

自動車運転操作における人間の上下肢特性と
機械特性のヒューマンマシンマッチング

(Human-Machine Matching of Arm-leg
Characteristics and Mechanical Characteristics
in Driving Operations)

広島大学大学院工学研究科
システムサイバネティクス専攻
D132069 西川 一男

目 次

自動車運転操作における人間の上下肢特性と機械特性の ヒューマンマシンマッチング

第 1 章	序論	1
	1.1 背景と目的	1
	1.1.1 車社会と求められる機能	
	1.1.2 研究目的	
	1.2 関連する従来研究	6
	1.3 本論文の概要	10
第 2 章	人間の上下肢の力学特性の解析	11
	2.1 はじめに	11
	2.2 力学特性の計測方法	12
	2.3 実験結果と考察	22
	2.3.1 上肢特性	
	2.3.2 下肢特性	
	2.4 まとめ	31
第 3 章	楕円体モデルによる手先力予測法の提案	33
	3.1 はじめに	33
	3.2 関節トルク特性を考慮した手先力楕円体モデル	34
	3.3 手先操作力の解析	37
	3.4 まとめ	43
第 4 章	ヒューマンマシンマッチングによる操作系の評価	44
	4.1 はじめに	44
	4.2 提案するヒューマンマシンマッチング評価法	45
	4.3 上肢特性と自動車シフトの機械特性	49
	4.3.1 実験	
	4.3.2 結果と考察	
	4.4 上肢特性と自動車ステアリングホイールの機械特性	59
	4.4.1 実験	

	4.4.2 結果と考察	
	4.5 下肢特性と自動車ペダルの機械特性.....	72
	4.5.1 実験	
	4.5.2 結果と考察	
	4.6 まとめ.....	99
第5章	結論	101
参考文献		105
謝辞		108

第1章

序論

1.1 背景と目的

1.1.1 車社会と求められる機能

今後、日本をはじめとした世界で高齢化社会となっていくのは周知の事実であり、65歳以上の人口割合を示す高齢化率は、日本の場合2025年には約30%、2060年には約40%に達すると見られている。世界規模でも高齢化率が上昇し2010年の7.6%から2060年には18.3%となる見込みである¹⁾。活力ある高齢社会のイノベーションとして、小宮山宏はプラチナ社会の理想像を提言している。このプラチナ社会を支える3つの技術提言の一つに自動運転がある²⁾。自動運転の技術は身体が思うように動かなくなった高齢者にとっては一つの支援となると考えるが、一方で、人間自らが主体的に考え自由に動くことができず、活力のある明るいプラチナ社会の実現とは言い難い面もある。このような状況下で、文部科学省のCOI (Center of Innovation Science and Technology based Radical Innovation and Entrepreneurship Program) プログラムに採択された広島大学とマツダ株式会社が提唱する「精神的価値が成長する感性イノベーション拠点」は、従来型の「モノの豊かさ」から精神的価値が成長する「こころの豊かさ」へのパラダイムシフトを基本コンセプトに、モノとこころが調和する「こころ豊かな社会」を目

指している³⁾。自動車の運転を通して、自動車とところが調和し「心と身体が活性化する」ことが活力ある高齢社会の実現に向けて、プラチナ社会を支える選択肢の一つとして有用と考える。身体の各部位を巧みに動かし自動車を意図通りに操れることが、身体の活性化の根本であり、人間の身体的特徴を的確に捉えた人間側の特性と運転操作機器の特性とを、人間主体にマッチングさせることが重要になる。この考え方を本論文では「ヒューマンマシンマッチング」と呼び、この考え方を基盤技術として構築することが不可欠である。

1.1.2 研究目的

人間は作業を行う環境や目的に応じて、身体の各部位の力や速度を適切に調節し、多様性と柔軟性を兼ね備えた巧みな運動を実現している。人間は自動車を運転する際、腕や脚の筋を収縮させることによって筋力を制御し、その結果、関節トルクを発生させ、手足の硬さや柔らかさなどのインピーダンス特性を巧みに調整し操作機器を操っている^{4),5)}。

操作しやすい自動車の操作機器を設計するためには、人間の身体的特徴を的確に捉えた人間側の特性と、ペダルやシフト操作に代表される機械側の特性とを上手くマッチングさせることが重要になる。本論文では、この考え方をヒューマンマシンマッチングと呼び、本研究の核になる考え方として重点をおいた。この概要図をFig. 1.1に示す。

自動車の運転操作は、上肢操作と下肢操作に分類される。

上肢操作は、トランスミッションのシフト操作とステアリングホイール（以下ステアリングと略記）操作に大別される。シフト操作には、マニュアルトラ

ンスミッション（以下MTと略記）とオートマチックトランスミッション（以下ATと略記）があるが、MTとATに共通する前後に押す引くという並進操作に着目し、ATのシフト操作は変速操作が自動で行われ運転中の操作頻度は少ないため、MTシフト操作を取り上げる。本論文では、シフト操作については上肢多関節を使った並進操作と捉え、シフトレバーの機械特性と結びつけ操作性の向上について考える。ステアリング操作は、上肢の多関節を使った回転操作とステアリングの機械特性を結びつけ操作性を向上するヒューマンマシンマッチングのあり方を考える。

下肢操作は、アクセルペダル操作、ブレーキペダル操作、アクセルペダルからブレーキペダルへの踏み替え操作、クラッチペダル操作の4つに大別される。このうちブレーキペダル操作は、下肢特性と機械特性をマッチングするだけでなく、減速時の加速度の調整やタイヤと路面の摩擦のコントロール、また、自動車の特徴に応じた特性等の感覚的で感性的な側面を含む。本論文では、下肢特性と機械特性に注目するため、ブレーキペダル操作については除外する。

ペダルの操作性を考えると、下肢操作としては一般的に、足関節操作、脚操作、踏み替え操作の3つに大別できる。この3つの下肢の操作に対して、アクセルペダル操作、クラッチペダル操作、アクセルペダルからブレーキペダルへの踏み替え操作の機械特性と結びつけることで、操作性を向上するヒューマンマシンマッチングのあり方を考える。アクセル操作においては、加速時の加速度調整という感覚的な要素を含むが、本論文では主動作の踏むというペダル操作のみに注目する。また、クラッチペダル操作については、近年では、米国や日本ではオートマチック車（以下AT車と略記）が主流になっているが、2007年の欧州市場ではマニュアルトランスミッション車（以下MT車と略記）が約85%、世界市場では約40%を占めており、今後も重要と考える。アクセルペダルから

ブレーキペダルへの踏み替え操作は、AT車のアクセルとブレーキ操作はMT車と共通の操作であり、AT車を含む全ての自動車に適用できると考える。

そこで、本論文では自動車の下肢操作を、足関節操作、脚操作、踏み替え操作の3つに分けて、ペダル特性が人間の下肢の力発揮特性と筋活動に与える影響を実験的に解析した。下肢による自動車運転の基本操作は、足関節操作の場合アクセルペダルによる微調整の操作を、脚操作はクラッチペダル踏みの下肢全体の大きい操作を、踏み替え操作はアクセルペダルからブレーキペダルへの足関節による踏み替え操作を想定した。これらの3つの下肢操作における関節トルクと筋活動の人間特性を明らかにした上で、自動車の走行時におけるダイナミックなシーンにおける下肢や下肢の周囲の動きを解析し、ペダルのForce-Stroke（以下FS特性と略記）特性やレイアウトの機械特性とのヒューマンマシンマッチングによるペダルの操作性の設計指針を明らかにすることを試みた。

これらの自動車の運転操作と上下肢操作の関連図をFig. 1.2に示す。自動車の主運転操作は、シフト操作・ステアリング操作・ペダル操作である。シフト操作は上肢の「並進操作」、ステアリング操作は上肢の「回転操作」、ペダル操作は下肢の「踏む操作」の3つの人間の基本操作に置き換え人間特性を解明する。このアプローチとして、上肢操作と下肢操作時の力発揮特性と各関節の動きを詳細に解析し機械特性との関係を解析することが、ヒューマンマシンマッチングを達成するために有効であると考えられる。

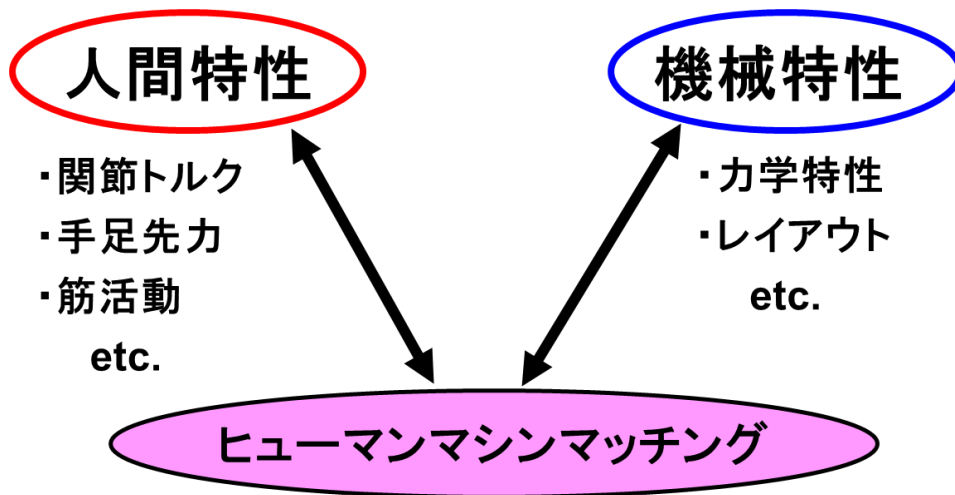


Fig. 1.1 Concept of human-machine matching

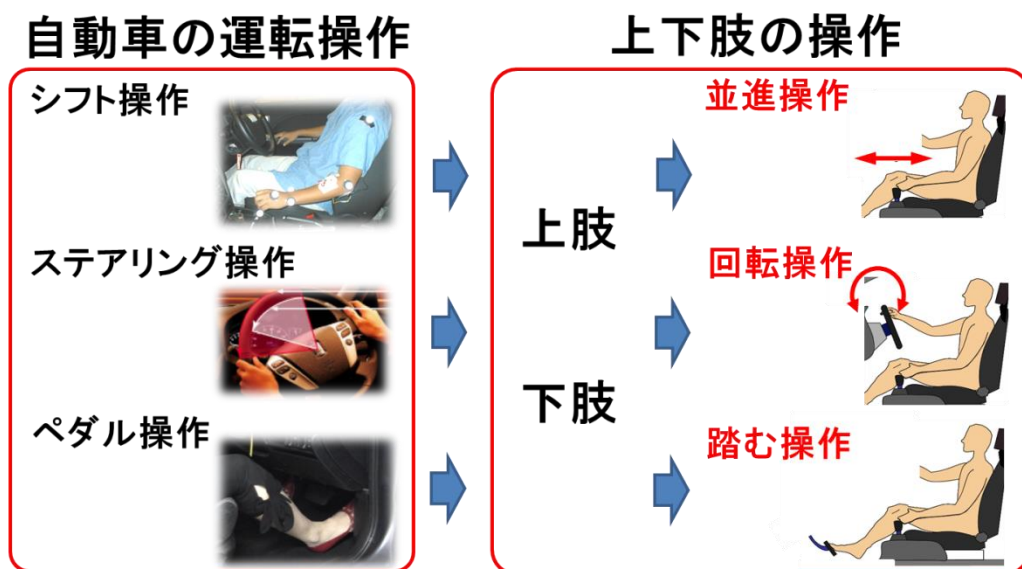


Fig. 1.2 Correlation of vehicle operations and lower/upper limb operations

1.2 関連する従来研究

人間の運動特性と自動車の操作機器に関する従来研究として、Kijimaらは人間の手足の操作と車の動きを一体化させる感性に訴えた車作りを研究した⁶⁾。田中らは頭部と眼球運動比率と頸部関節トルク特性を考慮したモデルで、自動車の運転操作機器のレイアウトを評価する手法を提案した⁷⁾。

上肢操作に関して、Tanakaらは人間の関節トルク発揮特性を明らかにすることで、力の発揮効率を表す操作力楕円体を提案している⁸⁾。一方、自動車のシフト設計に展開した研究として、Zhangらは快適な操作が可能な最良の手掌部中心の位置、および姿勢を計算することができる上肢運動モデルを作成し、シフトノブのレイアウト設計に応用しているが⁹⁾、上肢操作の知覚特性を自動車のシフト類の設計に応用展開した研究は著者らが知る限りZhangらの上肢姿勢とシフトレバー位置に関するもののみである。

一般にシフトレバーを設計する際の因子として、シフトノブのレイアウト、FS特性、およびForce-Time特性（以下FT特性と略記）がある。レイアウトは手先位置の違いにおける手先発揮力と深い関連があり、FS特性はシフトレバー操作時の荷重変化度合における上肢筋負担に影響があると考えられる。また、自動車のトランスミッション内のクラッチの回転を車速に合わせるシンクロ機構によりシフトの操作速度毎に操作荷重が異なるためFT特性が変化し上肢筋負担に影響を与える。よって、シフトレバーの操作性の良し悪しについては、シフトノブのレイアウト、FS特性、およびFT特性の因子を総合的に考慮する必要があるが、著者らの知る限りこのような研究報告は行われていない。

そこで、本論文では、自動車のシフト操作のうち並進操作を取り上げ、シフト特性が人間の上肢の力発揮特性と筋活動に与える影響を実験的に解析した。

この並進操作における手先発揮力と筋活動の人間特性を明らかにした上で、走行中のダイナミックなシーンにおける上肢の運動とシフトレイアウトの関係、および機械特性であるFT特性とFS特性とのヒューマンマシンマッチングによるシフト操作性の設計指針を明らかにすることを試みた。まず、生体関節トルク特性を考慮した手先力楕円体モデルを用いて、シフト操作がしやすいシフトノブの位置を実験的に考察した後、シフトノブ位置における上肢の筋負担の影響、FT特性における操作速度と操作力の関係、およびFS特性と筋負担との関係を解析した。

自動車のステアリング設計に展開した研究として、平野らは、ステアリンググリップ握り心地と操作感について人間工学的に解析した¹⁰⁾。大塚らはステアリングの断面形状や硬度の違いによる把持特性を計測し、把持圧力分布が操舵フィーリングに与える影響を解明した¹¹⁾。北原らはステアリングのギア比を変化させ制御成績による操作性の良し悪しを解析した¹²⁾。田島は次世代のステアリングシステムとしてレバーによる並進操作による操舵を考案している¹³⁾。

一方、運転者の運動特性は機械インピーダンスを用いて表現することが可能であり、池浦らはステアリング操作時の腕剛性と操舵感を評価している¹⁴⁾。田中らはステアリング操作時の両腕による操作の安定性を腕の剛性や粘性、保持位置の観点から解析した¹⁵⁾。羽田らは上肢の運動特性を踏まえ人間と操作系との接触条件や拘束条件を考慮することで、等価インピーダンスに基づくステアリングのレイアウトを検証する方法を述べている^{16), 17), 18)}。また、竹村らは双腕における多関節運動で姿勢変化が大きい複雑な運動を伴うステアリング操作を対象として、人間の主観的力知覚量を明らかにし普遍的な力知覚モデル式を導出した^{19), 20)}。しかしながら、自動車走行時のステアリング操作において、ステアリングチルト角度や位置に関して操作性の良し悪しを総合的に考慮した研究は著

者らの知る限り報告されていない。

そこで、本論文では、自動車のステアリングの回転操作を取り上げ、まず、回転操作における手先発揮力と筋活動の人間特性を明らかにした上で、走行中のダイナミックなシーンにおける上肢運動とステアリングチルト角度とのヒューマンマシンマッチングによるステアリング操作性の設計指針を明らかにすることを試みた。生体関節トルク特性を考慮した手先力楕円体モデルを用いて、ステアリング操作がしやすいステアリングコラム角度を実験的に考察した後、ステアリングチルト角度における上肢の筋負担、および体圧分布や両腕の動きとの影響を解析した。

次に、自動車の下肢操作に関する研究として、Kamuraらはアクセルペダル踏み込み時の加速感を、Lively, Linear, Torqueful, Powerful, Smoothの5つの因子に分けて定量化し²¹⁾、手足操作と人間が快適と感じる車の挙動の関係を明らかにした。人間の運動特性に関する従来研究として、下肢操作においては、田中らは人間の関節トルクが発揮する特性を明らかにすることで、力の発揮効率を表す操作力楕円体を提案している²²⁾。また、自動車のペダル設計に応用展開した研究として、武田らは下肢の力学特性と発揮力を考慮した下肢挙動のモデル化で、アクセルペダルとブレーキペダルのレイアウトを検討する手法を開発した²³⁾。Horiueらは、運転者の着座高さによる下肢のペダル操作の影響を考慮しながら、リンクモデルを用いてアクセルペダルのレイアウトを研究した²⁴⁾。田中らはペダル操作時の反力特性を研究した²⁵⁾。このように、一定姿勢の条件下で、ペダル操作における下肢の力知覚特性については一部明らかにされてきた。しかし、自動車のペダル操作のように、アクセルペダルによる微調整の操作、クラッチペダル踏み下肢全体の大い操作、アクセルペダルからブレーキペダルへの踏み替え操作を総合的に考慮されていない。

そこで、本論文では自動車の下肢操作を、足関節操作、脚操作、踏み替え操作の3つに分けて、ペダル特性が人間の下肢の力発揮特性と筋活動に与える影響を実験的に解析した。下肢による自動車運転の基本操作は、足関節操作の場合アクセルペダルによる微調整の操作を、脚操作はクラッチペダル踏みの下肢全体の大きい操作を、踏み替え操作はアクセルペダルからブレーキペダルへの足関節による踏み替え操作を想定した。これらの3つの下肢操作における関節トルクと筋活動の人間特性を明らかにした上で、自動車の走行時におけるダイナミックなシーンにおける下肢や下肢の周囲の動きを解析し、ペダルのFS特性やレイアウトの機械特性とのヒューマンマシンマッチングによるペダルの操作性の設計指針を明らかにすることを試みた。

1.3 本論文の概要

本研究では、シフト操作とステアリング操作を上肢の並進操作と回転操作として捉え、またペダル操作を下肢の足関節操作と脚操作に分け、それぞれの力発揮特性と機械特性との関係を解析することにより、上下肢の動きや筋負担への影響を考慮したヒューマンマシンマッチングの考え方に基づいて操作性を評価する。

第2章では、操作機器を操作する際の上下肢の力発揮特性を解析する。上肢は、並進操作時と回転操作時の手先力を、下肢は、足関節操作と脚操作時の足先力を計測する。

第3章では、生体関節トルク計測を考慮した手先力楕円体モデルで手先力を予測する。シフト操作時の手先力と上肢姿勢を計測し、上肢骨格系を多関節リンクモデル機構でモデル化する。各計測点における手先力の解析評価を行い、楕円体モデルから求めた手先力の理論値と実測値の有効性を検証する。

第4章では、上下肢操作時の人間特性と機械特性のヒューマンマシンマッチングによる各操作機器の設計指針を明らかにする。まず、シフト操作がしやすいシフトノブのレイアウト、FS特性、およびFT特性と上肢の筋負担の影響を解析し、次に、ステアリング操作がしやすいステアリングコラム角度と上肢の筋負担、体圧分布、および両腕の運動に与える影響を解析し、最後に、操作がしやすいアクセルペダル、クラッチペダル、アクセルペダルからブレーキペダルへの踏み替えについて、各操作機器のレイアウトやFS特性と下肢の運動と筋負担への影響を総合的に解析する。

第5章では、本論文の要約と今後の研究課題について述べる。

第2章

人間の上下肢の力学特性の解析

2.1 はじめに

自動車のシフトやステアリング，およびペダル等の運転操作機器を操作する際，身体の各部位の力や速度を適切に調整し，巧みな運動を実現している．自動車の運転操作と上下肢運動の関連において，上肢運動のMTシフト操作は，1速から2速位置，または2速から3速位置等への操作を繰り返しており，主に上肢による前後の並進操作である．ステアリング操作は上肢の両腕による回転操作である．下肢運動のペダル操作は，アクセルペダルの場合は足関節操作，クラッチペダルの場合は脚操作である．

ヒューマンマシンマッチングの考え方を構築するためには，まず，人間特性の基本である上下肢のこれらの操作時の手先と足先の力発揮特性を明らかにしていく必要がある．

この章の構成は以下の通りである．2.2節では，手先力と足先力の計測にあたり，装置の説明と力学特性の計測方法について述べる．2.3節では，実験結果について，2.3.1節では上肢特性の並進操作時と回転操作時の手先発揮力の特徴と傾向を述べる．2.3.2節では下肢特性の足関節操作時と脚操作時の足先力の特徴と傾向を述べる．2.4節では結論と今後の課題について述べる．

2.2 力学特性の計測方法

上肢は、並進操作時と回転操作時の手先力を、下肢は、足関節と脚操作時の足先力と計測する。

シフト操作時の手先力と上肢姿勢を計測した。Fig. 2.1 に実験装置の概要を示す。本装置は、手先力計測部、被験者に計測した手先力をリアルタイムでフィードバックする表示用ディスプレイ、被験者の上肢姿勢を計測するステレオカメラシステムから構成される。手先力計測部には、自動車用のシフトノブと、6軸力覚センサ（ビ・エール・オートテック(株)製、分解能:並進力 x 軸, y 軸: 0.015 [N], z 軸: 0.45 [N], 回転力: 0.009 [Nm]) を用いた。また、被験者に取り付けたカラーマーカの 3 次元位置情報をリアルタイム動作解析システム（応用計測研究所(株)製・Quick MAG）で計測し、各マーカの位置より被験者の上肢姿勢を算出した。Fig. 2.2 にフィードバック画面の概略図を示す。表示用ディスプレイは被験者に手先力を発揮する方向を指定するとともに、計測した手先力ベクトル、ならびに各成分の大きさ、計測時間を表示させた。

被験者はシートに着座し、実際にシフトレバーを操作することをイメージして、装置のシフトノブ上に左手を添える。そしてバイオフィードバック画面で指定された方向 ψ に最大の手先力を 5 秒間発揮するように指示をした。なお、本実験において指定した手先力の発揮方向は、二次元水平面上において反時計回りに $0 \sim 360$ [deg.] に 45 [deg.] ごとに変化させて計 8 方向とした (Fig. 2.2 参照)。本研究において設定したシフトノブ位置は、男女間の体格差を考慮して、ショルダーポイントを基準に Fig. 2.3 のように男女別に設定した。ここで Fig. 2.3 中の赤丸印（15 点）では手先力と上肢位置を同時に計測し、●印（男：計 30 点、女：計 39 点）では上肢姿勢のみ計測した。また、シートバックの傾き角度は $\theta =$

70[deg]と設定した. Table 2.1 に男女別に設定した実験パラメータを示す.

被験者は, 男性被験者3名, 女性被験者1名の計4名で実施した. 各被験者の身長および上肢パラメータをTable 2.2に示す.

なおすべての実験前には, 被験者に実験内容, 人体に危害がないこと, およびプライバシー遵守を伝え, ヘルシンキ宣言に則りインフォームドコンセントを得た上で実験を行った.

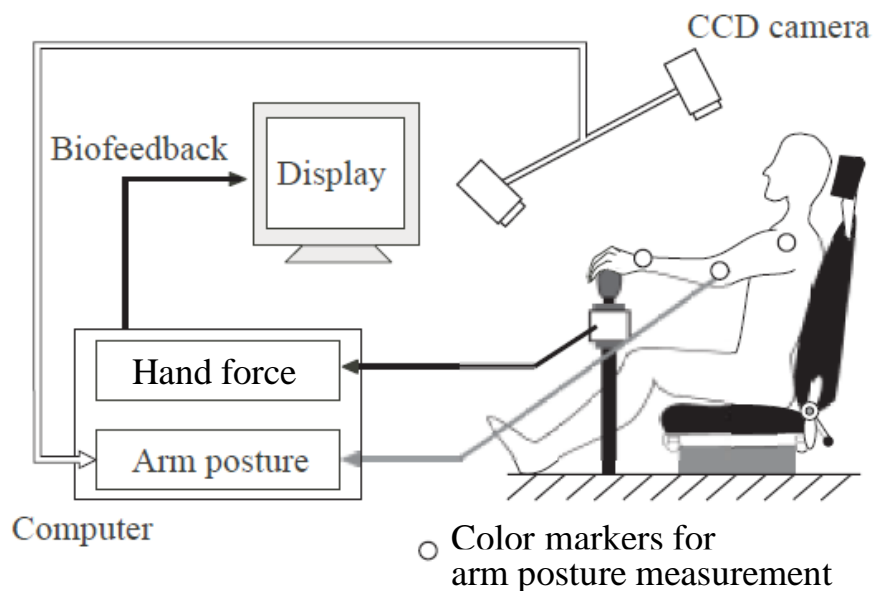


Fig. 2.1 Experimental apparatus for the measurement of hand force and arm posture

Table 2.1 Experimental conditions for each of a male and a female subject

	Male	Female
w [mm]	150	
l [mm]	400	300
d_1 [mm]	50	25
d_2 [mm]	37.5	25
d_3 [mm]	-	37.5
h_1 [mm]	220	
h_2 [mm]	200	
h_3 [mm]	150	

Table 2.2 Physical parameters of the subjects

	Sub.K	Sub.F	Sub.Y	Sub.N
Height [cm]	177	171	172	155
Shoulder point from the floor [cm]	90	87	86	81
Length between shoulder and elbow joints [cm]	35	31	30	27
Length between elbow and wrist joints [cm]	24	25	23	20
Length between wrist joint and tip [cm]	8	8	9	8

次に、ステアリング操作時の手先力と上肢姿勢を計測した。Fig. 2.4 に実験装置の概要を示す。吉岡らの文献を参照²⁶⁾。本装置は、操舵トルク計測部、および被験者の上肢姿勢を計測するステレオカメラシステムから構成される。操舵トルク計測部には、BIODEX-SYSTEM-2AP (BIODEX MEDICAL SYSTEMS INC, 最大トルク : 610[Nm], サンプルング周期 : 1kHz, ADC : 16bit, 記録装置 : PC ハードディスク ; 以下 BIODEX と呼ぶ) を使用し、ステアリングの回転角度も計測可能である。フィードバックディスプレイには、計測した操舵トルクの時間波形を表示させた。ステレオカメラには、光学式モーションキャプチャーシステム VICON (OXFORD METRICS 製, サンプルング周期 : 100[Hz]) を用いた。本研究で使用した VICON は 6 台の赤外線カメラから被験者に取り付けた反射マーカの三次元位置座標をリアルタイムで計測することができる。実験では、被験者はシートに着座し、操舵トルクの計測実験においては、最大努力において操舵トルクを発揮するよう指示した。ステアリングを反時計回りに 0[deg.] から 90[deg.] まで 30[deg.] 刻みで回転させるように指示し、試技中の握り位置の組み替えは行わないこととした。本論文では、ステアリングコラム角度を $\phi = 10, 15, 20$ [deg.]、被験者の肩関節の中心位置からステアリングまでの距離を $l = 450, 500, 550$ [mm] と変化させて実験を行った。最初の上肢姿勢の計測実験は、手先力楕円体モデルによるシミュレーションが可能かを判断するために、また、被験者の疲労を考慮してステアリングコラム角度の条件を 3 段階に絞った。なお、腰関節の中心位置から床までの距離を $h = 300$ [mm]、シートの仰角は $\psi = 68$ [deg.] と設定した (Fig. 2.4 参照)。被験者は男性 2 名で、年齢 23 歳、身長 172cm と 173cm、体格は中肉中背で健康状態は良好である。

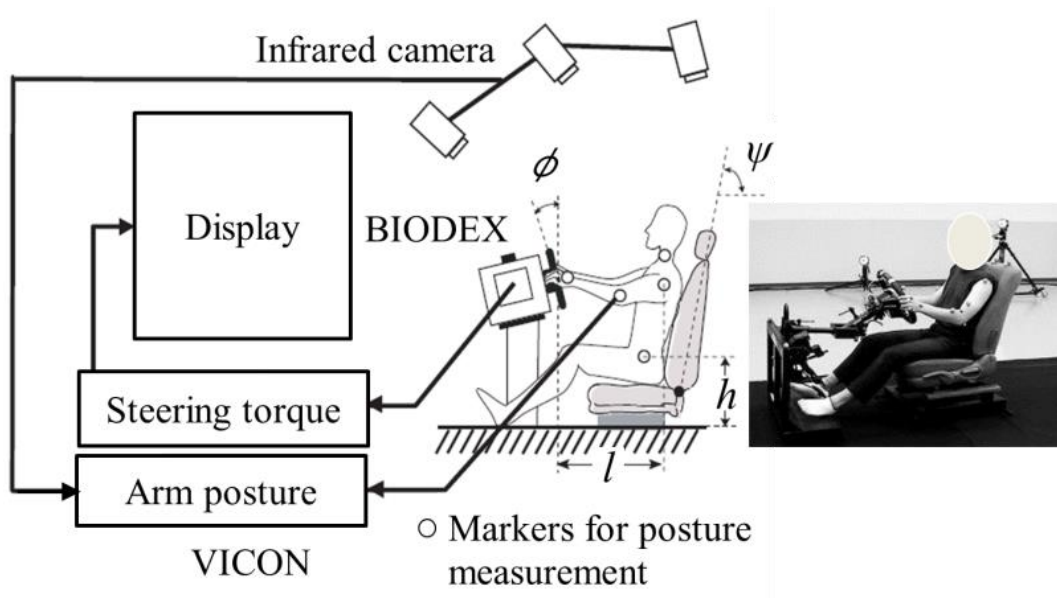


Fig. 2.4 Experimental apparatus

最後に、自動車の下肢操作を足関節操作、脚操作の 2 つに分けて、下肢特性を計測した。

足関節トルクの計測は、田中らの文献²²⁾の実験を用いた。足関節トルクの計測システムの概要を Fig. 2.5 に示す。本システムはトルク計測部、EMG 計測部、計測結果を被験者にフィードバックする表示用ディスプレイから構成される。トルク計測部は、BIODEX-SYSTEM-2AP (BIODEX MEDICAL SYSTEMS INC, 最大トルク : 610[Nm] ; 以下 BIODEX と呼ぶ) を使用した。BIODEX は多用途の筋機能評価訓練用の装置であり、アタッチメントを取り替えることにより、前述の足関節トルクを計測することができる。Fig. 2.6 は今回計測した足首の底屈・背屈を計測している場面である。EMG 計測部は EMG 用アンプ (NEC メディカルシステムズ(株)製, MT11) と銀塩化銀電極 (GE marquette 製, バイオロード SDC-H) を使用した。本実験では、被験者が足関節トルクを発揮中に、その関節トルクを発揮するのに主に寄与している筋 (主動作筋) の EMG 信号を同時に計測する。足関節トルク発揮中に EMG 計測した主動作筋は、足首底屈時は腓腹筋、足首背屈時は前脛骨筋である。表示用ディスプレイには、関節トルクと筋収縮レベルの時間波形をリアルタイムで表示した。ここで、筋収縮レベルは計測した EMG を現在時刻から過去 0.1 [s] 間全波整流積分した後、あらかじめ計測した関節可動域の中立位での最大随意収縮時の整流積分値で規格化し、これを筋収縮レベルと定義した。

実験では被験者の正面に表示用ディスプレイ (Fig. 2.5 参照) を設置し、被験者には筋収縮レベルを一定の値に維持してトルクを発揮するように指示した。なお、筋疲労の影響を抑えるため、本論文では筋収縮レベルを 40% に設定し、下肢運動時の関節トルクを計測した。各関節角度において 2 回計測し、1 回の計測では、発揮された関節トルクとともに、主動作筋から EMG 信号を 10 秒間計

測した。そして、計測した 10 秒間のデータを 1 秒毎に分割し各区間における合計 20 サンプルデータから関節トルクの平均を計算した。被験者は、22～24 歳の男子大学生 3 人と 50 歳男性の 4 人である。Fig. 2.7 に足首関節が 0.349[rad]で底屈を行った時の計測結果の一例を示す。図は上から、腓腹筋から採取した EMG 信号，筋収縮レベル，関節トルクの時間波形である。被験者は関節トルク値（平均:30.1[Nm]，標準偏差:5.27[%]）を 10 秒間ほぼ一定に維持していることがわかる。

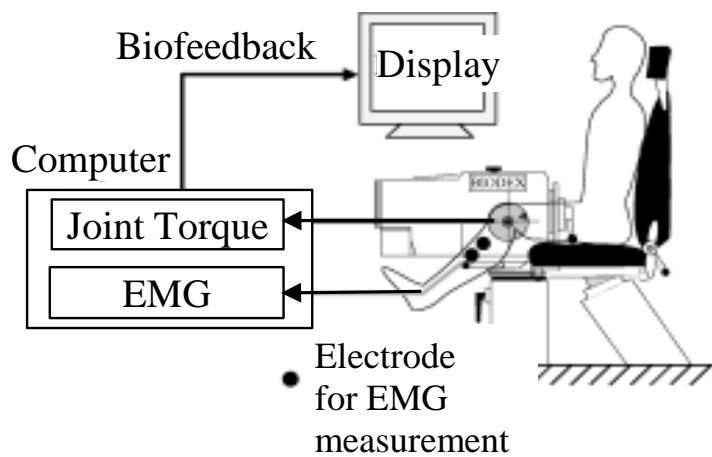


Fig. 2.5 Experimental apparatus

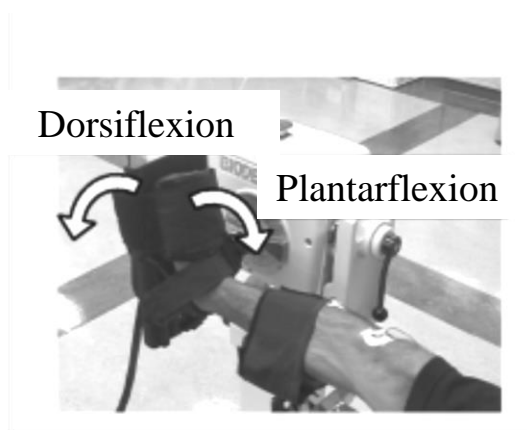


Fig. 2.6 Measurement of joint torque

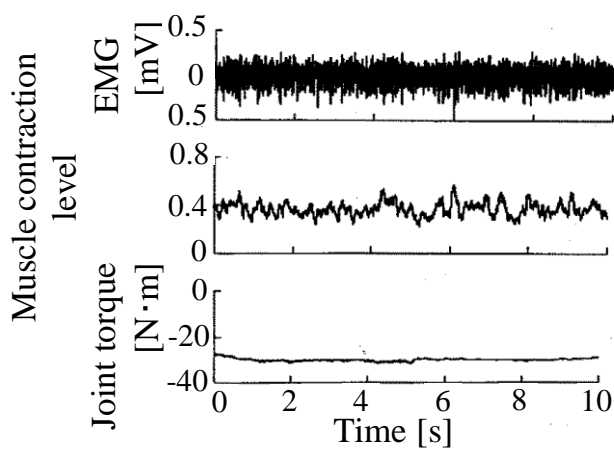


Fig. 2.7 Measurement of joint torque

次に、脚特性を計測した。脚特性は、クラッチペダルを踏み込む時の多関節運動時の足先力を計測した。計測システムは足関節トルク計測に示したものを
用い (Fig. 2.5), EMG は足関節トルク計測に示した方法で計測し, 被験者には
筋収縮レベルを筋疲労の影響を抑えるため, 40%に維持して足先力を発揮する
ように指示した。Fig. 2.8に今回計測した足先力を計測している場面を示す。EMG
計測した主動作筋は, 腓腹筋, 前脛骨筋, 半腱様筋, 大腿直筋である。足先力
を計測した位置は, クラッチペダルの全ストローク領域の中の6ヶ所とした。

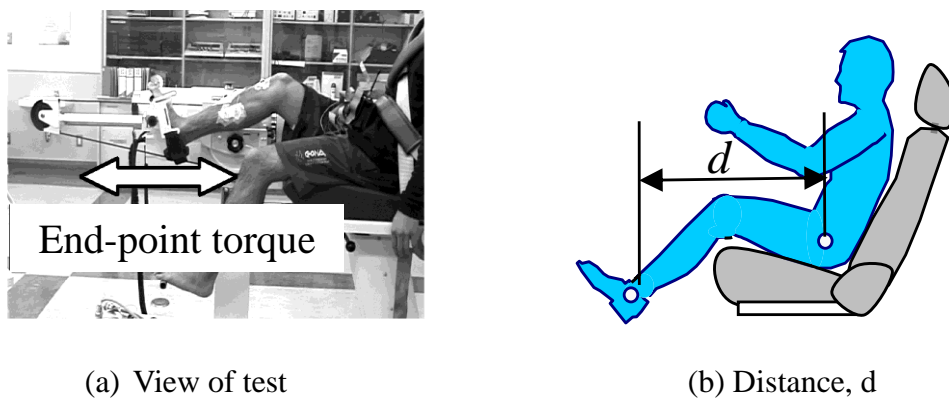


Fig. 2.8 Measurement of end-point torque

2.3 実験結果と考察

2.3.1 上肢特性

Fig. 2.9～2.11に被験者1, Fig. 2.12～2.14に被験者2の実験結果を示す. これらの図は, シフトノブの並進操作を想定し, 被験者がショルダーポイントから下へ220[mm], 200[mm], 150[mm]の計測点における二次元水平面上で, 指定された8方向に対して発揮した最大手先力の実測値(赤点)を示す. これらの図から, 各シフトノブ位置で8方向の力が異なることがわかる. さらに詳細をみると, ショルダーポイントとシフトノブ位置が横方向に近いほど前後方向の力発揮力が大きく, 前方向に比較的遠いほど前後方向の力発揮力が小さいことがわかる. また, 上下方向ではショルダーポイントに近いほど力発揮力が大きいことがわかる. Fig. 2.15にこれらの力発揮力をイメージ図で示す. ショルダーポイントから前方向に450[mm], 下方向に150～200[mm], 横方向に200[mm]以下の位置が最も力が出しやすいことがわかった.

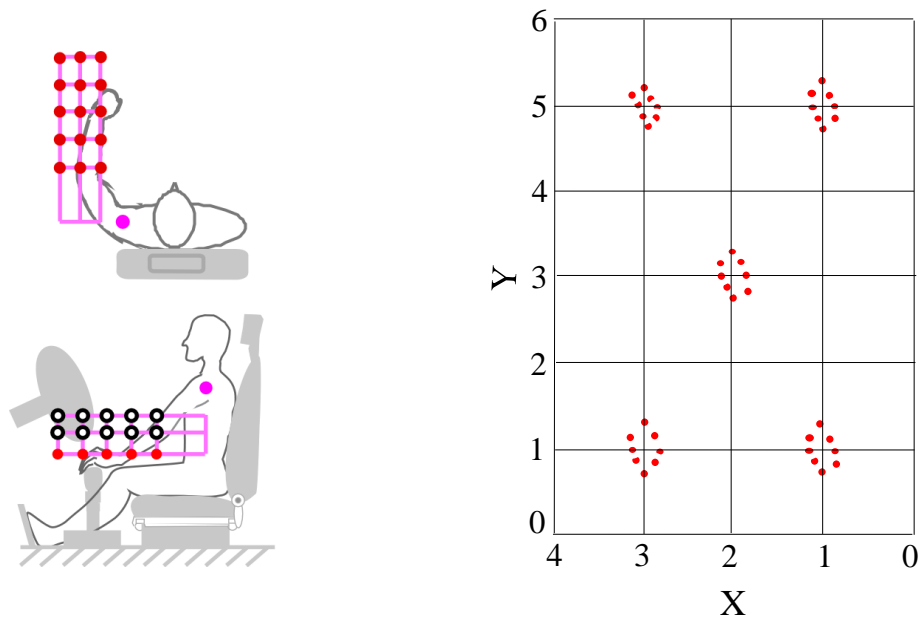


Fig. 2.9 Hand force with shift operation (Subject 1)
 (220 [mm] down from the shoulder point)

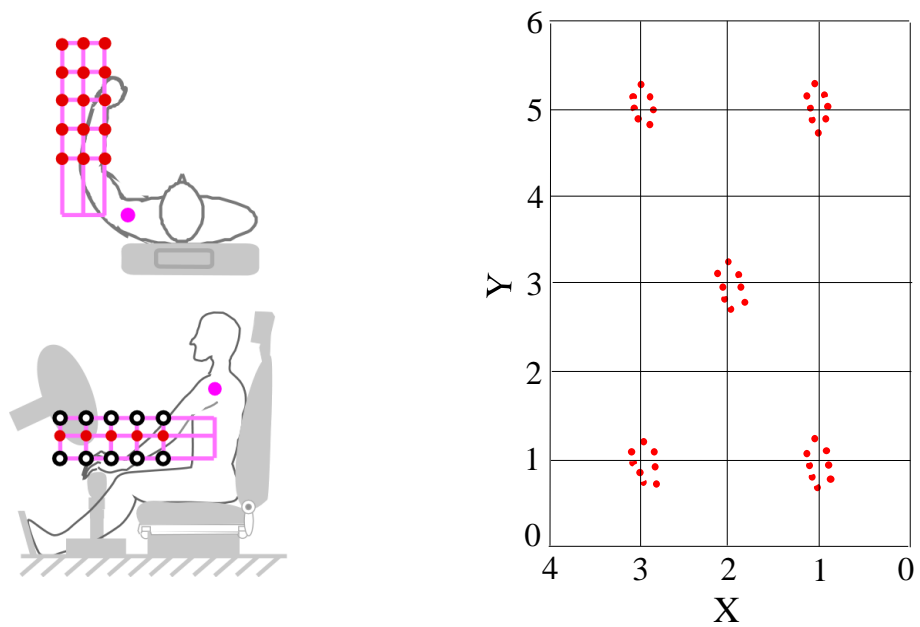


Fig. 2.10 Hand force with shift operation (Subject 1)
 (200 [mm] down from the shoulder point)

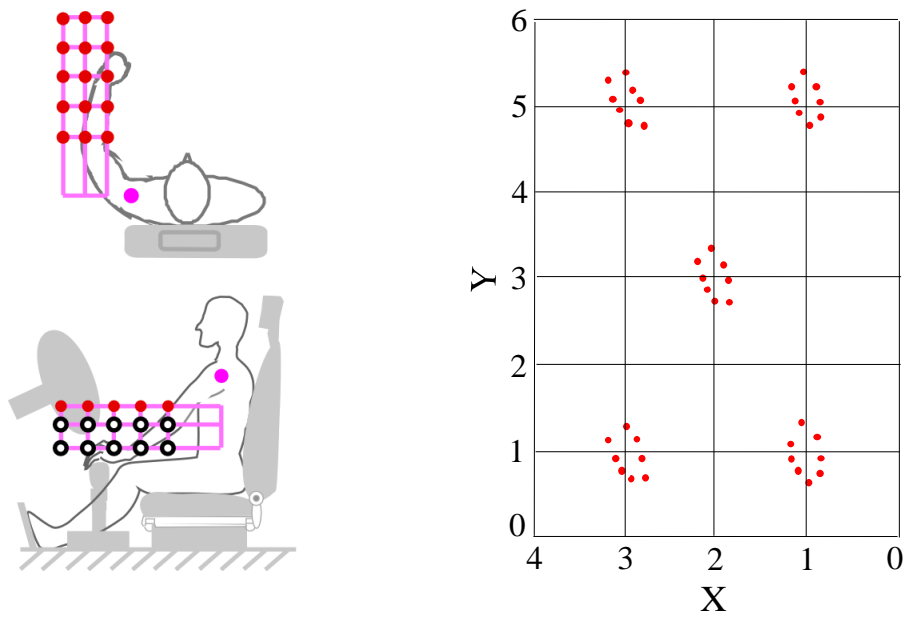


Fig. 2.11 Hand force with shift operation (Subject 1)
(150 [mm] down from the shoulder point)

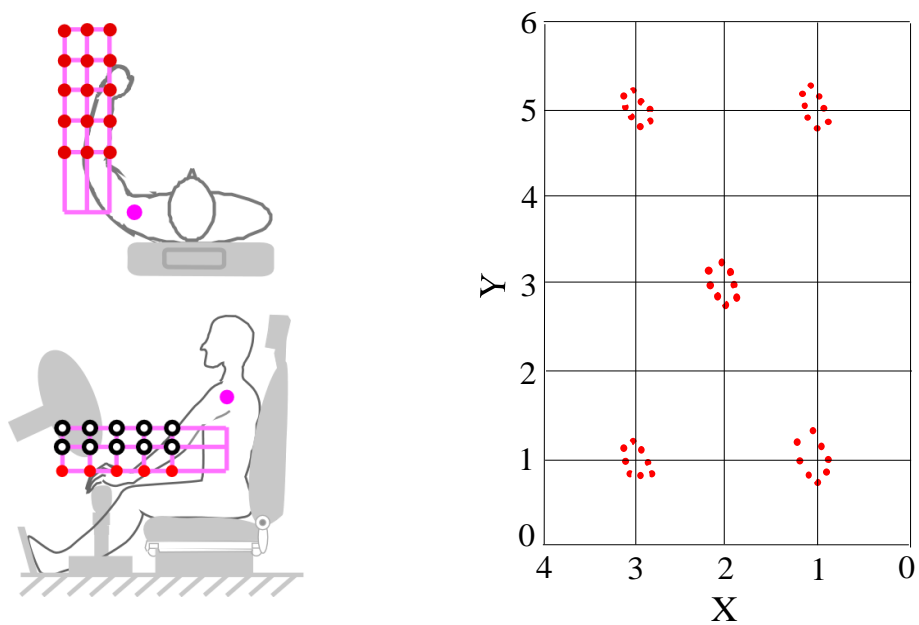


Fig. 2.12 Hand force with shift operation (Subject 2)
(220 [mm] down from the shoulder point)

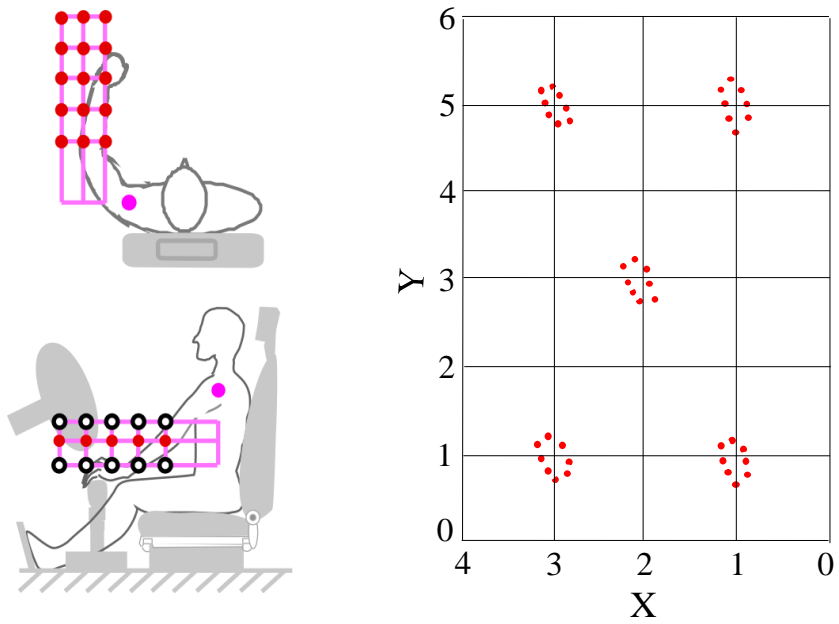


Fig. 2.13 Hand force with shift operation (Subject 2)
(200 [mm] down from the shoulder point)

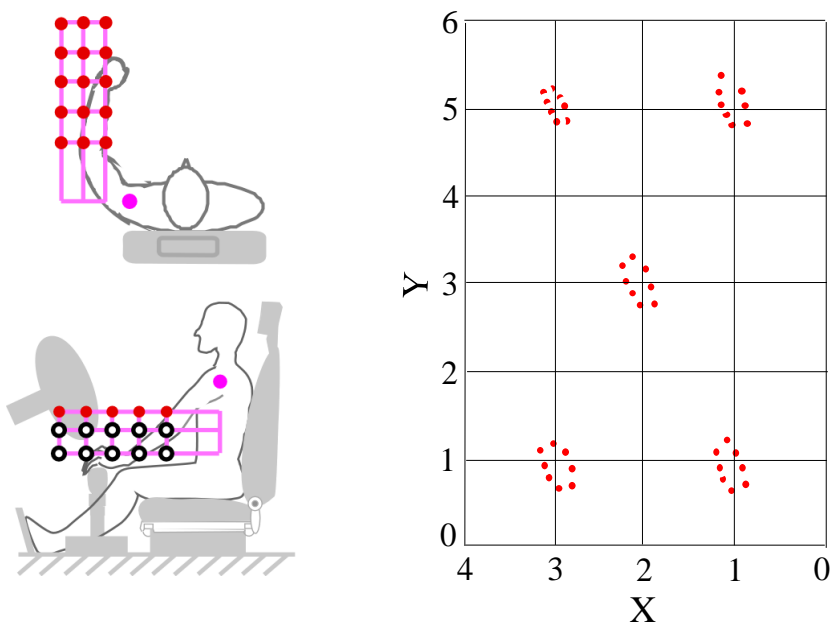


Fig. 2.14 Hand force with shift operation (Subject 2)
(150 [mm] down from the shoulder point)

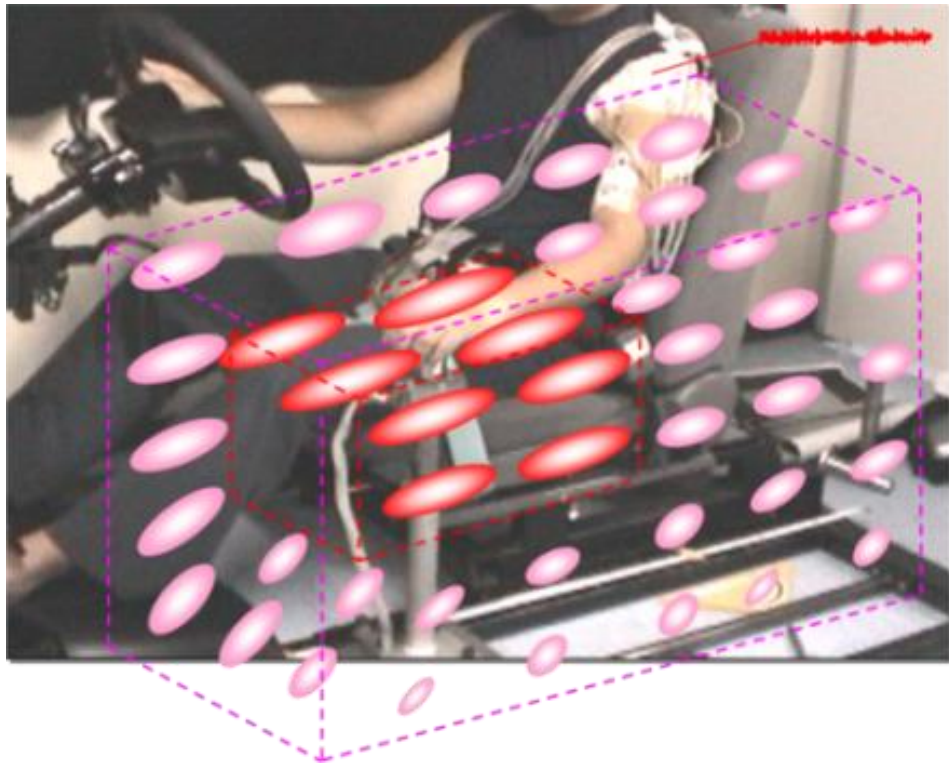
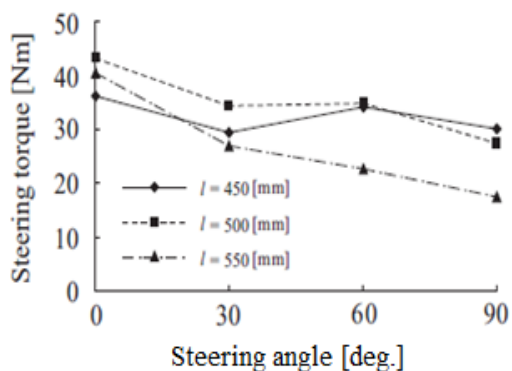
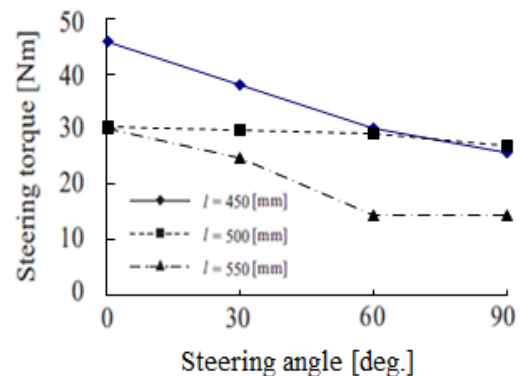


Fig. 2.15 Overall view of hand force with shift operation

次にBIODEXを用いて計測した操舵トルクの結果をFig. 2.16(a), (b)に示す. 個人差はあるものの, 被験者AとBともステアリング回転角度が大きくなるにしたがって操舵トルクが減少する傾向がみられる. Fig. 2.16(a), (b)より30[deg.]あたりまでは比較的大きな操舵トルクを発揮しているが, 全体として回転角度が大きくなるにしたがって減少していく傾向がみられる. 肩関節の中心位置からステアリングまでの距離 l に着目すると, $l=500$ [mm]の場合に, ステアリング回転角度が0から60[deg.]の間で操舵トルクが最も大きいことがわかる.



(a) Experimental results (Subject A)



(b) Experimental results (Subject B)

Fig. 2.16 Evaluation result of the steering wheel torque

2.3.2 下肢特性

Fig. 2.17に、踏み込み (○) と戻し (●) の各足首角度における足関節トルクの絶対値を示す。4人の被験者のどの足首角度でも踏む時の足関節の力は、戻す時の力に比べ強く、どの足首角度でも戻す力は全体的に小さいことがわかる。これは、アクセルペダルを踏む時は力の強い腓腹筋を使い、アクセルペダルを戻す時は力の弱い前脛骨筋を使うことによると考えられる。同じアクセル操作の中でも踏む時と戻す時で異なる筋を使うために、それぞれの力に違いが生じることが明らかになった。

クラッチをつなぐ脚の特性として、被験者4人のそれぞれの足先の位置と足先力を計測した値をFig. 2.18に示す。図は4人の平均値と標準偏差を示す。これらの結果をみると、脚を伸ばした状態から足先を0.1[m]程度縮めた状態 ($d \approx 0.65$ [m]) で、平均的に足先力が最も大きいことがわかる。また、 d が0.65[m] よりも大きい場合の足先力の増減傾向は、 d が0.65[m] よりも小さい場合よりも急激に変化していることがわかる。

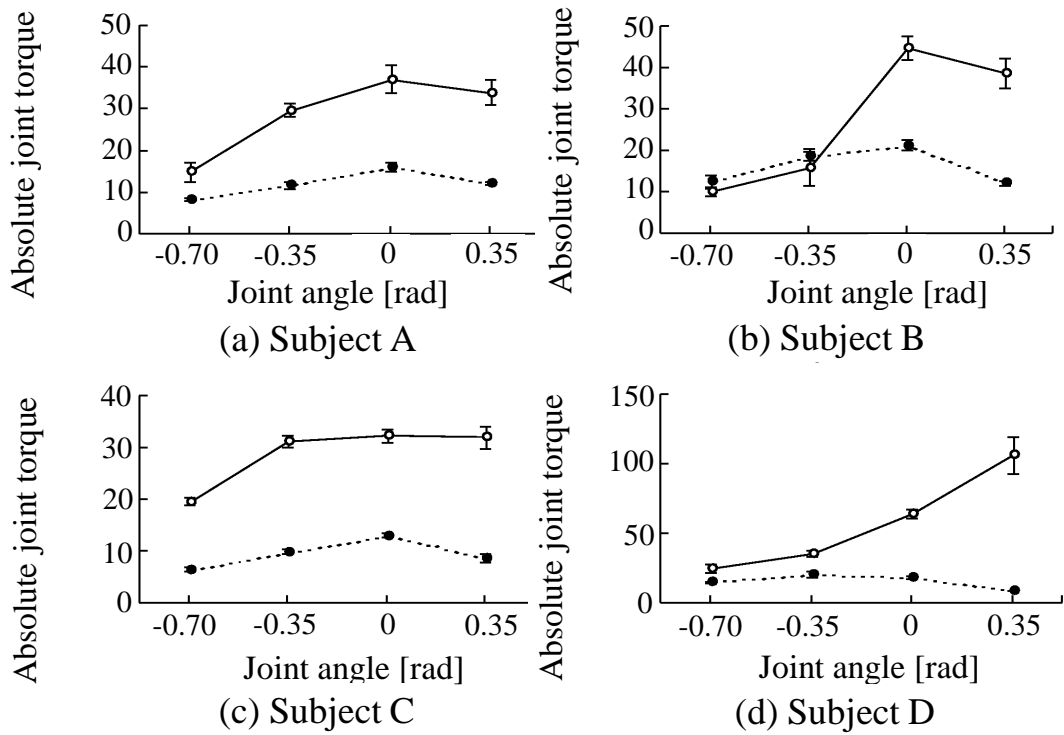
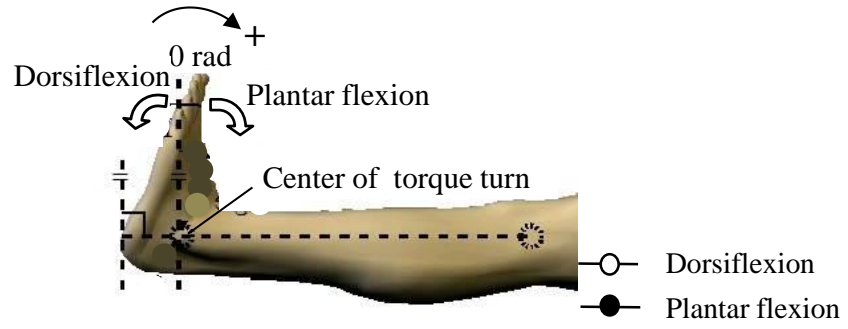


Fig. 2.17 Ankle joint torque

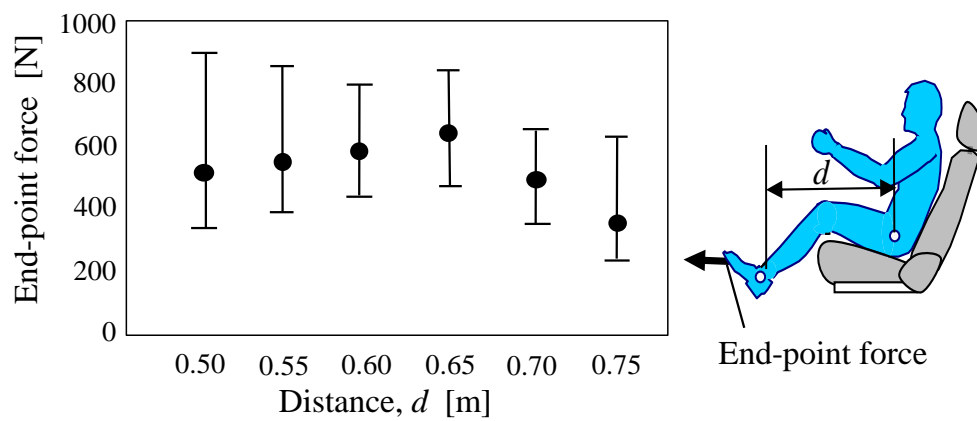


Fig. 2.18 End-point forces by the toe according to the distance between trochanter major and lateral malleolus

2.4 まとめ

本章では、自動車の運転操作機器を操作する際の上下肢の力発揮特性について、定置型の実験装置を用いて手先力と足先力を計測し解析した。その結果、下記のポイントが明らかになった。

- (1) 上肢の並進操作時の手先力は、自動車のシフトノブ位置を想定した位置（男性 45 ヶ所，女性 54 ヶ所）において、手先の発揮力を各 8 方向で計測した結果、ショルダーポイントから前方向に 450[mm]，下方向に 150～200[mm]，横方向に 200[mm]以下の位置が最も力が出しやすいことがわかった。
- (2) 上肢の回転操作時の手先力は、各々 3 通りのステアリング前後位置とステアリングコラム角度を計測した結果、ショルダーポイントから前方向に 500[mm]，ステアリングコラム角度が 15[deg.]付近で力が出しやすいことが明らかになった。
- (3) 下肢の足関節操作の場合、各足関節角度での踏み方向と戻し方向の足先力を、脚操作はクラッチペダルの全ストロークを想定した 6 ヶ所の位置での足先力を計測した結果、足関節操作は、どの足首角度でも踏む力は戻す力に比べて強く、戻す力は全体的に小さい。
- (4) 下肢の脚操作は、脚を伸ばした状態から足先を 0.1[m]程度縮めた状態で足先力が最も大きいことが明らかになった。

今後は、ブレーキ操作時のように、操作初期時は足関節操作が主で、その後、強く踏むごとに脚操作に変化していく場合、総合的な足先力を明らかにしていく必要がある。また、今後のシフト操作は、機械側の特性が小さく滑らかにな

り，手首や指を巧みに操作して複雑な操作になると可能性がある．その際の手先や指先の手先力も明らかにしていきたい．

第3章

楕円体モデルによる手先力予測法の提案

3.1 はじめに

第3章では、生体関節トルク計測を考慮した手先力楕円体モデルで手先力を予測する。シフト操作時の手先力と上肢姿勢を計測し、上肢骨格系を多関節リンクモデル機構でモデル化する。各計測点における手先力の解析評価を行い、楕円体モデルから求めた手先力の理論値と実測値の有効性を検証する。楕円体モデルを用いることにより、実車実験よりも少ない工数で、操作のしやすいシフトレバー位置、ステアリング前後位置、およびステアリングコラム角度の設計が可能となる。

この章の構成は以下の通りである。3.2節では、関節トルク特性を考慮した手先力楕円体の定義とモデル化について述べる。3.3節では、この関節トルク特性を考慮した操作力楕円体モデルによって求めた手先操作力の解析結果を述べる。3.4節では、結論と今後の課題について述べる。

3.2 関節トルク特性を考慮した手先力楕円体モデル

各姿勢における手先操作特性の解析評価を行うため、本研究では上肢骨格系をFig. 3.1のような3リンク7関節から成る多関節リンク機構でモデル化した。そして、Fig. 3.2のように、被験者の左上肢に8個のカラーマーカを配置し、実験中の上肢姿勢を計測した。実験装置はFig. 2.1で使用したのと同じである。以上の実験条件において計測した手先力と上肢姿勢を用い、各計測点における人間の手先操作能力の解析評価を行った。なお、各計測位置における上肢姿勢および手先力として、計測データの最初の3秒間の平均値を用いた。被験者は、男性被験者3名、女性被験者1名の計4名で実施した。各被験者の身長および上肢パラメータをTable 2.2に示す(実験方法は第2章2節の力学特性の計測方法と同様)。

なおすべての実験前には、被験者に実験内容、人体に危害がないこと、およびプライバシー遵守を伝え、ヘルシンキ宣言に則りインフォームドコンセントを得た上で実験を行った。

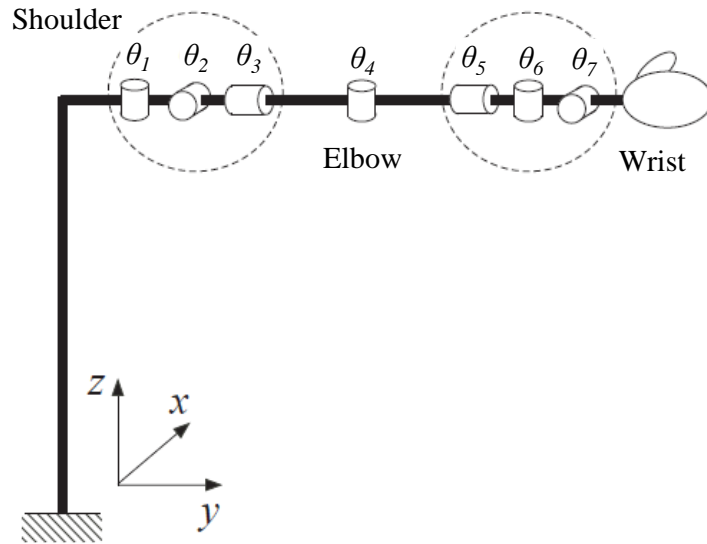


Fig. 3.1 Link model of the upper extremity

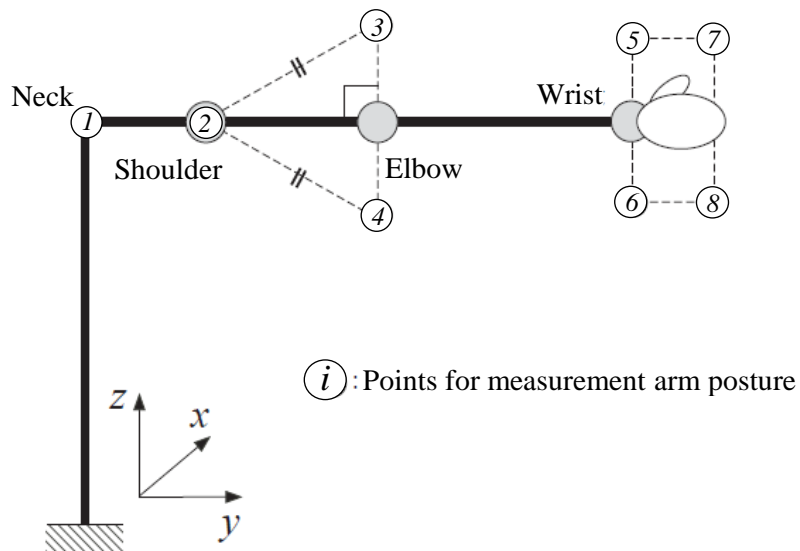


Fig. 3.2 Color markers for measuring arm posture

Fig. 3.1に示す上肢多関節リンクモデルにおいて、リンク先端による発揮力 $f \in \mathfrak{R}^3$ と等価な関節トルク $\tau = J(\theta)^T f$ は、

$$J(\theta) \in \mathfrak{R}^{3 \times 7} \quad (1)$$

で与えられる。ただし、 $J(\theta) \in \mathfrak{R}^{3 \times 7}$ (以下、 J と略記) はリンク先端位置 $x \in \mathfrak{R}^3$ の $\theta \in \mathfrak{R}^7$ に関するヤコビ行列である。一方、各単関節において発揮可能な最大随意トルクに対して、関節が発揮したトルクの大きさの割合を主動作筋の収縮率を用いて関節トルク発揮度ベクトル $\alpha = (\alpha_1, \alpha_2, \dots, \alpha_7)^T \in \mathfrak{R}^7$ と定義する²²⁾。ただし、 $|\alpha_i| \leq 1$ は第 i 関節の最大関節トルクに対する比率、 α_i の符号は関節の回転方向を示す。そして、関節トルクベクトル τ を

$$\tau = T(\theta) \alpha \quad (2)$$

と表現する²²⁾。

ただし、 $T(\theta) = \text{diag.} (\tau_{1j}^{\max}(\theta_1), \tau_{2j}^{\max}(\theta_2), \dots, \tau_{nj}^{\max}(\theta_7))^T \in \mathfrak{R}^{7 \times 7}$ ($j \in \{n, p\}$, n は負の回転方向、 p は正の回転方向を表す。以下 T と略記) は、関節角度 θ において各回転方向に発生できる最大関節トルクの絶対値を要素とする対角行列である。

生体関節トルク特性を考慮した手先操作力楕円体は、式(1), (2) から

$$f^T (JT^{-1})(JT^{-1})^T f \leq 1 \quad (3)$$

で与えられる²²⁾。この楕円体の主軸半径が長い方向には大きな手先力を発生する

ことができ、短い方向には小さい手先力しか発生できない。式(3) で定義された楕円体を用いることにより、人間の筋骨格系を考慮した手先力操作特性の定量的な評価が可能となる。

3.3 手先操作力の解析

まずは、シフト操作時の楕円体モデルを用いて解析した結果の一例をFig. 3.3 に示す。図は、被験者がショルダーポイントから下へ220[mm]の計測点における二次元水平面上で、指定された8方向に対して発揮した最大手先力の実測値（青点）と、上肢姿勢データから求めた操作力楕円体（赤線）を示している。各計測点における楕円体の大きさは、その位置で発揮可能な最大手先力の大きさを示しており、楕円体の向きはその位置から手先力を発揮しやすい方向を示している。計測点から楕円体までの長さは、最大手先力の理論値となる。Fig. 3.3 より、最大手先力による実測値が手先力楕円体の縁に位置しており、人間の手先操作能力をかなり精度良く予測可能であることがわかる。なお、他被験者においても同様なことを確認できた。

一方、Fig. 3.4は楕円体から求めた前後方向（y 軸上）に発揮可能な最大手先力の理論値と、y 軸に対する楕円体の傾き（力を発揮しやすい方向）である。なお、各図の横軸は計測点の番号(Fig. 3.4内の左図参照) を示している。Fig. 3.4 より、この被験者はショルダーポイントから200[mm]下方の計測点において、前後方向へ発揮可能な最大手先力が大きくなることがわかる。また、y 軸に対する楕円体の傾きが大きい位置でも小さくなる傾向が確認できる。

この楕円体から理論上、力の発揮しやすい手先位置を求めると、ショルダーポイントから前方向に450～500[mm]，下方向に150～200[mm]，横方向に200[mm]以下の位置が最も力が出しやすいと考えられる．以上より，この楕円体モデルを用いることで，力が発揮しやすい位置にシフトノブを設計することが可能であることがわかる．

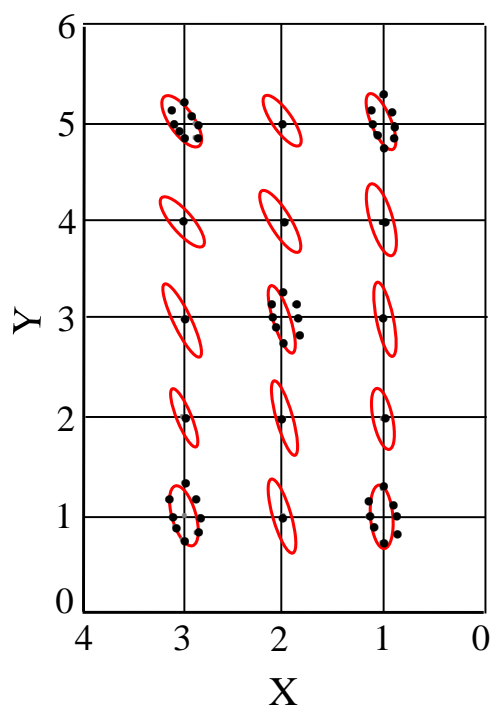
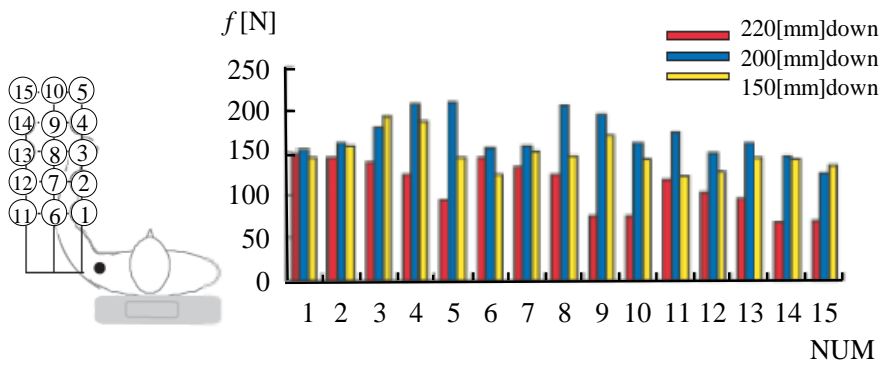
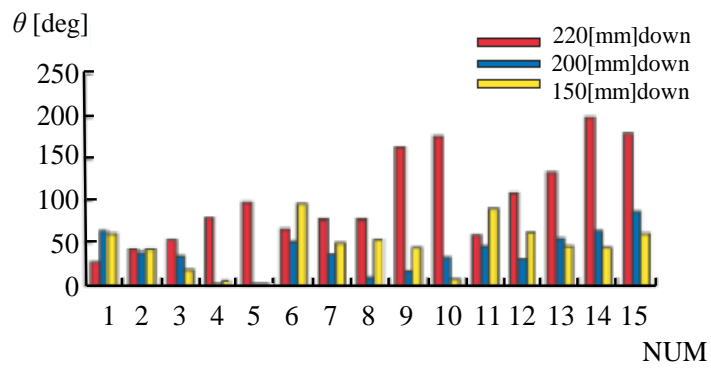


Fig. 3.3 Examples of the force manipulability ellipses with human torque characteristics (220 [mm] down from the shoulder point)



(a) Manipulability hand forces along the y axis



(b) Angles of the main axis of force ellipse from the y axis

Fig. 3.4 Characteristics of force manipulability ellipses

次に、ステアリング操作時の楕円体モデルを用いて解析した結果の一例を Fig. 3.5 に示す。Fig. 3.5 は、ステアリング操作中に計測した上肢姿勢から求めた両腕の手先力楕円体モデルを、ステアリング平面上で評価した結果である。ただし、ステアリングの初期握り位置は、Fig. 3.5 中の R1 と L1 で、 $\phi=15[\text{deg.}]$ である。右手の楕円体長軸は常にステアリングの内側に向いているが、左手においては、ステアリングの接線方向に向いていることがわかる。また、 l が大きくなると上肢が伸びた状態となるので、楕円体長軸が長くなり前後方向の力が増える傾向がみられる。このように、人間は左右の手先操作性を積極的に変化させながら作業を遂行している。

次に BIODEX を用いて計測した操舵トルクの結果を Fig. 3.6(a), (b)に示す。個人差はあるものの、被験者 A と B とともにステアリング回転角度が大きくなるにしたがって操舵トルクが減少する傾向がみられる。一方、Fig. 3.5 の手先力楕円体モデルを用いて評価した操舵トルクを Fig. 3.6(c)に示す。Fig. 3.6(a), (b)より $30[\text{deg.}]$ あたりまでは比較的大きな操舵トルクを発揮しているが、全体として回転角度が大きくなるにしたがって減少していく傾向がみられる。肩関節の中心位置からステアリングまでの距離 l に着目すると、 $l=500[\text{mm}]$ の場合に、ステアリング回転角度が 0 から $60[\text{deg.}]$ の間で操舵トルクが最も大きいことがわかる。よって、第 4 章で述べるベンチ実験は、力が出しやすいと考えられる $l=500[\text{mm}]$ で実施した。また、Fig. 3.6(c)のシミュレーション結果においても同様の傾向がみられることから、提案法により両腕の姿勢からステアリング操作特性をある程度上手く推定評価できることが示された²⁶⁾。

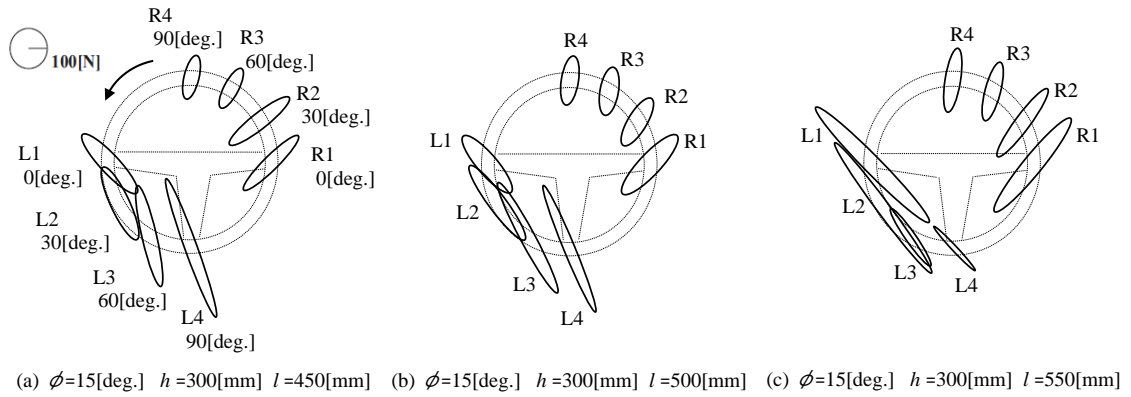


Fig. 3.5 Changes of biologically-inspired manipulability ellipses during steering

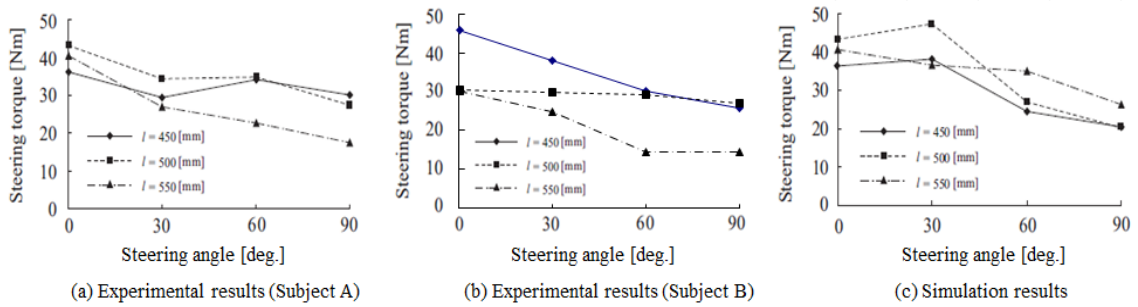


Fig. 3.6 Evaluation result of the steering wheel torque

3.4 まとめ

本章では、生体関節トルク計測を考慮した橈円体モデルを用いて手先力を予測するため、シフト操作時の手先力と上肢姿勢を計測し、上肢骨格系を多関節リンクモデル機構でモデル化した。各計測点における手先力の解析評価を行い、橈円体モデルから求めた手先力の理論値と実績値の有効性を検証し、以下のポイントが明らかになった。

- (1) 橈円体モデルから求めた手先力の理論値と実測値はほぼ同じ傾向を示しており、橈円体モデルは人間の手先操作能力をかなり精度良く予測可能ことがわかった。
- (2) 橈円体モデルを用いることにより、実車実験よりも少ない工数で、操作のしやすいシフトレバー位置、ステアリング前後位置、およびステアリングコラム角度の設計が可能となる。

第4章

ヒューマンマシンマッチングによる

操作系の評価

4.1 はじめに

この章では、2章で明らかにした人間特性と、この章で述べる機械特性とのヒューマンマシンマッチングの考え方で、操作のしやすい操作機器の設計指針を考える。この章のシフト操作とステアリング操作の実験条件は、3章で述べた楕円体モデルを用いて、操作がしやすいと考えられる操作機器の位置を設定した。

この章の構成は以下の通りである。4.2節では、提案するヒューマンマシンマッチング評価法について、運転操作機器を操作する際の上下肢の人間特性（筋活動や力発揮能力など）が、シフト、ステアリング、およびペダルの機械特性（FS特性や位置）を変化させた際に、操作性の良し悪しを比較し人間特性がどのように変化するかを考察する方法を述べる。つまり、提案するヒューマンマシンマッチングについて、人間特性と機械特性のマッチングさせる手法を述べる。4.3節では、上肢特性と自動車シフトの機械特性について、4.3.1節は、MTシフト操作時の人間特性（筋電位測定と上肢の動き）の測定方法と、機械特性（FS特性とFT特性）の測定方法を述べる。4.3.2節は、測定した人間特性と機械特性をマッチングさせた結果と考察を述べる。4.4節では、上肢特性と自動車ステアリングの機械特性について、4.4.1節は、機械特性（前後位置とステアリン

グコラム角度)を変化させた時のステアリング操作時の人間特性(筋電位測定, 上肢の動き, 体圧分布)の測定方法を述べる. 4.4.2節は, 測定した人間特性と機械特性をマッチングさせた結果と考察を述べる. 4.5節では, 下肢特性と自動車ペダルの機械特性について, 4.5.1節は, アクセルペダル, クラッチペダル, アクセルペダルからブレーキペダルへの踏み替え操作時の人間特性(筋電位, 上肢の動き, 体圧分布)の測定方法と, 機械特性(FS特性とペダル配置)の測定方法を述べる. 4.5.2節は, 測定した人間特性と機械特性をマッチングさせた結果と考察を述べる. 4.6節では結論と今後の課題について述べる.

4.2 提案するヒューマンマシンマッチング評価法

車の操作機器を設計するためには, 人間の身体的特徴を的確に捉えた人間側の特性と, ペダルやシフト操作に代表される機械側の特性とをマッチングさせることが重要になる. この考え方をヒューマンマシンマッチングと呼ぶ. この概要図を Fig. 4.1 に示す.

自動車の上肢操作は, マニュアルトランスミッション(以下 MT と略記)とオートマチックトランスミッション(以下 AT と略記)のシフト操作とステアリング操作に大別される.

まずは, シフト操作を取り上げ操作性の向上を試みる. このうち MT 車と AT 車に共通する前後に押し引くという並進操作に着目し, AT 車のシフト操作は変速操作が自動で行われ運転中の操作頻度は少ないため, MT シフト操作を取り上げ, 上肢多関節を使った並進操作に対して, シフトレバーの機械特性と結びつけ操作性を向上することを考える. シフト特性が人間の上肢の力発揮特性と筋

活動に与える影響を実験的に解析し、この並進操作における手先発揮力と筋活動の人間特性を明らかにした上で、走行中のダイナミックなシーンにおける上肢の運動とシフトレイアウトの関係、および機械特性である FT 特性と FS 特性とのヒューマンマシンマッチングによるシフト操作性の設計指針を明らかにすることを試みた。まず、生体関節トルク特性を考慮した手先力楕円体モデルを用いて、シフト操作がしやすいシフトノブの位置を実験的に考察した後、シフトノブ位置における上肢の筋負担の影響、FT 特性における操作速度と操作力の関係、および FS 特性と筋負担との関係を解析した。

次に、上肢のステアリング操作を取り上げ、上肢の多関節を使った回転操作とステアリングの機械特性を結びつけ操作性を向上することを考える。まず、回転操作における手先力と筋活動の人間特性を明らかにした上で、走行中のダイナミックなシーンにおける上肢運動とステアリングコラム角度とのヒューマンマシンマッチングによるステアリング操作性の設計指針を明らかにすることを試みた。関節トルク特性を考慮した手先力楕円体モデルを用いて、ステアリング操作がしやすいステアリングコラム角度を実験的に考察した後、ステアリングコラム角度における上肢の筋負担、および体圧分布や両腕の動きとの影響を解析した。

最後に、下肢操作を取り上げる。自動車のペダル操作は、アクセルペダル操作、ブレーキペダル操作、アクセルペダルからブレーキペダルへの踏み替え操作、クラッチペダル操作に大別される。このうちブレーキペダル操作は、下肢特性と機械特性をマッチングするだけでなく、減速時の加速度の調整やタイヤと路面の摩擦のコントロール、また、自動車の特徴に応じた特性等の感覚的で感性的な側面を含む。本論文では、下肢特性と機械特性に注目するため、ブレーキペダル操作を除く 3 つの操作を取り上げる。ペダルの操作性を下肢操作と

して考えると、下肢操作としては一般的に、足関節操作、脚操作、踏み替え操作の3つに大別できる。この3つの下肢の操作に対して、アクセルペダル操作、クラッチペダル操作、アクセルペダルからブレーキペダルへの踏み替え操作の機械特性と結びつけることで、操作性を向上するヒューマンマシンマッチングのあり方を考える。なお、アクセル操作においても加速時の加速度調整という感覚的な要素を含むが、本論文では主動作の踏むというペダル操作のみに注目する。また、近年では、米国や日本ではオートマチック車（以下 AT 車と略記）が主流になっているが、2007年の欧州市場ではマニュアルトランスミッション車（以下 MT 車と略記）が約85%、世界市場では約40%を占めており、クラッチ操作は今後も重要と考える。AT車のアクセルとブレーキ操作はMT車と共通の操作であり、AT車を含む全ての自動車に適用できると考える。

そこで、本稿では自動車の下肢操作を、足関節操作、脚操作、踏み替え操作の3つに分けて、ペダル特性が人間の下肢の力発揮特性と筋活動に与える影響を実験的に解析した。下肢による自動車運転の基本操作は、足関節操作の場合アクセルペダルによる微調整の操作を、脚操作はクラッチペダル踏みの下肢全体の大きい操作を、踏み替え操作はアクセルペダルからブレーキペダルへの足関節による踏み替え操作を想定した。これらの3つの下肢操作における関節トルクと筋活動の人間特性を明らかにした上で、自動車の走行時におけるダイナミックなシーンにおける下肢や下肢の周囲の動きを解析し、ペダルのForce-Stroke（以下 FS 特性と略記）特性やレイアウトの機械特性とのヒューマンマシンマッチングによるペダルの操作性の設計指針を明らかにすることを試みた。

これらの自動車の運転操作と上下肢操作の全体の関連図をFig. 4.2に示す。

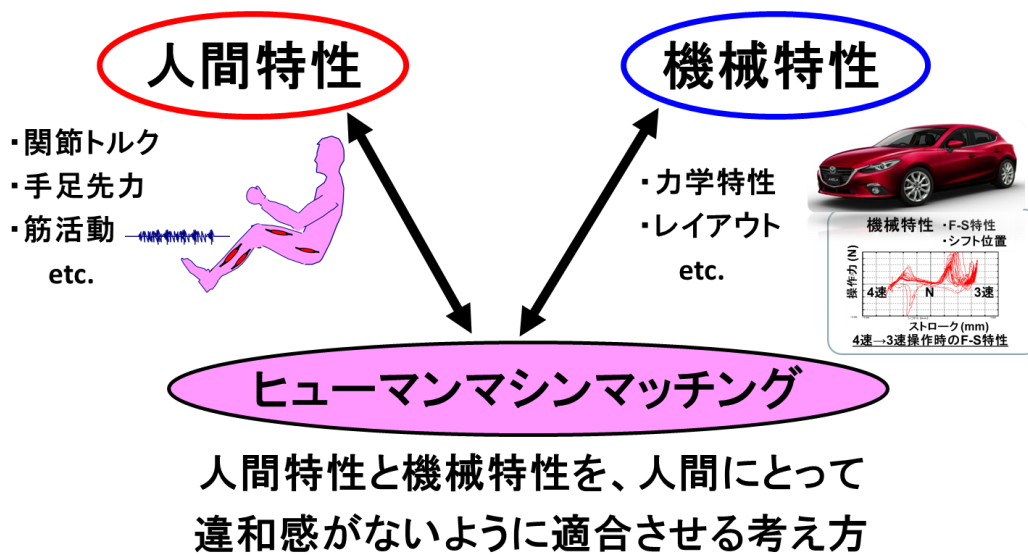


Fig. 4.1 Concept of human-machine matching

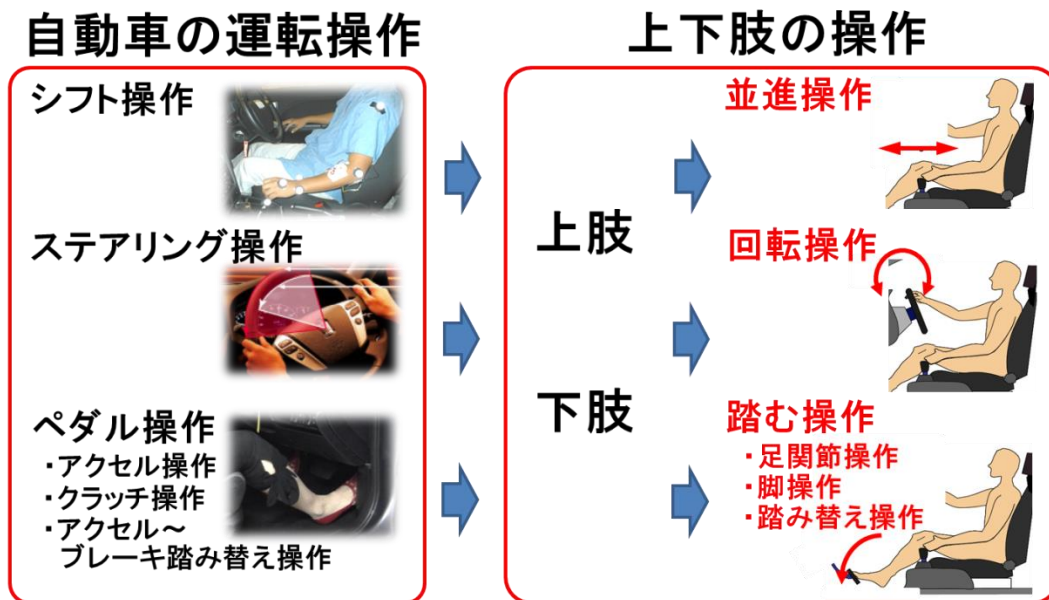


Fig. 4.2 Correlation of vehicle operations and lower/upper limb operations

4.3 上肢特性と自動車シフトの機械特性

4.3.1 実験

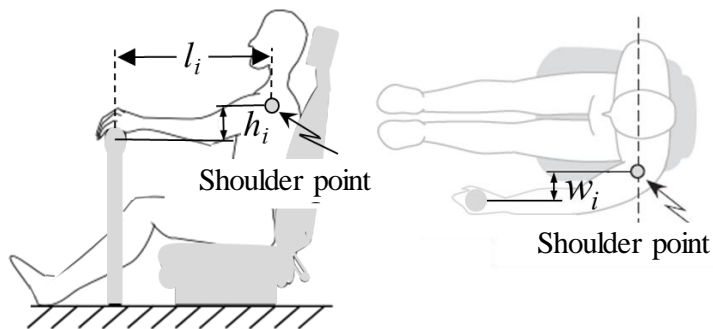
シフトノブ位置が上肢に及ぼす影響を調べるために、シフトノブ位置が異なるA車とB車のそれぞれのシフトノブ位置(Table 4.1)での上肢の筋活動を測定した。筋電位の測定は、銀塩化銀電極(GE marquette 製, バイオロード SDC-H)を用い、双極誘導の電極間隔を25mmに設定した。電極の位置は、筋電図のための解剖ガイド²⁷⁾を参照し、Fig. 4.4に示すようにシフト操作時に活動すると考えられる代表的な筋、(1)橈側手根屈筋、(2)尺側手根屈筋、(3)上腕二頭筋、(4)上腕三頭筋、(5)三角筋前部、(6)三角筋中部、(7)三角筋後部、(8)大胸筋の8ヶ所とした。実験は、各被験者の電極等の貼り替えを行わず、同一日に連続して計測した。A車とB車のシフトノブ位置はTable 4.1に示す通りである。また、実験後にA車とB車のシフトノブ位置での操作性の官能評価を実施し、どちらの操作性が良いかを被験者に回答させた。

次に、シフト操作時間の違いによる操作力の変化の影響を調べるために、シフトノブ位置の異なるA車とB車のシフト操作時間毎の操作力を計測した。シフトノブを4速から3速へ一定速度で押しした際の操作力を計測し、操作時間と操作力の線図を作成した。そして、シフトノブ位置がほぼ同じでFS特性が異なるB車とC車において、上肢の筋活動の関係を解析した。FS特性は荷重計を用いてシフトノブ中心を一定速度で押し、同時にストロークを計測し、操作力とストローク値の線図を作成した。また、操作した際の上肢の筋活動は筋電位により評価し、筋電位の測定は前述のシフトノブ位置が上肢に及ぼす影響の実験と同様である。

なおすべての実験前には、被験者に実験内容、人体に危害がないこと、およびプライバシー遵守を伝え、ヘルシンキ宣言に則りインフォームドコンセントを得た上で実験を行った。

Table 4.1 Location of the shift knob for each of Vehicle A and Vehicle B

Length between a shoulder point and neutral position of shift nob (the subscripts m and f denotes male and female, respectively)	Vehicle A	Vehicle B
w_m, w_f [mm]	175, 140	204, 163
h_m, h_f [mm]	185, 185	252, 252
l_m, l_f [mm]	475, 380	441, 353



4.3.2 結果と考察

次に力の発揮しやすさが異なるシフトノブ位置での上肢筋負担への影響を考える。A車とB車のシフトノブ位置で、最大手先力を楕円体で評価すると、シフトノブ位置がニュートラル位置でA車は195[N]、B車は120[N]となる。このことからA車の方が力を発揮しやすいことがわかる。では、実際にA車とB車のシフトノブ位置で上肢の負担に差があるのか、Fig. 4.3にそれぞれの位置で操作した際の上肢の筋電図を示す。全ての被験者は同様な結果であり、Fig. 4.3には被験者1の結果を示した。この筋電位の計測部位は、A車とB車の差が顕著に表れている尺側手根伸筋、上腕二頭筋、三角筋中部の3か所である。B車に比べてA車の筋電位の振幅が明らかに小さくなっており、弱い力で操作していることがわかる。力が発揮しやすいA車の位置にシフトノブを配置するだけで、上肢の負担を小さくして操作ができるのである。全ての被験者の官能評価結果は、A車の方が操作がしやすいと回答しており、筋電位の測定結果と一致する。

また、Fig. 4.4は、8ヶ所の筋について、前後方向のシフト操作時の筋負担の差を表している。前方向の筋負担が大きい、後ろ方向の筋負担が大きい、前後方向の筋負担がほぼ同じの3つに区分して表示しており、操作性が良いと感じたA車は、前後方向の筋負担がほぼ均一となる部位が多い。一方、B車は後ろ方向の筋負担が大きい部位が多いが、前方向の筋負担が大きい部位も存在する。A車は、手先の発揮力がシフト操作力よりも比較的大きく筋負担に余裕があるため、前方向と後方向の両操作で同レベルの筋負担を示していると考えられる。一方、B車は、後方向操作時の三角筋中部の筋電位が大きい。これは、尺側手根伸筋と上腕二頭筋の筋活動に余裕がなく、A車の操作では使わなかった筋を使用しているためである。これらのことから、操作性を良くするためには、手先の力発揮

特性を考慮した筋活動に余裕のあるシフトノブ位置にレイアウトし，前後方向操作時の筋負担のバランスを等しくすることが重要である。

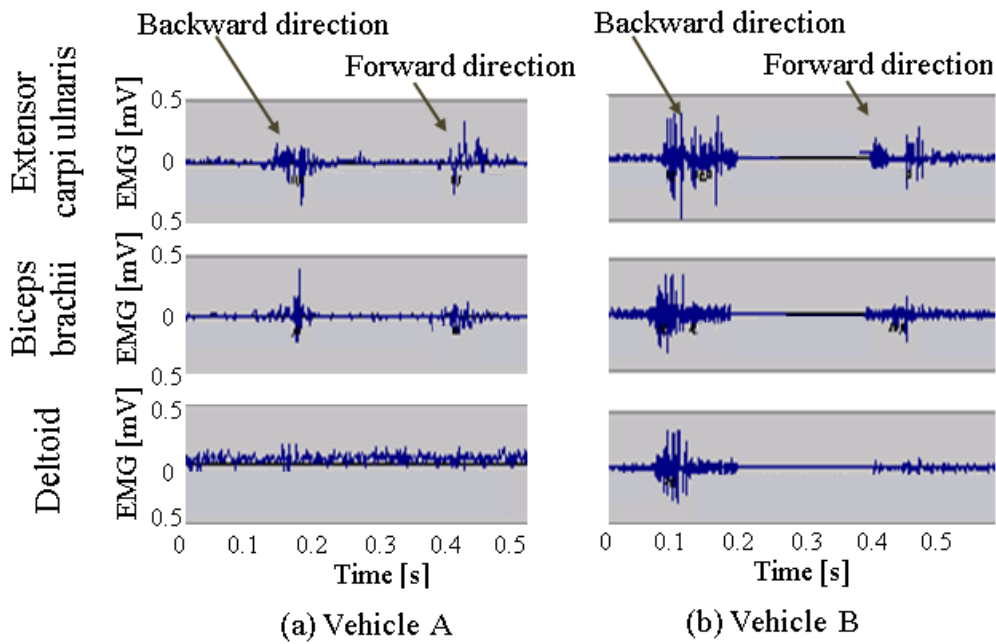


Fig. 4.3 EMG measurements in each of vehicle A and vehicle B

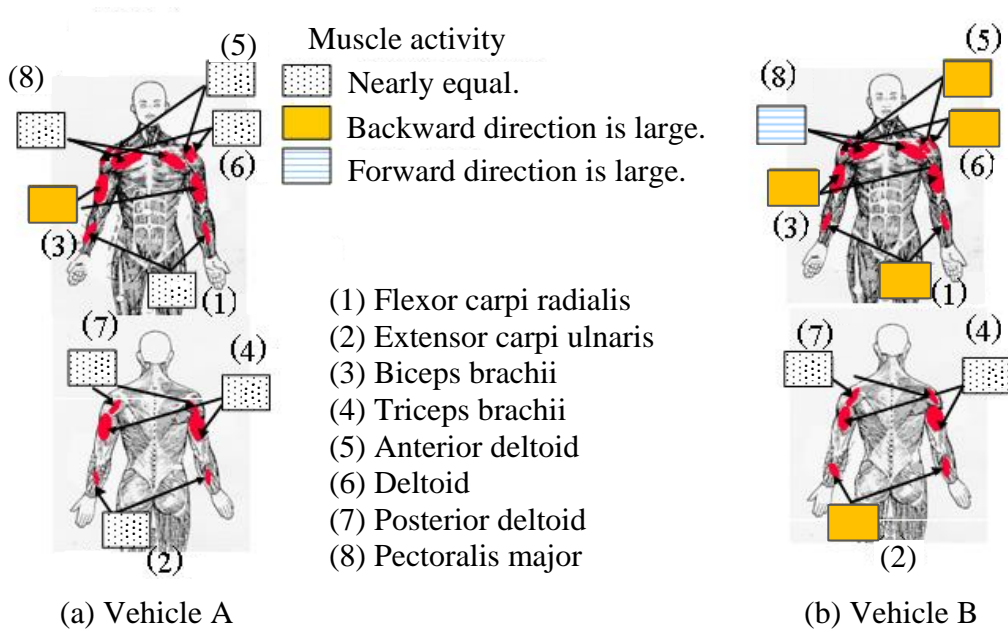


Fig. 4.4 Comparison of EMG measurements between vehicle A and vehicle B

前節までは手先力の発生に注目したが、次に操作速度が操作荷重に影響するFT特性と人間特性を考える。Fig. 4.5に、A車とB車のそれぞれのシフト操作時間毎の操作力と人間の手先力との関係を示す。図中の曲線はシフト操作時間毎の操作力線図であり、横線は楕円体から求めた人間の最大手先力の約15[%]の力を示している。なお、シフトノブの位置は3速位置と4速位置で評価した。一般に連続した操作を繰り返し行う際に、人間が疲労を感じ難く快適に出すことができる力は、最大筋力に対し約15[%]以下²⁸⁾と言われており、これを快適な力の上限値としFig. 4.5に横線で示した。シフトの操作時間は0.1~0.3[s]でありその操作時間範囲を図中に示した。

Fig. 4.5のA車とB車を比較すると、A車の場合、人間が疲労を感じ難く快適に出せる力（図中横線）は、シフト操作力（図中曲線）を上回っている。B車の場合、4速から3速へと前方向に操作する時の人間が快適に出せる力（図中横線）は、シフト操作力（図中曲線）を下回っていることがわかる。快適な操作のためには、上肢に過剰な負担がかからないように人間が快適に出せる力が操作に必要なとされる力を上回ることが必要である。このためには、Fig. 4.5 (a)(b)のA車のように広い操作速度の範囲で、手先力が操作に必要な力より大きくなるようにシフトの位置を変更する、もしくは、操作の速い速度領域ではトランスミッション内のシンクロ機構により操作力が大きくなるので、シンクロ機構の改善等で操作に必要な力を小さくする等の機械側の特性を人間側にマッチングするよう設計する必要がある。

また、シフトの引き始めと引き終わりで発揮できる力が大きく変化する位置にシフトノブを配置すると、Fig. 4.5 (b)のB車のように人間特性が大きく変化してしまい、スムーズさを感じない。手先力が引き始めと引き終わりでほぼ等しくなるような位置にシフト位置を設計することで、人間と機械がマッチングす

るのである。このように、人間の手先力に合わせたシフト位置や適切な変速操作力の設計が重要である。

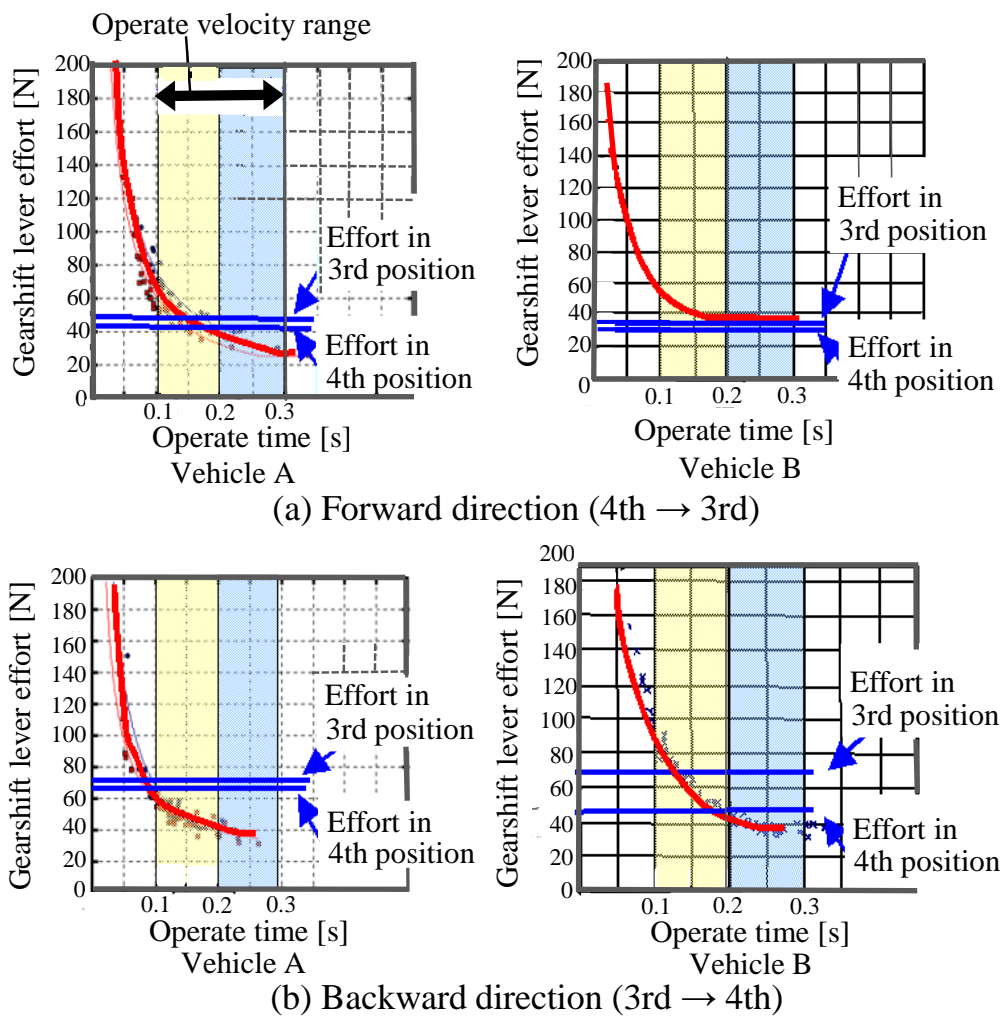
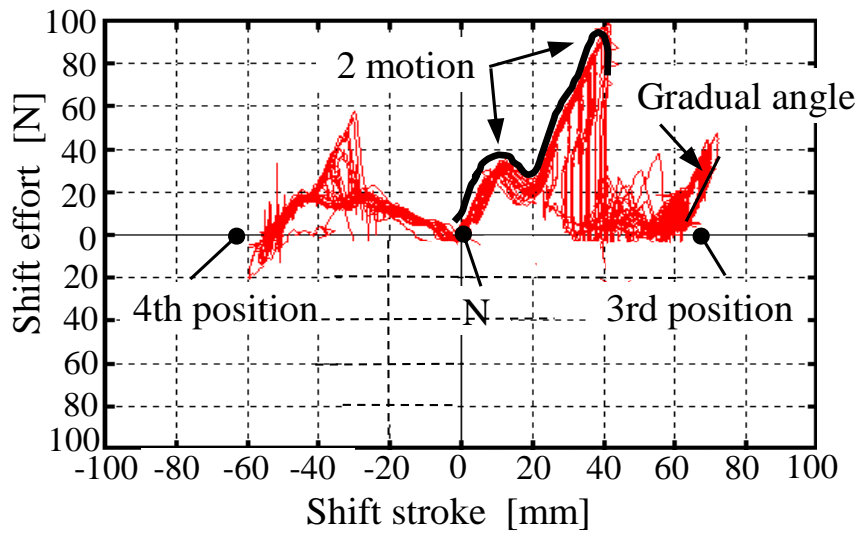


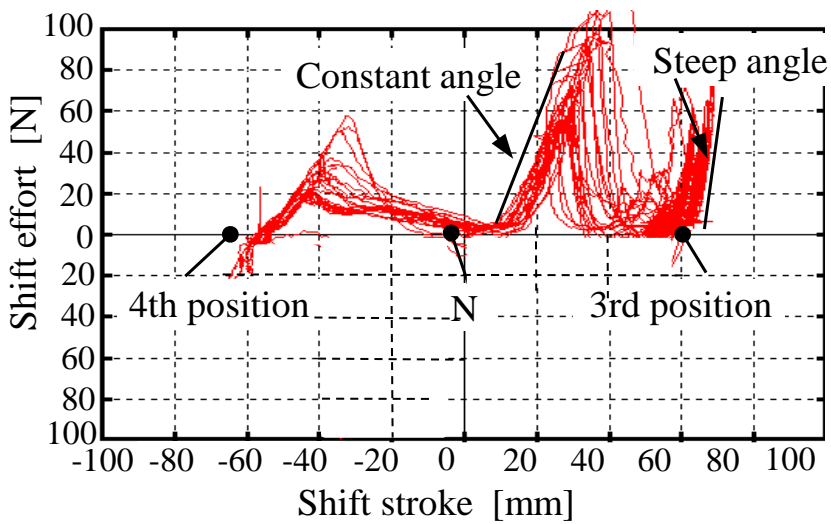
Fig. 4.5 Relationship between gearshift lever effort and operate time

最後に、FS特性と人間特性について考える。シフトノブ位置がほぼ等しいB車とC車のシフトのFS特性をFig. 4.6に示す。FS特性は機械特性であるため全ての被験者は同様の結果であり、Fig. 4.6には被験者1の結果を示した。Fig. 4.6はシフト位置を4速から3速へ操作した際の各ストロークでのシフト操作力で、操作速度を0.05~0.3[s]まで変更したときの線図を示している。B車のFS特性の特徴は、シフト位置がニュートラル位置から3速位置に移行する際の傾きが変化し2段になっている点である。また、3速シフト時の傾きが緩やかであることも特徴的である。C車の特徴は、ニュートラル位置から3速位置に移行する際の傾きが一定の角度であり、3速シフト時の傾きがやや急であることが特徴である。

B車とC車の4速から3速シフト操作時の時間毎のシフト操作力の変化と、その操作時間に連動した上肢の円回内筋の筋電位をFig. 4.7に示す。全ての被験者は同様な結果であり、Fig. 4.7には被験者1の結果を示した。図中の矢印は3速シフト時を示している。この図から、C車に比べてB車の3速シフト操作時の筋電位が全体的に大きく波形の乱れも大きいことがわかる。FS特性と筋電位の関係を見ると、B車とC車のシフト操作力の最大値が約80[N]でほぼ等しいのに対しB車の筋電位が大きい。この要因は、C車の操作力が一定の傾きで増加するため上肢の筋が操作力の変化を予測しやすいのに対し、B車は操作力の傾きが2段になっているため操作力の変化の予測が困難となり、筋が過剰に反応しているためと考えられる。また、B車の3速シフト操作後の筋電位が大きい要因は、操作力の傾きが緩やかなため操作完了後のしっかりとした感じが少なくシフト操作を止める筋が活動していると考察できる。このように、シフト位置が同じでもFS特性が異なると上肢の負担が異なるので、操作の負担を少なくするためにはFS特性を考慮する必要がある。

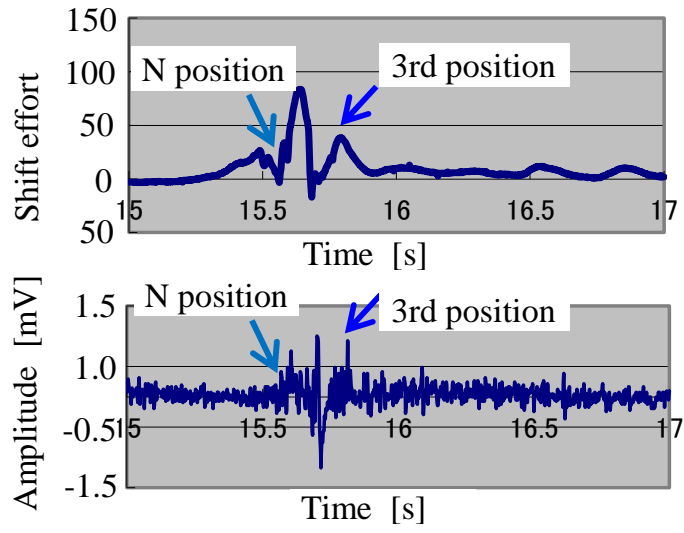


(a) Vehicle B

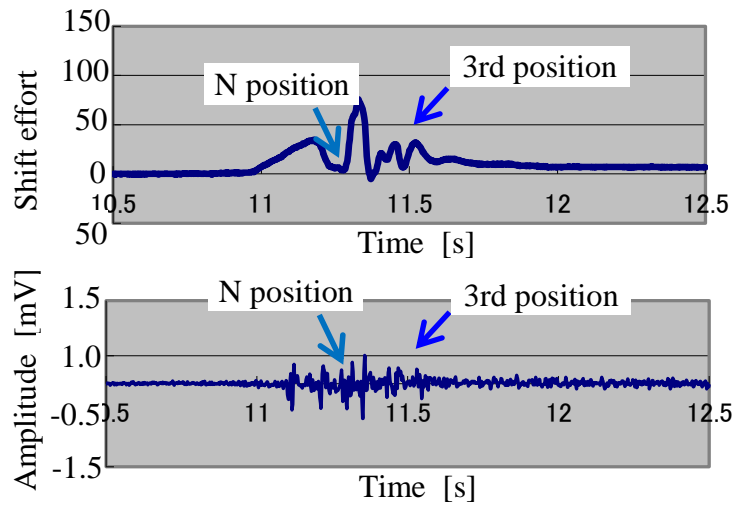


(b) Vehicle C

Fig. 4.6 Accelerator FS characteristics



(a) Vehicle B



(b) Vehicle C

Fig. 4.7 Muscle activity in 3rd shift position

4.4 上肢特性と自動車ステアリングホイールの機械特性

4.4.1 実験

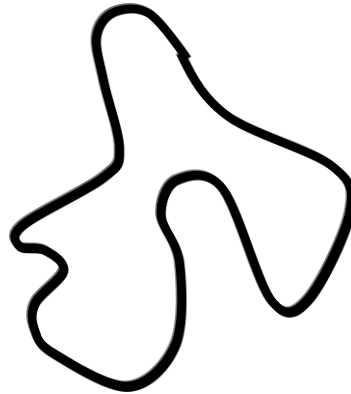
ステアリングコラム角度を自由に設定することができる実験車両を試作し、実走行による操作のしやすさを評価した。実験車両はセダン 2000[cc]クラスで、試験路は Fig. 4.8 に示す 1 周 1.0[km] の操舵路で、車速は 50[km/h] 以下とした。自動車のステアリング操作では実際の運転シーンを網羅的に評価する必要があるため、一般のカーブや直線路を含む試験路で実験を行った。自動車の設計可能な範囲で詳細に評価するため、ステアリングコラム角度を $\phi=10, 13, 14, 15, 16, 18, 20, 23$ [deg.] の 8 段階まで変化させ、操作が最も良いと感じる角度を被験者に選択させた。被験者は男性 10 名/女性 5 名で、それぞれ平均身長 173[cm]/156[cm]、標準偏差 3.79[cm]/3.54[cm]、平均年齢 37.1 歳/31.6 歳、体格はいずれも中肉中背で健康状態は良好で、一定レベルの運転教育を受けているものとした。着座位置、ステアリングの上下前後位置は、被験者が最も操作がしやすいと感じた好みの位置にセットした。

また、同時に筋電位を計測した。筋電位の計測システムは、EMG 用アンプ(NEC メディカルシステムズ(株)製, MT11, サンプリング周期:1kHz, 増幅率:5000 倍, ADC:16bit, 記録装置:PC ハードディスク)と銀塩化銀電極(GE marquette 製, バイオロード SDC-H)を用い一対の電極を 25[mm]間隔に装着した。電極位置は、筋電図のための解剖ガイド²⁷⁾を参照し、Fig. 4.9 に示すようにステアリング操作時に使用されると考えられる代表的な腕の筋、(1) 橈側手根屈筋、(2) 尺側手根伸筋、(3) 指伸筋、(4) 円回内筋、(5) 上腕二頭筋、(6) 三角筋前部、

(7) 三角筋後部, (8) 腹直筋の 8 ヶ所とした. シート背もたれ部の体圧分布の測定は, 10[mm]間隔に置かれた 48×44 個の感圧点で構成されたセンサーシート (ニッタ(株)製・BIG-MAT 圧力分布測定システム) をシート背もたれ部に装着した. 実験は電極等の張り替えを行わず同一日に連続して行った.

次に, 双腕の力発揮特性が上肢に及ぼす影響を調べるために, 実車走行した操作機器と同じレイアウトを模擬したベンチ実験装置による実験を行った. 実験概要を Fig. 4.10 に示す. ステアリングの直径は 370[mm]で, 握り径は 45[mm], 操作トルクはステアリングからの反力トルク 5.8[Nm]で一定とした. 前後位置はショルダーポイントから前方に 500[mm]の距離に設定した. 高さについてはステアリング中心をショルダーポイントから 32[mm]下方とした. 人間特性を広く評価し解を一般化するために, ステアリングコラム角度を $\phi=5.5, 10, 15, 20, 23, 28$ [deg.]まで実車実験よりも広く 6 段階で変化させ, それぞれの角度ごとの上肢の筋電位とシート背もたれ部の体圧分布を計測した. 筋電位の計測方法は走行評価と同様である. 被験者は American male 50%ile (AM50%)²⁹⁾ の体型に近い男性 4 名で, 平均身長 172[cm], 標準偏差 1.63[cm], 平均年齢 35.3 歳とした. また同時に, 官能評価として各ステアリングコラム角度での操作のしやすさを評価した. 評価は 7 段階で, 非常に操作がしやすい場合を 3 点, かなり操作がしやすいを 2 点, やや操作がしやすいを 1 点, どちらでもないを 0 点, やや操作がしにくいを -1 点, かなり操作がしにくいを -2 点, 非常に操作がしにくいを -3 点とした.

なおすべての実験前には, 被験者に実験内容, 人体に危害がないこと, およびプライバシー遵守を伝え, ヘルシンキ宣言に則りインフォームドコンセントを得た上で実験を行った.



Handling test track, 1.0km/circle

Fig. 4.8 Schematic view of course

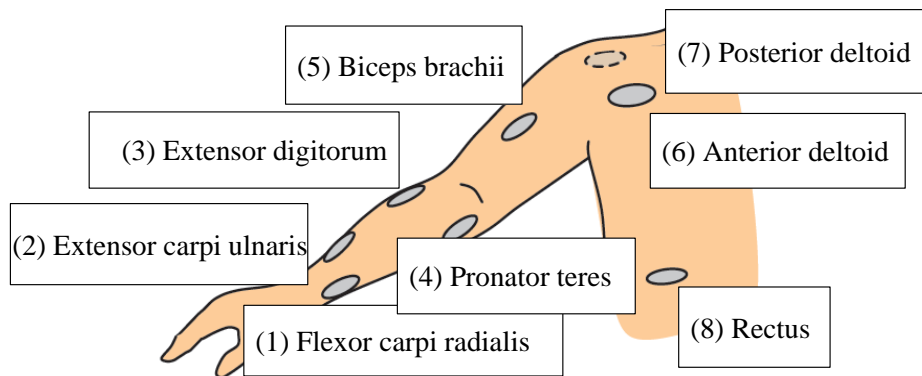


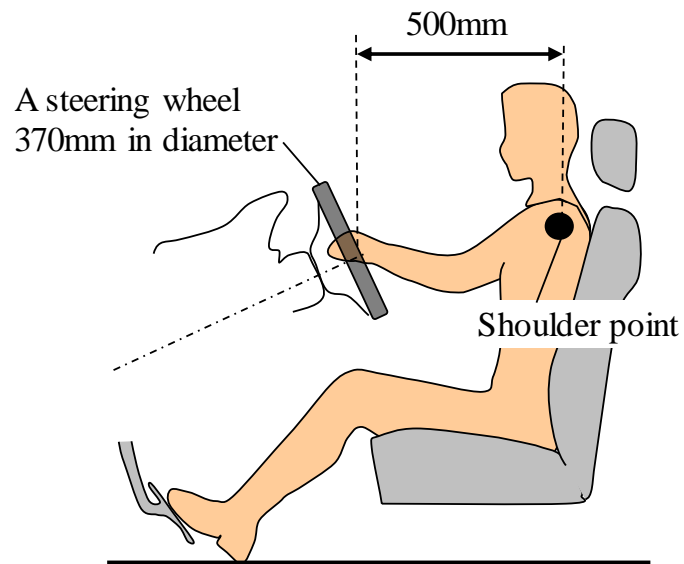
Fig. 4.9 Location of EMG electrodes



(a) Experimental apparatus



(b) Seat pressure distribution



(c) Dimension of experimental apparatus

Fig. 4.10 Experimental apparatus

4.4.2 結果と考察

まず、実車実験の結果を示す。Fig. 4.11に各ステアリングコラム角度でのステアリング操作の官能評価を示す。Fig. 4.11から、ステアリングコラム角度15[deg.]付近が最も操作性が良いと感じた人が多いことがわかる。ステアリングコラム角度が15[deg.]よりも小さい場合は、操作性が良いと感じる人は比較的少なかった。また20[deg.]よりも大きい場合には、操作性が良いと感じる人はいなかった。

官能評価に大きな差が見られたステアリングコラム角度15[deg.]と23[deg.]の左腕の尺側手根伸筋、上腕二頭筋、三角筋前部の筋電図をFig. 4.12に示す。操作性が良いと評価された15[deg.]の尺側手根伸筋と上腕二頭筋の筋活動は、比較的小さいことがわかる。一方、操作性が悪いと評価された23[deg.]の筋活動は、操作した時に尺側手根伸筋と上腕二頭筋が大きく増加していることがわかった。他の6部位の筋は大きな変化はみられなかった。

ステアリングコラム角度が23[deg.]の場合のステアリングを真っ直ぐ保持した状態と右へ操作した状態の上半身の体圧分布をFig. 4.13に示す。2つの図を比較すると、Fig. 4.13(b)の破線丸で示すように右へ操作した時に左腕の肩がシートの背もたれ部から浮いた状態となっている。ステアリングコラム角度が23[deg.]の時、ステアリング上部が身体から遠くなるため、操作時に上側の腕が伸びきり上腕の筋や三角筋をはじめとする筋に負担がかかっていると考えられる (Fig. 4.14参照)。普段の生活シーンにおいて筋活動を持続させることが少ない胸から肘にかけての筋を大きく活動させる必要があるため、上肢の負担感が増加し操作性が悪化したと考えられる。なお、ステアリングコラム角度が15[deg.]の場合はこのような現象は見られなかった。上腕の筋や三角筋に負担が少ない状態で操舵できるため、操作性が良くなったと考えられる。

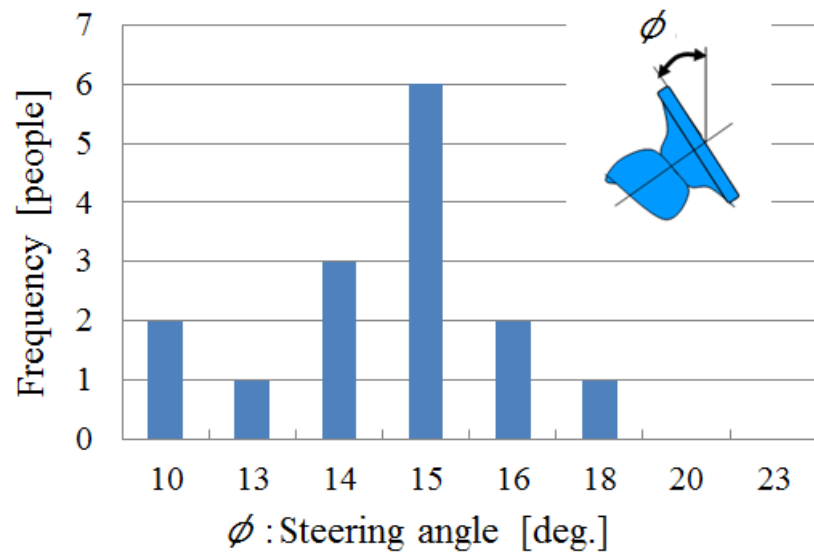


Fig. 4.11 Evaluation of steering wheel operation in vehicle

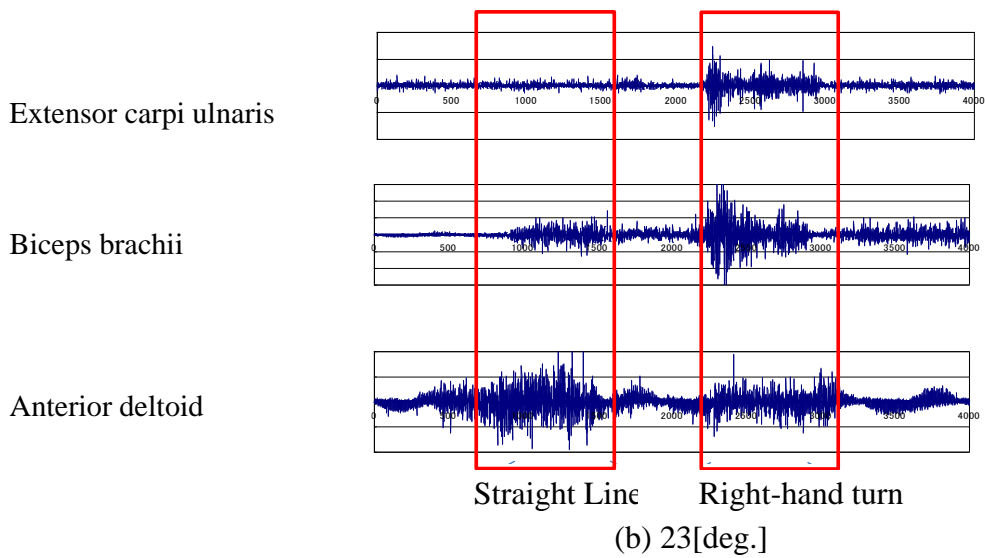
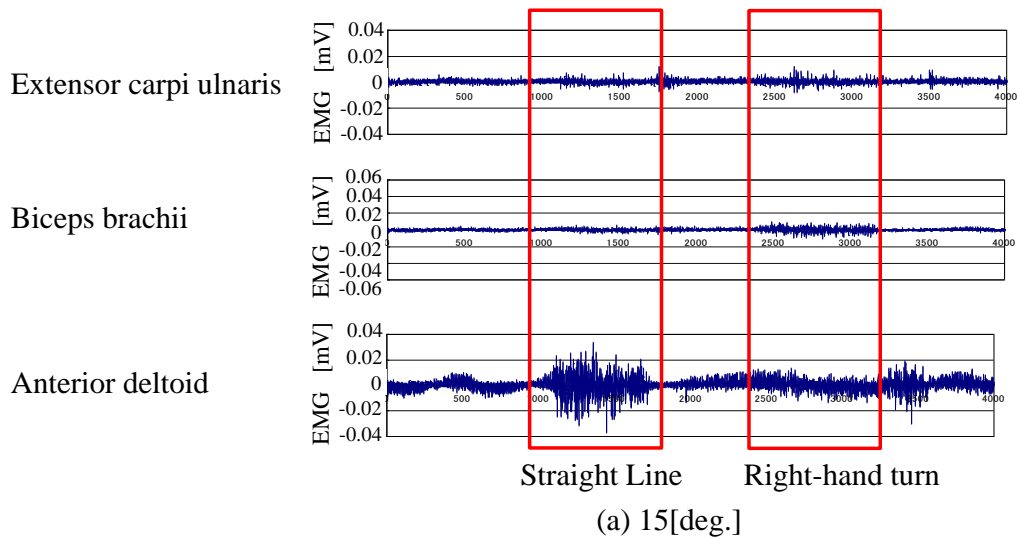


Fig. 4.12 EMG measurement in each of steering column angle

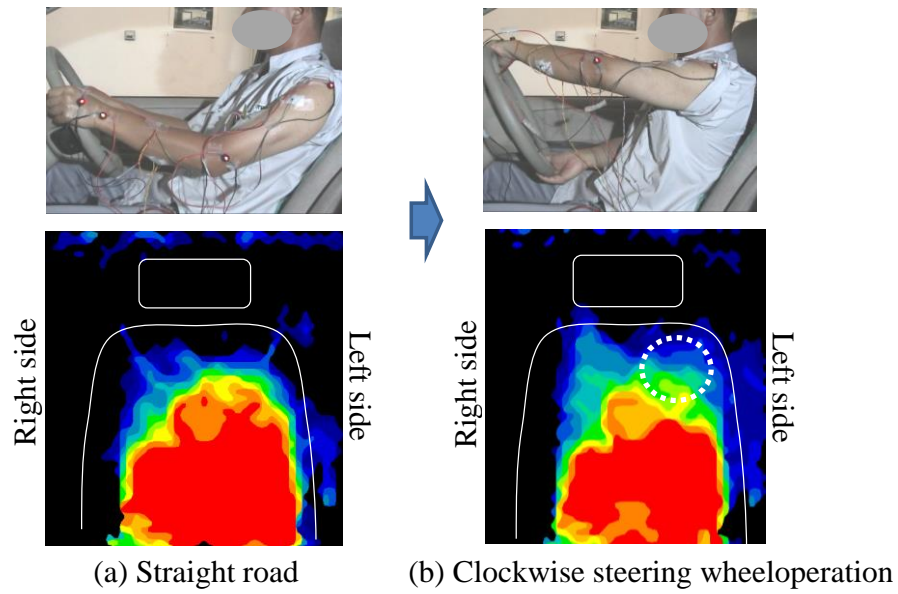


Fig. 4.13 Measurement of seat pressure distribution with steering column angle 23 [deg.]

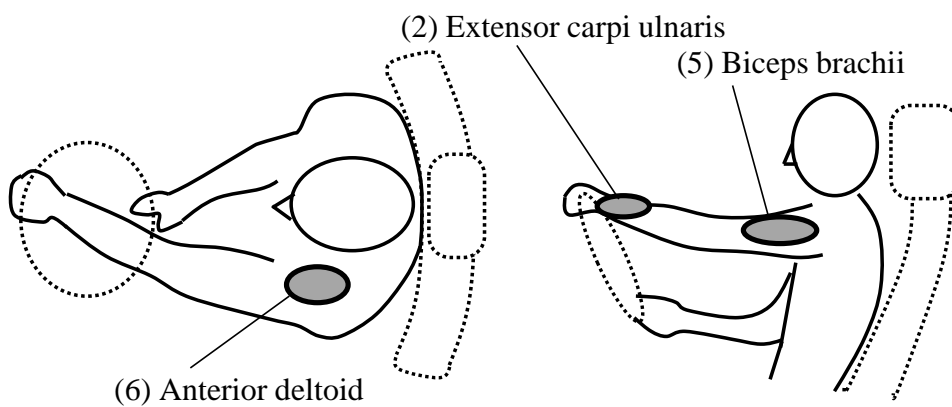


Fig. 4.14 Arm motion with a steering column angle 23 [deg.]

次に、ベンチ実験結果を示す。Fig. 4.15 にステアリング操作時の操作のしやすさの評価結果をボックスプロットで示す。Fig. 4.15 のボックスプロットは、中央の太線は中央値、箱の最上端は第3四分位数、箱の最下端は第1四分位数、上下側のひげは、第1四分位数-1.5×(第3四分位数 - 第1四分位数)以上、第3四分位数 + 1.5×(第3四分位数 - 第1四分位数)以下の範囲で最小および最大のデータ点を指し、丸(外れ値)はひげより大きいデータ点または小さいデータ点を示す。Fig. 4.15 からステアリングコラム角度が 10~15[deg.]の範囲で操作がしやすく、また、23[deg.]を超えた範囲では操作がしにくいことがわかる。

各ステアリングコラム角度における左腕の指伸筋と尺側手根伸筋の2つの筋電位をFig. 4.16に示す。全ての被験者は同様な結果であり、Fig. 4.16には被験者1の結果を示した。図中の実線はステアリングを回転方向に操作した際の回転角度を示しており、回転角度が0[deg.]の場合は直進を、90[deg.]の場合は右回転方向に操舵した場合を表している。Fig. 4.16(a)の指伸筋の筋活動から、ステアリングコラム角度が小さくなるにつれて筋電位が小さくなっていることがわかる。一方、Fig. 4.16(b)の尺側手根伸筋は、ステアリングコラム角度が15[deg.]付近での筋電位が比較的小さくなっている。また、ステアリングコラム角度が最も小さい5.5[deg.]では、回転操作角度が0[deg.]の時から筋電位が大きくなっており、ステアリングコラム角度が小さ過ぎるとステアリングを握った瞬間から手首付近の筋負担が大きくなることがわかる。これらの筋電位の計測結果は、Fig. 4.15の官能評価結果と概ね一致している。

Fig. 4.17にステアリングコラム角度が5.5 [deg.]の場合の上肢の動き、Fig. 4.18にステアリングコラム角度が23 [deg.]の場合の上肢の動きを示す。Fig. 4.17(a)下図をみると、直線路走行時に左手手首の角度が小さく窮屈にステアリングを把持している。これは、Fig. 4.16(b)のステアリングコラム角度5.5 [deg.]の尺側

手根伸筋の筋電位が大きく負担が大きいことを示している。一方、Fig. 4.18(b) 下図をみると、時計回りに操舵した際に左腕が伸び切っていることがわかる。これは、Fig. 4.16(b) のステアリングコラム角度23[deg.]の尺側手根伸筋の筋電位が大きく負担が大きいことを示している。Fig. 4.17とFig. 4.18を比較すると、ステアリングコラム角度が5.5 [deg.]の場合、23 [deg.]よりも両脇が締まった状態であることがわかる。また、ステアリングを回した際の左右の肩とステアリングの距離（リーチ）が均等なのは、5.5 [deg.]のようにステアリングコラム角度が比較的立った場合であり、両腕のリーチが比較的均等な場合の方がコントロールしやすいと考えられる。これらの上肢の動きも、Fig. 4.15の官能評価結果と概ね一致している。

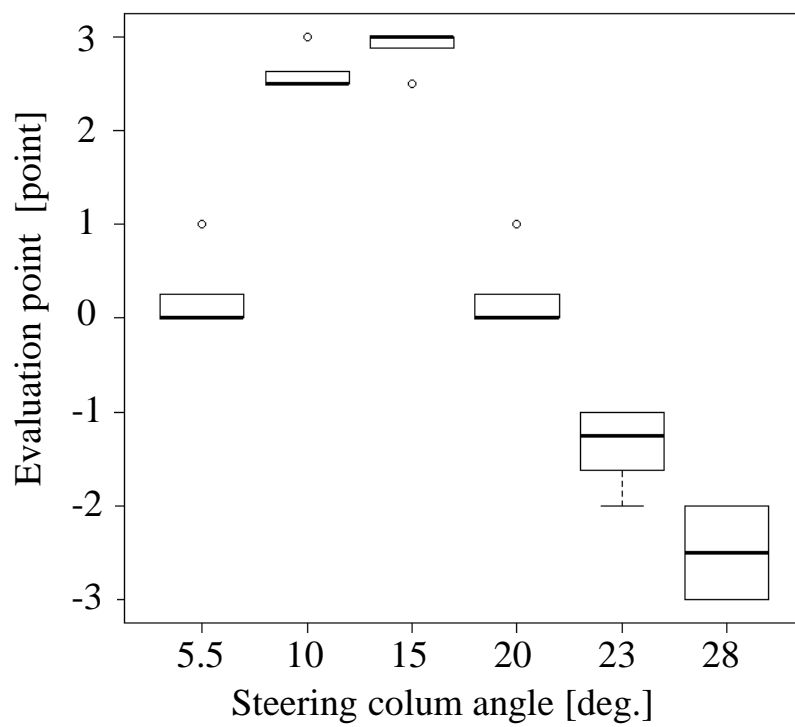
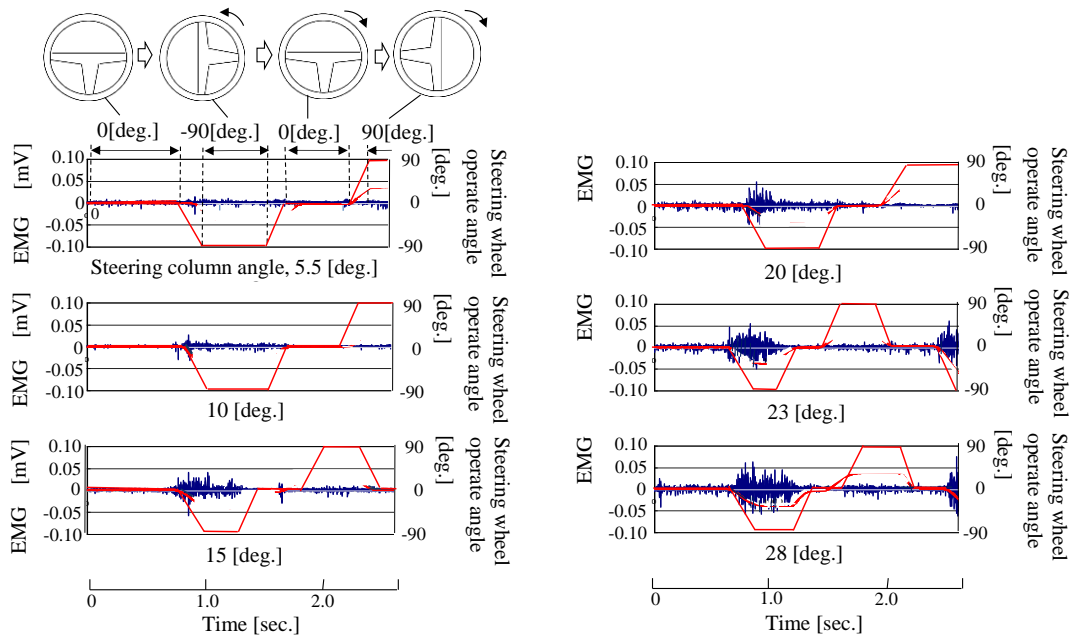
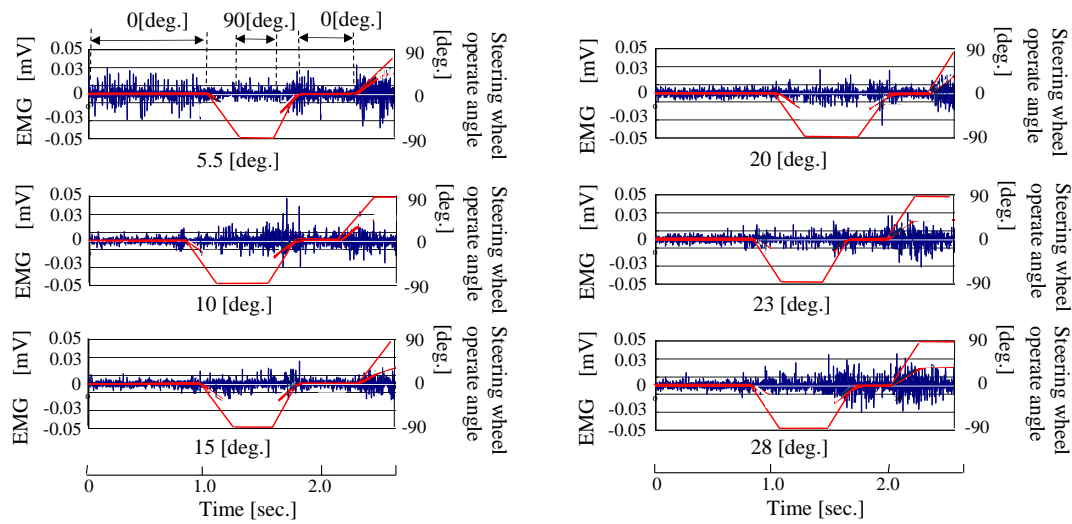


Fig. 4.15 Evaluation of steering wheel operation in bench unit



(a) Extensor digitorum



(b) Extensor carpi ulnaris

Fig. 4.16 Comparison of EMG measurement between extensor carpi ulnaris and extensor digitorum

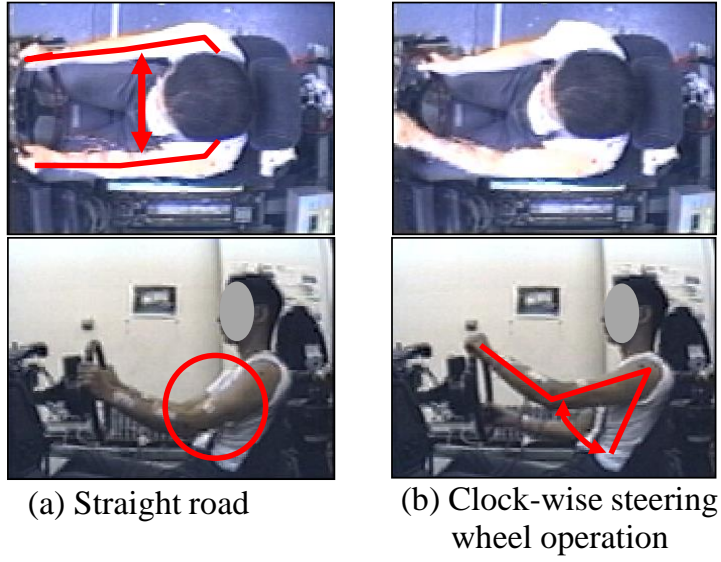


Fig. 4.17 Arm motion with steering column angle 5.5 [deg.]

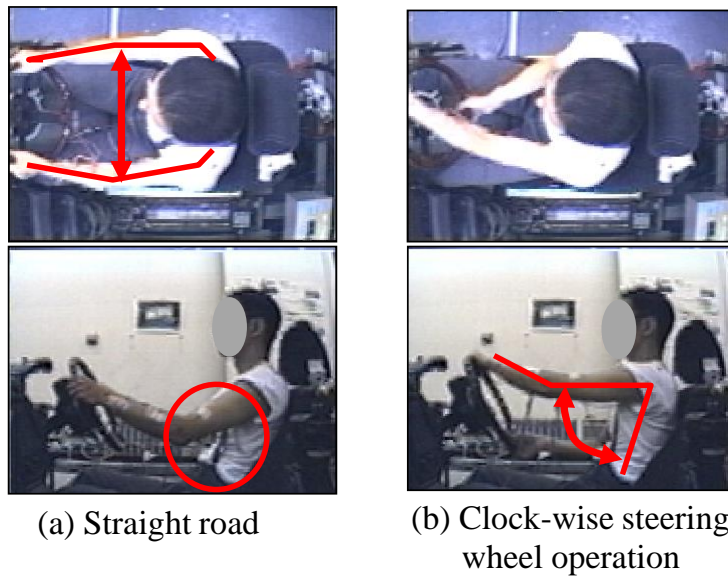


Fig. 4.18 Arm motion with steering column angle 23 [deg.]

4.5 下肢特性と自動車ペダルの機械特性

4.5.1 実験

最初に、下肢特性の足関節操作と自動車アクセルペダルの機械特性の関係性の実験を行う。走行時の足関節の運動を計測するために、セダン 2000[cc]クラスの実車 2 台 (A 車, B 車) を用いた実車走行の実験では, Fig. 4.19 に示す 1 周 4.3[km] の周回路の試験路を用い, 車速は 50[km/h], 120[km/h] の一定車速で, 各 2 周ずつ走行することとした. A 車と B 車のアクセルペダルの特性は Table 4.2 と Fig. 4.20 に示す通りである. 被験者は, 身長 160~175[cm], 体重 60~70[kg], 年齢 21~55 才の男性 10 名である. なお, 被験者 10 人のうち, 5 人は脚操作の実験と踏み替え操作の実験と同じ被験者で, 残りの 5 人は一定レベルの運転教育を受けた被験者である. 被験者シート着座位置, およびステアリング位置は, 被験者が最も操作がしやすいと感じた好みの位置にセットした.

下肢の力学特性の計測は, 脚の筋電位 (EMG), シートクッションの体圧分布, および右足の足底部の圧力を測定した. Fig. 4.21 に測定の様子を示す. 筋電位の測定は, 銀塩化銀電極 (GE marquette 製, バイオロード SDC-H) を用い一対の電極を 25[mm] 間隔に装着した. 4 組の電極位置は, 田中らが下肢操作特性の解析²²⁾において足関節運動時に計測した筋と, 筋電図のための解剖ガイド³⁰⁾を参照し, Fig. 4.21 に示すようにアクセル操作時に使用されると考えられる代表的な脚の筋, (1)前頸骨筋, (2)腓腹筋(外側頭), (3)大腿直筋, (4)恥骨筋とした. 実験は電極の貼り替えを行わず同一日に連続して計測した. シートクッション体圧分布, および右足足底部の測定には, 10[mm]間隔に置かれた 48×44 個の感圧

点で構成されたセンサーシート(ニッタ(株)製・BIG-MAT 圧力分布測定システム)をクッション, 運転席フロア, およびアクセルペダルに装着した. 実験は, 各被験者の電極等の貼り替えを行わず, 同一日に連続して計測した. また, 実車走行後に 2 台の車のアクセルペダルの操作性の官能評価をも実施し, どちらの操作性が良いかを被験者に回答させた.

次に, 足関節の力発揮特性が下肢に及ぼす影響を調べるために, B 車の操作機器と同じレイアウトを模擬し, アクセルペダルの踏力のみを変えたベンチ実験装置による比較実験を行った. A 車と B 車は着座位置やペダルの位置がほぼ同じであるが, アクセルペダルのタイプを世界で主流の吊り下げ式とするため B 車を模擬した. アクセルペダル踏力は 15[N]と 25[N]の 2 種類を用意し, アクセルペダル操作時のシートクッションの圧力分布, および右足の足底部の圧力を測定した. 被験者は実車走行の実験と同じとした.

なおすべての実験前には, 被験者に実験内容, 人体に危害がないこと, およびプライバシー遵守を伝え, ヘルシンキ宣言に則りインフォームドコンセントを得た上で実験を行った.

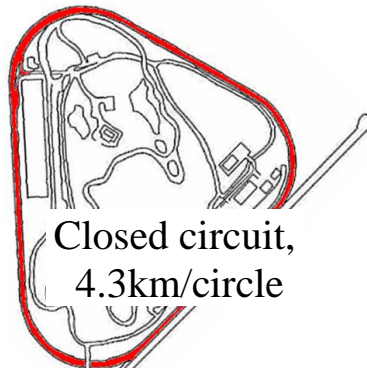


Fig. 4.19 Schematic view of course

Table 4.2 Accelerator specification

Specification		Vehicle A	Vehicle B
Accelerator	Width	60mm	40mm
	Length	210mm	90mm
	Type	Organ type	Hanging type
	FS characteristic	Max 44N	Max 26N

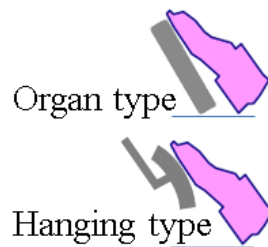
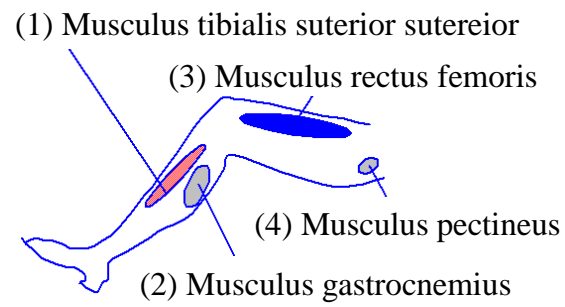


Fig. 4.20 Accelerator types



(a) Location of EMG electrodes



(b) Measurement of EMG step on accelerator



(c) Measurement of Seat
 pressure distribution



(d) Measurement of accelerator
 surface pressure distribution

Fig. 4.21 Measurement of leg operation

さらに、アクセルペダルを操作していない時の静的な下肢の力学特性である足部の自重の影響を調べるために、次の実験を行った。足部の自重による荷重は、アクセルペダル表面に荷重計を取り付け、アクセルペダルを全開、1/2 開、全閉の各角度に固定させた時の足をアクセルペダルに載せた状態の荷重を計測した。測定の様子を Fig. 4.22 に示す。被験者は身長 168~175[cm]、体重 60~70[kg]、年齢 36~58 才の男性 10 名で、運転席の着座位置からフロアまでの高さは実験車の高さに合わせて 0.27[m]とした。

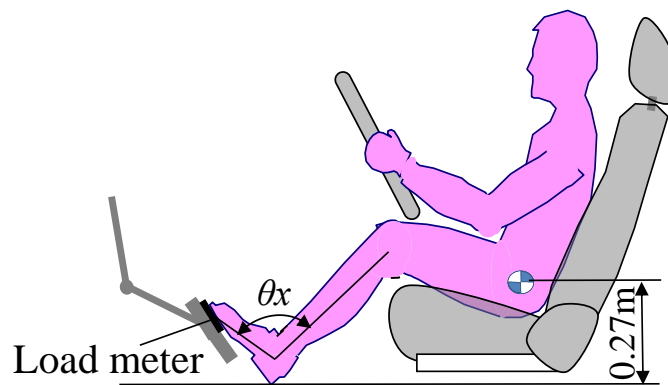


Fig. 4.22 Measurement of foot weight

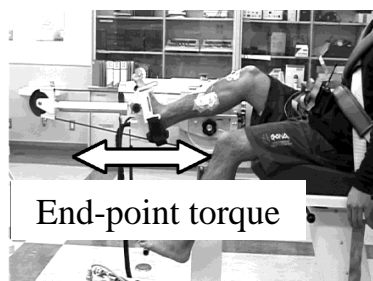
次に、下肢特性の脚操作と自動車クラッチペダルの機械特性の関係性の実験を行う。クラッチペダルの操作は、他のペダルと違い脚全体を持ち上げてクラッチをつなぐ。クラッチをつなぐ時、脚操作時の下肢特性とクラッチペダルの機械特性をマッチングさせる必要がある。

そこで、クラッチペダルを踏む操作の官能評価、脚特性、およびクラッチペダルの FS 特性の計測を実施した。官能評価は、クラッチペダルの踏力特性が異なる 2 車種 (C 車, D 車) でクラッチを繋ぐ操作を実施しクラッチミートポイントの判りやすさとクラッチミートのしやすさを評価した。C 車の踏力特性はストロークが比較的短く、荷重の増減が大きい。一方、D 車はストロークが長く荷重は滑らかに増減しているという特徴がある。評価は 5 段階で、5 点：良い、4 点：やや良い、3 点：普通、2 点：やや悪い、1 点：悪いとした。被験者は身長 152[cm]~188[cm]の成人男性 15 人、および女性 5 人である。脚特性は、クラッチペダルを踏み込む時の多関節運動時の足先力を計測した。計測システムは第 2 章 2 節に示したのを用い (Fig. 2.5), EMG は第 2 章 2 節に示した方法で計測し、被験者には筋収縮レベルを筋疲労の影響を抑えるため、40[%]に維持して足先力を発揮するように指示した。Fig. 4.23 に今回計測した足先力を計測している場面を示す。EMG 計測した主動作筋は、腓腹筋、前脛骨筋、半腱様筋、大腿直筋である。足先力を計測した位置は、クラッチペダルの全ストローク領域の中の 6 ヶ所とした。

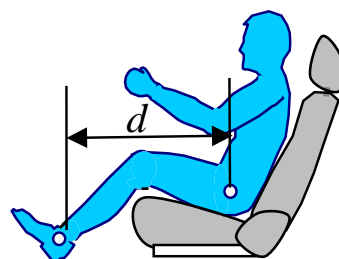
FS 特性は、踏力計を用いてペダル表面の中心を一定速度で押し、同時にストロークを計測し、踏力とストローク値の線図を作成した。踏力計を押し方向はペダルの軌跡に対して接線方向とした

なおすべての実験前には、被験者に実験内容、人体に危害がないこと、およびプライバシー遵守を伝え、ヘルシンキ宣言に則りインフォームドコンセント

を得た上で実験を行った。



(a) View of test



(b) Distance, d

Fig. 4.23 Measurement of end-point torque

最後に、下肢特性の踏み替え操作と自動車アクセルペダルとブレーキペダルの段差と左右距離による機械特性の関係性の実験を行う。

車を発進させる時はアクセルペダルを踏み、止まる時はアクセルペダルからブレーキペダルへ踏み替え、車の運転はこの操作を繰り返す。アクセルペダルからブレーキペダルへの踏み替えには、右足のかかとを固定させてつま先を持ち上げる動作と、脚全体を持ち上げて移動するという動作の二つから構成されている。そこで、かかとを固定させてつま先を持ち上げる動作においては、発揮する力の弱い筋を用いるので操作のしやすさを評価した。また、脚全体を持ち上げて移動するという動作においては、踏み替え後の操作の正確さを評価した。

まず、つま先を持ち上げる動作に関して、両ペダルの前後方向の段差による操作のしやすさを調べた。ペダル段差を $0\sim 0.055$ [m] まで 4 段階で変化させ、それぞれの段差ごとに踏み変えた時の脚の筋電位を計測した。足関節部を引き戻す時は第 2 章 3 節 2 項で述べたように前頸骨筋を主に使用しているため、前頸骨筋を計測した。ペダル段差の設定は、アクセルペダル踏み始めの位置からつま先を持ち上げる際、ペダル前後段差が約 0.055 [m] の時に足関節部の背屈角度の最大値が限界となるため 0.055 [m] とした。踏み替え実験の様子とペダル段差の定義を Fig. 4.24 に示す。

次に、ペダルの左右距離による踏み替え操作の正確さを調べた。アクセルペダルと身体の中心の距離 (Fig. 4.25(a)の *b*) を $0.05\sim 0.24$ [m] まで 4 段階で変化させ、ペダルを踏み変えた後のブレーキペダル中心と足裏中心の偏差 (Fig. 4.25(b)の *c*) を計測した。アクセルペダルを踏んでいる時の様子を Fig. 4.25(a)に、ブレーキペダルへの踏み替え時の様子を Fig. 4.25(b)に示す。同時に、官能評価としてブレーキペダルへの踏み替えのしやすさを評価した。評価尺度は 7 段階

で、丁度良いと評価した場合を 0 点，やや内寄り感が強いを-1 点，かなり内寄り感が強いを-2 点，非常に内寄り感が強いを-3 点とし，やや外寄り感が強いを 1 点，かなり外寄り感が強いを 2 点，非常に外寄り感が強いを 3 点とした．また，それぞれの被験者が着座した場合の快適に許容できる脚の開き角度(θ_y)を評価した (Fig. 4.26)．ペダルの左右距離の設定は，市場で販売されている主な 20 車種のペダルレイアウトを調査したところ，0.05~0.24[m]までの分布であったためこの距離とした．被験者は，身長 153~180[cm]の男性 7 人と女性 3 人とした．

なおすべての実験前には，被験者に実験内容，人体に危害がないこと，およびプライバシー遵守を伝え，ヘルシンキ宣言に則りインフォームドコンセントを得た上で実験を行った．

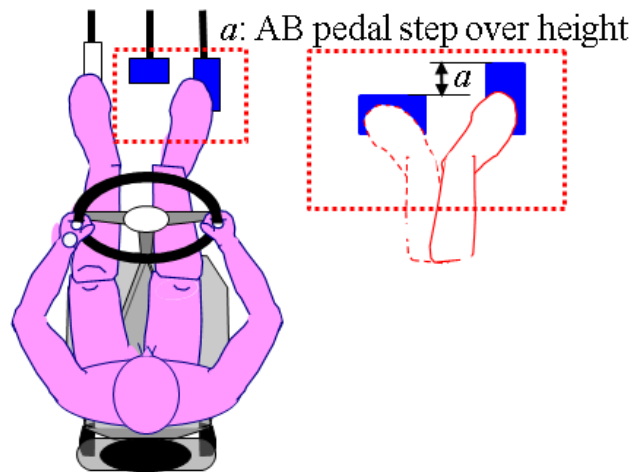
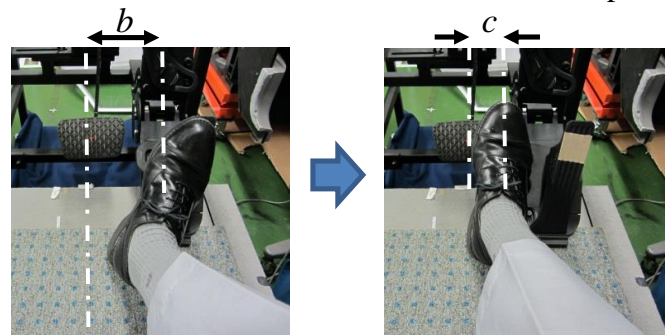


Fig. 4.24 Movement of foot on AB step over height

b : Distance between center of accelerator and HP
 c : Distance between center of foot and brake pedal



(a) Step on accelerator

(b) Step on brake pedal

Fig. 4.25 Distance from center of foot to brake pedal in each Accelerator

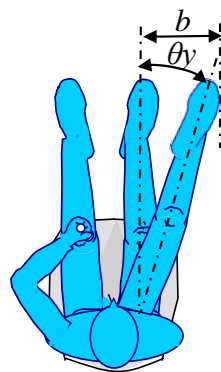


Fig. 4.26 Angle of opening legs

4.5.2 実験結果と考察

まずは、足関節操作における下肢特性とアクセルペダルの機械特性の関係性の結果を示す。

A車とB車における脚の各部位での筋電位の結果を Fig. 4.27 に示す。全ての被験者は同様な結果であり、Fig. 4.27 には被験者 1 の結果を示した。A車では全体的に筋電位が小さいのに対し、B車では前頸骨筋と腓腹筋の筋電位が大きいことがわかる。腓腹筋は足関節を底屈させ、前頸骨筋は足関節を背屈させることが一般的に知られている。Fig. 4.27 の A 車は主に腓腹筋を使用しており、足関節を底屈させる動作、つまりアクセルペダルを踏んでいる操作となっている。一方、B車は前頸骨筋を主に使用しており、A車が前頸骨筋をほとんど使っていないことに対して大きく異なっている。これは足関節を背屈させる動作であり、アクセルペダルを踏む方向ではなく戻している方向の操作と考えられる。

次に、シートクッションと右足の足底部における圧力分布の測定結果を Fig. 4.28 に示す。全ての被験者は同様な結果であり、Fig. 4.28 には被験者 1 の結果を示した。筋電位が比較的小さい A 車では、臀部全体、左右大腿部裏にも均等な圧力がシートクッションに発生しており、下半身をしっかりサポートした圧力分布になっている。一方、筋電位が大きい B 車は、A 車に比べ臀部全体の圧力が非対称で、圧力の集中が局所的であり、シートクッションによる下半身のサポートが大腿部のみ集中していることがわかる。右足の位置は、B 車は A 車に比べかかとがブレーキ側によっており、右足を斜めにした状態でアクセル操作していることがうかがえる。

この結果は車速 50[km/h]での定常走行なので、アクセルペダルの角度を一定に保つために、足関節の角度を一定に保つ必要がある。足関節の角度を一定に

保つためには、足関節で踏む力とアクセルペダル踏力を同じ力でバランス良く保たなければならない。そこで、アクセルペダル踏力の違いが下半身や脚に及ぼす影響を調べるために、アクセルペダルの踏力のみを変えたベンチでの実験結果を Fig. 4.29 に示す。全ての被験者は同様な結果であり、Fig. 4.29 には被験者 1 の結果を示した。この結果を見ると、踏力 15[N]は、25[N]に比べ臀部全体と左右大腿部裏に圧力が十分かかっていないことがわかる。右足の置き方に関しても、踏力 15[N]は 25[N]に比べ、かかとをブレーキ側に寄せて右足を斜めにして操作をしている。このシートクッションの圧力分布と右足のかかとの置き方の結果は、Fig. 4.28 のアクセルペダル踏力が重い A 車、および軽い B 車での測定結果と類似している。すなわち、人間はアクセルペダル踏力に応じた筋を使うため、かかとの位置と足の置き方を変え、アクセルペダルの機械特性に対して足部の特性を使い分けていると推察できる。

アクセルペダル踏力が重い A 車はペダルに足を乗せてそのまま踏むことができるので、腓腹筋を多く使用していると考えられる。それに対して、B 車はペダル踏力が軽いためペダルに足を乗せておくと、足関節を脱力した状態で発生する踏み方向の荷重（以下、足部の自重による荷重と呼ぶ）により無意識に踏み込んでしまう可能性がある。それを防ぐため前頸骨筋を多用し足首を常に引上げなくてはならない状況が発生していることを Fig. 4.27 の筋電位の計測結果から推測できる。つまり、アクセルペダル操作のような足関節での操作は、足部の自重と脚の筋による足関節トルクが重要な要素と考えることができる。そこで、以上の仮説を検証するため、足部の自重による荷重と足関節トルクを計測し、足部の自重による筋負担への影響を調べた。

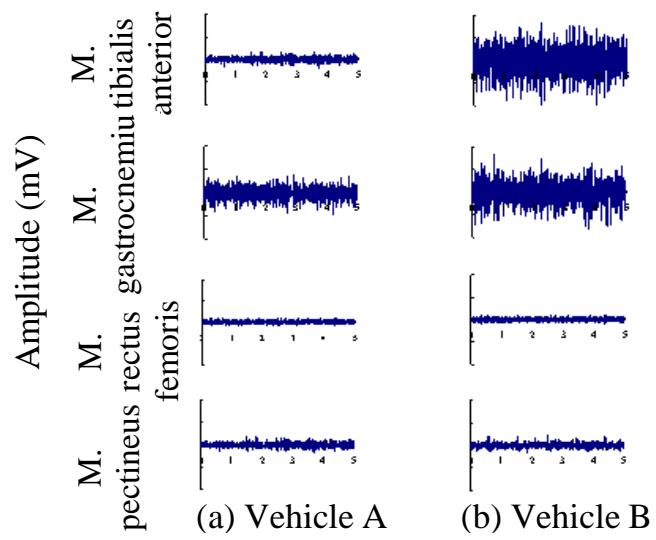


Fig. 4.27 EMG measurement in 50 km/h vehicle speed (Subject 1)

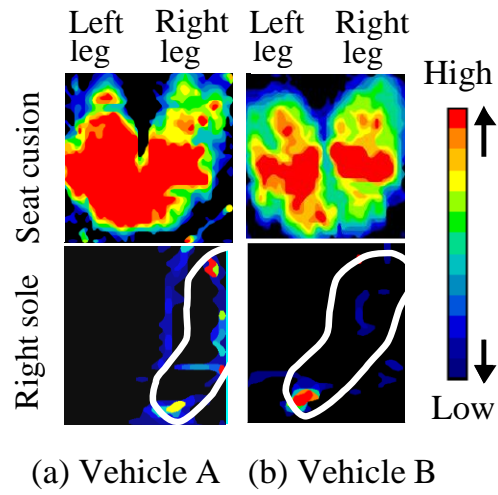


Fig. 4.28 Measurement of seat pressure distribution and sole

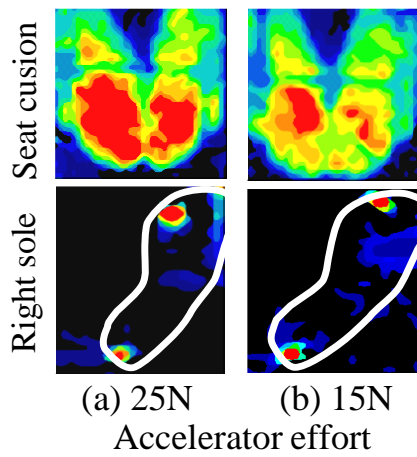


Fig. 4.29 Measurement of seat pressure distribution and sole by accelerator

Fig. 4.30 に、被験者 10 人分の足部の自重による荷重を、足関節角度(θ_x)を変えて計測した結果を示す。図中の実線は被験者 10 人分の平均値である。図から、足関節角度が小さくなると足部の自重が重くなることがわかる。足関節角度が大きい場合、前脛骨筋で足部を引っ張っているため、足部の自重は見かけ上小さくなると考えられる。車速 50[km/h]の定常走行の場合、アクセルペダルを踏む足関節角度は比較的小さいので、足部の自重による荷重は重くなる。アクセルペダル踏力が軽い場合、足部の自重による荷重のみで無意識に踏み込んでしまうことが示された。

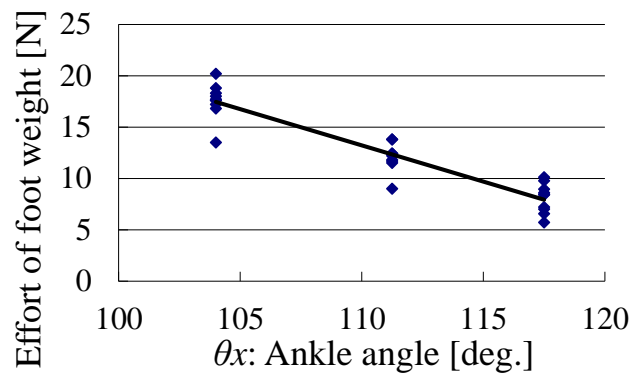


Fig. 4.30 Effort of foot weight at different ankle angle

一方、アクセルペダルの機械特性は FS 特性で表現することができる³¹⁾。Fig. 4.31 は、A 車のアクセルペダルの操作力とストロークの線図に Fig. 4.30 で測定した足部の自重による荷重の線図を加えたものである（点線）。アクセルペダル特性はペダルストローク 0 から最大まで踏み込んだ後、アクセルを引き戻すヒステリシスを示している。アクセルペダルの操作力と足部の自重による荷重の関係を見ると、ほとんどのアクセルペダルストローク域で、アクセルペダルの戻し側の操作力線が、足部の自重による荷重の線よりも重くなっていることがわかる。この状態は、例えば一定速度で走行している時は、常に踏み込みでコントロールすることになる。一方、Fig. 4.32 の B 車は、アクセルペダルの戻し側の操作力線と足部の自重による荷重の線がストローク中央で交差していることがわかる。例として、車速約 50[km/h] の一定速度で走行している時のペダルストローク量を Fig. 4.31 と Fig. 4.32 に一点鎖線で加えた。B 車のこの状態は、足部の自重による荷重がアクセルペダルの戻し側の操作力よりも大きいため、足部の自重による荷重のみでアクセルペダルを踏み過ぎていることを示している。従って、一定の車速 50[km/h] に保つためには、足関節部を引き戻した状態にして踏み力を一定にしておく必要がある。結果として、力の弱い戻し側の前脛骨筋を常に使うよう強いられるため操作性が悪くなる。これらの状況が発生していることを Fig. 4.27 の EMG の計測結果は示していると考察できる。

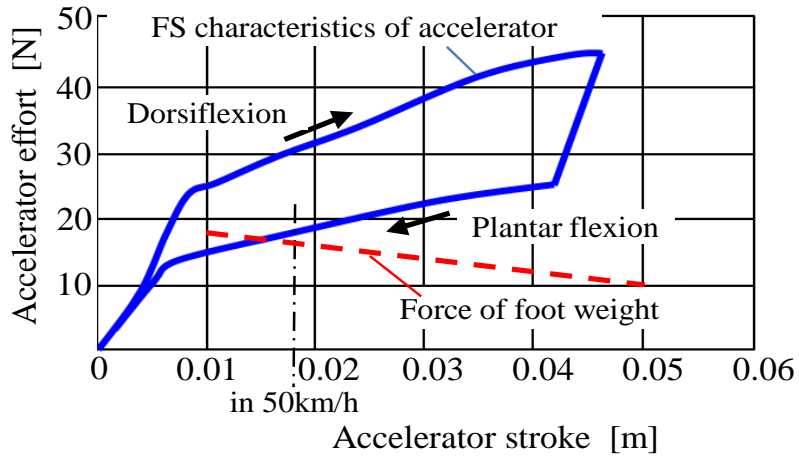


Fig. 4.31 Relationship among accelerator pedal efforts, stroke and foot weight in vehicle A

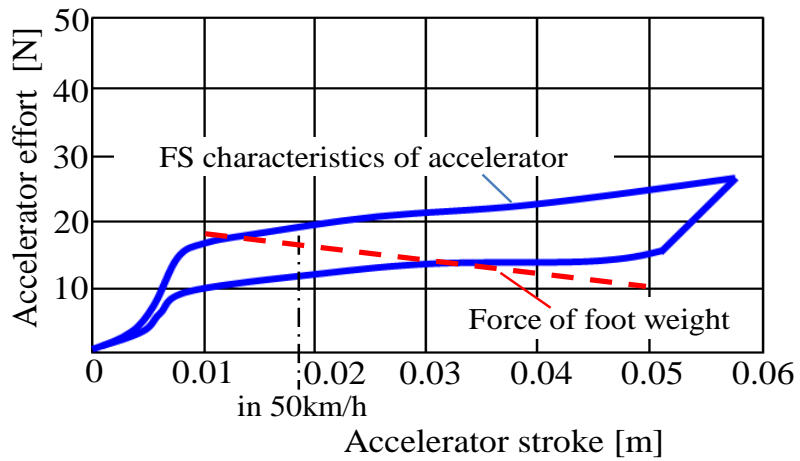


Fig. 4.32 Relationship among accelerator pedal efforts, stroke and foot weight in vehicle B

次に、脚操作における下肢特性とクラッチペダルの機械特性の関係性の結果を示す。

Fig. 4.33 にクラッチペダル操作の官能評価結果を示す。この図から、クラッチミートの判りやすさの評価の平均点は、C 車は 4.3 点、D 車は 2.3 点であり、クラッチミートのしやすさについては、C 車は 4.0 点、D 車 3.3 点であった。t 検定を行った結果、C 車と D 車の評価得点は、有意の差が認められた ($p < 0.01$)。これらから C 車の方が明らかにクラッチペダルの操作性が良いことがわかる。

Fig. 4.34 に、計測したクラッチペダルの FS 特性を示す。この線図は、クラッチの踏み始めから踏み終わりまで足先を踏み込んで戻すヒステリシス特性をもっている。図中で線を太く示した部分がクラッチをつなぐ領域である。Fig. 4.34 から、C 車のクラッチをつなぐ部分は、踏力が一定で、全ストロークの中心付近にあるのに対し、D 車のつなぐ部分は、踏力が減少傾向で変化している領域にあり、しかも、人体から遠めに設定されていることがわかる。

一方、このようなクラッチをつなぐ脚の特性として、被験者 4 人のそれぞれの足先の位置と足先力を計測した値を Fig. 4.35 に示す。図は 4 人の平均値と標準偏差を示す。これらの結果をみると、脚を伸ばした状態から足先を 0.1[m] 程度縮めた状態 ($d \doteq 0.65$ [m]) で、平均的に足先力が最も大きいことがわかる。また、 d が 0.65[m] よりも大きい場合の足先力の増減傾向は、 d が 0.65[m] よりも小さい場合よりも急激に変化していることがわかる。

Fig. 4.34 の FS 特性と Fig. 4.35 の足先力の下肢特性の結果から、クラッチペダル操作を考察する。C 車は足先力が最も大きいところでクラッチをつなぐ操作ができるのに対し、D 車は足先力が弱いところでつなぐ操作を強いられている。例えば坂道発進時でのクラッチをつなぐ操作では、ペダルストローク位置を一定の時間、維持しながら微調整操作する状況があり、足先力の大きさに余裕が

ある方が操作しやすい。この点がクラッチミートのしやすさの評価で、C車の評価得点が高いことの理由である。また、クラッチをつなぐペダルストローク領域を判り易くするためには、ペダルの全ストロークの間においてクラッチをつなぐ領域を足先で感じる必要がある。そのためにはペダル踏力の極大点が存在する領域がある方が知覚しやすいと考えられる。これはクラッチミートの判りやすさの評価で、C車の評価得点が高いことに対応している。

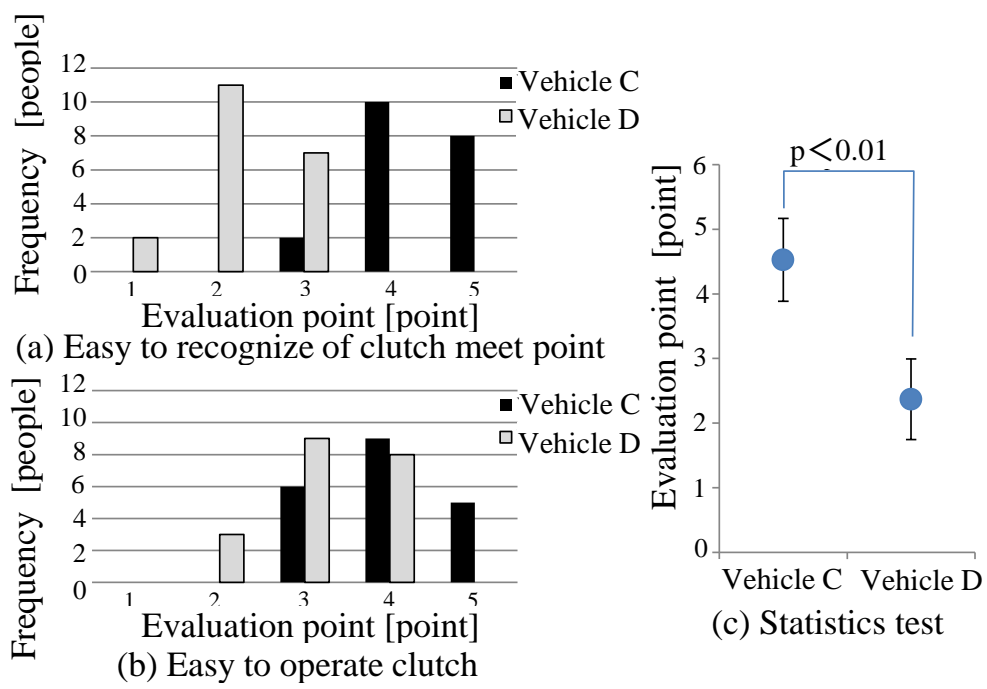


Fig. 4.33 Evaluation of clutch pedal operation

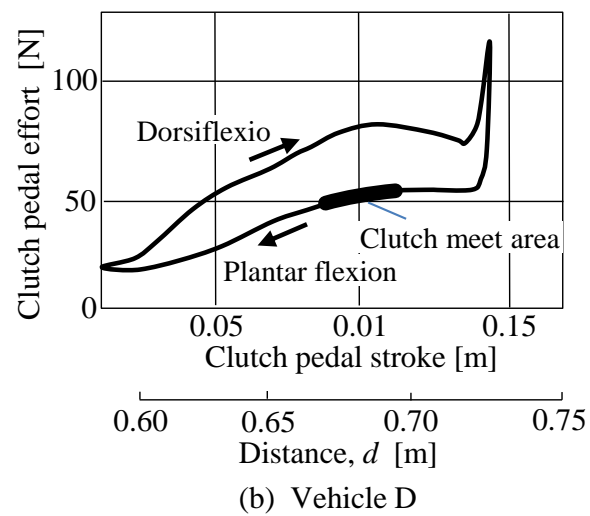
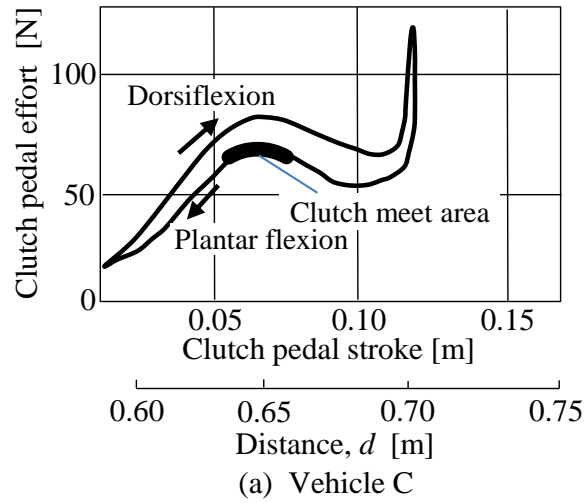


Fig. 4.34 Clutch pedal FS characteristic

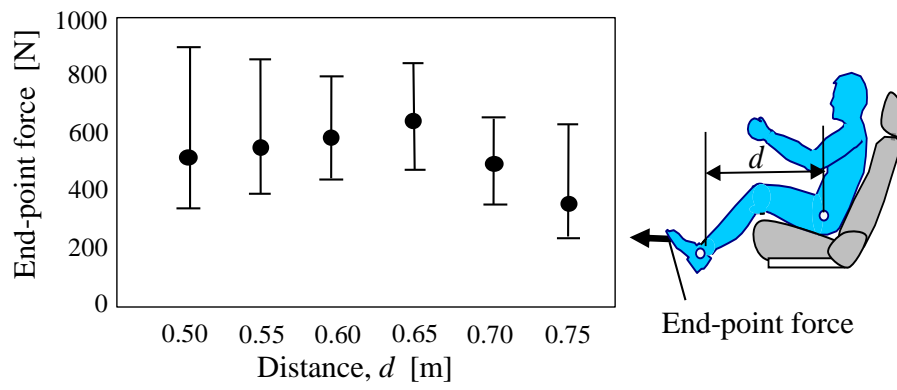


Fig. 4.35 End-point forces by the toe according to the distance between trochanter major and lateral malleolus

最後に、踏み替え操作における下肢特性とアクセルペダルとブレーキペダルの段差や左右距離の機械特性の関係性の結果を示す。

まずは、ペダル段差について示す。筋電位の測定結果は全ての被験者で同様の結果だったので、被験者 1 のペダル段差毎の踏み替え時の計測結果を Fig. 4.36 に示す。Fig. 4.36 から、ペダルの段差が小さい時筋電位は小さいが、ペダル段差が約 40[mm]を超えると脚の筋電位が急増する変曲点が生じている。これは、ある段差を超えると足関節の負担度が急激に増大することを示している。変曲点の筋電位は最大随意収縮 (MVC) の約 15[%]であった。一方、筋収縮と休止が 7対3の割合における 60分耐久可能強度は MVC15[%]である²⁸⁾ことが知られており、今回計測した変曲点の筋電位は、繰り返し操作をする際の筋負担の限界付近であることがわかる。また、この時の様子を観察すると、脚の挙動は Fig. 4.37(a)(b)の模式図のようであった。段差が小さい場合は Fig. 4.37(a)のようにスムーズに踏み替えができるが、変曲点を超えた時の脚の負担度が大きな段差では、Fig. 4.37 (b)のように複雑な動きを示した。人間にとっては Fig. 4.36 の変曲点を超えない段差にすると踏み替えが容易になると考える。

次に、左右距離の結果を示す。アクセルペダルと身体の中心の距離 (Fig. 4.25(a)の b) を 0.05~0.24[m]まで変化させた時の官能評価結果を Fig. 4.38 に示す。図から、アクセルペダル位置が身体に近過ぎたり遠過ぎたりしない最適な位置は、0.18[m]付近であることがわかる。着座時に被験者が快適と感じた脚の開き角度 θ_y の計測結果を Fig. 4.39 に示す。約 6[deg.]~18[deg.]の範囲で快適と感じ、最も快適な角度は約 12[deg.]であった。この開き角度から身長 American female 05%ile~American male 95%ile(AF05[%]~AM95[%])²⁹⁾ (身長約 152~188[cm])における距離 b を計算した結果、アクセルペダルと身体の中心の距離 b は、Fig. 4.39 に示すように約 0.17~0.21[m]である。

アクセルペダルと身体の中心の距離 b を $0.05\sim 0.24$ [m]まで変化させた時の、ペダルを踏み替えた後のブレーキペダル中心と足裏中心の偏差 c の実験結果を Fig. 4.40 に示す. 図中の実線は計測結果の平均値で各計測値の上下値とともに示している. この結果から, アクセルペダルの左右位置が身体の中心から約 0.17 [m]の位置で, 踏み替え後の偏差 c がほぼ 0 になり, アクセルペダル位置が 0.17 [m]よりも近い場合, 踏み替え後はブレーキペダルの中心を通り超えて踏む傾向があり, 0.1 [m]よりも近くなると, さらに踏み越える傾向が強いことがわかる. また 0.17 [m]を超えると, 足裏中心がブレーキペダル中心まで届かないことがわかる. つまり, アクセルペダルが人体から遠過ぎたり近過ぎたりすると, 踏み替え後の偏差が増大し, ブレーキペダルの中心を踏むことが難しいことがわかる. これらの結果から, アクセルペダル踏み替え後の偏差がほぼ 0 になるアクセルペダル位置が存在することが明らかになった.

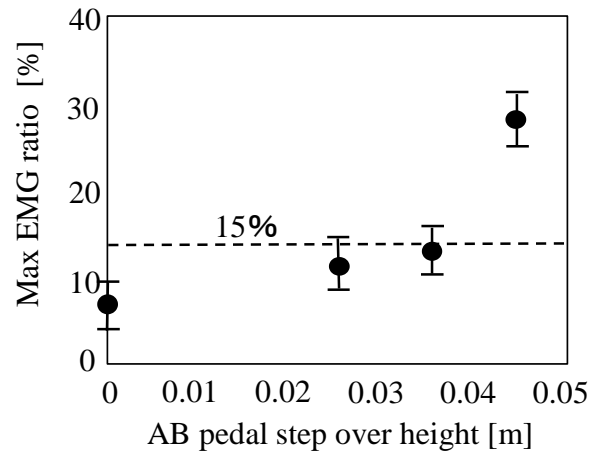


Fig. 4.36 EMG on AB step over height

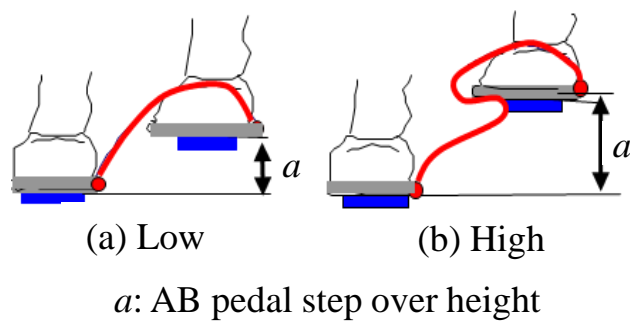


Fig. 4.37 Motion of legs

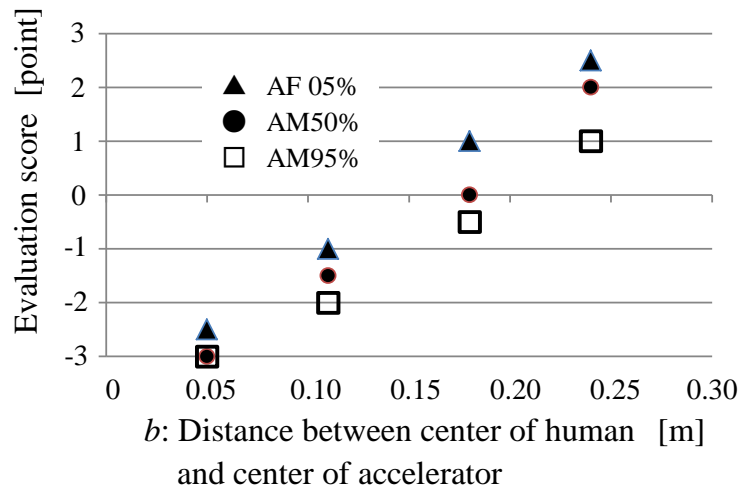


Fig. 4.38 Evaluation score

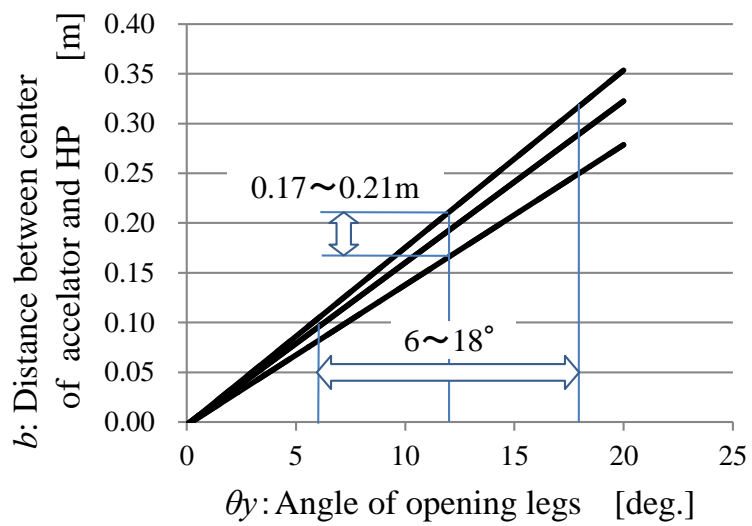


Fig. 4.39 Angle of opening legs

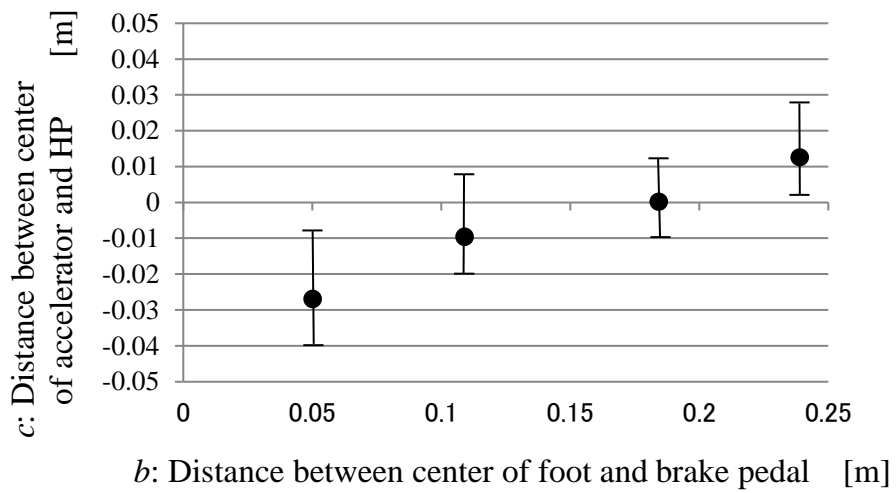


Fig. 4.40 Distance from center of foot to brake pedal in each accelerator pedal

4.6 まとめ

本章では、上下肢操作時の人間特性と機械特性のヒューマンマシンマッチングによる各操作機器の設計指針を明らかにした。まず、シフト操作がしやすいシフトノブのレイアウト、FS 特性、および FT 特性と筋負担の影響を解析し、次に、ステアリングの操作がしやすいステアリングコラム角度と上肢の筋負担、体圧分布、および両腕の運動に与える影響を解析し、最後に、操作がしやすいアクセルペダル、クラッチペダル、アクセルからブレーキペダルへの踏み替えについて、各操作機器のレイアウトや FS 特性と下肢の運動と筋負担への影響を総合的に解析した。その結果、以下のポイントが明らかになった。

- (1) 上肢の並進操作時において、押す操作と引く操作で上肢の筋負担が等しくなるようなシフトレバー位置の場合に、人は操作が良いと感じる。
- (2) シフトレバーの操作速度や FS 特性の違いが、操作性の良し悪しに影響する。
- (3) 上肢の回転操作時において、上肢の筋負担が少なくなるようなステアリングコラム角度の場合に、人は操作性が良いと感じる。
- (4) ステアリングコラム角度の違いが筋負担に変化をもたらし、上肢の姿勢や体圧分布に影響する。
- (5) 下肢のアクセルペダルのような足関節操作は、人間の発揮できる力を考慮し下肢特性を総合的に考えたアクセルペダル踏力の設定が重要である。
- (6) クラッチペダルのような脚操作は、足先力が最も大きくペダル踏力の極大点付近の領域でクラッチミート操作するのが、下肢に負担が少なく操作がしやすい。

- (7) アクセルからブレーキペダルへの踏み替え操作では、ペダル段差が少なく、アクセルペダルの横方向の位置が人体中心から遠過ぎず近過ぎない場合に、正確な操作ができる。

今後の課題として、自動車走行時の加速度を考慮したヒューマンマシンマッチングを検討する。アクセルやブレーキ操作に伴う加速度などの複雑な要因や等速性筋出力などの下肢特性を広く解明していく必要がある。また、操作時の動的な動きを考慮したヒューマンマシンマッチングを考える。ステアリングやシフト操作時の動的な手先力の発揮方向などの詳細な要因を考慮して解析し、被験者数の増やした実験で精度を向上させていく必要がある。

第5章

結 論

本研究では、人間特性と機械特性を人間にとって力学的に違和感がないように適合させるヒューマンマシンマッチングの考え方に基づいて、人間にとって操作のしやすい自動車のシフト、ステアリング、およびペダル類の操作機器の設計指針を構築することを目的としている。シフト操作を上肢の並進操作、ステアリング操作を上肢の回転操作として捉え、ペダル操作を下肢の足関節操作、脚操作、および踏み替え操作として捉え、それぞれの力発揮特性と機械特性の関係を解析した。その結果、上肢と下肢の力発揮特性を明らかにし、その力発揮特性を用いた手先力楕円体モデルで手先力を予測可能にした。さらに、上下肢の動きや筋負担への影響を考慮したヒューマンマシンマッチングの考え方に基づいて操作性の評価を行った。

以下に、本論文の要約と各章の概要、および結論を総括する。

第2章では、操作機器を操作する際の上下肢の力発揮特性を解析した。その結果、上肢の並進操作時の手先力は、ショルダーポイントから前方向に450[mm]、下方向に150~200[mm]、横方向に200[mm]以下の位置がもっとも力が出しやすく、回転操作時の手先力は、ショルダーポイントから前方向に500[mm]、ステアリングコラム角度が15[deg.]付近で力が出しやすいことが明らかになった。下肢の足関節操作は、どの足首角度においても踏む時の足関節の力は戻す時の力に比べ強く、戻す力は小さい、脚操作は、脚を伸ばした状態から足先を0.1[m]程度縮めた状態で足先力が最も大きいことが明らかになった。

第3章では、生体関節トルク計測を考慮した手先力楕円体モデルで手先力を予測した。シフト操作時の手先力と上肢姿勢を計測し、上肢骨格系を多関節リンクモデル機構でモデル化した。各計測点における手先力の解析評価を行い、楕円体モデルから求めた手先力の理論値と実測値の有効性を検証した。その結果、楕円体から求めた手先力の理論値と実測値はほぼ同じ傾向を示しており、楕円体モデルは人間の手先操作能力をかなり精度良く予測可能なことがわかった。楕円体モデルを用いることにより、実車実験よりも少ない工数で、操作のしやすいシフトレバー位置、ステアリング前後位置、およびステアリングコラム角度の設計が可能となる。

第4章では、上下肢操作時の人間特性と機械特性のヒューマンマシンマッチングによる各操作機器の設計指針を明らかにした。まず、シフト操作がしやすいシフトノブのレイアウト、FS特性、およびFT特性と上肢の筋負担の影響を解析し、次に、ステアリング操作がしやすいステアリングコラム角度と上肢の筋負担、体圧分布、および両腕の運動に与える影響を解析し、最後に、操作がしやすいアクセルペダル、クラッチペダル、アクセルペダルからブレーキペダルへの踏み替えについて、各操作機器のレイアウトやFS特性と下肢の運動と筋負担への影響を総合的に解析した。その結果、以下の5つが明らかになった。1) シフトのノブのような並進操作時では、押す操作と引く操作で上肢の筋負担が等しくなるようなシフトレバー位置の場合に、人は操作性が良いと感じ、操作速度やFS特性の違いが操作性の良し悪しに影響する。2) ステアリングのような回転操作では、上肢の負担が少なくなるようなステアリングコラム角度の場合に、人は操作性が良いと感じ、上肢の姿勢や体圧分布は上肢の筋負担に影響を与える。3) アクセルペダルのような足関節操作は、発揮力や足部の自重の下肢特性を総合的に考えたペダル踏力の設定が重要である。4) クラッチペダルのような

脚操作は、足先力が最も大きくペダル踏力の極大点付近の領域でクラッチミート操作するのが下肢に負担が少なく操作がしやすい。5) アクセルからブレーキペダルへの踏み替え操作では、ペダル段差が少なくアクセルペダルの横方向の位置が人体中心から遠過ぎず近過ぎない場合に、正確な操作ができる。

これらのヒューマンマシンマッチングの研究成果から、操作のしやすいシフト、ステアリング、およびペダルのレイアウトやFS特性等の機械特性の設計が可能と考えられる。運転操作機器の全てをこのヒューマンマシンマッチングの考え方で設計することで、単なる操作がしやすいだけでなく、統一した操作フィーリングの設計が可能となる、また、本論文で人間特性の一部を明らかにしたことで、上下肢の人間特性のモデル化が可能となる。自動車業界をはじめとした設計業務で机上での人間モデルベース開発が可能となり、開発の効率化が一段と進むことを願う。

今後の課題として、下記3点が考えられる。

第1に、自動車走行時の加速度を考慮したヒューマンマシンマッチングである。アクセルやブレーキ操作に伴う加速度などの複雑な要因や等速性筋出力などの下肢特性を広く解明し、実際の走行シーンを考えたヒューマンマシンマッチングにより、さらなる操作性の向上を目指していきたい。

第2に、操作時の動的な動きを考慮したヒューマンマシンマッチングである。ステアリングやシフト操作時の動的な手先力の発揮方向などの詳細な要因を考慮して解析し、被験者数を増やして、机上での操作性の予測精度を高めていきたい。

第3に、心と身体が活性化する操作機器の設計である。上下肢のどの筋をどのように使えば脳が活性化するのかを脳科学を駆使して解明し、自らが主体的に考え自由に動くことができる理想の操作性を実現していきたい。

これらの課題を解決していくことで、操作性の良い自動車の実現のみならず、
高齢社会へ明るい未来が開けていくものと考える。

参考文献

- 1) 平成 25 年度版 情報通信白書総務省（総務省）
第 1 部, 第 3 節, 1 超高齢化社会の現状,
<http://www.soumu.go.jp/johotsusintokei/whitepaper/ja/h25/html/nc123110.html>,
アクセス日時：2015.10.03.11:00
- 2) 小宮山宏, “シニアが輝く日本の未来/高齢社会への挑戦”, 初版(2013), p.104.
- 3) 精神的価値が成長する感性イノベーション拠点（広島大学）
<http://coikansei.hiroshima-u.ac.jp/>, アクセス日時：2015.10.03.11:30
- 4) 辻敏夫, “ヒトの上肢運動のしなやかさを計測する”, 計測と制御, Vol.35, No.9, (1996), pp. 689-695.
- 5) 辻敏夫, 田中 良幸, “生体インピーダンス特性のシステム・インテグレーションを目指して”, 日本ロボット学会誌, Vol. 24, No.6 (2006), pp. 696-699
- 6) T. Kijima, and T. Hirai, “Vehicle development through “Kansei” Engineering, Special Publications”. Society of Automotive Engineers, No. SP-1772 (2003), pp. 53-59.
- 7) 田中良幸, 楽末武, 堀上正義, 宮崎透, 西川一男, 農沢隆秀, 辻敏夫, ”人間の眼球-関節運動特性に基づく自動車インテリア・パッケージの解析評価”, 計測自動制御学会論文集, Vol.46, No.2 (2010), pp. 123-129.
- 8) Y. Tanaka, N. Yamada, K. Nishikawa, I. Masamori and T. Tsuji, “Manipulability Analysis of Human Arm Movements during the Operation of a Variable-Impedance Controlled Robot”, Proceedings of the 2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robotics and Systems (2005), pp. 3543-3548.
- 9) E. Zhang, Y. Li, M. Liu, and Z. Liu, “Modeling and Optimizing of Human Upper Limb Posture of Mechanical System Human-Machine Interface”, Intelligent Robotics and Applications, Lecture Notes in Computer Science Vol. 5314(2008), pp. 566-576.
- 10) 平野敦雄, 永田雅典, 戸谷千春, 牧口実, 志田友章, 大澄義正, ”ステアリングホイール・グリップフィーリングの人間工学的解析”, 自動車技術会論文集, Vol.26, No.4(1995), pp. 115-118.
- 11) 大塚雄太, 立和名慎一, 土居俊一, ”ステアリングホイール把持特性に基づく操舵フィーリング向上に関する研究”, 日本機械学会論文集, Vol. 79, No.806 (2013) pp. 3304-3314.

- 12) 北原圭, 孕石泰丈, 毛利宏, ”上肢の運動に着目した新しい運転操作系の提案”, 日本機械学会論文集, Vol. 79, No.806 (2013) pp. 3327-3334.
- 13) 田島孝光, ”生体機構に学ぶモーションコントロール”, 電気学会誌, Vol. 132, No.9 (2012) pp. 622-625.
- 14) 池浦良淳, 星野広行, 横井大介, 兼原洋治, 星野光弘, 水谷一樹, 澤井秀樹, “腕のインピーダンスに基づく操舵感の評価方法について”, 自動車技術会論文集, Vol. 37, No. 4 (2005), pp. 33-38.
- 15) 田中良幸, 神田龍馬, 武田雄策, 山田直樹, 福庭一志, 正守一郎, 辻敏夫, ”ステアリング操作における人間のインピーダンス特性の解析”, 計測自動制御学会論文集, Vol. 42, No. 12 (2006), pp. 1353-1359.
- 16) 羽田昌敏, 山田大介, 辻敏夫, 拘束環境下における人間-機械系の等価慣性, 計測自動制御学会論文集, Vol. 42, No. 2 (2006a), pp. 156-163.
- 17) 羽田昌敏, 山田大介, 三浦弘樹, 辻敏夫, ”人間-機械系の等価インピーダンス特性解析システム, 計測自動制御学会論文集”, Vol. 42, No. 9 (2006b), pp. 1083-1091.
- 18) 羽田昌敏, 辻敏夫, ”等価慣性指標にもとづく人間-自動車系のレイアウト設計法”, 計測自動制御学会論文集, Vol. 43, No. 5 (2007), pp. 400-407.
- 19) 竹村和紘, 山田直樹, 岸 篤秀, 農沢隆秀, 田中良幸, 栗田雄一, 辻敏夫, ”人間の主観的な力知覚モデルの提案とステアリング操作系への応用”, 日本機械学会論文集, Vol. 78, No.795 (2012) pp. 64-73.
- 20) 竹村和紘, 山田直樹, 岸 篤秀, 西川一男, 農沢隆秀, 栗田雄一, 辻敏夫, ”人間の主観的反力知覚モデルに基づく自動車のステアリングホイール操作系評価”, 自動車技術会論文集, Vol. 45, No. 3 (2014), pp. 579-584.
- 21) T. Kamura, C. Fukuhara, T. Suetomi, M. Kuroda and K. Sasaki, “Investigation of acceleration performance feeling on a rotary engine sports car with driving simulator, special publications”. Society of Automotive Engineers, No. SP-1772 (2003), pp. 21-31.
- 22) 田中良幸, 山田直樹, 正守一郎, 辻敏夫, “生体関節トルク特性を考慮した下肢操作特性の解析”, 計測自動制御学会論文集, Vol. 40, No. 6 (2004), pp. 612-618.
- 23) 武田雄策, 梅津大輔, 大黒谷陽子, 上村裕樹, 宮崎透, 大坪智範, “下肢の機械特性と操作性を考慮したペダルレイアウトの検討”, 自動車技術会, Vol. 30, No. 3 (2009), pp. 319-328.
- 24) M. Horiue, T. Ohthubo, H. Okiyama, Y. Tanaka and T. Tsuji, “A Study on Design Factors of Gas Pedal Operation”, SAE International Journal of Passenger Cars - Mechanical Systems, Vol. 5, No. 1 (2012), pp. 30-35.

- 25) 田中良幸, ”ペダル操作時の反力知覚特性の力学的解析と反力設計への応用”, 自動車技術会論文集, Vol. 45, No. 2 (2014), pp. 361-367.
- 26) 吉岡潤, 田中良幸, 山田直樹, 正守一郎, 辻敏夫, “ステアリング動作における手先力操作特性の解析”, ロボティクス・メカトロニクス講演会'05 講演論文集, 1P1-N-098 (2005), pp. 1-2.
- 27) A. Perotto, “筋電図のための解剖学ガイド”, 第3版(1997), pp.36-91.
- 28) 野呂影勇, “図説エルゴノミクス”, 改定第1版(1990), p.330.
- 29) (社)自動車技術会, “自動車の人間工学技術”, 初版(1998), p.2.
- 30) A. Perotto, “筋電図のための解剖学ガイド”, 第3版(1997), pp.132-190.
- 31) 自動車技術ハンドブック編集委員会, “自動車ハンドブック設計(デザイン・ボディ)編”, 改定第1版(1991), p.133-135, (社)自動車技術会.

謝辞

本研究と論文は、多くの関係者の協力により作成することができました、この場を借りて感謝を述べさせていただきます。

広島大学 大学院工学研究科 システムサイバネティクス専攻 教授 辻 敏夫 博士には、長年、人間特性と自動車の操作機器のマッチング研究において、マツダ株式会社との共同研究で大変にお世話になり、先端の研究や幅広い研究機関の紹介などをご指導いただきました。この論文作成においても多大な時間にてご指導いただきました。実験データを積み重ねたに過ぎなかった研究に対して、論文シナリオの組み立て方やデータを深く洞察する力、口頭発表の要所を教え導いていただき、論文としての形にまとめることができました。お陰様で予期しないような強運までも導かれた感があります。深く感謝いたします。

広島大学 大学院工学研究科 システムサイバネティクス専攻 教授 石井 抱 博士、広島大学 大学院工学研究科 システムサイバネティクス専攻 教授 山本 透 博士のお二人には、本研究の遂行にあたり、有益なご教示と貴重なご意見を頂きました。深く感謝いたします。

そして、広島大学 大学院工学研究科 システムサイバネティクス専攻 准教授 栗田 雄一 博士には、共同研究や国際学会発表の際にたくさんのアドバイスやご指導をいただきました。深く感謝いたします。

長崎大学 大学院工学研究科 システム科学部門 准教授 田中 良幸 博士にはこの研究の基盤となる楕円体モデルについてご指導いただきました。深く感謝いたします。

広島都市学園大学 リハビリテーション学科 理学療法学専攻 教授 大塚 彰

博士には、県立広島大学での力学特性の計測で大変にお世話になりました。この計測実験が研究の基盤となり博士論文に仕上げることができました。深く感謝いたします。

マツダ株式会社 技術研究所技監 農沢 隆秀 博士には、長年にわたり実験の生データの積み重ねから本質を見つけ出していく研究の基本や仕事の考え方、ゼロから課題を構築していくリーダーとしての能力など数多くのお教えをご指導いただき、また、このような研究の機会を強く勧めていただき、大きく成長することができました。深く感謝いたします。

R&D技術管理本部開発管理部主任 河手 功 氏，車両開発本部車両実研部主任 宮崎 透 氏，主任 古川 浩二 氏，主任 阿部 治彦 氏には、実験装置作製，実験準備や計測，被験者実験の際，多大な協力をいただきお世話になりました。深く感謝いたします。

研究長 岸 篤秀 氏には、業務多忙の中、研究や課題設定に対しての助言をいただきました。深く感謝いたします。シニアテクニカルスペシャリスト 山田 直樹 氏，シニアテクニカルスペシャリスト 武田 雄作 博士のお二人には、モデル化の基本理論についてご指導いただきました。深く感謝いたします。技術研究所 竹村 和紘 博士には、追加実験や論文投稿でご助言いただき、辻研究室の先輩研究者としても多くのご指導をいただきました。深く感謝いたします。

マツダ株式会社 技術研究所，車両開発本部車両実研部の皆様には、本研究の遂行にあたり、様々な協力を頂きました。深く感謝致します。この場を借りて、深くお礼申し上げます。

明治大学の恩師である名誉教授 長谷川 久夫 博士には、論文執筆中や査読論文掲載の際に、暖かい励ましのお言葉を頂きました。明治大学の先輩である広島国際大学 大学院心理科学研究科 コミュニケーション学専攻 教授 久次 弘

子 氏には、以前から学位取得を強く薦めていただいたことが今回のきっかけとなりました。深く感謝いたします。

マツダ株式会社 技術研究所長 山本 博之 氏には、研究を進めるにあたり、研究と仕事の両立を支援いただき、暖かいお言葉をいただきました。心より深く感謝いたします。

最後になりますが、学位論文作成中に、いつも心の支えになってくれた父母、義父母、子供達、そして、五十歳手前からの博士課程入学を快く認めて、家族を支えてくれた妻に感謝します。