を禁止する。
    SampInt.Enabled = False
    cmdDataSave.Enabled = False
    sliderGrphTimeSc1.Enabled = False
End Sub

Sub procTxtEnable() '入力ボックスへの入力を開始する。
    SampInt.Enabled = True
    sliderGrphTimeSc1.Enabled = True
End Sub

Private Sub FGPanel1_Click() 'D/A設定パネルの表示
    Dim sw As Byte
    Dim hWnd As Long
    ret = WeIsModuleWindow(hMo7121, sw) ' パネルが開いているか?
    If sw = 0 Then ' 開いていないなら
        ret = WeShowModuleWindow(hMo7121, hWnd) ' 開く
        Dim re As Long
        re = SetWindowPos(hWnd, 0, 500, 200, 0, 0, 1) ' ウィンドウの位置は自由に変わります
    Else ' 開いているなら
        ret = WeCloseModuleWindow(hMo7121) ' 閉じる
    End If
End Sub

Private Sub mnuCopy1_Click()

```

```

Clipboard.Clear
Clipboard.SetData Picture1.Image
End Sub

Private Sub mnuCopy2_Click()
Clipboard.Clear
Clipboard.SetData Picture2.Image
End Sub

Private Sub mnuExit_Click()
Unload Form1
' ret = WeStopEx(hMo7251, evHandle) ' 測定終了
' ret = WePower(hSt, WE_OFF)
' ret = WeCloseHandle(hSt) ' 忘れずにハンドルをクローズ
' ret = WeExit() ' 終了処理
End Sub

Private Sub Form_Load()
' 初期化処理 通信形態を選択します
ret = WeInit(WeEvent1.hWnd, "ethernet", WE_CONTROLLER)
If ret <> 0 Then
MsgBox ("初期化に失敗しました Error No = " & ret)
End
End If

Dim stNum As Integer
Dim stlist As StationListArray
ret = WeGetStationList(stNum, stlist) ' ステーションリストを取り出す

Debug.Print stlist.list(1).name
If stNum > 1 Then
' リストの先頭はコントローラ
' 一番先頭のステーションハンドル取り出す
ret = WeOpenStation(stlist.list(1).name, hSt)
If ret <> 0 Then
MsgBox ("ステーションハンドルの獲得に失敗しました Error No = " & ret)
End
End If

ret = WePower(hSt, 1) ' ステーションのリモート電源をOnにする

ret = WeOpenModule(hSt, "WE7251:1", 2, hMo7251) ' 先頭にささっているWE7251のハンドルを取り出す
If ret <> 0 Then
MsgBox ("WE7251がささっていません")
ret = WeCloseHandle(hSt) ' 忘れずにハンドルをクローズ
ret = WeExit() ' 終了処理
End
End If

ret = WeOpenModule(hSt, "WE7121:1", 1, hMo7121) ' 先頭にささっているWE7251のハンドルを取り出す
If ret <> 0 Then
MsgBox ("WE7121がささっていません")
ret = WeCloseHandle(hSt) ' 忘れずにハンドルをクローズ
ret = WeExit() ' 終了処理
End
End If

Else
MsgBox ("ステーションが接続されていません")
ret = WeExit() ' 終了処理
End
End If

' WE7251初期設定
ret = WeInitSetup(hMo7251, 0) ' デフォルト値に設定
ret = WeSetControl(hMo7251, "CH1:On", "On") ' channel1-8の設定を有効
ret = WeSetControl(hMo7251, "CH2:On", "On") ' ch1-4:fx, ch5-6:fx, ch7-8:fy
ret = WeSetControl(hMo7251, "CH3:On", "On")
ret = WeSetControl(hMo7251, "CH4:On", "On")
ret = WeSetControl(hMo7251, "CH11:On", "On")
ret = WeSetControl(hMo7251, "CH12:On", "Off")
ret = WeSetControl(hMo7251, "CH13:On", "Off")
ret = WeSetControl(hMo7251, "CH14:On", "Off")
ret = WeSetControl(hMo7251, "Acquisition Mode", "Free Run") ' Free Runモード
ret = WeSetControl(hMo7251, "Sampling Interval", SampInt.Text) ' サンプリングインターバル設定

End Sub

Private Sub Form_Unload(Cancel As Integer)
ret = WeSetControl(hMo7121, "AG:Output", "Off")
ret = WeSetControl(hMo7121, "AG:CH1:On", "Off")
ret = WeStopEx(hMo7251, evHandle) ' 測定終了
ret = WePower(hSt, WE_OFF)
ret = WeCloseHandle(hSt) ' 忘れずにハンドルをクローズ
ret = WeExit() ' 終了処理
End Sub

Private Sub sliderGrphSc1_Change()
grphCopScale = 2 ^ (sliderGrphSc1.value / 100)
lblGrphSc1.Caption = Int(128 / grphCopScale)
End Sub

Private Sub sliderGrphTimeSc1_Scroll()
lblGrphTimeMax.Caption = sliderGrphTimeSc1.value
End Sub

```

```

Private Sub tmrISI_Timer()
    If Rnd() < probfire Then
        ret = WeSetControl(hMo7281, "AG:Manual Trigger", "On")
        ret = WeSetControl(hMo7281, "AG:Manual Trigger", "Off")
        ret = WeExecManualTrig(hSt, WE_TRG1, WE_MANTRGONESHOT)
    Else
        ret = WeSetControl(hMo7281, "AG:Manual Trigger", "Off")
    End If
End Sub

' ブロック終了イベントハンドラ
Private Sub WeEvent1_WeBlock(ByVal blockNo As Long, ByVal handle As Long)
    Dim i As Integer
    Dim j As Integer
    Dim over As Integer
    Dim ptype As Integer
    Dim recSize As Long
    Dim tmpstimp As Double

    Dim dataNum As Integer
    Dim sparam As ScalingParam
    Dim YGND As Double
    Dim y(4) As Long

    Dim buf1() As Double
    Dim buf2() As Double
    Dim buf3() As Double
    Dim buf4() As Double
    Dim buf5() As Double

    sparam.a = 1
    sparam.b = 0
    dataNum = 1000
    recSize = 8000
    ReDim buf1(dataNum) As Double ' 多めにバッファを確保しています
    ReDim buf2(dataNum) As Double
    ReDim buf3(dataNum) As Double
    ReDim buf4(dataNum) As Double
    ReDim buf5(dataNum) As Double

    ret = WeGetScaleData(hMo7251, 3, blockNo, sparam, recSize, WE_DOUBLE, buf1(0)) ' 電圧値を取り出す
    ret = WeGetScaleData(hMo7251, 4, blockNo, sparam, recSize, WE_DOUBLE, buf2(0)) ' 3,4,1,2なのはフォースプレートのおき方の問題
    ret = WeGetScaleData(hMo7251, 1, blockNo, sparam, recSize, WE_DOUBLE, buf3(0))
    ret = WeGetScaleData(hMo7251, 2, blockNo, sparam, recSize, WE_DOUBLE, buf4(0))
    ret = WeGetScaleData(hMo7251, 11, blockNo, sparam, recSize, WE_DOUBLE, buf5(0))

    lblTotalTime.Caption = (blockNo + 0) * Interval * blockDL
    blocknumtmp = blockNo
    dataNum = Int(recSize / 8)

    If seteqpointflag = True Then
        stimepoint = buf5(5)
        seteqpointflag = False
        Debug.Print stimepoint
    End If

    stimepoint
    ' tmpstimp = funcLimit(-funcCOP(buf1(0), buf4(0), buf2(0), buf3(0)) * Val(txtStimGain.Text))
    ' tmpstimp = funcLimit(buf5(10) * Val(txtStimGain.Text))
    If stimode = 0 Then
        tmpstimp = funcLimit(buf5(5))
    Else
        tmpstimp = funcLimit((buf5(6) - buf5(0)))
    End If

    tmpstimp = funcLimit((buf5(6) - 2 * buf5(3) + buf5(0)) * Val(txtStimGain.Text))
    ret = WeSetControl(hMo7121, "CH1:Offset", Str(tmpstimp))
    ret = WeSetControl(hMo7121, "CH1:Amp1", Str(2 * tmpstimp))

' 画面表示用データを作成します
    i = 0
    While (i * grphcnst < blockDL)
        j = (i + RecordLength) Mod Picture2.ScaleWidth
        Wave1(j) = grphCOPScale * forceplateX * _
            funcCOP(buf1(i * grphcnst), buf2(i * grphcnst), _
                buf3(i * grphcnst), buf4(i * grphcnst))
        Wave2(j) = -grphCOPScale * forceplateY * _
            funcCOP(buf1(i * grphcnst), buf4(i * grphcnst), _
                buf2(i * grphcnst), buf3(i * grphcnst))

        If i = 0 And RecordLength = 0 Then
            Picture1.PSet (Wave1(0), Wave2(0)), &HFFFFFF
            Picture2.PSet (0, -Wave1(0)), &HFF
            Picture2.PSet (0, Wave2(0)), &HFF0000
        ElseIf j = 0 Then
            Picture1.Line (Wave1(Picture2.ScaleWidth - 1), Wave2(Picture2.ScaleWidth - 1)) _
                -(Wave1(0), Wave2(0)), &HFFFFFF
            Picture2.Cls
            Picture2.PSet (0, -Wave1(0)), &HFF
            Picture2.PSet (0, Wave2(0)), &HFF0000
        Else
            Picture1.Line (Wave1(j - 1), Wave2(j - 1)) _
                -(Wave1(j), Wave2(j)), &HFFFFFF
        End If
    End While

```

```

        Picture2.Line (j - 1, -Wave1(j - 1))- _
            (j, -Wave1(j)), &HFF
        Picture2.Line (j - 1, Wave2(j - 1))- _
            (j, Wave2(j)), &HFF00
    End If

    i = i + 1
Wend
RecordLength = RecordLength + i
End Sub

'震心動揺->刺激変調のための関数
Function funcLimit(ByVal x)
' If (x >= 10) Then
'     funcLimit = 5
' ElseIf (x > 0) Then
'     funcLimit = x / 10 * Val(txtStimGain.Text) * (5 - Val(txtStimThre.Text)) + Val(txtStimThre.Text)
' Else
'     funcLimit = -x / 10 * Val(txtStimGain.Text) * (5 - Val(txtStimThre.Text)) + Val(txtStimThre.Text)
' End If

If (x >= 10) Then
    funcLimit = 5
ElseIf (x > stimeqpoint) Then
    funcLimit = Val(txtStimGain.Text) * (x - stimeqpoint) + Val(txtStimThre.Text)
ElseIf (x > -10) Then
    funcLimit = -Val(txtStimGain.Text) * (x - stimeqpoint) + Val(txtStimThre.Text)
Else
    funcLimit = 5
End If
End Function

'-----
' COPを計算
Function funcCOP(ByVal x1 As Double, ByVal x2 As Double, ByVal x3 As Double, ByVal x4 As Double) As Double
    Dim tmp As Double

    tmp = x1 + x2 + x3 + x4

    If tmp > 0.1 Then
        funcCOP = (x1 + x2 - x3 - x4) / tmp
    Else
        funcCOP = 0 'if there is no sufficient amount of load, the center of pressure is set to 0
    End If
End Function

```

変数の定義

```
Declare Function SetWindowPos Lib "user32" (ByVal hWnd As Long, ByVal hWndInsertAfter As Long, ByVal x As Long, ByVal y As Long, ByVal cx As Long,
ByVal cy As Long, ByVal wFlags As Long) As Long
Declare Sub Sleep Lib "kernel32" (ByVal dwMilliseconds As Long)
```

```
Public ret As Integer ' エラー戻り値
Public hSt As Long ' ステーションハンドル
Public hMo7251 As Long ' WE7251モジュールハンドル
Public hMo7121 As Long ' WE7201モジュールハンドル
Public bStart As Boolean ' Start Flag
Public hMoAoc2 As Long
Public evHandle As Long ' Event handler
Public RecordLength As Long ' Record Length
Public blockDL As Integer ' blockあたりのデータ数
```

```
Public Interval As Double ' Sampling interval
Public Total As Long ' total time
```

```
' flag for recording data
Public recStart As Boolean
```

```
' flag for stimulation
Public stmStart As Boolean
```

```
' データ表示用配列: ch1-20
Public Wave1() As Double
Public Wave2() As Double
Public Wave3() As Double
Public Wave4() As Double
Public Wave5() As Double
Public Wave6() As Double
Public Wave7() As Double
Public Wave8() As Double
```

```
' Parameters for drawing graph
Public grphcnst As Integer
Public grphUpdate As Integer
Public grphCocScale As Double
Public grphTimeScale As Double
Public grphYScale1 As Double
Public grphYScale2 As Double
```

```
' force plate parameter
Public Const forceplateX As Double = 20
Public Const forceplateY As Double = 12
```

```
' Electrical Stimulation
Public stimmode As Integer
Public seteqpointflag As Boolean
Public stimeqpoint As Double
```

厚生科学研究補助金（長寿科学総合研究事業）

分担研究報告書

高齢者の転倒防止を目的とした感覚神経への電気刺激手法の確立

-ランダムな電気刺激を求心性神経線維に与えた場合-

分担研究者 野崎大地（国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所、
運動機能系障害研究部研究員）

研究要旨 高齢者の直立姿勢保持能力を改善することを目的として、ヒラメ筋由来の脛骨神経にランダムな時間間隔で電気刺激を加え、脊髄運動ニューロンプールの感度を増大させるという方法の効果を検討した。電気刺激強度を反射性筋収縮（H 反射）閾値の 50-70% 程度、平均刺激頻度を 5Hz に設定すると、静止立位時の微小身体動揺から算出した直立姿勢安定性の評価値を劇的に改善できることが分かった。このときの改善の度合いは、被験者にできるだけ揺れないように集中して立つように指示したときと同等かもしくはそれ以上であった。

A. 研究目的

ここでは、直立姿勢安定化の新しい試みとして、「確率共振」として知られる現象を応用した。確率共振とは、非線形なシステムに微弱な信号が入力する場合、雑音成分の存在によって、システムの応答性が増加するという現象のことを指す（図 1）。姿勢制御系も同様な非線形システムであるならば、雑音的な入力を与えてやることによって、その感度を高進できる可能性がある。

本研究で我々が雑音源として用いたのは、主要な姿勢保持筋のひとつであるヒラメ筋由来の Ia 求心性神経線維へのランダムな電気刺激である。これによって脊髄運動ニューロンを中心とする姿勢制御中枢にランダムな擾乱を与えることが可能となると考えら

れる。本研究では、求心性神経線維へのランダム電気刺激が、確率共振のシナリオに則って、脊髄の姿勢調節中枢の感度の増加を高進させ、結果的に直立姿勢の安定性を高めるかどうかについて検討した。

B. 研究方法

1. 被験者

健常者（22-40 歳）10 名が実験に参加した。（倫理面の配慮）被験者には、あらかじめ研究の目的について説明し、実験参加の同意を得た。ここで用いられている電気刺激を用いた実験については、当センターの倫理委員会の承認を得ている。電気刺激の強度は高々 20V 程度であり、被験者にとって痛みはほとんどないが、安全のため、常時

電気刺激強度をモニタし、異常な電圧が生じた場合にはただちに電気刺激装置を停止できるような体制を整えた。

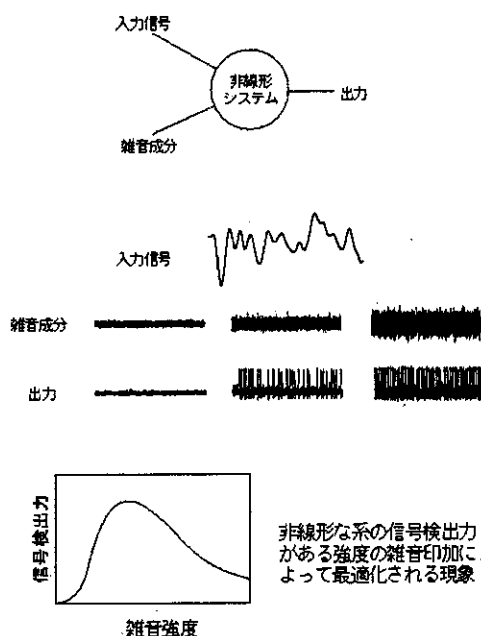


図 1: 確率共振現象の概念図

上段のような非線形システムに閾値以下の微弱信号が入力する場合を考える。閾値以下の信号はこのシステムにとって全く検出できないが(中段左)、雑音成分の助けによってその検出力が高まる(中段中)。あまり雑音成分が強すぎる場合には、出力のほとんどが雑音のみに依存してしまう(中段右)ので、信号を検出するのに至適な雑音強度が存在することになる(下段)。

2. 電気刺激方法

膝窩部に幅 1ms の電気パルス刺激を加えると、ヒラメ筋由来の脛骨神経を活動させることができる。強度が十分に強いときには、伸長反射弓を介して反射的筋収縮が誘発される(H 反射: 図 2)。本研究では、H 反射が誘発される閾値以下の強度の電気刺激を用い、2 台の電気刺激装置を用いて左右の膝窩部に同時に電気刺激を加えた。ただし、このとき、外部からは、実際に電気刺激が

脛骨神経を活動させているかどうかは分からない。そのため、まず、反射誘発閾値より下の強度であっても、脛骨神経を活動させることができることを確認する必要がある(方法 3 参照)。

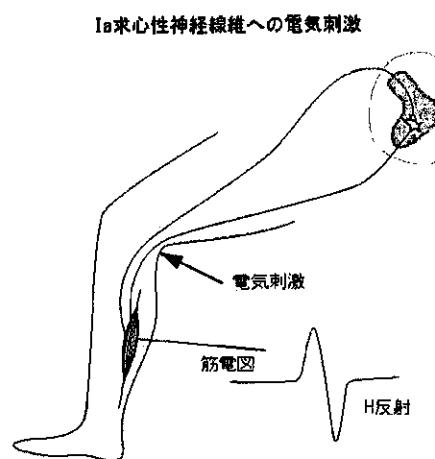


図 2: 本研究で用いた電気刺激の概要

ヒラメ筋由来の脛骨神経にパルス状の電気刺激を加える。刺激強度を調節すると、脛骨神経のうち、Ia 求心性神経線維のみを活動させることができる。この求心性神経線維の活動によって誘発されるのが H 反射である。本研究では、この H 反射が生じる閾値のさらに下の強度の電気刺激を用いた。

3. 電気刺激が脊髄運動ニューロンに及ぼす影響の確認

2 で述べたように、本研究では、反射的な筋収縮が生じる閾値以下で刺激を加えた。本研究の実験系は、脛骨神経への電気刺激が、脊髄運動ニューロンになんらかの影響を実際に及ぼしていることが前提となっている。本研究の場合、外部からは、反射筋収縮の閾値以下の電気刺激が、まったく脛骨神経を活動させていないのか(本研究の前提にとって好ましくないケース)、脛骨神経の一部は活動させているが、その活動が

運動ニューロンを動員するには十分でない(本研究の前提にとって好ましいケース)のかは判断がつかない。

この確認を行うため、脛骨神経への電気刺激が脊髄運動ニューロンに届くタイミングで、大脳皮質運動野に8の字型のコイルを用いて経頭蓋磁気刺激(Magstim200)を加えた。磁気刺激によって、筋は収縮し、それに伴った筋電図活動(運動性誘発電位)が生じる。もし、脛骨神経への電気刺激が脊髄運動ニューロンプールに何の影響も及ぼさないのであれば、この運動性誘発電位の大きさには変化が見られないはずである。逆に、H反射誘発閾値以下の強度であっても、脛骨神経への電気刺激が脊髄運動ニューロンに興奮性の影響を与えているのであれば、運動性誘発電位は大きくなるはずである。

4. 電気刺激条件

電気刺激強度は各被験者のH反射閾値の50,70,90%、刺激周波数は5Hzとした(刺激周波数についてはプレテストの結果、被験者にとって不快感のないものとして5Hzと一律に設定した。ただし、ここでの5Hzとは平均の周波数であり、実際にはランダムな間隔で刺激が入力される)。

5. 直立姿勢時の身体動揺計測

床反力計(Kistler, 9281B)および高精度レーザー変位計(キーエンス, LK2500)4台からなる計測システム(Nozaki et al., Exp. Brain Res. 136, 2001)によって、直

立姿勢時の微小な身体動揺を計測した(計測システム等については総括研究報告書資料1参照)。被験者には、リラックスした状態で直立姿勢を保持してもらうように指示した。一試行あたりの計測時間は30秒間とし、各条件について5-10回の計測を行った。データは1kHzでA/D変換し、コンピュータに取り込んだ。

6. 直立姿勢安定性評価のパラメータの算出

直立姿勢時の足圧中心位置や重心位置の動揺は非定常性が非常に強く、その分散値など定常性を仮定した評価値では、信頼性のある評価ができない。そこで、本研究では、身体微小動揺をブラウン運動の軌跡のような一種の拡散過程とみなした解析を行った。時間が dt 離れると軌跡の位置がどの程度離れるかを求め、全ての時刻について、その2乗平均をとると、軌跡が時間 dt でどれくらい拡散するかの指標となる。横軸に dt 、縦軸にこの拡散の度合いをとると曲線(拡散プロットと呼ぶことにする)が描かれる。この曲線を元に直立姿勢の安定性を評価した(図3)。

C. 研究結果

1. H反射閾値以下の電気刺激の脊髄運動ニューロンプールに及ぼす効果

磁気刺激によって生じる運動性誘発電位の大きさは、脛骨神経への電気刺激によって増加した(図4)。被験者によって個人差はあるが、H反射の誘発閾値の50%以上の強度であれば、同様な現象が観察された。す

なわち、H 反射が誘発される閾値下の強度であっても、実際に脊髄運動ニューロンプールには興奮性の効果が及んでいることが確認された。

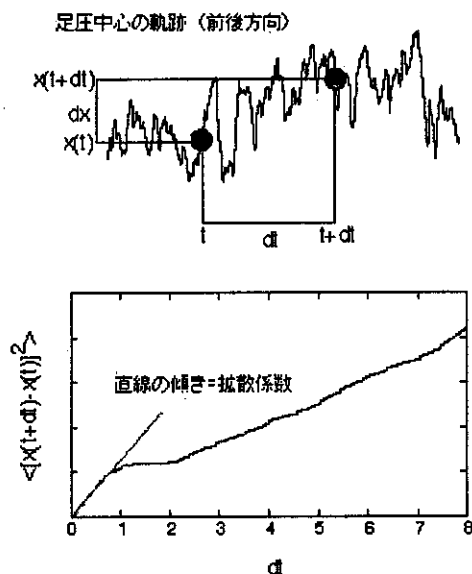


図3:直立姿勢安定性の評価方法
上段のような足圧中心動揺データにおいて時間dtだけはなれた二点間の距離dxを求める。全ての時刻tにわたるdxの二乗平均を計算する。横軸にdt、縦軸にdxをとったものを拡散プロット(下段)と呼ぶ。このプロットのdtが1秒以下の部分の傾きから拡散係数を算出した。

2. ランダムな電気刺激の効果

足圧中心動揺軌跡の拡散の度合いは、電気刺激がない場合に比べて、H 反射閾値の50,70%程度の刺激を加えると減少した(図5, 6)。50%と70%の電気刺激のどちらが有効かには個人差があった。一方、80%まで強度を高めた場合には半数の被験者で刺激無しの場合よりも拡散の度合いは増加していた。

こうした電気刺激の効果は、電気刺激が入ることによるプラシボ効果の可能性も考

えられる。しかし、3名の被験者においては、電気刺激の効果は被験者にできるだけ揺れないように立つように指示したときと同等もしくはそれ以上であった(図5)。

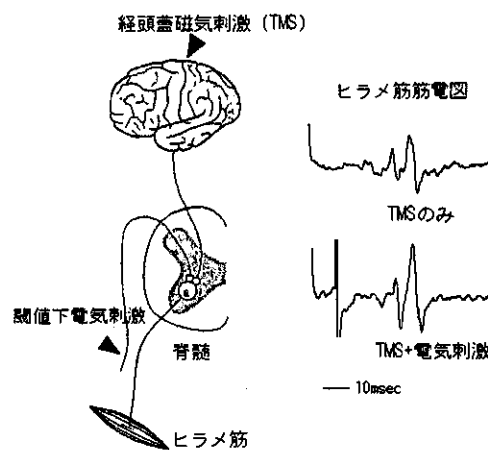


図4:電気刺激が及ぼす運動ニューロンプールへの効果

大脳皮質への磁気刺激によって運動性誘発電位を誘発できる。この電位の大きさは、H 反射閾値下強度の脛骨神経への電気刺激によって促進される。

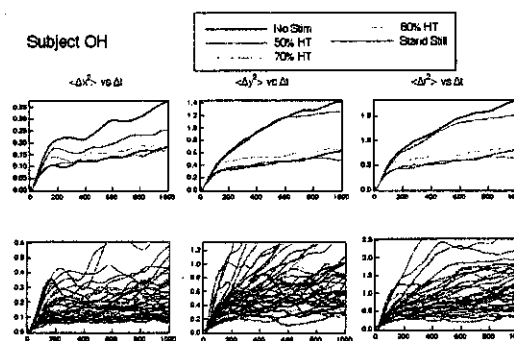


図5:拡散プロットに及ぼす電気刺激の効果
左右方向(左)、前後方向(右)、前後左右の二次元的な足圧中心動揺(右)の拡散プロット。上段は各電気刺激条件10回分の平均。下段は10回分全てのデータ。

被験者は、皆一様に、電気刺激を加えたときの方が、足部が床に吸い付くような感じで、楽に立っている、という感想を述べていた。

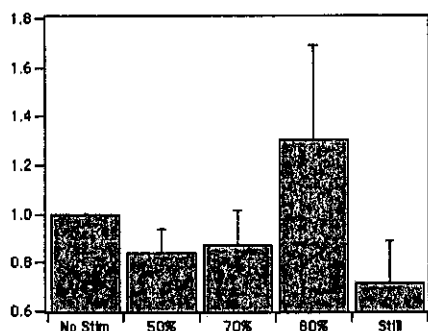


図6:電気刺激の効果のまとめ
拡散プロットから求めた、最初の1秒間の拡散係数。刺激がないときを基準に規格化している。Stillは被験者にできるだけ揺れないように指示したときの試行を示す。

3. 高頻度電気刺激の予期せぬ効果

刺激周波数を決定するプレテストの段階で、刺激頻度を20Hz以上にすると、予期せぬ現象が観察されたので、報告しておきたい。この頻度で、H反射閾値上の数秒間の電気刺激を加えると、電気刺激停止後も、ヒラメ筋の筋活動が持続した(図7)。興味深いことに、被験者は自分のヒラメ筋に活動が生じていることに全く気がつかなかった。この不随意的な筋活動は、被験者がヒラメ筋に疲労感を覚えるまで(数十秒間)持続した。

D. 考察

1. 本研究で用いた電気刺激の脊髄運動ニューロンへの影響について

本研究で用いた電気刺激強度は、H反射が誘発される閾値以下とした。H反射誘発閾値の50%程度の電気刺激が、実際に脛骨神経を活動させ、脊髄運動ニューロンに影響を与えている(が、運動ニューロンを活

動させるには十分でない)ことが経頭蓋磁気刺激を用いた実験によって確認された。したがって、脛骨神経への電気刺激によって脊髄内の姿勢制御中枢へ擾乱を加えるという本研究の戦略は妥当なものだと考えられる。

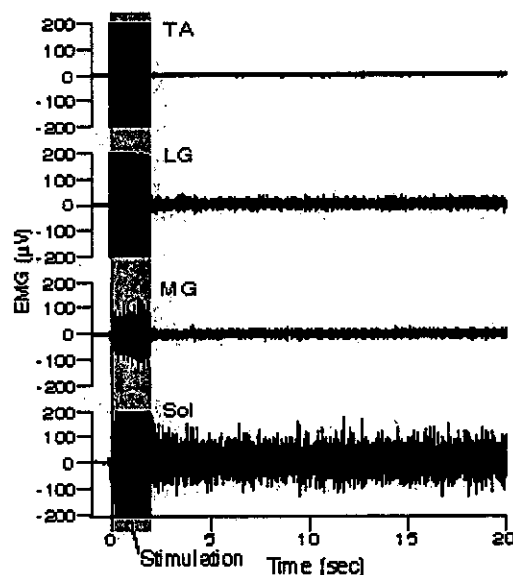


図7:脛骨神経への高頻度電気刺激の予期せぬ効果

50HzでH反射閾値上の強度の電気刺激を加えると、刺激停止後もヒラメ筋(SOL)および腓腹筋(MG, LG)に自発的な活動が持続して生じる。被験者は自分の筋の活動に気がつかないため、この筋活動は不随意筋活動である。

2. ランダムな電気刺激の直立姿勢安定効果について

H反射が誘発される閾値以下の強度で、ヒトの脛骨神経を刺激すると、直立姿勢の安定性を示す指標が改善した。また、我々が用いた刺激頻度では、効果のある刺激強度は個人差があるが、H反射誘発閾値の50%-70%程度の刺激強度でよいことがわか

った。

さらに強度を高めて H 反射閾値の 80%にすると、半数の被験者では評価値はむしろ低下した。この結果は、姿勢を安定化するには至適な刺激強度が存在することを示しており、確率共振現象の応用を試みた本研究の意図とも合致する。

本研究のストラテジーは、複雑な制御を用いて直立姿勢安定性を強制的に高めるという通常のものとは異なり、あくまで既存の姿勢調節系の感度を高めるという形でアシストしようとするものである。もちろん、脊髄損傷者のような下半身が麻痺した患者にはこの方法は有効ではないが、高齢者のように姿勢調節系全体の感度が単に低下しているような場合には十分有効であると考えられる。

本研究のストラテジーでは、電気刺激装置はランダムな時間間隔で刺激を出力できさえすればよく、身体重心位置の検出装置や複雑な制御回路は必要がない。このことは、支援機器開発においては、装置の作成容易性、小型化、安価で製作できることなど多くのメリットを有している。

3. 確率共振現象の医用工学的応用

確率共振現象は、本来は物理系において提案されたものであるが、近年この概念を生体の機能向上に役立てようとする試みが行われるようになってきた。例えば、我々はすでに頸動脈圧受容体にネックチャンバーを用いてランダムな圧変化を加えると、微小な静脈圧変化に対する心拍応答の感度

が飛躍的に高まることを実証した(Hidaka, Nozaki, Yamamoto, Physical Review Letters 85, 2000)。また、ボストン大学の Collins のグループは皮膚への雑音用振動刺激や電気刺激を用いることによって、皮膚感覚の感度を高進できることを心理物理的な実験によって示している。本研究の結果は、こうした一連の結果と同様に、この概念が医用工学的な手法として応用可能であることを明確に示したものである。

4. 高頻度電気刺激の予期せぬ効果について

プレ実験で刺激頻度を 50Hz まで増やすと、刺激停止後もヒラメ筋や腓腹筋などの下腿三頭筋に筋活動が持続した。被験者は自分の筋の活動に気がつかないため、この筋活動は不随意筋活動である。

近年、除脳動物や脊髄切片などを用いて、これに類似した現象が報告されている。脊髄運動ニューロンに一過性の興奮性入力を加えると、入力停止後も運動ニューロンが自律的に発火し続けるというもので、このときニューロンの膜電位が持続的に上昇することからこの現象は「プラトーポテンシャル」と呼ばれている。これまで、ヒトにおけるこの現象の存在は確認されていないため、本研究のこの副次的な発見は神経生理学の分野の重要な知見になる可能性もある。

本実験で用いた 5Hz 程度の刺激頻度では、この現象は生じなかった。しかし、直立姿勢時のようにある程度の筋活動が元々存在している条件下では、プラトーポテンシャ