

対象者は、B1選手12名、LVF選手5名の計17名であった。多用途筋機能評価運動装置 Biodex System 4 を用いて膝伸展及び膝屈曲の等速性筋力を 60° /sec, 180° /sec, 300° /sec で測定し、左右の平均ピークトルクを算出した(図 C-3-1)。測定手順は 180° /sec を連続5回測定, 3分休息, 300° /sec を連続5回測定, 3分休息, 60° /sec 連続3回測定を行った。なお、LVF選手1名に関しては、傷害の影響もあり、右側のみ測定であった。統計解析は、B1選手とLVF日本代表選手の結果に関して、対応のないt検定を用いて、有意水準を5%未満として実施した。

【結果】

膝伸展筋力に関して、角速度 60 度/sec, 180 度/sec, 300 度/sec におけるピークトルク(単位:N-m)は、B1選手は 184.3±40.3, 126.4±25.1, 100.0±19.2 であったのに対し、LVF選手は 200.6±29.4, 137.3±26.5, 110.9±17.7 であった。また、膝屈曲筋力に関して、角速度 60 度/sec, 180

度/sec, 300 度/sec におけるピークトルクは、B1選手は 97.1±20.9, 73.9±14.3, 64.2±12.0 であったのに対し、LVF選手は 108.0±21.4, 75.8±19.6, 67.6±13.6 であった(表 C-3-1)。すべての結果に関して、それぞれ有意差を認めなかった。

また、角速度 60 度/sec における膝伸展筋力に関して、筋力が低い側の値が高い側の値と比較して 80%未満であった選手は、B1が3名、LVFが0名であった。

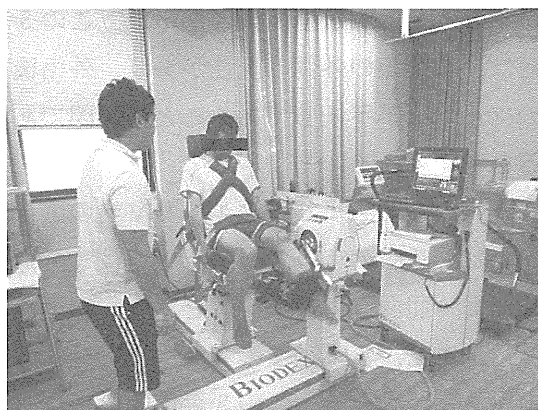


図 C-3-1. 筋力測定

表 C-3-1. 膝筋力ピークトルク (N-m)

	ピークトルク (N-m)					
	伸展筋力			屈曲筋力		
	60度/秒	180度/秒	300度/秒	60度/秒	180度/秒	300度/秒
B1選手	184.3±40.3	126.4±25.1	100.0±19.2	97.1±20.9	73.9±14.3	64.2±12.0
LVF選手	200.6±29.4	137.3±26.5	110.9±17.7	108.0±21.4	75.8±19.6	67.6±13.6

(mean±SD)

【考察】

膝関節伸展筋力に関して、角速度 60 度/sec では、トップレベルの健常者サッカー選手は 230-250 [N-m] であるという報告があ

るが、本研究による視覚障害者サッカー選手の平均値は、B1選手、LVF選手ともにこれらの値を下回る結果となった。また、膝関節屈曲筋力に関して、角速度 60 度/sec, 180 度/sec, 300 度/sec における大学サッカー選手の平均値は、126 [N-m], 104 [N-m], 82 [N-m] と報告されているのに対して、本研究でのブラインドサッカー選手の平均値は、B1選手、LVF選手ともに、この値を下回っていた。

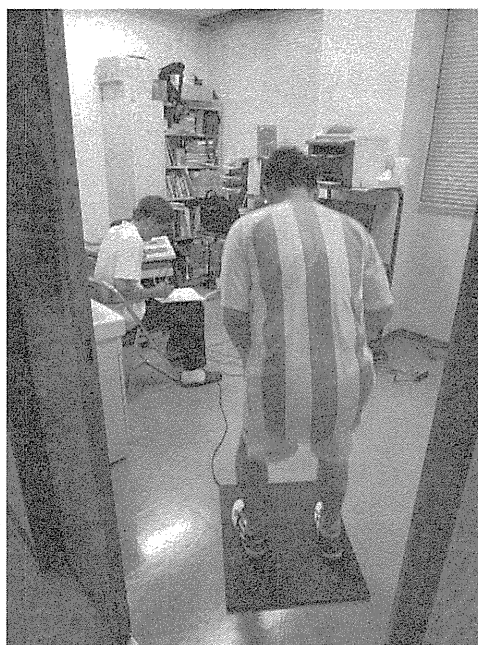
膝関節筋力の左右差に着目すると、B1選手の3名は左右差が大きかった。この3名は、膝関節の外傷の既往があり、外傷後のフォローが不十分であることが原因であると考えられる。

本研究の結果より、B1、LVFの選手ともに、晴眼のサッカー選手と比較して、膝伸展・屈曲筋力が低いことが明らかとなった。また、B1選手の3名は膝関節筋力の左右差が大きく、この3名に関しては、今後、筋力トレーニングの実施により、受傷側の膝関節筋力を向上させ、左右差を軽減していく必要がある。

4. 全身反応時間

対象は視覚障害者サッカー日本代表候補選手で、B1選手（全盲）11名、LVF選手（弱視）10名の合計21名であった。平均年齢はB1選手 34.3 ± 7.64 歳、LVF選手 28.2 ± 7.96 歳、身長B1選手 167.6 ± 4.2 cm、LVF選手 171.1 ± 4.42 cm、体重B1選手 67.8 ± 10.9 kg、LVF選手 64.5 ± 73.8 kg、体脂肪率B1選手

15.9 ± 5.83 %、LVF選手 14.0 ± 1.28 %と、形態的には有意な差は見られない2つの集団であった。対象に対して、全身反応時間測定を測定した。測定には、竹井機器工業「全身反応測定器 TYPE II」を用いた。発光器とスピーカーは床から 1.5m の高さとし、2m 離れた場所に床反力板を置いて測定を行った（図 C-4-1、図 C-4-2）。被験者には、事前に十分な説明を行うとともに、測定機器と自分の立つ位置を手で触って確認してもらった。測定は3~5回の練習の後に、5回の試技を行い、最低・最高値を除いた3回の平均値を個々の記録とした。な



お、測定には、音反応と光反応を用いて評価した。

図 C-4-1. 全身反応時間の測定

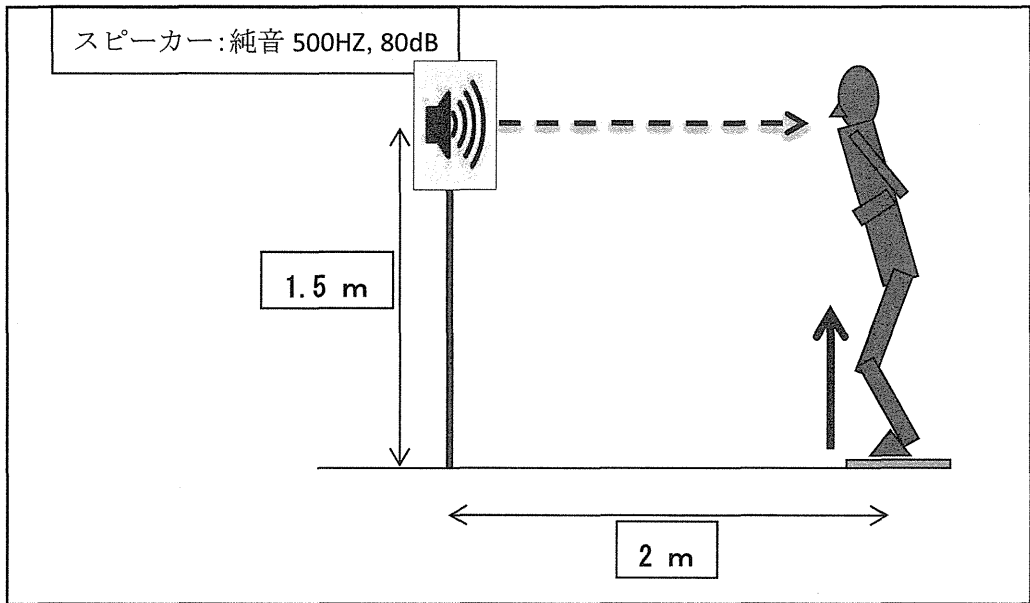


図 C-4-2. 全身反応時間測定 (音反応)

【結果】

光反応については、LVF選手は1名を除いてほとんどの選手で計測可能であったが、B1選手は全盲のため測定不能であ

ったため、音反応のみの結果を示した。音反応は、B1選手 310.0 ± 34.55 msec, LVF選手 321.1 ± 23.77 msec であり、有意差を認めなかった (図 C-4-3)。

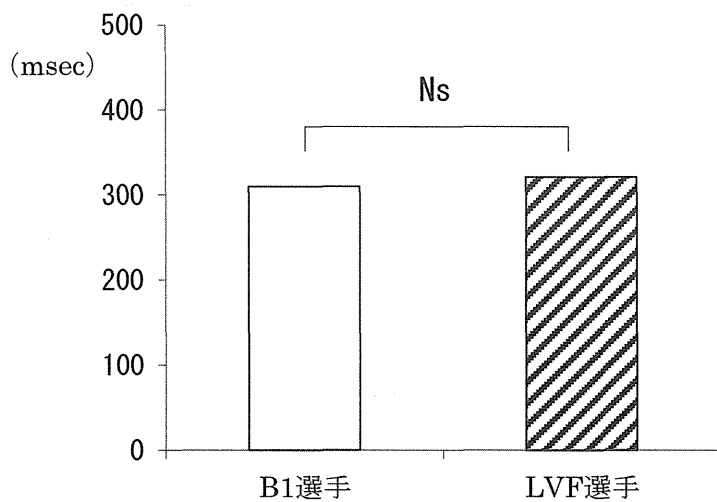


図 C-4-3. B1選手とLVF選手の全身反応時間 (音反応) の比較

【考察】

中田らは、生徒を対象とした全身反応時間（音反応）について、「視覚に障害をもつ生徒は跳躍動作をはじめ全身運動を経験する機会が日頃少ないため健常児よりも劣っている」と報告している。今回の測定の結果、視覚障害者サッカー日本代表候補選手もトップレベルの健常者スポーツ選手と比較すると、明らかに数値は劣っていた。今後、より多くの競技種目、年代で測定を行い、視覚障害者にとっての敏捷性の評価方法について検討する必要があると考える。

5. バランス能力

対象は、B1選手8名（年齢：33.8±9.0歳，身長：168.2±3.8cm，体重：68.1±11.9kg），LVF選手10名（年齢：28.2±8.4歳，身長：171.2±4.7cm，体重：64.8±3.9kg）であった。被験者の利き脚（ボールを蹴る脚）は全て右脚であった。なお，下肢に重篤な傷害の既往を有する者は除外した。片脚起立位でのバランス能力を評価するために，重心動揺計（GS-10，アニマ社）を用いて片脚起立位による姿勢保持を20秒間行った際の重心動揺値を測定した。この際，Troppらの方法と同様に，前腕を前胸部で組ませ非測定脚の膝を軽度屈曲するよう指示した（図C-5-1）。測定条件は目を開けて測定する開眼条件，目を閉じて測定する閉眼条件の2条件とした。なお，B

1選手は閉眼条件のみ測定した。測定回数は各条件1回とし，分析に用いた。重心動揺値の分析には1秒間当たりの動揺の長さ即ち重心動揺の速さを示す単位軌跡長と重心動揺の外周を囲った面積である外周面積を用いた。統計学的解析には，対応のないt検定を用い，有意水準は危険率5%未満とした。

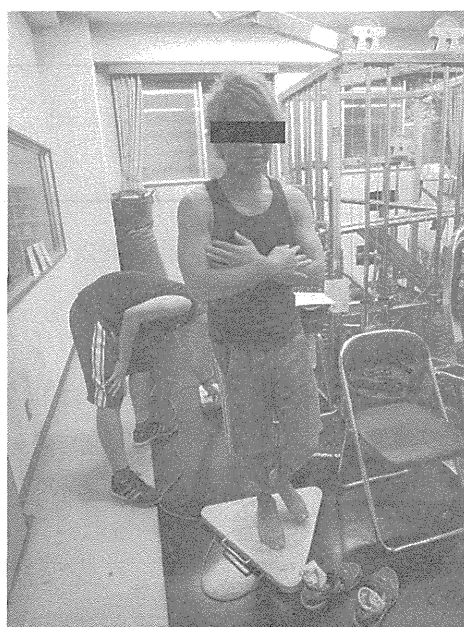


図 C-5-1. バランス能力測定

【結果】

B1選手とLVF選手のバランス能力を比較した結果，開眼条件，閉眼条件のいずれにおいても，単位軌跡長，外周面積で2群間に有意な差は認めなかった（図C-5-2，図C-5-3）。

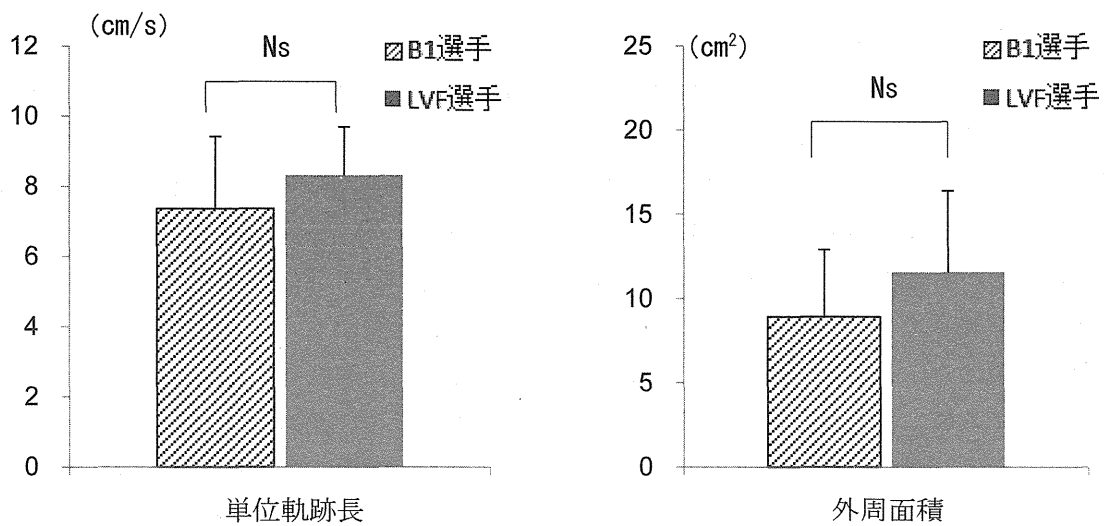


図 C-5-2. 閉眼条件における重心動揺値（右脚）

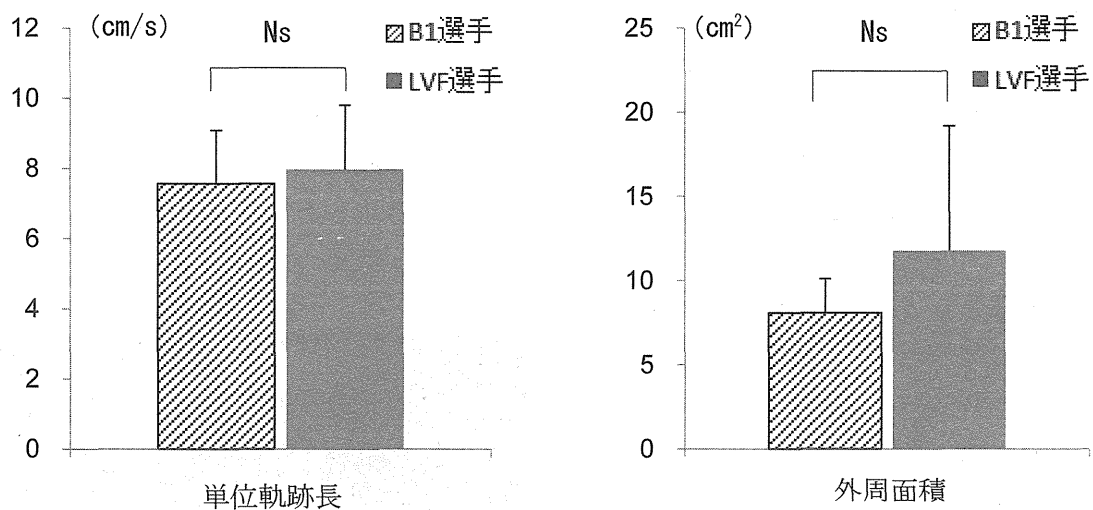


図 C-5-3. 閉眼条件における重心動揺値（左脚）

【考察】

バランス能力は運動に必要な能力である。特に片脚起立を多くとるサッカー選手は片脚でのバランス能力が他の競技に比べ高いことが報告されており、サッカーのパフォーマンス発揮には非常に重要な能力である。視覚障害者サッカーの競技力向上において

も、選手のバランス能力を把握し、向上させるトレーニングを行うことが競技力向上につながると考えられる。今回、視覚障害者サッカー選手のバランス能力を把握するために、B1選手とLVF選手のバランス能力を比較した。その結果、開眼条件、閉眼条件において2群間に有意な差を認めな

かった。今後は、視覚以外にバランス能力に影響を与える、体性感覚や前庭機能についても検討する必要がある。また、バランストレーニング介入による効果などを検討することで、視覚障害者サッカーの競技力向上につながると考えられるが、視覚障害者スポーツ選手のバランス能力については、不明な点が多く、障害特性に対応した基準値を設定する等、さらなる検討が必要と考えられた。

6. キック動作解析

対象は、B1選手11名（年齢 34 ± 7 歳、身長 1.67 ± 0.4 m、体重 67 ± 10 kg、BMI 24 ± 3 ）であった。実験試技は、B1の第一PK（ペナルティーキック）と同様の条件で、ゴールから6mの距離からのインステップキックおよびトウキックとした。被験者にはゴールに向かい強くシュートを蹴るように指示し、ボールがゴールインしたキックを成功試技とした。ゴール位置は検査者がゴール裏で発声することで選手に伝えた。シュートコースや助走距離など細かい制限はしなかった。ボールはブラインドサッカー用ボールを用いた。キック動作を6台のDVカメラ（Casio社製）を用いて250Hzで撮影した。実験に先立ち1辺が2mのキャリブレーションフレームを撮影した（図C-6-1）。

撮影したVTR画像からキック動作について身体分析点およびボールをビデオ式動作解析システム（東総システム社製、ToMoCo-VM）を用いてデジタイズし、左右方向をX方向、前後方向をY方向、鉛直方向をZ方向とし、DLT法で各分析点の3次元

座標値を算出した。得られた3次元座標値は、残差分析法により最適遮断周波数を決定し、Butterworth digital filterにより各分析点に対して5から15Hzの遮断周波数で平滑化した。平滑化したデータから、阿江らの身体部分慣性係数を用いて部分の重心の座標を算出し、これらを数値微分することで重心の速度を算出した。

助走ステップ数は静止立位からキックまでの歩数とした。蹴り脚の足部重心におけるボールインパクト直前の速度を算出した（以下、足部スピード）。ボールスピードは、ボールインパクトから0.08s後の速度とした。また、キック動作の成功の指標としてボールスピードと足部スピードの比であるBall/Foot speed ratioを算出した。統計学的解析には、インステップキックとトウキックの間でWilcoxon検定を行った。測定項目間の関係をみるためにピアソンの相関係数を算出した。有意水準はいずれも5%未満とした。



図 C-6-1. キック動作解析測定

【結果】

インステップキック， トウキック共にキックもボールスピードと足部スピードの間には有意な正の相関関係がみられた（図C-6-3）． 平均値で比較すると足部スピードおよび助走ステップ数はインステップキックが有意に大きい， ボールスピードおよび Ball/foot speed ratio に違いはなかった（表C-6-1）． 表C-6-2は， インステップキックとトウキックを助走の違いに基づいて3つのグループに分けたもので， 上段か

らインステップキックとトウキックの助走がともに0歩だったグループA（2名）， インステップキックとトウキックの助走がともに1歩だったグループB（3名）， インステップキックの助走が1歩でトウキックの助走が0歩だったグループC（6名）である． グループAおよびBではいずれもトウキックのボールスピードが大きい傾向であり， グループCではインステップキックのボールスピードおよび足部スピードが有意に大きかった．

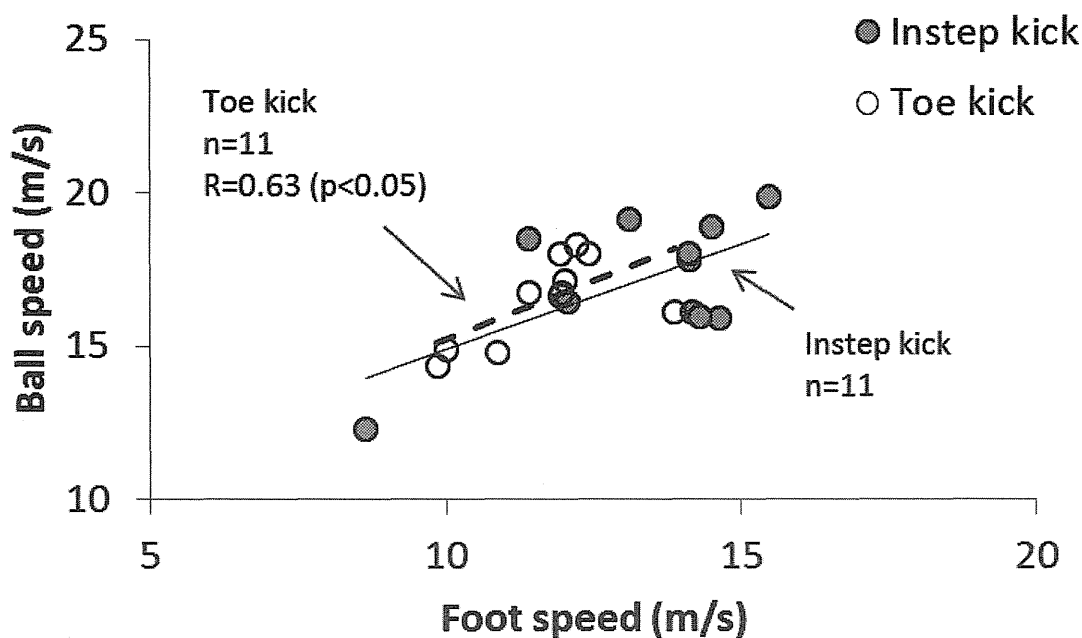


図 C-6-3 ボールスピードと足部スピードの関係

表 C-6-1 全被験者のキック動作の結果

Trial	Subject	Ball speed (m/s)	Foot speed (m/s)	Ball/Foot speed ratio	Steps
Instep kick	A	17.8	14.1	1.3	1
	B	16.4	12.1	1.4	1
	C	19.1	13.1	1.5	1
	D	12.3	8.6	1.4	0
	E	18.9	14.5	1.3	1
	F	16.1	14.2	1.1	1
	G	19.9	15.5	1.3	1
	H	15.9	14.7	1.1	1
	I	16.0	14.3	1.1	0
	J	18.0	14.1	1.3	1
	K	18.5	11.4	1.6	1
Mean ± SD		17.2 ± 2.1	13.3 ± 2.0	1.3 ± 0.2	0.8 ± 0.4
Toe kick	A	17.2	12.0	1.4	1
	B	14.4	9.8	1.5	0
	C	18.0	11.9	1.5	0
	D	14.9	10.0	1.5	0
	E	18.3	12.2	1.5	0
	F	18.0	12.4	1.5	1
	G	16.7	11.4	1.5	0
	H	16.6	11.9	1.4	1
	I	16.7	12.0	1.4	0
	J	16.1	13.9	1.2	0
	K	14.8	10.9	1.4	0
Mean ± SD		16.5 ± 1.4	11.7 ± 1.1	1.4 ± 0.1	0.3 ± 0.5
Instep kick v.s. Toe kick			*	*	
* p<0.05					

表 C-6-2 助走の違いによるキック動作の結果

Group	Trial	Ball speed (m/s)	Foot speed (m/s)	Ball/Foot speed ratio	Steps
A (n=2)	Instep kick	14.2±2.6	11.5±4.0	1.3±0.2	0
	Toe kick	15.8±1.3	11.0±1.4	1.4±0.1	0
B (n=3)	Instep kick	16.6±1.1	14.3±0.3	1.2±0.1	1
	Toe kick	17.3±0.7	12.1±0.3	1.4±0.0	1
C (n=6)	Instep kick	18.5±1.2	13.5±1.5	1.4±0.1	1
	Toe kick	16.4±1.6	11.7±1.4	1.4±0.1	0

The values are mean ± SD.

* Instep kick v.s. Toe kick p<0.05

【考察】

ボールスピードと足部スピードには正の相関関係があるため、速いボールを蹴るためには足部を大きく加速するとともに正確にボールインパクトさせる必要がある。そして足部の加速には蹴り脚のスイング速度と助走速度を高めることが要求される。我々が過去に行った研究では、ブラインドサッカー日本代表の全盲選手はキック動作の助走が短く、蹴り脚の足部速度を高めることよりもボールインパクトの正確性を高める傾向にあることを報告した。実際、晴眼のサッカー選手がPKでシュートをする際には、強いシュートを蹴る場合には助走を加えたインステップキックを用いることが多いが、B1選手のPKでは助走なしのトゥキックを用いることが多い。

本研究でB1選手におけるインステップキックとトゥキックを比較した結果、キックの種類が異なっても助走ステップ数が同じ場合にはボールスピードと足部スピードの違いはなかった。しかし、助走ステップ数がトゥキックの0歩からインステップキックの1歩に増えた場合には、インステップキックのボールスピードと足部スピードも増大した。これらのことからインステップキックとトゥキックにおいては、足部スピードとボールスピードに対してキックの種類よりも助走の違いが大きく影響していたことが分かる。

本研究では、関節トルクなどのキネティクス的な分析は行っていないが、助走速度の増大が得られない助走なしのキック動作では、蹴り脚筋群のより大きな力発揮によってスイング速度を高めることが要求され、そのため下肢筋力の低い選手では強いシュ

ートが難しくなることが推察される。また近年はキック動作において身体のバランスを維持するとともに蹴り脚足部の速度を高める支持脚の役割についても着目されている。

今後の課題は、蹴り脚および支持脚のキネティクスを含めた動作分析と下肢筋群の筋力評価を組み合わせること、助走、蹴り方、ボールスピード、シュートの正確性等に関して、さらに検討し、個別の選手に対して効果的な練習方法のフィードバックを行うことである。

D. 総合考察

前年度までの調査により、視覚障害者サッカーにおける日本代表候補選手は高齢化し、今後、競技の発展のためには、タレント発掘が課題であると考えられた。このため、本調査では、選手の競技力評価やタレント発掘等を行う上で参考となる基礎資料を収集することを目的として、視覚障害者サッカー日本代表候補選手の体力・運動機能（最大酸素摂取量、下肢筋力測定、全身反応時間、バランス能力）、キック動作を調査した。

体力テストに関しては、測定に際して、反復横跳び（バーピーテストで代用）、20mシャトルランなど視覚障害に配慮が必要であり、一般男性の体力テストの結果と単純には比較できなかったが、年齢の割に体力の低い者が多かった。最大酸素摂取量、下肢筋力測定、全身反応時間については、健常者アスリーートのレベルに達していないと考えられた。バランス能力については、

片脚起立での基準値がなく、測定件数を増やして視覚障害者スポーツ選手における競技別の基準値を設定する必要があると考えられた。

視覚障害者サッカー日本代表候補選手に関して、特にB1選手の平均年齢が34.3歳と高齢化しており、競技人口が少ないことから、このままでは競技力の低下は避けられないと考えられる。今後、視覚障害者スポーツ選手における調査を継続し、また、全国の視覚特別支援学校、視覚障害者スポーツ競技団体と連携し、視覚障害者スポーツ選手の体力測定基準を設定する必要がある。さらに、視覚障害者スポーツ選手の体力測定基準に達したと考えられる選手については、早期にスポーツ競技団体とのマッチングを行い、早い段階から育成・強化を開始するようなタレント発掘プログラムを開発する必要があると考えられた。

E. 結論

視覚障害者スポーツ選手における安全確保と競技力向上に関する実態調査として、平成24年度、平成25年度の調査を継続して、今回は、視覚障害者サッカー日本代表候補選手に対して、体力・運動機能測定、キック動作解析を行った。

その結果、視覚障害者サッカー日本代表候補選手の体力は、一般健常者よりも年齢の割に運動能力の低い者が多く、トップレベルの健常者スポーツ選手と比較すると、明らかに数値は劣っていると考えられた。

本調査によって示唆されたことは、次の3点である。

- 1) 視覚障害者サッカー選手の運動機能に関する研究は少なく、本調査結果が選手の体力や運動能力評価、タレント発掘等を行う上で参考となる基礎資料となりうる。
- 2) 各種の測定に際して、障害特性に配慮し、効率的な評価方法について更に検討を要する。
- 3) キック動作について、蹴り方、助走とボールスピード、さらに、シュートの正確性に関する調査を行い、選手の競技力向上に寄与できる研究を推進する必要がある。

障害者スポーツの普及・推進、パラリンピック等における国際競技力向上のためには、効果的な体力・運動機能の評価方法を導入し、タレント発掘を含む選手育成・強化システムを構築することが課題である。そのためには、視覚障害者スポーツ選手における安全確保と競技力向上に関する調査を継続的に行い、医・科学支援に関する研究をさらに推進する必要があると考えられた。

F. 参考文献

- 1) 木下裕光 他：視覚障害者スポーツ選手における安全確保と競技向上に関する実態調査。厚生労働科学研究助成費「障害者のスポーツにおける障害と種目特性に関連した競技力向上等に関する研究」（平成24年度 総括・分担研究報告書）： pp41-71, 2013.
- 2) 木下裕光 他：視覚障害者スポーツ選手における安全確保と競技向上に関する

- 実態調査. 厚生労働科学研究助成費
「障害者のスポーツにおける障害と種目特性に関連した競技力向上等に関わる研究」(平成25年度総括・分担研究報告書): pp29-54, 2014.
- 3) 木下裕光 他: 視覚障害者サッカーにおけるスポーツ傷害発生(1年間の前向き調査). 日本障害者スポーツ学会誌 21: 25-28, 2012.
 - 4) 文部省: 新体力テスト ー有意義な活用のためにー. ぎょうせい(東京), 2000.
 - 5) 佐藤紀子. 視覚障害者ボウリング選手の体力の現状及び体力測定に対する意識. 日本大学歯学部紀要. 37, 101-110, 2009.
 - 6) 柿山哲治. 視覚障がい者用反復横とび支援マットの考案とその実用性の検討. スポーツパフォーマンス研究. 2, 42-48, 2010.
 - 7) 柿山哲治, 高石昌弘. 視覚障害者に適した運動能力測定法の開発. デサントスポーツ科学. 19:200-212, 1998.
 - 8) 坂井田稔. 視覚障害ランナーのアンケート調査. 関西臨床スポーツ医・科学研究会誌. 16:09-11, 2006.
 - 9) 文部科学省. 新体力テスト実施要項. http://www.mext.go.jp/a_menu/sports/stamina/03040901.htm
 - 10) 香田泰子. 視覚障害者の体力およびその測定方法に関する研究. 科学研究費助成事業(科学研究費補助金)研究成果報告書, 2014.
 - 11) Baroni BM, et al. : Aerobic capacity of male professional futsal players. The Journal of sports medicine and physical fitness 50: 395-9, 2010.
 - 12) Beaver WL, et al. : A New Method for Detecting Anaerobic Threshold by Gas Exchange. Journal of applied physiology 60: 2020-7, 2013.
 - 13) Helgerud J, et al. : Aerobic Endurance Training Improves Soccer Performance. Medicine and science in sports and exercise 33: 1925-31, 2013.
 - 14) Reilly T: An Ergonomics Model of the Soccer Training Process. Journal of sports sciences 23: 561-72, 2013.
 - 15) 渡邊昌宏 他: 視覚障害者サッカー選手の呼気ガス分析に関する研究. 日本障害者スポーツ学会 : in press.
 - 16) 大宮一人: 心肺運動負荷テストと運動療法. 南江堂(東京), pp178-183, 2004.
 - 17) Brocherie F, et al. : Pre-season Anaerobic Performance of Elite Japanese Soccer Players. Science and Football V: 145-154, 2003.
 - 18) 宮森 隆 他: 大学サッカー選手のポジション別体力特性に関する研究 : 試合中の移動距離・移動スピードからみた生理学的特徴との関連性について. 理学療法科学 23(2) : 189-195, 2008.
 - 19) 斯琴 他: 立位姿勢時の身体動揺制御および視覚の影響について. 体力科学, 56, 469-476, 2006.
 - 20) 種田行男 他: 小児の視覚による姿勢制御系の発達について-閉眼および視野狭窄時における重心動揺の周波数分析から-. 体力科学, 41, 220-232, 1992.
 - 21) Tropp H, et al. : Postural control in single-limb stance. J Orthop Res 6,

- 833-839, 1988.
- 22) 中田英雄：視覚障害者の直立時重心動揺の特徴. 心身障害学研究, 9(2), 1-7, 1985.
- 23) Tanaka I, et al.: Changes of center of gravity of the adventitiously blind in standing postures. National Rehabilitation Research Bulletin Japan, 4, 59-61, 1983.
- 24) 中村豊 他: カテゴリー別レーシングドライバーの体力. 第54回日本体力医学会大会. 熊本 1999年
- 25) 中村豊 他: 社会人ラグビー選手のポジション別体力特性. 第60回日本体力医学会. 岡山 2005年
- 26) 河野照茂 他: サッカー国際審判員に対するメディカルチェックの重要性. 第10回日本臨床スポーツ医学会. 東京 1999年
- 27) Muchnik C, et al.: Central auditory skills in blind and sighted subjects. Scand Audiol 20(1):19-23. 1991.
- 28) Gougoux F, et al.: Author information Neuropsychology: Pitch discrimination in the early blind. Nature 430(6997):309, 2004.
- 29) 中田英雄: 視覚障害児の発育発達. 日本体育学会大会号 (44B), 515, 1993.
- 30) 矢部 京之助 他: 精神遅滞者の全身反応時間—年齢および IQ による分布人間工学 (0549-4974) 19. 5:235-242. 1983.
- 31) 新・日本人の体力標準値Ⅱ. 首都大学東京体力標準研究会編, 2007.
- 32) Winter DA: Biomechanics and motor control of human movement. 41-43, John Wiley and Sons, 2005.
- 33) 阿江通良: 日本人幼少年およびアスリートの身体部分慣性係数. Japanese J Sport Sci 15(3), 155-162, 1996.
- 34) 戸苅晴彦: サッカーのキネシオロジー的研究(I). 体育学研究, 16, 259-264, 1972.
- 35) 清徳史雄 他: サッカー・インサイドキックに関するキネマティクスの研究—軸足踏み込み時の歩幅がボールスピードに与える影響について—. 日本体育学会大会号, 55, 322, 2004.
- 36) 佐久間亨 他: ブラインドサッカー選手のインステップキックに関するキネマティクスの研究. 日本障害者スポーツ学会誌 印刷中
- 37) 苅山靖 他: サッカーインステップキックにおけるボール速度に影響する支持脚の筋力およびジャンプ能力. 助走速度の相違に着目して. 体育学研究, 59, 755-770, 2014.

G. 研究発表

1. 論文発表

- 1) 木下裕光, 石塚和重, 香田泰子, 福永克己, 佐久間亨, 渡邊 昌宏, 飛松好子: 視覚障害者サッカー選手のスポーツ脳震盪評価. 日本障害者スポーツ学会誌 印刷中.
- 2) 福永克己, 木下裕光, 石塚和重, 香田泰子, 中村直子, 佐久間亨, 松井康, 大圖仁美, 渡邊昌宏, 飛松好子: 視覚障害者スポーツ選手における安全確保

と競技向上に関する実態調査. 日本障害者スポーツ学会誌. 印刷中.

- 3) 佐久間亨, 木下裕光, 石塚和重, 福永克己, 香田泰子, 渡邊昌宏, 飛松好子: ブラインドサッカー選手のインステップキックに関するキネマティクスの研究. 日本障害者スポーツ学会誌 印刷中.
- 4) 渡邊昌宏, 木下裕光, 石塚和重, 福永克己, 香田泰子, 佐久間亨, 飛松好子: 視覚障害者サッカー選手の呼気ガス分析に関する研究. 日本障害者スポーツ学会誌. 印刷中

2. 学会発表

- 1) 福永克己, 木下裕光, 石塚和重, 香田泰子, 飛松好子. 視覚障害者サッカー選手の新体力テストに関する報告. 第 24 回日本障害者スポーツ学会, 2014. 12. 6 (茨城県つくば市)
- 2) 増成暁彦, 松井 康, 吉田成仁, 木下裕光, 石塚和重, 香田泰子, 福永克己, 飛松好子. ブラインドサッカー日本代表選手の片脚起立バランス. 一健常大学サッカー選手との比較—第 24 回日本障害者スポーツ学会, 2014. 12. 6 (茨城県つくば市)
- 3) 渡邊昌宏, 木下裕光, 石塚和重, 香田泰子, 福永克己, 飛松好子. ブラインドサッカー日本代表選手の最大酸素摂取量に関する研究. 第 24 回日本障害者スポーツ学会, 2014. 12. 6 (茨城県つくば市)
- 4) 中島幸則, 木下裕光, 石塚和重, 香田泰子, 福永克己, 飛松好子. 視覚障害者の全身反応時間に関する報告. 第 24 回日

本障害者スポーツ学会, 2014. 12. 6 (茨城県つくば市)

- 5) 松井 康, 木下裕光, 石塚和重, 香田泰子, 福永克己, 渡邊昌宏, 飛松好子. ブラインドサッカー日本代表選手の片脚起立バランス. 一健常大学サッカー選手との比較—第 24 回日本障害者スポーツ学会, 2014. 12. 6 (茨城県つくば市)
- 6) 佐久間亨, 中村直子, 木下裕光, 石塚和重, 香田泰子, 福永克己, 飛松好子. ブラインドサッカー選手におけるトウキックとインステップキックの比較. 第 24 回日本障害者スポーツ学会, 2014. 12. 7 (茨城県つくば市)

H. 知的財産権の出願・登録状況

特記事項なし.

IV-3 障害者座位滑走スポーツにおける競技力向上を目指したバケットシート適合に関する研究 ～チェアスキーバケットシートに関して～

研究分担者 中村 喜彦（国立障害者リハビリテーションセンター研究所）
星野 元訓（国立障害者リハビリテーションセンター研究所）
緒方 徹（国立障害者リハビリテーションセンター研究所）

研究要旨

チェアスキー用バケットシートの適合のうち、運動制御性に関して定量的手法を用いて検討した。また体幹支持性に関する研究結果（H25年度）と併せて考察し、バケットシートに求められる最適条件の抽出を行った。対象者はC7頸髄損傷者1名、健常者1名とした。屋内での実験結果から重度障害者の場合には、体幹を腋窩から6cm程度下方まで支持することが体幹支持性と運動制御性の両面から最適である可能性が示唆された。この結果を基に屋外スキー場での滑走試験を行い、導出された最適条件の妥当性を確認した。バケットシート製作における指標のひとつを提示することができた。

A. 研究目的

チェアスキーは主に下肢機能障害者が行う障害者スポーツの一つであり、大別するとバケットシート、スキー板、フレーム、アウトリガーにより構成される（図1）。その中でもバケットシートは身体を支えて運動をスキー板に伝えると共に雪面の状況をフィードバックする生体-器具インターフェースであり、バケットシートの適合状態が滑走に大きく影響を及ぼす。特に頸髄損傷などの重度障害者では下肢機能障害に加えて体幹の姿勢保持機能も障害されている

ため、バケットシートへの依存度は高く確実に身体を支持することが重要である。しかしバケットシートは製作者の経験や使用者の主観的評価により製作されているのが現状であり、それぞれの障害特性に応じた製作指標はない。またバケットシートの適合に関して定量的に検討を行った報告も見当たらない。

本研究ではバケットシートへの依存度が高い頸髄損傷者に着目し、バケットシートの適合に関して最適条件を定量的解析手法により明らかにすることを目的とする。ま

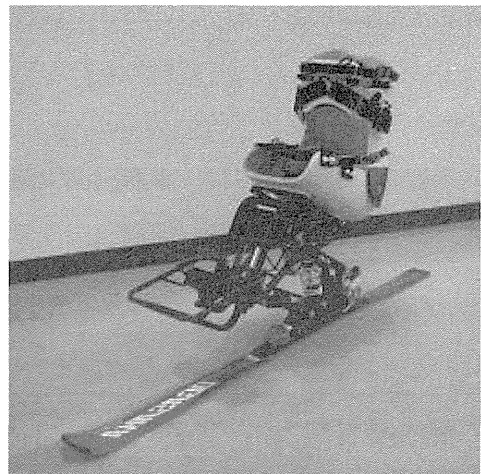
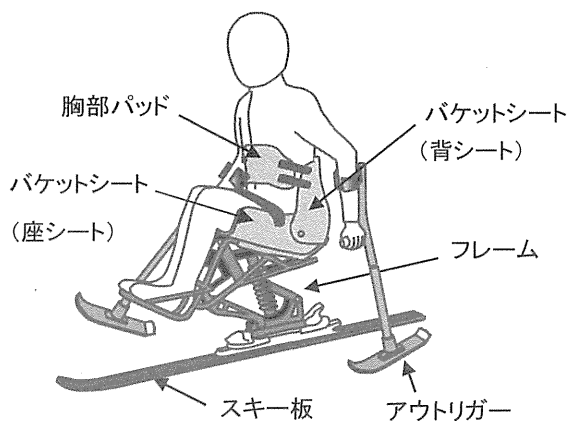


図1 チェアスキーの構成要素

た重度障害者が安全かつ簡便にチェアスキーを楽しめる環境づくりを通してチェアスキーの普及へつなげることを将来的な目標とする。

B. 研究内容

一般的なスキーでは、複雑かつ微妙な身体運動によってスキー板を操作しながらバランスを保ち、スピード制御やターンを行っている。ターンでは身体を傾斜させてスキー板をエッジしつつ、次のターンまでに大きく体重心を移動してエッジを切り換えている^{1) 2)}。チェアスキーにおいても一般的なスキーと同様で、バックシートを介して生体の運動や力をスキー板に伝達しつつ、体重心の移動を行ってエッジを切り換えながらスピード制御やターンを行っている³⁾。

一方、姿勢保持機能を障害された頸髄損傷者ではバックシートによる確実な身体

支持が先決であり、その上で残存機能を使用してスキー板を操作することになる。従って円滑な滑走を行うには、体幹を支持して運動を拘束し、同時にその拘束から解放された身体の運動を随意的に制御することが重要となる。十分に体幹を支持することで姿勢保持機能障害は代償されるものの、過度に身体を支持した場合には体重心の移動が困難となり残存機能を有効に活用できないと考えられる。逆に体幹支持が不足している場合には体幹の可動域増加に伴って運動拘束から解放された体幹上部を随意的に制御することができず、円滑な滑走が妨げられることが予想される。体幹の支持性と運動の制御性は密接に関係しており、その最適なバランスを確保したバックシートが求められる。

本研究では、体幹の支持性と運動の制御性を最適なバランスで兼ね備えたシートを適合したバックシートと仮定し、バケッ

トシートの適合に関する最適条件の抽出を行う。昨年度は屋内にて体幹支持性に関する検討を行い、前後方向および左右方向の支持性に関して定量的検討を行った。その結果、解剖学的な身体的特徴と体幹可動域の相関関係について明らかにし、また前後方向について支持性を向上した新たな胸部パッドのデザインを提案した⁴⁾⁵⁾。今年度は屋内での検証実験を通して胸部パッドおよび背シートの高さや運動の制御性の関係性に着目し定量的検討を行った。それらの結果を基にバケットシートの高さの最適条件を抽出し、屋外スキー場にて滑走試験を行った。

C. 実験方法・条件

1. 実験パラメータの選定

胸部パッド及び背シートより上方の体幹上部はバケットシートによる支持から解放されており、屈曲、伸展、側屈、回旋等の運動を行うことができる。特に姿勢保持機能が低下している頸髄損傷者では、胸部パッドが低ければ体幹は大きく屈曲し脊柱全体が後弯した前かがみの状態になる。胸部パッドは体幹の最大屈曲角度を決定する重要な因子であり、その設定高さが低くなるにつれ残存機能による運動制御が困難になると考えられる。そこで最大屈曲位から伸展方向の体幹制御性を検証するパラメータとして胸部パッドの設定高さを選定した。

一方、体幹の伸展運動と側屈運動を制限する重要な因子は背シートの設定高さである。最大伸展角度は背シート後方の高さによって決定され、最大側屈角度は側方高さによって決定される。従って伸展・側屈運動の制御性を検証するパラメータとして背シートの高さを選定した。

2. 実験方法・条件

胸部パッドおよび背シートの高さを3cmずつ6段階で変更できる実験用シートを製作した(図2)。胸部パッドと背シートの高さを同時に変更できるように、背シートの側面にパッド取り付けのための金具を多数配置した。最も高く設定した場合、胸部パッド上縁は被験者の頸切痕より6cm下方、背シート上縁の高さは腋窩レベルであった。最も低い場合は胸部パッドの上縁が剣状突起レベル、背シートの高さは第10~11肋骨下縁レベルであった。胸部パッドおよび背シートの設定高さや解剖学的特徴との関係を表1に示す。本研究では胸部パッドと背シートの高さを同時に変更して実験を行った。そのため表1のように胸部パッドと背シート高さの組合せをそれぞれトリミングライン1~6として管理し、それらをパラメータとして選定した。

実験用バケットシートは転倒の危険性を考慮して床反力計にボルトで締結し、座シート下面の角度が床面より30度、背シートは鉛直方向となるよう設定した。またこの

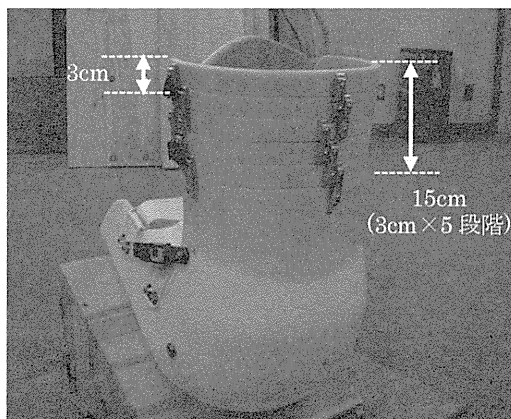


図2 実験用バケットシート

時の体幹運動（屈曲、伸展、側屈）を3次元動作解析装置（MotionAnalysis社製Mac3D）を用いて計測した。各トリミングラインにおいて体幹の屈曲・伸展・側屈運動を5回ずつ行った。

〔伸展方向〕

最大屈曲位の状態から合図とともに最大伸展位まで可能な限り速く伸展運動を行った。床反力計にゴム製のボールを落とした時に発生する接触音を合図とし、床反力計のz成分（鉛直方向）を計測して三次元動作解析装置の結果と同期させた。

〔屈曲方向〕

最大伸展位の状態から合図とともに最大

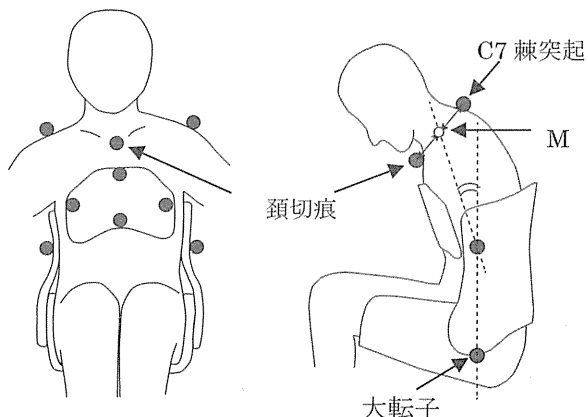


図3 反射マーカ貼付位置

屈曲位まで可能な限り速く屈曲運動を行った。合図は同様とした。

〔側屈方向〕

一方の最大側屈位の状態から合図とともに反対側の最大側屈位まで可能な限り速く側屈運動を行った。合図は同様とした。

反射マーカの貼付位置を図3に示す。頸切痕とC7棘突起の midpoint M を体幹上部の代表点として選定し、前額面および矢状面における midpoint M の座標の経時的变化を計測した。尚、明らかに被験者が合図を先読み（いわゆるフライング）したと思われる試行は除外した。

被験者は第7頸髄損傷（完全麻痺）の男

表1 バケットシート高さ解剖学的特徴

	胸部パッド高さ	背シート高さ
トリミングライン1	頸切痕より6cm下方	腋窩レベル
トリミングライン2	頸切痕より9cm下方	腋窩より3cm下方
トリミングライン3	頸切痕より12cm下方	腋窩より6cm下方
トリミングライン4	頸切痕より15cm下方	腋窩～肋骨下端間の中央レベル
トリミングライン5	頸切痕より18cm下方	腋窩より12cm下方
トリミングライン6	剣状突起レベル	第10、11肋骨レベル

性(45才/172cm)1名、健常男性(21才/173cm)1名とした。

(倫理面への配慮)

本研究は国立障害者リハビリテーションセンター内倫理委員会の管理のもとに行い、倫理面に配慮し、被験者の人権を侵害しないように最大限の努力のもとで行った。

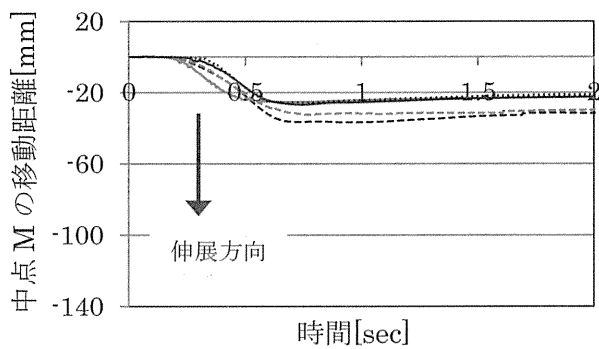
D. 屋内検証実験結果

1. 伸展方向の身体の制御性

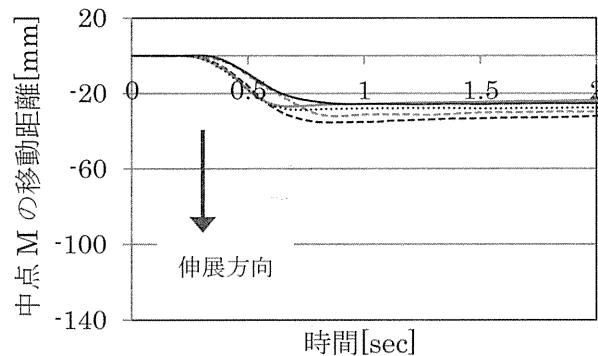
最大屈曲時の体幹上部中点M(頸切痕とC7棘突起の中点)の座標を基準とし、矢状面における中点Mの伸展方向への移動量を計測した。健常者の結果を図4に、C7頸髄損傷者の結果を図5に示す。横軸は合図開始時を0[sec]とした。図4より、健常者では合図開始から動作開始までの再現性がよく、また最大伸展位に達するまでの速度を示す傾きもほぼ一定の傾向を示した。一方、頸髄損傷者では合図開始から動作開始までの時間にばらつきが見られ、最大伸展位に達するまでの速度(傾き)も健常者と異なる傾向を示した。また頸髄損傷者では胸部パッドの高さがトリミングライン2より低くなると、伸展方向へ移動を開始する前に一旦屈曲方向へ移動する現象が確認された。これは脊柱起立筋の筋力低下を補うために反動をつけて伸展方向へ移動しているものと思われた。

体幹支持性の低下に伴って運動の制御性が低下した場合、反応時間は長くなり再現性も低下すると考えられる。そこで動作開始までの時間とその再現性について検討するため、合図開始の位置より中点Mが20mm移動するまでの時間を反応時間として定義し算出した。健常者の結果を図6に、C7頸髄損傷者の結果を図7に示す。健常者ではトリミングラインが低くなると共に反応時間の中央値が低下する傾向を示した。これは運動開始姿勢時の最大屈曲角度が増大するために、脊柱起立筋が適度に伸張されることによって筋収縮を起こしやすい姿勢になったためと考えられる。一方、頸髄損傷者では反応時間の中央値はほぼ一定の傾向を示し、健常者とは異なる傾向を示した。

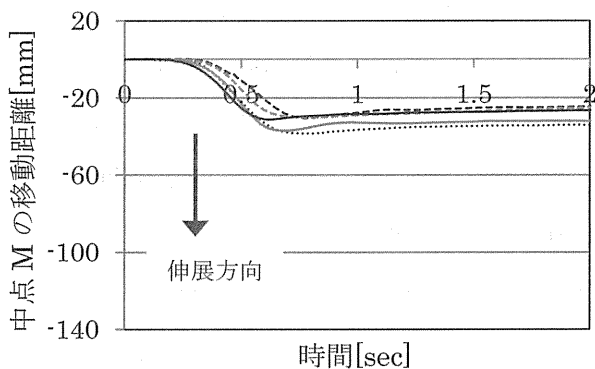
健常者と頸髄損傷者の反応時間の中央値の比較を図8に示す。全トリミングラインを通してC7頸髄損傷者の方が反応時間が長かった。またトリミングライン3~6ではその差が大きくなる傾向を示し、運動の制御性が低下していることが示唆された。聴覚で合図(音)を認識する時間は一般的に約155~182[msec]と言われており⁶⁾、健常者と頸髄損傷者の間に差はないと考えられるが、認識後の筋収縮時間や筋力の相違が反応時間の差として現れているものと考えられた。



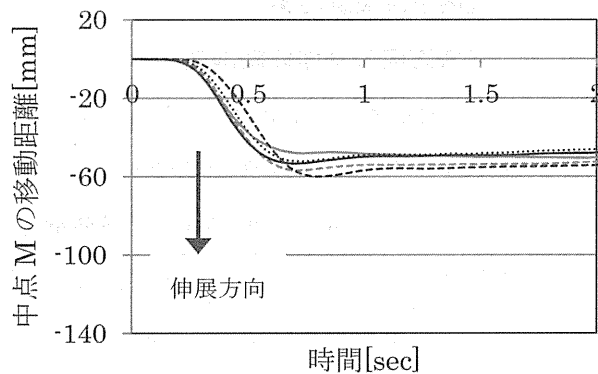
(a) トリミングライン 1



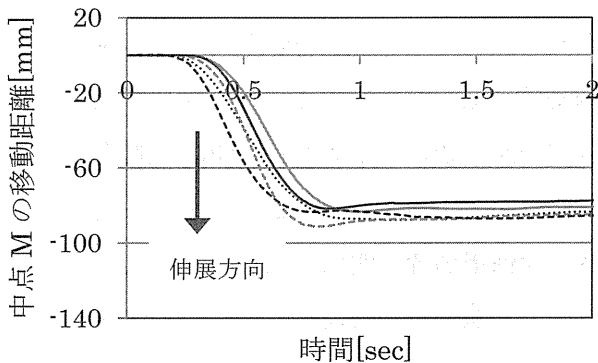
(b) トリミングライン 2



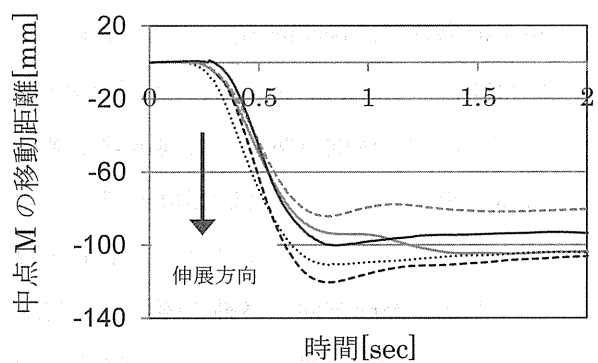
(c) トリミングライン 3



(d) トリミングライン 4

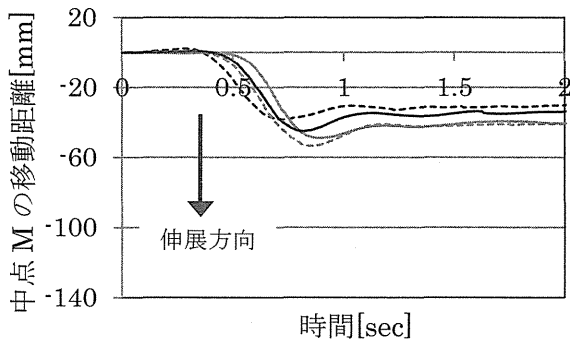


(e) トリミングライン 5

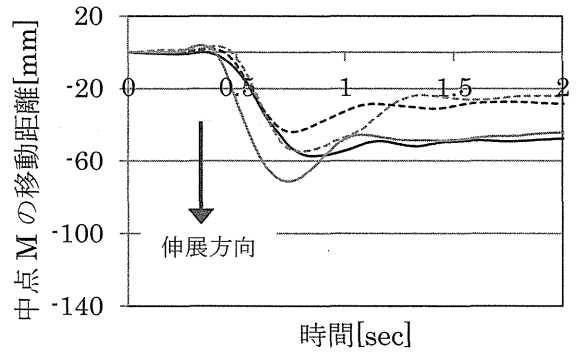


(f) トリミングライン 6

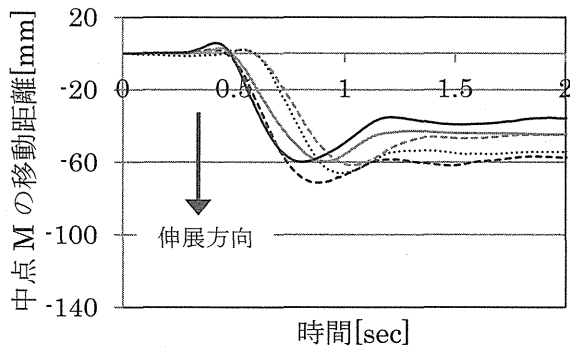
図 4 伸展運動における中点 M の水平移動距離 (健常者)



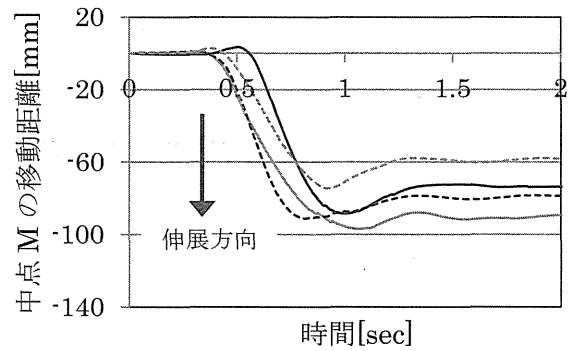
(a) トリミングライン 1



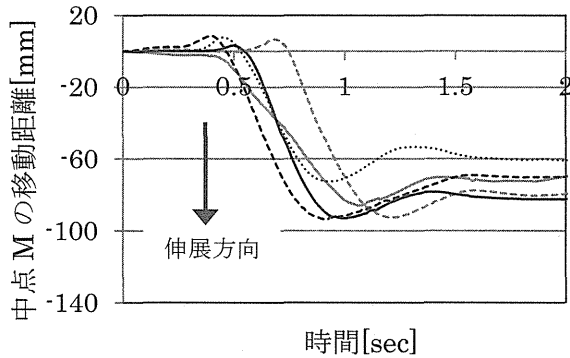
(b) トリミングライン 2



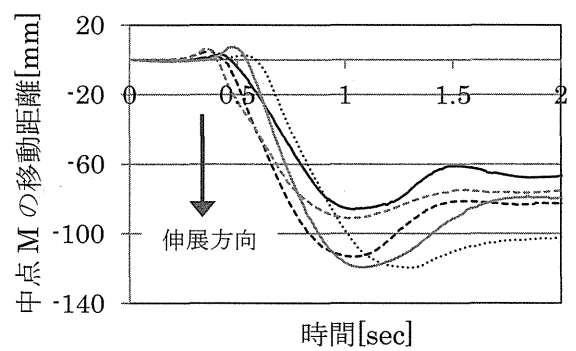
(c) トリミングライン 3



(d) トリミングライン 4



(e) トリミングライン 5



(f) トリミングライン 6

図 5 伸展運動における中点 M の水平移動距離 (C7 頸髄損傷者)