

博士論文（要約）

利用者・利用場面に基づく  
福祉機器開発に関する研究

－社会環境を含めた包括的枠組みと  
コンセプト立案手法の提案－

井上 剛伸



# 目次

---

第1章 序論	1
1. 障害者・高齢者の現状	1
1.1. 障害者数の現状	1
1.2. 障害者施策と政府予算	3
1.3. 高齢化の現状	7
1.4. 高齢者施策と政府予算	8
2. 福祉機器開発の現状	11
2.1. 福祉機器開発の歴史	11
2.2. 福祉機器の市場動向	14
2.3. ユニバーサル・デザイン	15
2.4. 利用者の少ない福祉機器（オーファン・プロダクツ）	17
3. 福祉機器開発の課題	18
3.1. 福祉機器の特徴	18
3.2. 既存のデザイン手法	18
3.3. 利用者中心のデザイン手法	21
3.4. 複雑なシステム開発における非機能要件の定義	22
3.5. 福祉機器開発の特徴と課題	23
4. 本研究の目的と構成	23
4.1. 目的	23
4.2. 本研究の意義	24
4.3. 本論文の構成	26
5. 本論文における用語の定義	26

## 目次

第2章 重度障害者を対象とした福祉機器開発事例にみる課題（頭部操作式電動車椅子の開発）	30
1. 本章の目的	30
2. 頭部操作式電動車椅子の開発事例	30
2.1. 開発者の特徴	30
2.2. 対象者の特徴	30
2.3. 頭部動作の計測と操作方法の決定	31
2.4. 開発機器のコンセプト立案	32
2.5. 試用評価と改良	36
3. 重度障害者を対象とした福祉機器開発プロセスの特徴	41
3.1. 開発事例のプロセス	41
3.2. 既存のデザイン・プロセスとの比較	42
3.3. 開発プロセスの特徴と課題	43
4. 小括	44
第3章 福祉機器開発の包括的枠組みとコンセプト立案プロセス・指針の提案	45
1. 本章の目的	45
2. 課題解決策の包括的枠組みの構築	45
2.1. 構築方法	45
2.2. 対象とした開発機器	48
2.3. 開発プロセスの調査結果	52
2.4. 企業における福祉機器開発との比較	66
2.5. 福祉機器開発促進のための包括的枠組みの構築	76
3. コンセプト立案プロセスと指針の提案	77
3.1. 福祉機器開発に特有な要件項目の抽出	77
3.2. コンセプト立案プロセスの提案	79
3.3. コンセプト立案指針の提案	80
3.4. コンセプト立案シート	83
4. 小括	84

第4章 福祉機器開発の実践例にみるコンセプト立案プロセス・指針の有用性	87
1. 本章の目的	87
2. 重度障害者を対象とした電動車椅子の開発	88
2.1. 開発概要	88
2.2. 対象の選定	88
2.3. 利用場面の想定とステークホルダの設定	90
2.4. 当事者およびステークホルダの参加	91
2.5. 利用者の機能に適したヒューマン・インタフェースの構築	91
2.6. 利用状況の明確化とコンセプトの構築	95
2.7. プロトタイプの実験と臨床評価	98
2.8. 適合手法・体制の構築	105
2.9. 得られた電動車椅子のコンセプト	106
2.10. コンセプト立案シート	107
2.11. 機器開発事例における提案プロセス・指針の有用性	107
3. 高齢障害者を対象とした車椅子ブレーキかけ忘れ防止装置の開発	109
3.1. 開発概要	109
3.2. 対象の選定	109
3.3. 利用場面の想定とステークホルダの設定	109
3.4. 当事者およびステークホルダの参加	110
3.5. 利用者の機能に適したヒューマン・インタフェースの構築	110
3.6. 利用状況の明確化とコンセプトの構築	112
3.7. プロトタイプの実験と臨床評価	114
3.8. 適合手法・体制の構築	122
3.9. 得られたブレーキかけ忘れ防止装置のコンセプト	122
3.10. コンセプト立案シート	123
3.11. 機器開発事例における提案プロセス・指針の有用性	124
4. 物忘れのある高齢者を対象とした情報支援ロボットシステムの開発	125
4.1. 開発概要	125
4.2. 対象の選定	126
4.3. 利用場面の想定とステークホルダの設定	126
4.4. 当事者およびステークホルダの参加	128

## 目次

4.5. 利用者の機能に適したヒューマン・インタフェースの構築	129
4.6. 利用状況の明確化とコンセプトの構築	133
4.7. プロトタイプ of 作製と臨床評価	135
4.8. 適合手法・体制の構築	137
4.9. 得られた情報支援ロボットシステムのコンセプト	138
4.10. コンセプト立案シート	138
4.11. 機器開発事例における提案プロセス・指針の有用性	138
5. 開発事例を基にしたコンセプト要件リスト	140
6. 小括	141
第5章 結論	147
1. 本研究の総括	147
2. 本研究の結論	149
3. 今後の展望	150
謝辞	152
付録 A 頭部操作式電動車椅子開発における計測・評価実験	A-1
A.1. スキャン式意思伝達装置使用中の頭部動作の計測	A-1
A.2. 頭部運動の時間特性の計測	A-5
A.3. 体育館での試用評価	A-8
A.4. 廊下での試用評価	A-10
付録 B 電動車椅子シミュレータの開発と活用事例	B-1
付録 C 福祉機器開発における障害別での配慮点	C-1
C.1. 頸髄損傷	C-1
C.2. 筋ジストロフィ	C-4
C.3. 脳性マヒ	C-6
C.4. 認知症	C-8

# 第1章 序論

## 1. 障害者・高齢者の現状

### 1.1. 障害者数の現状

日本の福祉制度において、障害者は身体障害児・者、知的障害児・者および精神障害者に分けられ、18歳未満を障害児、18歳以上を障害者という。政府統計によれば、身体障害児・者は在宅者 3,864,000 人（平成 23 年「生活のしづらさなどに関する調査」）、施設入所者 58,000 人（平成 24 年「社会福祉施設等調査」）、合計すると 3,922,000 人、知的障害児・者は在宅者 622,000 人（平成 23 年「生活のしづらさなどに関する調査」）、施設入所者 119,000 人（平成 23 年「社会福祉施設等調査」）、合計すると 741,000 人、精神障害者は外来患者 3,611,000 人（平成 26 年「患者調査」）、入院患者 313,000 人（平成 26 年「患者調査」）、合計すると 3,924,000 人である<sup>1-1)</sup>。これらを単純に合計すると 8,587,000 人となり、人口比では約 6.8%（平成 29 年 1 月 1 日現在の確定値 126,822,000 人<sup>1-2)</sup>を基とする）となる。在宅身体障害者数は、増加傾向にあり（図 1-1）<sup>1-3)</sup>、そ

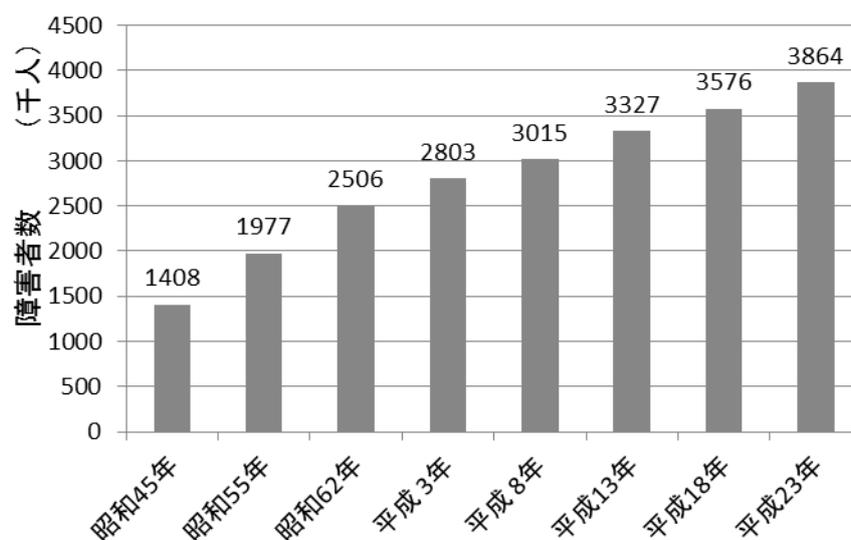


図 1-1 在宅身体障害者数の推移<sup>1-3)</sup>

## 第1章 序論

の内訳は肢体不自由、視覚障害、聴覚障害、内部障害に分けられ、在宅者を対象とした調査では、それぞれの人数構成は図 1-2 に示すように、肢体不自由が最も多く 44.2%、次いで内部障害が 24.1%、視覚障害は 8.2%、聴覚障害が 8.4%となっている<sup>1-3)</sup>。

肢体不自由者の原因疾患としては、脳性マヒ、脊髄損傷、切断、進行性筋疾患、脳血管障害、関節リウマチなどが挙げられる。肢体不自由者の近年の傾向として、重度化が挙げられる。図 1-3 に、等級別の障害者割合の推移を示す<sup>1-3)</sup>。障害等級は 1 級が最も重度であり、6 級がもっとも軽度である。この図より、1 級の障害者割合は平成 23 年度の調査結果では不詳の割合が大きいために見かけ上減少しているが、全体としては増加傾向にあることがわかる。平成 18 年の調査結果では、33.6% となり、およそ 1/3 が 1 級の障害者となっている。これは、医療の高度化が背景にあり、救急医療の発展はこれまでは命が助からないとされてきた、高位頸髄損傷者や重篤な脳血管障害者の救命を可能にする反面、重度の障害が残るケースを増加させている。また、未熟児医療の進歩は、多くの命を救った反面、重度脳性麻痺児を増加させている<sup>1-4)</sup>。

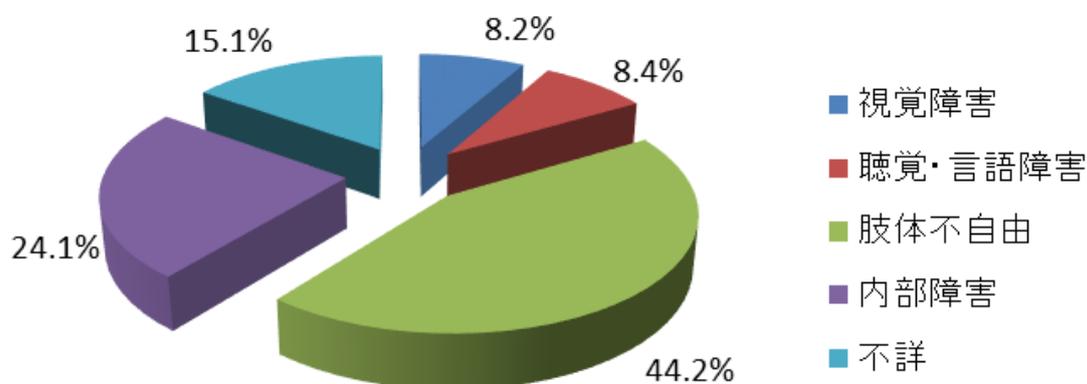
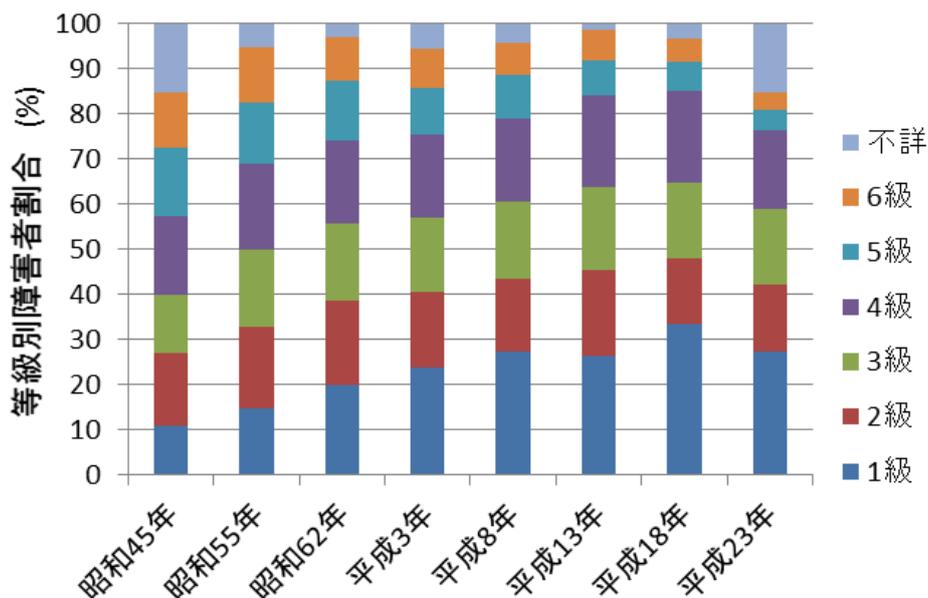


図 1-2 在宅障害者の内訳<sup>1-3)</sup>

図 1-3 等級別障害者割合の推移<sup>1-3)</sup>

## 1.2. 障害者施策と政府予算

日本の障害者施策の枠組みは、障害者基本法に示されている。ここでは、“全ての国民が、障害の有無にかかわらず、等しく基本的人権を享有するかけがえない個人として尊重されるものである”との理念を示し、そのための共生社会の実現と障害者の自立と社会参加の支援のための施策の基本原則が謳われている<sup>1-5)</sup>。基本原則としては、地域社会における共生等（第3条）、差別の禁止（第4条）、国際的協調（第5条）が挙げられている。また、政府が障害者の自立及び社会参加の支援等を計画的に推進するために、障害者基本計画を策定することを定めている（第11条）。

障害者基本計画（第3次）<sup>1-6)</sup>は、平成25年度から平成29年度を計画期間として定め、この5年間に講ずべき障害者施策の基本的な方向について定めたものである。基本原則として、地域社会における共生等（障害者基本法第3条）、差別の禁止（障害者基本法第4条）、国際的協調（障害者基本法第5条）の3点を掲げ、各分野に共通する横断的視点として、以下の5点を挙げている。

- ① 障害者の自己決定の尊重及び意思決定の支援
- ② 当事者本位の総合的な支援
- ③ 障害特性等に配慮した支援
- ④ アクセシビリティの向上
- ⑤ 総合的かつ計画的な取り組みの推進

## 第1章 序論

これらの実現のために、生活支援、保健・医療、教育、文化芸術活動・スポーツ等、雇用・就業、経済的自立の支援、生活環境、情報アクセシビリティ、安全・安心、差別の解消及び権利擁護の推進、行政サービス等における配慮、国際協力の10分野が設定されている。福祉機器に関する事項は、主に生活支援と情報アクセシビリティ分野に位置づけられている。生活支援では、障害者総合支援法に基づく補装具費支給制度や日常生活用具給付等事業が含まれる他、福祉機器の開発促進などが含まれる。情報アクセシビリティ分野では、アクセシビリティ向上のための情報通信機器やサービスの開発・普及が含まれる。

前述の10分野別にみた政府予算の推移を表1-1に示す<sup>1-1,1-7</sup>。合計額は、増加傾向にあり、平成29年度には1兆9千億円余りとなっている。平成29年度の国家予算は、約97兆5千億円であるから、障害者施策関係予算はその約2%にあたる。内訳では、生活支援が最も多く68.37%に達し、次に保健・医療が19.59%、雇用・就業、経済的自立の支援が10.82%と続く(図1-4)。

このように、障害者の生活支援には多額の予算が投じられ、なおかつそれが増加していることから、それらの予算を効率的に活用することが求められる。福祉機器に関しては、開発助成と給付にかかる予算が充てられており、これらの効率化の方策として、開発から普及に至る過程の整備が重要とされる<sup>1-8</sup>。

表1-1 障害関連の政府予算(額を特定できるもの)の推移<sup>1-1,1-7</sup> (百万円)

年度	平成 25	平成 26	平成 27	平成 28	平成 29
生活支援	997,880	1,085,173	1,133,007	1,207,684	1,318,001
保健・医療	292,090	316,485	366,853	376,866	377,688
教育, 文化芸術活動・スポーツ等	110,980	15,379	18,278	20,427	19,221
雇用・就業, 経済的自立の支援	195,444	200,869	200,635	203,978	208,549
生活環境	226	113	125	315	204
情報アクセシビリティ	798	667	580	570	565
安全・安心	3,929	3,266	2,633	3,047	2,144
差別解消及び権利擁護の推進	484	516	562	530	678
行政サービス等における配慮	439	493	524	519	549
国際協力	31	32	34	8	7
合計	1,602,301	1,622,993	1,723,231	1,813,932	1,927,609

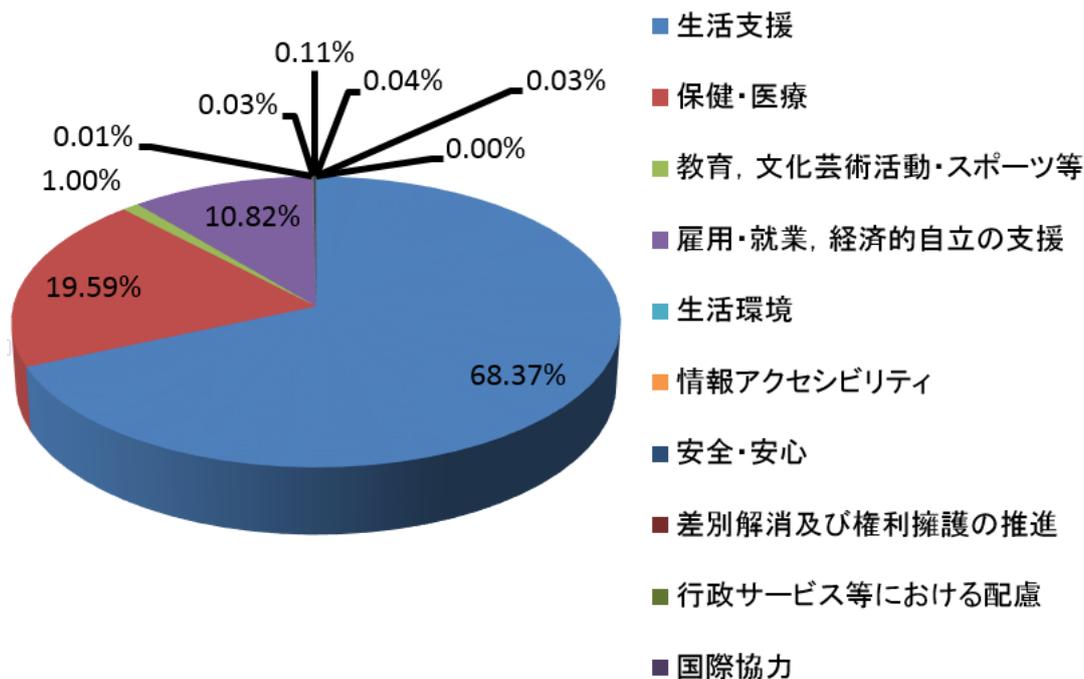


図 1-4 平成 29 年度障害関連政府予算の内訳<sup>1-1)</sup>

障害者を対象とした福祉機器の給付制度としては、障害者総合支援法に基づいた補装具費支給制度と日常生活用具給付等事業を主なものとして挙げることができる<sup>1-9)</sup>。

補装具費支給制度は“障害者の職業その他日常生活の能率の向上を図ること及び障害児が将来、社会人として自立自活するための素地を育成助長すること”を目的としている。補装具とは、次の3つの要件をすべて満たすものと定義される。

- ① 身体の欠損又は損なわれた身体機能を補完、代替するもので、障害個別に対応して設計・加工されたもの
- ② 身体に装着（装用）して日常生活又は就学・就労に用いるもので、同一製品を継続して使用するもの
- ③ 給付に際して専門的な知見（医師の判定書又は意見書）を要するもの

給付種目は義肢、装具、座位保持装置、盲人安全つえ、義眼、眼鏡、補聴器、車椅子、電動車椅子、座位保持椅子、起立保持具、歩行器、頭部保護帽、排便補助具、歩行補助つえ、重度障害者用意思伝達装置となっている。それぞれについて、購入に掛かる経費の支給と修理に掛かる経費の支給があり、利用者は収入にもよるが基本的には10%の経費を負担する。購入および修理の自己負担分も含めた総額の推移を図 1-5 と図 1-6 に示す<sup>1-10)</sup>。購入金額はほぼ横ばいで平成 27 年度は 20,602,989,000 円であり、修理金額はやや微増傾向で平成 27 年度は 5,638,737,000 円である。平成 27 年度の購入と修理の合計は約 260 億円である。

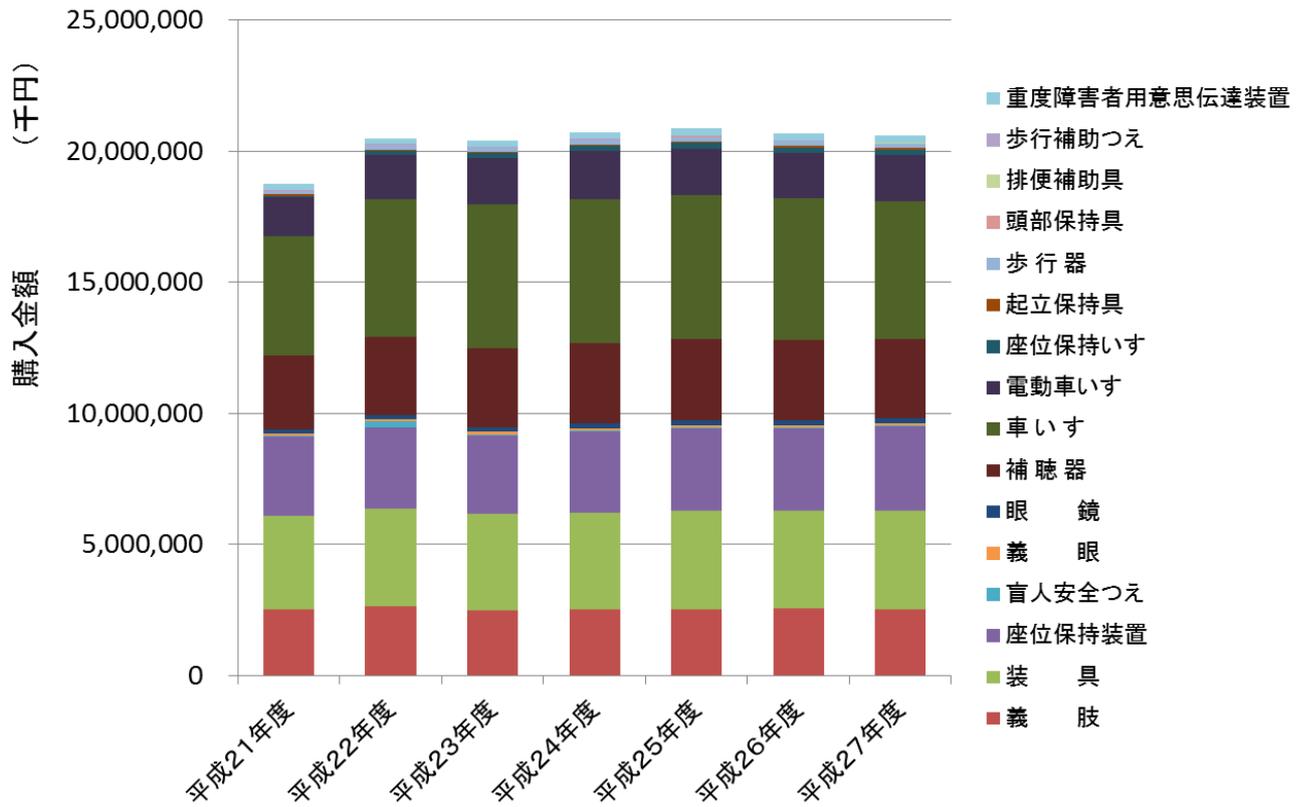


図 1-5 補装具費支給制度 年度別購入金額総額内訳

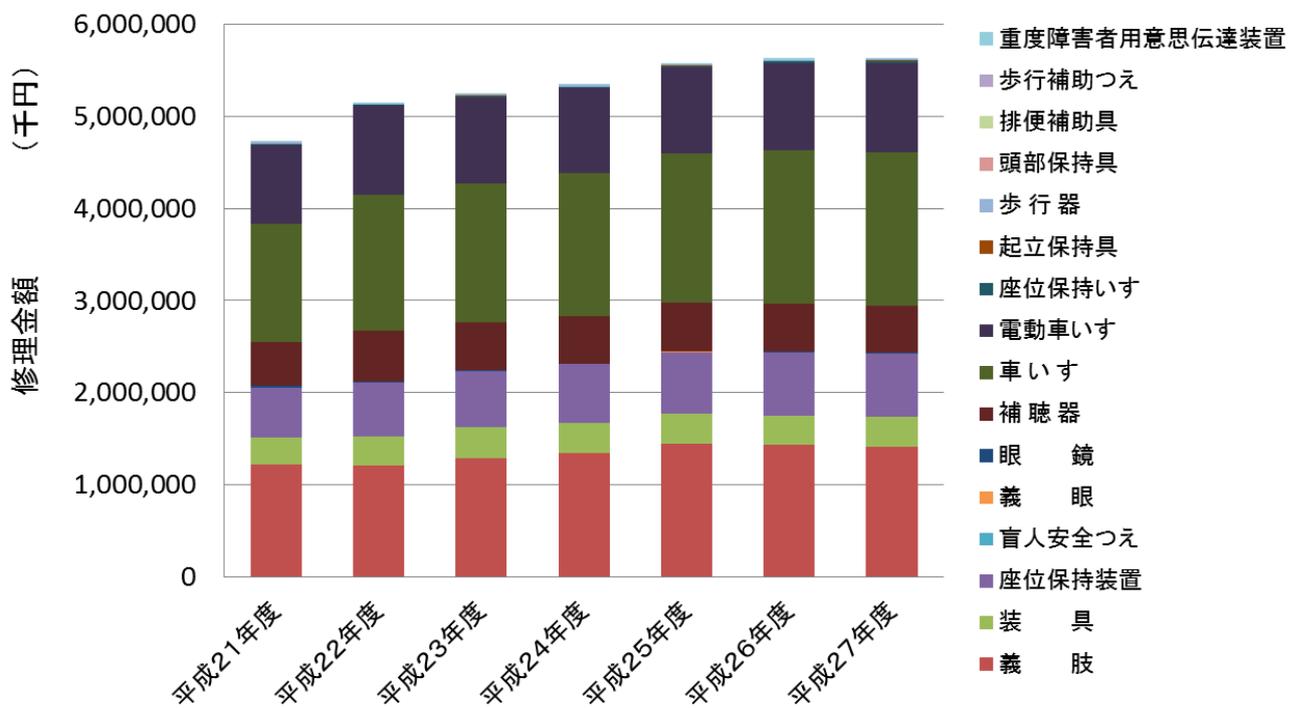


図 1-6 補装具費支給制度 年度別修理金額総額内訳

日常生活用具給付等事業は、“重度障害者等の日常生活がより円滑に行われるための用具を給付又は貸与すること等により、福祉の増進に資すること”を目的としている。日常生活用具は、次の3つの要件をすべて満たすものと定義される。

- ① 安全かつ容易に使用できるもので、実用性が認められるもの
- ② 日常生活上の困難を改善し、自立を支援し社会参加を促進するもの
- ③ 製作や改良、開発にあたって障害に関する専門的な知識や技術を要するもので、日常生活品として一般的に普及していないもの

給付または貸与する福祉用具は、介護・訓練支援用具、自立生活支援用具、在宅療養等支援用具、情報・意思疎通支援用具、排泄管理支援用具、居宅生活動作補助用具（住宅改修費）の6種目であるが、対象となる具体的な用具については厚生労働省から例示されてはいるものの、市町村が決定することとなっている。利用者の自己負担は、収入にもよるが基本的には10%である。

### 1.3. 高齢化の現状

高齢者（65歳以上）の数は、政府統計によれば34,590,000人（平成28年10月1日現在）で、高齢化率は27.3%であり世界の国で最も高い値となっている<sup>1-11)</sup>。高齢化率は今後も増加することが予測されており、2065年には38.4%という推計値が出されている。日本の人口はすでに長期にわたる減少傾向に入っており、2065年には現役世代1.3人で1人の高齢者を支える社会が到来するという予測が出されている。

障害のある高齢者を支える制度として、平成12年から介護保険制度が開始された。介護保険の要支援・要介護認定者数の推移を図1-7に示す<sup>1-12)</sup>。介護保険が開始された平成12年度時点では2,561,594人であった認定者数は、その後増加し、平成27年度時点では6,203,923人となり、2倍以上となっている。要介護度別の割合については、平成18年度に要支援が要支援1と要支援2に分かれた際の変化を除いて、大きな変化は見られない。

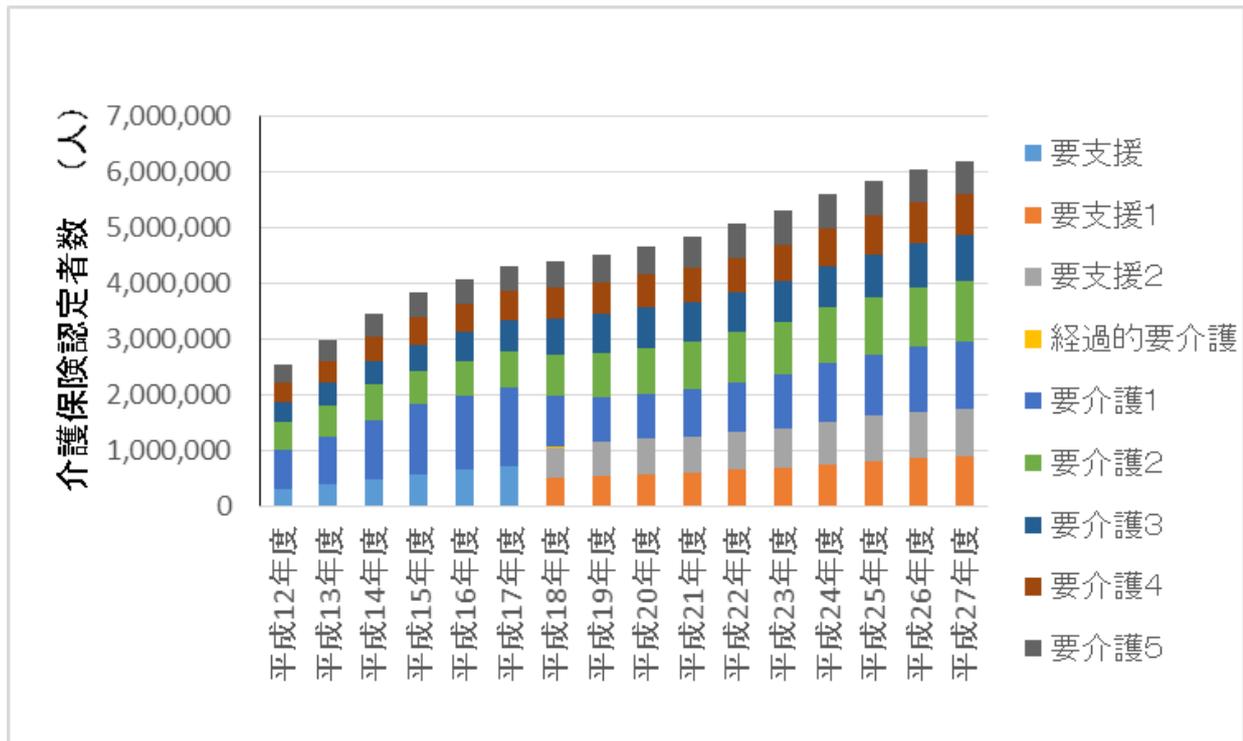


図 1-7 介護保険認定者数の推移

## 1.4. 高齢者施策と政府予算

高齢社会対策は政府の大きな課題としてとらえられており、国を挙げての対策がとられている。分野としては、就業・年金等分野、健康・介護・医療等分野、社会参加・学習等分野、生活環境等分野、高齢社会に対応した市場の活性化と調査研究等推進、全世代が参画する社会に対応した基盤構築と、広範な施策が展開されている。高齢社会対策関係の政府予算を表 1-2 に示す<sup>1-11)</sup>。就業・年金が最も多く、次いで健康・介護・医療が多い金額であり、この二つで予算のほとんどを占めている。

高齢者に対する福祉サービスは、介護保険が主となり提供されている。また、政府では現在地域包括ケアの推進を進めており、医療から介護を包括的に、地域で支える仕組み作りが進められている。認知症者の増加も大きな問題となっており、平成 24 年 9 月に公表された「認知症施策推進 5 年計画」(オレンジプラン)では、総合的な戦略の立案とそれに基づいた、着実な実施が謳われている。具体的には、①認知症への理解を深めるための普及・啓発の推進、②認知症の容態に応じた適時・適切な医療・介護等の提供、③若年性認知症施策の強化、④認知症の人の介護者への支援、⑤認知症の人を含む高齢者にやさしい地域づくりの推進、⑥認知症の予防法、診断法、治療法、リハビリテーションモデル、介護モデル等の研究開発及びその成果の普及の推進、⑦認知症の人やその家族の視点の重視の 7 つの柱に沿って施策を推進している。

表 1-2 高齢社会対策関係政府予算(一般会計)の推移<sup>1-11)</sup> (億円)

年度	平成 24	平成 26	平成 27	平成 28	平成 29
就業・年金	85,100	109,052	112,228	115,795	117,762
健康・介護・医療	76,076	80,262	83,517	84,647	85,582
社会参加・学習	119	116	114	110	112
生活環境	71	36	23	18	5
市場の活性化と調査研究 推進	296	267	430	114	116
基盤構築	86	143	366	124	120
合計	161,748	189,875	196,678	200,809	203,696

高齢者を対象とした福祉機器の給付制度としては、介護保険の福祉用具貸与・特定福祉用具販売が主なものとして挙げられる<sup>1-9)</sup>。福祉用具は高齢者の身体状況の変化に対応するために、レンタル(貸与)による使用が基本となっている。しかし、排泄や入浴などに関連し身体に直接触れる用具に関しては、特定福祉用具として購入が認められている。また、福祉用具導入等により必要となる住宅改修も認められている。福祉用具、住宅改修ともに厚生労働省の告示および解釈通知により、対象となる品目(項目)とその条件が示されている。介護保険で対象となる福祉用具は、以下の判断要素に基づいて選定されている。

- ① 要介護者等の自立促進又は介助者の負担軽減を図るもの
- ② 要介護者等でない者も使用する一般の生活用品でなく、介護のために新たな価値付けを有するもの(例えば、平ベッド等は対象外)
- ③ 治療用等医療の観点から使用するものではなく、日常生活の場面で使用するもの(例えば、吸入器、吸引器等は対象外)
- ④ 在宅で使用するもの(例えば、特殊浴槽等は対象外)
- ⑤ 起居や移動等の基本的動作の支援を目的とするものであり、身体の一部の欠損又は低下した特定の機能を補完することを主たる目的とするものではないもの(例えば、義手義足、眼鏡等は対象外)
- ⑥ ある程度の経済的負担感があり、給付対象とすることにより利用促進が図られるもの(一般的に低い価格のものは対象外)
- ⑦ 取り付けに住宅改修工事を伴わず、賃貸住宅の居住者でも一般的に利用に支障のないもの(例えば、天井取り付け型天井走行リフトは対象外)

貸与種目は、車いす、車いす付属品、特殊寝台、特殊寝台付属品、床ずれ防止用具、体位変換器、手すり、スロープ、歩行器、歩行補助つえ、認知症老人徘徊感知機器、移動用リフト(つり具の部分を除く)、自動排泄処理装置の13種目であり、特定福祉用具販売種目は、腰掛便座、自動排泄処

## 第1章 序論

理装置の交換可能部品、入浴補助用具、簡易浴槽、移動用リフトのつり具の部分の5種目である。利用者の費用負担は、収入にもよるが、基本的に10%である。

介護保険福祉用具給付の総費用額を図1-8に示す<sup>1-12)</sup>。平成12年度、13年度の福祉用具貸与のデータは欠損している。傾向としては増加傾向にあるが、平成17年度から平成18年度にかけて減少が見られる。これは、平成18年度の制度改正において、軽度者に対する福祉用具の貸与に制限が設けられた事が理由と考えられる。平成27年度時点での福祉用具貸与と特定福祉用具販売の総額は3,040億円である。種目による内訳に関する情報として、平成27年度の種目別の件数および単位数の割合を図1-9に示す<sup>1-13)</sup>。単位数は、費用計算の基となる数値であり、概ね1単位が10円に相当するが、地域によってその換算率は異なるため、費用を直接表すものではないが、概ね金額を基にした割合を表している。件数では、特殊寝台付属品が最も多く2,875万件、続いて手すり1,599万件、特殊寝台997万件である。単位数では、特殊寝台が最も多く89.6億点、続いて車椅子51.6億点、手すり45.7億点となっている。

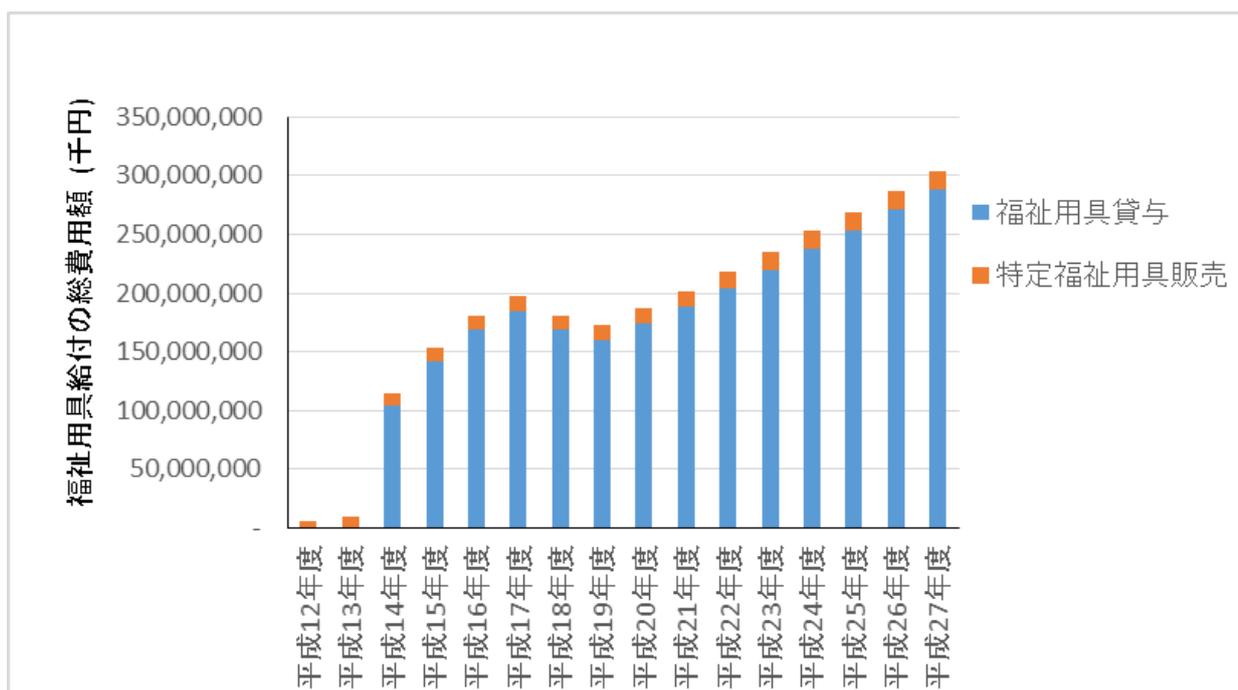


図1-8 介護保険福祉用具給付の総費用額の推移

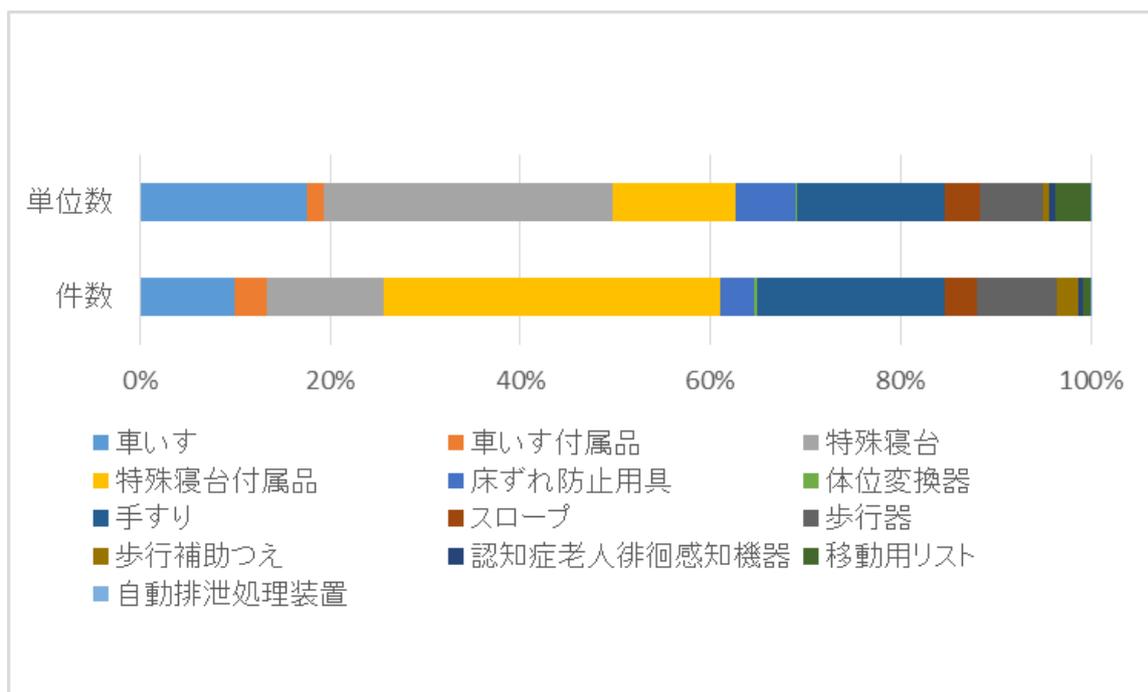


図 1-9 平成 27 年度福祉用具貸与種目の件数と単位数の割合

## 2. 福祉機器開発の現状

### 2.1. 福祉機器開発の歴史

#### (1) 工夫の時代

福祉機器の歴史は古く、義肢は紀元前から存在したとの記録（インドの医学書「リグーペダ」）があり<sup>1-14</sup>、車椅子も車輪を使っていたメソポタミア文明時代からの存在の可能性が示されている<sup>1-15</sup>。

#### (2) 産業化の時代

福祉機器が産業として成立するのは 19 世紀後半以降である。車椅子では、アメリカの南北戦争後に生産体制や流通体制が整い、1871 年には、コネティカットの折りたたみ椅子の業者が籐製の三輪車椅子をカタログに掲載したことが記録されている<sup>1-15</sup>。現在のボックスタイプの四輪車椅子は、1937 年にアメリカで特許として取得されたものである。義肢については、第一次世界大戦中の 1915 年にドイツのベルリンに義肢検定所ができ、義肢の検定や標準化がなされた<sup>1-14</sup>。英国でも 1915 年にローハンプトンに義肢センターが作られた。アメリカでは、1917 年にアメリカ義肢製作者協会が作られ、戦傷者への義肢供給を円滑にすることが試みられた。日本における義肢製作会

社の設立は 1899 年、大阪の奥村濟世館とされる。これらの努力により、義肢や車椅子については、ある程度安価でかつ大量供給が可能となった。

### (3) 拡大の時代

しかし、障害の多様化に対する要求から、リハビリテーション医学<sup>1-16)</sup>におよそ 45 年遅れて、リハビリテーション工学が誕生した。リハビリテーション工学は、障害者の社会モデルに基づき、そこで生じる障害を、工学技術を用いてなくすもしくは軽減する、あるいは予防するための実学と定義される<sup>1-17)</sup>。リハビリテーション工学の成り立ちは、米国では 1945 年、第二次世界大戦の戦傷者への対応として、国立研究評議会 (National Research Council) に義肢委員会を設立したことに始まる<sup>1-18)</sup>。ここで、医学と工学の専門家を集め、義肢の開発と適合方法の開発を行うことを推進した。また日本では、サリドマイド児に対して、1968 年に厚生省 (当時) に特別研究班が設置され<sup>1-19)</sup>、その後 1971 年に科学技術庁に引き継がれ、医学と工学の専門家が協働し、電動義手の開発を行ったことに端を発する。日米ともに、義肢の開発をテーマにしている点が特徴的である。その後、北米では 1979 年に北米リハビリテーション工学会が、日本では 1986 年に日本リハビリテーション工学協会が発足し、義肢以外の福祉機器の技術開発とともに、利用者への個別適合や評価手法の研究も盛んに行われるようになった。

### (4) 多様化の時代

日本における一つの転機は、1993 年に施行された「福祉用具の研究開発および普及の促進に関する法律」である<sup>1-20)</sup>。日本は 1994 年に高齢化率が 14% を超え、高齢社会に突入した。このような急速な高齢化を時代背景として成立したのが本法律である。その目的として、以下が謳われている。

“心身の機能が低下し日常生活を営むのに支障のある老人及び心身障害者の自立の促進並びにこれらの者の介護を行う者の負担の軽減を図るため、福祉用具の研究開発及び普及を促進し、もってこれらの者の福祉の増進に寄与し、あわせて産業技術の向上に資すること”

この目的にあるように、高齢者や障害者の生活の自立・自律の促進や介護負担の軽減に、福祉用具が有効であることを示すとともに、そのための福祉用具の産業化をも視野に入れた法律である。これに基づき、通商産業省 (当時) の新エネルギー・産業技術総合開発機構 (NEDO) および厚生省 (当時) のテクノエイド協会にて福祉用具の開発助成が行われるに至った。NEDO の開発助成では、1993 年度から 2010 年度までで 186 件を採択し、そのうち 88 件が実用化されている。一方テクノエイド協会では、1989 年度より 2009 年度までで 306 件を採択し、そのうち 119 件が商品

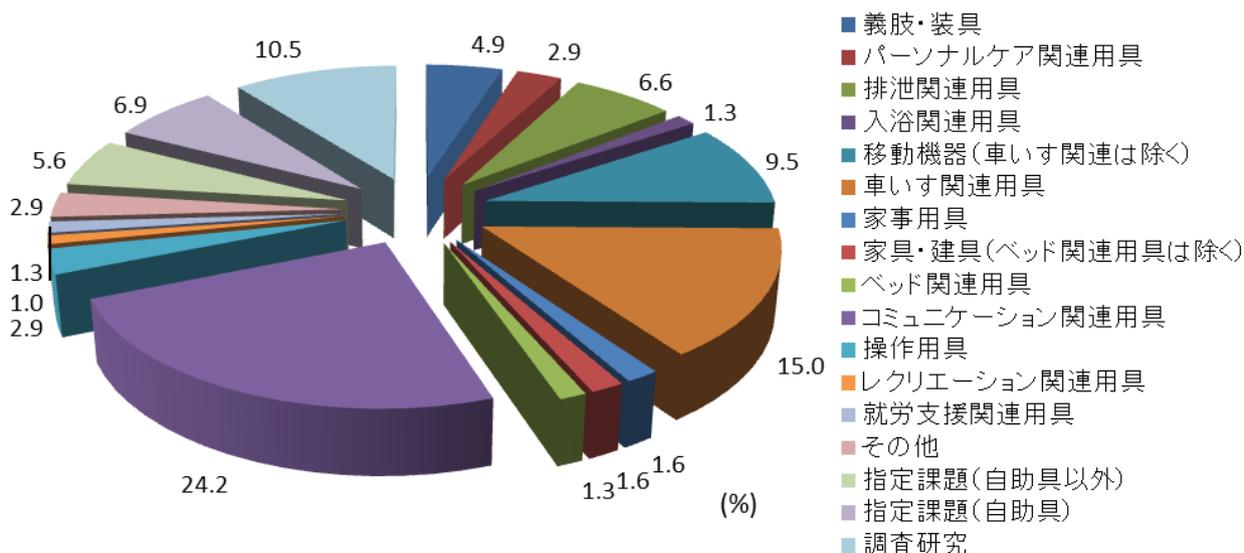


図 1-10 テクノエイド協会 福祉用具研究開発助成事業採択課題の傾向<sup>1-22)</sup>

化されている<sup>1-21)</sup>。テクノエイド協会での、この間の採択件数の割合<sup>1-22)</sup>をみると(図 1-10)、コミュニケーション関連用具が最も多く 24.2%、次いで車椅子関連用具の 15.0%、車椅子以外の移動機器の 9.5%、排泄関連用具の 6.6%と続いており、福祉用具の多様化が進んでいることが示される。

## (5) 共用化の時代

義肢の開発から始まった技術開発は、車椅子やリフト、コミュニケーションエイドなどの福祉機器開発へと発展していった。これらの機器では、個別の利用者への適合や評価についてリハビリテーション工学の分野を中心に研究が進められ、機器開発においても利用者の個別性が重要視された。これに対して、1990年代にアメリカを中心として世界に広まった考え方がユニバーサル・デザインである。これは、それまでの狭い意味での福祉機器の概念を大きく変える考え方であり、“すべての人が使えるもの”を作るべきであることを提唱した。その後、ユニバーサル・デザインは、障害者の差別禁止の流れとも関連づけられ、公共の建物や交通機関、生活製品の開発に大きな影響を与えた。

## (6) 二元論の時代

一方で、ユニバーサル・デザインの対極として登場したのが、特定の利用者のための特定の機器の重要性を再度提唱したオーファン・テクノロジー(のちに“プロダクツ”)である。1999年から2003年のアメリカの教育省の障害研究所(NIDRR)長期計画の中で、研究開発の重点項目として提唱されたものである。その後、山内によりユニバーサル・デザインとオーファン・プロダクツを

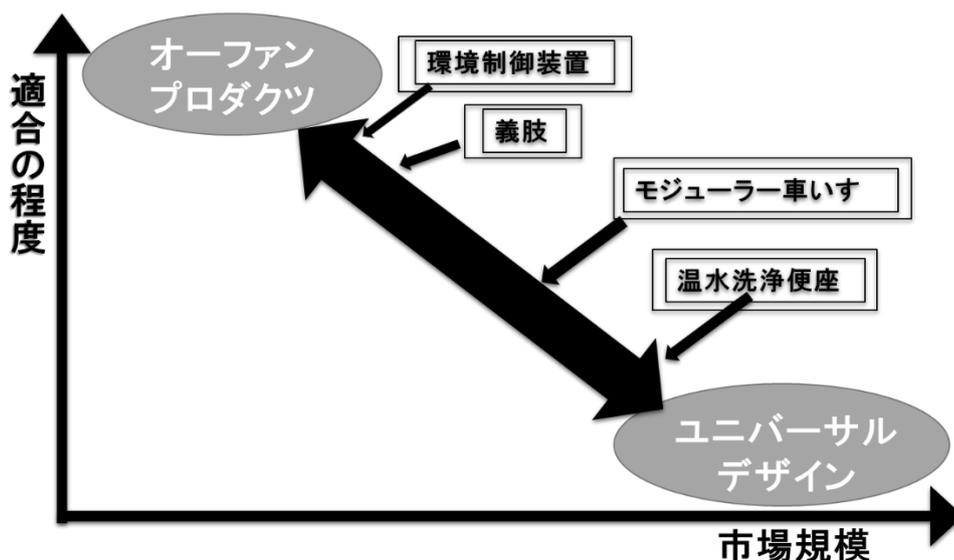


図 1-11 ユニバーサル・デザインとオープン・プロダクツの二元論<sup>1-23)</sup>

両極とした二元論で福祉機器を説明する試みがなされた<sup>1-23)</sup>。双方を特徴付ける指標として、市場規模と適合の程度を用い、図 1-11 のような関係が示された。ユニバーサル・デザインは市場規模が大きく、一般製品となるため利用者に個別に適合する程度は低いことが特徴であり、逆にオープン・プロダクツは市場規模が小さく、利用者に個別に適合する程度が高いことが特徴である。また、身体機能の状態との対応では、ユニバーサル・デザインは機能低下が軽度の者が対象となり、重度の機能低下を呈する者については、オープン・プロダクツの活用が欠かせない。このモデルでは、オープン・プロダクツとユニバーサル・デザインは両極として示され、市場規模と適合の程度の対角線上に種々のものが位置づけられていることが特徴である。

## 2.2. 福祉機器の市場動向

日本福祉用具・生活支援用具協会の調査結果<sup>1-24)</sup>によれば(図 1-12)、2015 年度の福祉機器産業の市場規模は 1 兆 4,337 億円である。同規模の市場を有する産業としては、スポーツ用品<sup>1-25)</sup>、バス事業<sup>1-26)</sup>、靴・履き物<sup>1-27)</sup>、旅館<sup>1-28)</sup>などが挙げられ、産業として成り立つ規模となっている。

内訳を見るとパーソナルケア関連用具が 4,382 億円で全体の 30.6%、次いでコミュニケーション機器の 3,514 億円で 24.5%、義肢装具の 2,285 億円で 15.9%と続く。この 3 つの領域で 71%を占める。パーソナルケア関連用具にはおむつが含まれ、コミュニケーション機器には補聴器が含まれ、大きな市場を形成する要因となっている。

年次推移は、2006 年度までは増加傾向にあり、このときの市場規模は 1 兆 2,823 億円に達した。しかし、2007 年度から減少に転じ、2009 年度は 1 兆 992 億円となり、2010 年度以降増加傾向に

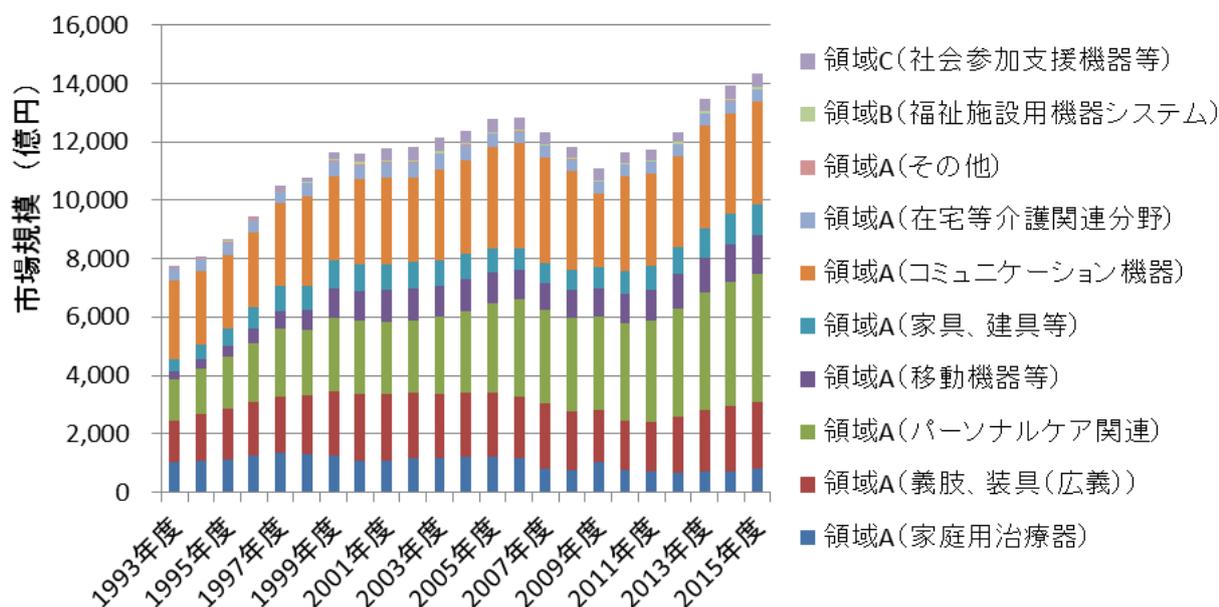


図 1-12 福祉機器産業の市場動向

あるが、さらなる成長を引き起こすためには、技術革新等の何らかのきっかけが求められる。

## 2.3. ユニバーサル・デザイン

一般製品を高齢者や障害者にも使いやすく、あるいは逆に高齢者や障害者が使いやすいなら、一般の人にも使えるように設計しようという概念が、日本では“共用品”、ヨーロッパでは” Design for all”、アメリカでは” Universal design”として広がってきた。これらの概念はユニバーサル・デザインとして統一化が図られつつある。ユニバーサル・デザインでは、以下の7つの原則に基づいたデザインを要求している<sup>1-29)</sup>。

原則1：公平な使用への配慮

どのようなグループに属する利用者にとっても有益であり、購入可能であるようにデザインする。

原則2：使用における柔軟性の確保

幅広い人たちの好みや能力に有効であるようデザインする。

原則3：簡単で明解な使用法の追求

理解が容易であり、利用者の経験や、知識、言語力、集中の程度などに依存しないようデザインする。

## 第1章 序論

原則4：あらゆる知覚による情報への配慮

周囲の状況あるいは利用者の感覚能力に関係なく利用者に必要な情報が効果的に伝わるようデザインする。

原則5：事故の防止と誤作動への受容

危険な状態や予期あるいは意図しない操作による不都合な結果は、最小限におさえるようデザインする。

原則6：身体的負担の軽減

能率的で快適であり、そして疲れないようにデザインする。

原則7：使いやすい使用空間（大きさ・広さ）と条件の確保

利用者の体の大きさや、姿勢、移動能力にかかわらず、近寄ったり、手が届いたり、手作業したりすることが出来る適切な大きさと広さを提供する。

ユニバーサル・デザイン製品（共用品）の市場規模を図1-13に示す<sup>1-30</sup>。2015年度の市場規模は、2兆8千億円であり、前述の福祉機器の市場規模の約2倍となっている。最も規模が大きいのは家庭電化機器で9,609億円（34.1%）、続いてビール・酒で4,861億円（17.1%）、映像機器2,812億円（9.9%）、住宅設備2,618億円（9.2%）、ガス器具2,489億円（8.8%）となっている。推移をみると、2010年までは順調に成長しているが、その後減少している。減少の原因は映像機器であり、国内メーカーが製造を中止した事が影響したとされている。2012年以降横ばいであり、安定期に入っているという見方もできる。

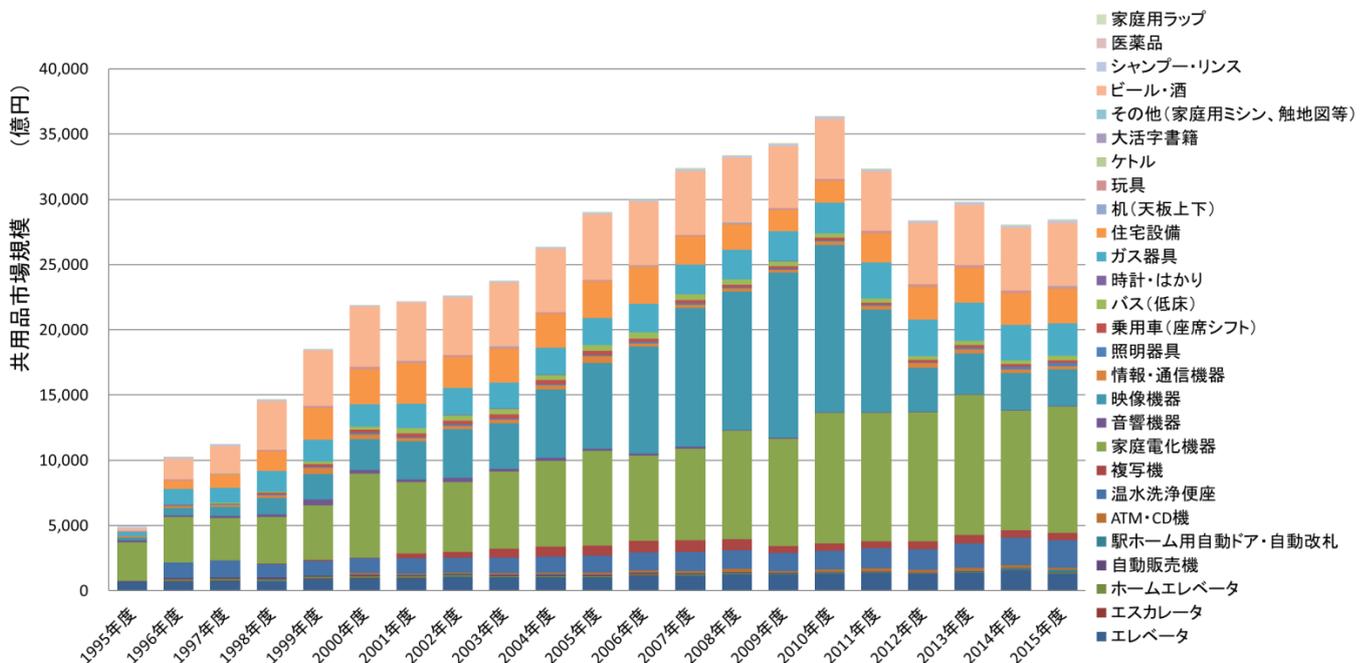


図1-13 ユニバーサルデザイン製品(共用品)の市場規模

ユニバーサル・デザインの考え方は一般製品や住宅、都市を造る際の基本的な方針を示すものであり、障害者・高齢者の生活の向上に対する影響も大きい。しかし、前述の二元論で示されるとおり、これだけで個別性の高い障害者や高齢者の生活向上を図るのは難しく、オーファン・プロダクツとの組み合わせもしくは融合を考えていく必要がある。

## 2.4. 利用者数の少ない福祉機器（オーファン・プロダクツ）

オーファン・プロダクツは、もともと狭義の福祉機器として長年にわたり、その概念は広く認識されてきた。それを明示的に「オーファン・テクノロジー(Orphan technology)」として言及したのは、1998年、当時のアメリカ教育省の障害研究所(NIDRR)所長の Seelman である<sup>1-31)</sup>。その後、NIDRRの1999年から2003年、2005年から2009年の長期計画にオーファン・テクノロジーの研究開発に関する戦略が示されている。その後、オーファン・テクノロジーの同義語として、オーファン・プロダクツが Suwa らによって提唱され<sup>1-32)</sup>、現在に至っている。

オーファン・プロダクツの元々の発想は、薬剤の開発と普及に関する政府の補助制度であるオーファン・ドラッグに起因するものである。対象患者が少ないために開発コストを企業が負担することが難しい薬の開発に政府が補助を出し、さらに認証に関しても優遇措置を講じるという制度である。アメリカでは、200,000人以下の患者に対する薬と定義され、日本では50,000人以下の患者と定義されている。これに対し、オーファン・プロダクツは明確な利用者の定義はなされていないものの、アメリカにおいて利用者が300,000人以下の福祉用具をオーファン・プロダクツとするという説も示されている<sup>1-33)</sup>。しかし一方で、Seelmanは市場が小さく個別適合が重要という点では、ほとんどの福祉用具をオーファン・プロダクツとしてとらえ、社会の課題としてその対応策を考えていくべきであるとの主張をしている<sup>1-33)</sup>。

オーファン・プロダクツは、市場経済では成り立ちにくい製品であり、民間では開発意欲が起こりにくい。しかし、生活の中でその製品を必要としている人が存在する点で、社会として支えるべき製品であることも確かである。社会制度としては、開発に対する助成金や補助金の設置、普及にあたっては公費による給付などが考えられるが、それらは公的資金によりまかなわれるものであり、それには限界があることに加えて、より効果的な資金の活用を考える必要がある。その点への対応として、機器開発の考え方や方法といった工学研究の重要性が示される場所である。

## 3. 福祉機器開発の課題

### 3.1. 福祉機器の特徴

福祉機器の利用者は、身体機能の低下がみられるものの、残された機能を活用することにより、日常生活や社会参加を行う事ができる。福祉機器はそのための環境因子の一つとして、重要な役割を果たす。しかし、障害者は個別性が高く、それぞれの特徴に合わせて、カスタマイズが必要となる。

障害者の個別性に関しては、オーファン・プロダクツの特徴でも挙げたように、福祉機器の専門職による既存の技術やノウハウを活用した個別適合による対応が行われている。車椅子上での座位を保持するためのクッションや姿勢保持持具の適合や、コミュニケーション支援機器の利用のためのスイッチの工夫などが例としてあげられる。しかし、このような専門職の技術では対応しきれない重度障害者はまだまだ存在し、そのような対象に対して、新たな技術の適用が期待されている。

新たな技術の導入は、一般製品においてもリスクが高く、慎重に製品開発を進める必要がある。先端技術がおもちゃに適用されることが多いのは、その技術が十分な性能を満たさなくても、市場が受け入れる可能性があるとともに、市場からの撤退も比較的行きやすく、リスクの低い分野であるためと考えられる。これに対して、福祉機器の分野は、高い完成度の技術が要求されるとともに、新たな技術開発においては、利用者の個別性が高く、特徴が未知であるために、開発リスクの高い分野といえる。実際に開発に着手したとしても、対象となる利用者による評価まで至らないことが多く、その一例として、Simpson らによる総説<sup>1-34)</sup>をもとに、42機種71報のインテリジェント車椅子の開発事例を精査したところ、障害当事者を被験者とした評価を実施した事例は7件にすぎないとの結果が報告されている<sup>1-35)</sup>。すなわち、当事者が使用するところまで至らない開発事例が殆どということになる。また、性能評価においても問題があり、機械としての性能の確認は他の製品と同様に進めることができるが、利用者による臨床評価では評価指標が整備されていないなどの原因により、定性的な評価にとどまることが多い。

以上に示した通り、福祉機器開発には、新たな技術の適用が要求される一方で、開発リスクが高く、機器開発や臨床評価の困難さなどの課題が残されている。したがって、これらの特徴をふまえた開発促進のための方策が必要となる。

### 3.2. 既存のデザイン手法

北郷によれば<sup>1-36)</sup>、機械設計を初めて体系的に論じたのはルーローであり、1861年の著書「機械設計者」の中で、全ての機械に共通して使用される機械要素ごとに章を分け、説明されている。そ

の体系は、アンウィンが記した「機械設計の要素」に受け継がれ、その後の設計論に大きく影響を及ぼしたとされる。また、ルーローのもう一つの著書「理論機構学」では、人間がどのようにして、それ以前に未知であった機械を作り出すことができたかについて考察されており、現在の設計論やデザイン論に通じる記述がなされている。その後の設計学の系譜として北郷は、以下の7つの領域を示している。

① 創造力

A.F.オズボーンの **Applied Imagination** のように、創造力の開発法について論じるもの

② 体験談

グレッグに代表される体験談を通じて設計の哲学を語り、教訓を与えるもの

③ 管理工学

機械設計における設計者の仕事を、作業管理論的、行動科学論的に論じるもの

④ 設計情報処理

設計に利用できる文献、図書等の保管方法、検索方法等について考察するもの

⑤ 設計工学

ディクソンの **Design Engineering** に代表される方向のもので、機械設計を広い視野からとらえ、自然科学的、工学的のみならず社会的なものも含め、全ての因子の接点において、機械設計を考察しようとするもの

⑥ 自動設計

機械設計における数値計算、最適化法、シミュレーション等へのコンピュータの利用から、さらに進んで、機械設計の自動化について考察するもの

⑦ 機械の構成と機能

ローナデッカーの「方法論的設計」に代表されるもので、機械の本質について研究し、機械の部品（要素）の組み合わせと、その組み合わせがもたらす機能との関係を論じて、センスへの道を探ろうとするもの

また中尾は、設計施工過程を可視化する創造設計の手法として、思考展開図を用いた手法を提案している<sup>1-37)</sup>。ここでは、顧客要望、要求機能、設計解、実装構造を分けて記述しその関係を表し、そこに制約条件や効果を合わせて記述することで、的確な設計解を導きだし、実装構造につなげる手法が示されている。

一般的な工業製品のデザインプロセスについて、アーチャーは図 1-14 に示すような、分析フェーズ、創造フェーズ、実行フェーズを提唱している<sup>1-38)</sup>。分析フェーズには、重要な課題を確定し、行動の方針を定める“方針作成”と、データを集め、分類し、保管する“データ収集”が含まれる。ここでは、客観的な観察や計測に基づき得られた要件から、課題に共通するものを帰納的に推論し、

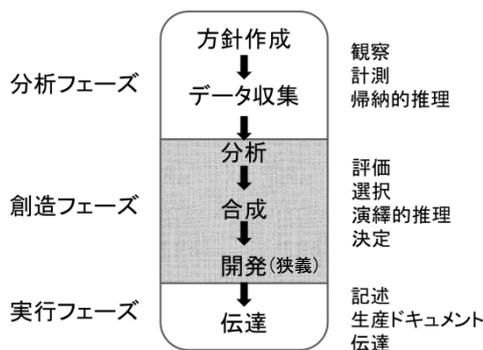


図 1-14 アーチャーによるデザインプロセスの3局面<sup>1-38)</sup>

データ収集の結果に基づき、必要に応じて方針を変更する。さらに、創造フェーズには、得られたデータから下位課題を明らかにし、デザイン仕様を準備する“分析”、デザイン提案を準備する“合成”、プロトタイプデザインを作成し、動作確認試験を実施する“開発（狭義）”が含まれる。ここでは、収集データの評価と選択により演繹的な推理を働かせ、主観と必然を駆使してデザイン案やプロトタイプデザインを決定する。分析、合成、開発（狭義）のそれぞれの段階で得られた情報を元に、必要に応じてデータ収集まで立ち戻って実行し直すこともある。最後の実行フェーズでは、製造のためのドキュメントを用意する“伝達”が含まれる。ここでは、創造フェーズからの出力を記述し、生産ドキュメントを作成し、デザイン案を製造現場に伝達する。これら3つのフェーズのうち、デザインプロセスの中心は創造フェーズであると述べられている。しかし、福祉機器のデザインにおいては、創造フェーズについては共通の手法が適応できるものの、前節の特徴で述べたとおり、利用者の状態を把握する分析フェーズとプロトタイプの評価において問題がある。

分析フェーズにおいては、利用者像を明確にする手法として、ユーザーシナリオ法が示されている<sup>1-38)</sup>。具体的には、利用者の視点からの観察や体験を実行する「ユーザートリップ」や、代表的な利用者像を想定し、実際の利用シナリオを作成する「ペルソナ手法」などが存在する。「ユーザートリップ」では、利用者の視点に立った分析を行うことが可能となる点は利点であるが、開発者が障害者であることは多くはなく、障害者の立場から利用者としての観察や体験を実行することがほぼ不可能であるという問題点がある。また「ペルソナ手法」では、具体的な利用者像を設定することで、創造フェーズが進めやすくなる一方で、代表的な利用者像の作成において、個別性の考慮が難しく、利用者像を適切に表すことが困難という課題もある。

また、プロトタイプの評価においては、構造的な評価のみでは不十分であり、実際の対象者による試用評価（臨床評価）が必要不可欠となる。そのため、一般製品の評価法に加えて、臨床評価の方法や評価指標の整備が必要となる。

### 3.3. 利用者中心のデザイン手法

前節で示した課題への対応として、利用者を中心としたデザイン手法が提案されている。Schumacher は、新興国の開発援助の観点から、Appropriate Technology を提唱した<sup>1-39)</sup>。これは、先進諸国で利用されている技術や製品をそのまま新興国に持ち込んでも、効果的に機能しない現状をふまえ、地元の資源を使い、地元で必要とされているものを開発することの必要性を訴えたものである。これにより、地元の利用者の分析と、地元でのプロトタイプの評価およびその結果に基づく改良が可能となり、利用者中心のデザインを可能としている。この流れはさらに発展し、現在では“残りの90%のためのデザイン”として、デザイン・イノベーションを引き起こすに至っている<sup>1-40)</sup>。

Hippel はリードユーザーがイノベーションを主導するとし、ユーザー・イノベーションを提唱した<sup>1-41)</sup>。これを基として、デンマークを中心に広がりを見せるユーザー・ドリブン・イノベーションでは、イノベーションを価格主導(price-driven)、研究主導(research-driven)、利用者主導(user-driven)の3種類にカテゴリー分けした上で、利用者の潜在ニーズを発掘した上での利用者主導の戦略的な技術開発を提唱している<sup>1-42,1-43)</sup>。ユーザー・ドリブン・イノベーションの特徴をまとめると以下のようになる。

- ・(技術牽引型ではなく) 消費者牽引型の技術開発に対して戦略的に焦点をあてる。
- ・消費者ニーズに、より見合う解決策を開発することにより(コスト削減では無く)、利益増収に向けて活動する。
- ・イノベーション・プロセスにおいて、多様なスキルと視点を利用する(民俗学者や文化人類学者、デザイナーをチームに加えるなど)。
- ・イノベーション・プロセスへの、より直接的な利用者・消費者の参加を促進する。
- ・オープンビジネスや協働ビジネスの環境を整える。

また、ユーザー・ドリブン・イノベーションの手法として、顧客の声法(Voice of the Customer Method)とリード・ユーザー法(Lead-User Method)が示されている。顧客の声法は、顧客のニーズを確定するための方法であり、リード・ユーザー法は、解決策を確定するための方法である。それぞれの特徴をまとめたものが表 1-3 になる<sup>1-43)</sup>。ユーザー・ドリブン・イノベーションでは、デザインプロセスへの利用者の参加を促すことで、分析フェーズとプロトタイプの評価を確実にし、利用者に適した機器のデザインを可能としている。

これらの方法や考え方は、デザインプロセスに利用者を取り込むことで、理解しにくい利用者像を把握したり、利用者にも最適な解決方法を見出すことを可能としており、本研究にて対象とする福祉機器開発にも有用である。しかし、障害者の特徴である個別性については、まだ考慮されておら

表 1-3 ユーザー・ドリブン・イノベーションの手法と特徴<sup>1-43)</sup>

	従来の製品開発 およびマーケティングの手法	ユーザー・ドリブン・イノベーションの手法			
		顧客の声法		リード・ユーザー法	
プロセス目標	顧客ニーズの同定	顧客ニーズの同定		解決策の同定	
実行場所	企業内	企業内(しばしば外部支援有り)		企業外	
方法・プロセス	<ul style="list-style-type: none"> <li>・区分け、統計、調査(顧客へのニーズ調査)</li> <li>・プロトタイプ</li> <li>・テストグループ</li> </ul>	プロダクト・フォーカス法 <ul style="list-style-type: none"> <li>・観察(顧客の顕在・潜在ニーズの発見)</li> <li>・顧客ニーズを明確にするためのブレイン・ストーミング</li> <li>・プロトタイプ/解決策の複数提示</li> <li>・テストと実装の反復</li> </ul>	戦略的使用法(組織的作業の新技术法) <ul style="list-style-type: none"> <li>・顧客や職員に対する新たな経験の提供</li> <li>・イノベーション文化の成長と維持のためのインフラ整備や能力開発</li> </ul>	共同発明(マス・カスタマイゼーション)法 <ul style="list-style-type: none"> <li>・企業は製品/サービスのプラットフォームを開発する</li> <li>・企業はツールキットの開発や利用者へのオープンアクセスでの提供を行うか、もしくは、利用者への解決策提案をオープン・プロセスで実行する</li> </ul>	リード・ユーザー主導のイノベーション <ul style="list-style-type: none"> <li>以下のいずれかの方法による</li> <li>・リード・ユーザーがプロトタイプの作成とテストを自発的に行う</li> <li>・企業がリード・ユーザーを同定し(異なる領域をサーチする)、リード・ユーザー・ネットワークが解決策の創造とテストを行う</li> </ul>
事例		P&G、HP	インテル、エレクトロラックス	アディダス、レゴ	マイクロソフト、3M
コメント		<ul style="list-style-type: none"> <li>・イノベーションの成功率が高い</li> <li>・従来の方法よりも時間的、コスト的に効率が良い(科学的にはまだ示されていないが)</li> <li>・(戦略的使用法は)新たなスキルや、組織における資金や投資の変革が必要となる</li> </ul>		<ul style="list-style-type: none"> <li>・イノベーションの成功率が高い(市販される解決策がリード・ユーザー自身によって開発されるので)</li> <li>・早く、コストのかからないイノベーション・プロセスである</li> <li>・リード・ユーザーや関連する顧客の同定への投資が必要</li> <li>・“イノベーションの民主化”は企業は顧客のパートナーであり、企業がコントロールすることを放棄する必要があることを意味する</li> </ul>	

ず、不十分といえる。

近年注目される手法の一つに「デザイン思考」がある<sup>1-44)</sup>。デザイン思考は、エンジニアリング・デザインの研究の発展を素地として、2000年代に世界的に注目を集め、2005年にスタンフォード大学にて、「d school」として教育プログラムが始められた。そのプロセスでは、共感、問題定義、創造、プロトタイプ、テストなどが示されており、それぞれのステップにおいて、種々の手法が例示されており、設計の特に上流にあたるコンセプト立案に有効な手法である。

### 3.4. 複雑なシステム開発における非機能要件の定義

近年のICT技術の発展の中で、交通システム、金融システム、電力システムなど、複雑なシステムが社会の重要な役割を果たすようになってきた。このようなシステムを扱うための体系化されたエンジニアリングとして、エンジニアリングシステムズが提唱されている<sup>1-45)</sup>。エンジニアリングシステムズとは、“社会において重要な役割を果たすことを目的とする。高度な技術的複雑さ、社会的複雑さと精巧なプロセスで特徴づけられるシステムの種類”と定義されている。また、このような複雑なシステムにおいては、単に「作動すること」だけではない重要な要件が存在し、それらを「イリティ(ility)」として定義している。イリティは、安全性、品質、操作性、信頼性などを含み、システムが複雑になるにつれ、その数は増加している。

一方、ソフトウェアシステムの設計の分野でも同様の議論が行われており、目指す機能要件ではなく、どのようなシステムでも当然備えておかなければならない要件を「非機能要件」と定義している。独立行政法人情報処理推進機構では、ソフトウェアの非機能要件の要求項目を可用性、性能・拡張性、運用・保守性、移行性、セキュリティ、システム環境・エコロジーの6つの大項目に分類し、その中には34の中項目、116の小項目が整理されている<sup>146)</sup>。さらに、設計するシステムの重要度を6段階のグレードに分類し、それに応じた対処方法が示されている。

また、前述のデザイン思考とシステム思考を融合させる形で、システム・デザイン・マネジメントという考え方も提唱されている<sup>147)</sup>。これらの手法は、複雑でステークホルダが多いシステムのデザインを効果的に、効率的に進めるために有用である。

### 3.5. 福祉機器開発の特徴と課題

福祉機器の開発では、前述の通り、利用者が心身に障害をとまなう点と、利用場面が生活の中で広く展開されるため、実際の利用環境での評価が必要であるにもかかわらず、そこには困難が伴う点が特徴である。また、利用や利用に至る過程において、多くのステークホルダが関わる点も特徴である。これらの点が的確に考慮され機器のコンセプトが決まれば、その後の開発は通常のデザイン手法を活用することで対応が可能である。したがって、福祉機器開発に特有な配慮を明確にし、それに対する対処を行うことで、効果的、効率的な開発が可能となる。

利用者を中心としたデザイン手法の活用は、一つの方策として有望視されるが、障害や生活環境、社会制度などの多くの福祉機器特有の条件を考慮する必要があり、それらを整理し共有できる枠組みや方法論を構築する事が必要となる。また、前述のデザイン思考で示されるプロトタイプやテストといった項目は、ワークショップなどで試される事が多いが、福祉機器の開発においては実際の利用環境で評価することが求められ、それらを考慮したデザインプロセスの構築も必要となる。

本研究では、これらを背景として、福祉機器開発における情報共有を行うための枠組みと方法論を構築することを目指す。

## 4. 本研究の目的と構成

### 4.1. 目的

本研究では、福祉機器開発を促進するための社会環境の要因を含めた包括的な枠組みを提案するとともに、福祉機器の複雑な利用者や利用場面の状況をコンセプト立案の段階で想定するための、プロセスと指針を含んだ手法を提案することを目的とする。これにより、社会全体で取り組

むべき包括的な課題と対策を示し、長期的な取り組みの促進に貢献することと、福祉機器開発の最も重要な段階であるコンセプト立案に対する局所的な対応を示すことを目指す。

そのために、特徴的な福祉機器開発事例として重度障害者を対象とした電動車椅子開発事例を取り上げ、改めて課題の抽出を行い、さらに公的研究機関（国立障害者リハビリテーションセンター研究所）および企業の機器開発事例から問題の一般化とそれに基づく社会環境を含めた包括的な福祉機器開発の枠組みの提案を行う。また、得られた包括的枠組みの中から、コンセプト立案段階での注意点に着目し、コンセプト立案のためのプロセスおよび、それらを適切に進めるための非機能要件を考慮した指針、コンセプト立案シートを提案する。さらに、その提案する手法に基づいた3つの開発実践例を示し、その有用性を確認する。

ここでは、既存のデザイン手法の考え方を参考にしながら、福祉機器開発の特殊性である利用者の障害特性や利用場面となる複雑な生活環境を適切に考慮するコンセプト立案手法を提案する。提案する指針には、福祉機器が満たすべき機能要件のみではなく、非機能要件の考え方も取り入れ、福祉機器開発において当然備えるべき要件も考慮する事とした。但し、非機能要件の定義には、社会的なコンセンサスも必要であるため、本研究では現状で明確な最低限の要件項目を示すにとどめ、今後の非機能要件の議論に役立つデータ蓄積に資するツールを提案する事とした。

## 4.2. 本研究の意義

本研究の意義を以下に示す。

### 1) 福祉機器開発を取り巻く状況を包括的に捉えた枠組みの構築

本研究では、福祉機器開発に必要な医学的な項目、社会的な項目、行政的な項目等について、実際の機器開発事例を基に議論することにより、包括的な枠組みを構築する。これにより、新たな機器開発の推進に幅広い視座を与えるとともに、普及に向けた社会状況の整備についても論点を明示する。

### 2) 障害者や高齢者を対象とした福祉機器開発への新たな技術導入の促進

本研究では、一般の工業製品のデザイン手法では開発が困難な障害者や高齢者を対象とする福祉機器のコンセプト立案プロセスおよびコンセプト立案指針を提案する。ここでは、福祉機器の開発で考慮すべき要件が明らかになり、これにより、新たな技術を用いた福祉機器の開発におけるハードルを下げるができる。そのため、この分野に新たな技術の導入が促進され、障害者や高齢者の生活の向上に資する福祉機器の開発が加速する可能性がある。

さらに、福祉機器に新たな技術の導入が進むことにより、福祉分野での技術開発を通してさらなる技術の進展を生み出し、それが一般製品で利用される技術の発展につながることも期待できる。

このような、福祉機器と一般製品での技術の交流が進むことにより、安価な技術の福祉機器分野への利用が促進されるという恩恵も考えられる。

### 3) 重度障害者の自立・自律の促進

電動車椅子などの従来の福祉機器の使用が困難であった、より重度の障害者用自立支援機器の開発が進むことで、重度障害者の自立・自律の促進が見込まれる。このことは、これまでの重度障害者の能力の概念を大きく変える可能性がある。重度の障害のために、生活のすべてにおいて介助が必要とされてきた障害者も、その身体機能を細かく見ることで、何らかの信号を発信する能力が新たに見出されるケースは少なくない。本手法により、そのような新たなインターフェース技術の開発が促進すれば、その発信にあわせた自立支援機器の開発が容易になる可能性がある。力の増幅、動作の増幅といった科学技術の特徴を最大限活かし、重度障害者の身体能力を最大限発揮した社会参加を可能とする。

### 4) 地域を巻き込んだより大きな市場を有する福祉機器開発への展開

本研究で提案するコンセプト立案指針は、具体的な利用者像・利用場面の設定とデザインプロセスへの利用者参加が基本的な考え方である。これにより、高齢者を地域で支える新たな技術開発の可能性を示すことができる。高齢者支援は、大きな社会問題ともなっており、そこに技術を用いた解決策を提案するための一助となることが期待される。さらには、市場開拓につながる可能性もあり、より大きな市場を有する福祉機器開発への展開を生み出すことも考えられる。

### 5) 福祉機器の非機能要件特定に向けた貢献

本研究では、福祉機器開発において考慮すべき非機能要件の考え方を含んだコンセプト立案指針を提案する。福祉機器における非機能要件の議論は未成熟であるため、本論文では現状での非機能要件項目を示すにとどまっているが、今後、この考え方に基づいた事例の蓄積および業界等でのコンセンサス形成により、非機能要件の特定に向けて寄与することができる。

### 6) 利用者や利用場面を中心としたデザイン手法の推進

本研究では福祉機器の開発を対象としたデザイン手法の構築を行うが、高齢化や障害者の増加といった社会的な動向やユニバーサル・デザインのような考え方の広がりや考慮すると、一般製品のデザイン手法にも影響を与えることが見込まれる。そのためには、開発しようとする機器の利用者や利用場面の範囲を適切に設定することが重要であり、本研究ではそれに向けた基本的な考え方を示すことができる。

## 4.3. 本論文の構成

本論文は5章で構成される。各章の構成は以下の通りである。

第1章では研究の背景および目的を示し、第2章では重度障害者を対象とした頭部操作式電動車椅子の開発事例を取り上げ、その開発プロセスと従来のデザイン手法を比較することで、課題の抽出を行う。第3章では商品化まで至らなかった事例を含んだ公的研究機関における開発事例10例を対象として、実際の開発者による議論に基づき開発プロセスおよび開発における課題、およびそれらの課題の解決策を明らかにする。その結果から、社会環境を含めた福祉機器開発を取り巻く状況を包括的に整理し、福祉機器開発促進のための枠組みの構築を行う。また、構築した枠組みで示された構成要素の中で最も重要となるコンセプト立案段階に着目し、当事者やステークホルダの参加を基本としたコンセプト立案までのプロセスを示すとともに、そこで必要となる項目をまとめた指針、および流れを可視化する実践ツールとしてのブランクシートを示す。第4章ではそのコンセプト立案プロセスと指針を用いた3種類の福祉機器開発事例を示し、提案する指針の有用性を確認する。最後に、第5章では結論を示すとともに、今後の展開について考察する。

## 5. 本論文における用語の定義

本論文では、様々な分野での研究を基に検討を行うため、定義の異なる用語も存在する。そのため、本論文における用語の認識を統一するために、以下にいくつかの用語の本論文における定義を示す。

### ◆ 福祉機器

障害者によって使用される、または障害者のために使用される用具、器具、機器、ソフトウェアであって、特別に製造されたものであると、汎用製品であるとは問わず、以下のうち少なくとも一つに該当するものである。

- ・参加のためのもの
- ・心身機能と構造および活動に関して、保護または支援、訓練、測定、代替するもの
- ・機能障害、活動制限、参加制約を予防するもの

【ISO9999 福祉用具の分類と用語】

### ◆ 開発

自然や知識を利用してより人間に有用なものを生み出す行為

### ◆ 開発（狭義）

デザインプロセスにおいて、プロトタイプデザインを作成し、動作確認試験を実施すること

### ◆ コンセプト

概念設計から得られたデザイン構想案に対して、評価・選択を経て得られた最適な案

### ◆ 非機能要件

ソフトウェアシステムの設計の分野では、目指す機能要件ではなく、どのようなシステムでも当然備えておかなければならない要件と定義されるが、本論文ではより福祉機器開発に特化した定義として、給付制度や市場規模の配慮等社会システムも含めた要件を含むものとした。また、福祉機器分野における非機能要件は、未成熟である事から、本論文で示す福祉機器開発における非機能要件は、その一部を示すにとどまっている事を付記する。

## 第1章の参考文献

- 1-1) 内閣府. 平成 29 年版障害者白書. 2017, 330p.
- 1-2) 総務省統計局.”人口推計（平成 29 年（2017 年）1 月確定値，平成 29 年 6 月概算値）（2017 年 6 月 20 日公表）.” 統計局. <http://www.stat.go.jp/data/jinsui/new.html>, (参照 2018-04-29) .
- 1-3) 厚生労働省社会・援護局障害保健福祉部. “平成 23 年生活のしづらさなどに関する調査（全国在宅障害児・者等実態調査）結果.” 厚生労働省.  
[https://www.mhlw.go.jp/toukei/list/seikatsu\\_chousa\\_b.html](https://www.mhlw.go.jp/toukei/list/seikatsu_chousa_b.html), (参照 2018-04-29) .
- 1-4) 君塚葵. “脳性麻痺.” 「Clinical Rehabilitation 別冊」リハビリテーションにおける評価 ver. 2. 米本恭三, 岩谷力, 石神重信, 西村尚志, 石田暉, 宮野佐年編. 医歯薬出版, 2000, p. 249-257.
- 1-5) 障害者基本法, 1970 年制定, 最終改正 2011 年.
- 1-6) 内閣府, “障害者基本計画（第 3 次）2013 年 9 月.”  
<http://www8.cao.go.jp/shougai/suishin/pdf/kihonkeikaku25.pdf>, (参照 2018-04-29) .
- 1-7) 内閣府, 平成 27 年版障害者白書. 2015, 285p.
- 1-8) 厚生労働省社会・援護局, “生活支援技術革新ビジョン勉強会報告 支援機器が拓く新たな可能性～我が国の支援機器の現状と課題～.”  
<https://www.mhlw.go.jp/bunya/shougaihoken/yogu/dl/kanousei.pdf>, (参照 2018-04-29) .
- 1-9) 井上剛伸, 法制度と企画の動向人の運動機能と移動のための次世代技術開発－使用者に寄り添う支援機器の普及に向けて. エヌ・ティ・エス, 2014-2-10, p. 309-322, ISBN978-4-86043-402-1.
- 1-10) 厚生労働省, “福祉行政報告例：結果の概要.”  
<http://www.mhlw.go.jp/toukei/list/38-1a.html>, (参照 2018-04-29) .

## 第1章 序論

- 1-11) 内閣府, 平成 29 年版高齢社会白書. 2017, 207p.
- 1-12) 厚生労働省, “介護保険事業状況報告: 結果の概要.”  
<http://www.mhlw.go.jp/topics/kaigo/toukei/joukyou.html>, (参照 2018-04-29).
- 1-13) 厚生労働省, “介護給付費等実態調査: 結果の概要.”  
<http://www.mhlw.go.jp/toukei/list/45-1b.html>, (参照 2018-04-29).
- 1-14) 川村義肢, “義肢装具の歴史.” . 2011-05-26.  
<http://www.kawamura-gishi.co.jp/tour/history.html>, (参照 2018-04-29).
- 1-15) 山内閑子. 意匠から見る手動車いすの発展. 日本生活支援工学会誌. 2009, vol. 9, no. 2, p. 9-17.
- 1-16) 水野祥太郎. リハビリテーション医学の歴史について. リハビリテーション医学. 1983, vol.20, no.1, p. 47-52.
- 1-17) 井上剛伸. “リハビリテーション工学と福祉用具.” 標準リハビリテーション医学 第3版.  
上田敏監修, 伊藤利之, 大橋正洋, 千田富義, 永田雅章編. 医学書院, 2012, p. 229-234.
- 1-18) Reswick, J.B. How and when did the rehabilitation engineering center program come into being?, *Journal of Rehabilitation Research & Development*. 2002, vol. 39, no.6, p.11-16.
- 1-19) 土屋和夫監修, 齋場三十四編. 現場で役立つ福祉・介護機器. 明石書店, 1999, 358p.
- 1-20) 福祉用具の研究開発および普及の促進に関する法律. 1993年制定, 最終改正 2011年.
- 1-21) 井上剛伸. 福祉機器の開発の動向について. 日本機械学会誌. 2011, vol. 114, no. 1115, p. 25-28.
- 1-22) 公益財団法人テクノエイド協会. “福祉用具研究開発助成事業応募・採択課題の傾向【平成元年度～平成21年度】.”[http://www.techno-aids.or.jp/kaihatsu/media/2011\\_oubo.pdf](http://www.techno-aids.or.jp/kaihatsu/media/2011_oubo.pdf)., (参照 2018-04-29).
- 1-23) 山内繁. “支援機器総論.” 新老年学第3版. 大内尉義, 秋山弘子編. 東京大学出版会, 2010, p. 1959-1972.
- 1-24) 日本福祉用具・生活支援用具協会. 2014年度福祉用具産業の市場規模調査結果報告. 日本福祉用具・生活支援用具協会, 2016.
- 1-25) 矢野経済研究所. “2016年スポーツ用品市場動向.”  
[https://www.yano.co.jp/market\\_reports/cat1/pr2.html#newtopics](https://www.yano.co.jp/market_reports/cat1/pr2.html#newtopics), (参照 2017-04-29).
- 1-26) 公益財団法人日本バス協会. 2016年版日本のバス事業55. 公益財団法人日本バス協会, 2017.
- 1-27) 矢野経済研究所, プレスリリース国内靴・履物小売市場に関する調査を実施 (2016年), 矢野経済研究所, 2017.
- 1-28) 日本遊戯関連事業協会. 日本遊戯関連事業協会広報誌「日遊協 NICHIOUKYO」2016年8月号. 日本遊戯関連事業協会, 2016.
- 1-29) Molly Follette Story. Maximizing Usability: The Principles of Universal Design. *Assistive Technology*. 1998, vol. 10, no. 1, p. 4-12.

- 1-30) (公財) 共用品推進機構. 共用品市場規模に関する 2016 年度調査に関する報告. (公財) 共用品推進機構, 2017.
- 1-31) Seelman, K.D. Disability's New Paradigm: Implications for Assistive Technology and Universal Design, Improving the quality of life for the European citizen –Technology for Inclusive Design and Equality. IOS press, 1998.
- 1-32) Suwa, M.; Inoue, T. et.al. Proceedings of International Symposium on Development of Orphan Products – Advanced technology and user participation, Tokyo, 2006.
- 1-33) Seelman, K.D. Universal Design and Orphan Technology.. Disability Studies Quarterly. 2005, vol. 25, no. 3.
- 1-34) Simpson RC. Smart wheelchairs: A literature review. J.Rehabil. Res. Dev., 2005, 42, p. 423-436.
- 1-35) 硯川潤, 木下崇史, 加茂光広, 飯田教和, 岩田拓也, 松本治, 井上剛伸. 簡易形電動車いすのための片流れ検知・軽減走行技術による操作量変化の予測モデル構築. ライフサポート. 2012, 24, p. 128-134.
- 1-36) 北郷薫. 機械設計論—機械設計学建設の道—. 精密機械. 1977, vol. 43, no.1, p. 2-7.
- 1-37) 中尾政之. 機械工学基礎コース 創造設計学. 丸善, 2003, 185p, ISBN4-621-07296-X C3353
- 1-38) ナイジェル・クロス著, 荒木光彦監訳, 別府俊幸, 高橋栄共訳. エンジニアリングデザイン [製品設計のための考え方]. 培風館, 2008, 182p.
- 1-39) Schumacher, E.F. 著, 小島慶三, 酒井懋訳. スモール イズ ビューティフル 人間中心の経済学. 講談社, 1986, 408p.
- 1-40) Cynthia Smith 編, 槌屋詩野監訳. 世界を変えるデザイン ものづくりには夢がある. 英治出版, 2009, 253p.
- 1-41) Hippel, E. V. Democratizing Innovation. MIT Press, 2005, 216p.
- 1-42) Nordic Council of Ministers. Understanding User-Driven Innovation. 2006, ISBN 92-893-1298-X.
- 1-43) Wise, E.; Hogenhaven, C. ed. User-Driven Innovation Context and Cases in the Nordic Region. Nordic Innovation Center, 2008.
- 1-44) Tom Kelly, David Kelley 著, 千葉敏生訳. クリエイティブ・マインドセット. 日経 BP 社, 2014, 387p.
- 1-45) オリヴィエ・L・デ・ヴェック, ダニエル・ルース, クリストファー・L・マギー著, 春山真一郎監訳. エンジニアリングシステムズ. 慶應義塾大学出版会, 2014, 248p.
- 1-46) 独立行政法人情報処理推進機構. 非機能要求グレード利用ガイド. 2010.
- 1-47) 前野隆司. システム×デザイン思考で世界を変える. 日経 B P 社, 2014, 144p.

# 第2章 重度障害者の福祉機器開発 事例にみる課題 (頭部操作式電動車椅子の開発)

---

## 1. 本章の目的

本章では、重度障害者に対する福祉機器開発と既存のデザイン手法との比較を行い、重度障害者の福祉機器開発の課題を抽出することを目的とする。そのために、これまでに実施された重度障害者のための頭部操作式電動車椅子の開発を事例として取り上げ、その開発プロセスと既存のデザイン・プロセスとの比較を行う。それより得られた結果を基に、重度障害者の福祉機器開発の特徴を明らかにし、課題を抽出する。

## 2. 頭部操作式電動車椅子の開発事例 2-1),2-2)

### 2.1. 開発者の特徴

事例として取り上げる“重度障害者用頭部操作式電動車椅子”は、リハビリテーションセンタ(以下、リハセンタ)に併設する福祉機器研究部門にて開発された福祉機器である。開発グループは、3名より構成され、主たる開発者は機械工学をベースとした研究員であり、それに電気工学をベースとする研究員と、機械工学のベースを持ち理学療法士の資格を有する研究者が従たる研究者として関わっている。福祉機器関連の研究開発に関する経験年数はそれぞれ、1年、5年、3年である。

### 2.2. 対象者の特徴

開発において、ターゲットとなる対象者を設定した。対象者は、13歳の女子で、重度脳性マヒ者である。全身にわたり痙直傾向があり、上肢には不随意的な運動がみられる。ハムストリングスの短縮により、股関節の屈曲制限および膝関節の伸展制限があった。また、後弓反張による伸展パタ

ーンがみられた。上肢・下肢ともに随意的に動かすことはほとんど不可能であり、言葉を発することも不可能である。ADL（日常生活動作）は全介助である。ただし、頸部運動には随意性は見られ、安定した座位姿勢をとれば頭部を動かすことが可能である。1年前より、頭部でスイッチを押すことで文字を選択する、スキャン式意思伝達装置を使用していた。視覚・聴覚に異常は認められなかった。

## 2.3. 頭部動作の計測と操作方法の決定

### (1) スキャン式意思伝達装置使用中の頭部の動作

電動車椅子の開発にあたり、まず着目したのは操作方法の決定である。それにあたり、スキャン式意思伝達装置操作時の対象者の頭部動作を、三次元位置角度センサ（ISOTRAK）を用いて、計測することとした。詳しい計測方法および結果は、付録 A.1.に示す。

計測結果から、ヘッドサポート上で頭部が転がる動きを利用して、頸部の回旋動作によりスイッチ操作を行っていることが分かった。

### (2) 頸部運動の時間特性

次に、頸部運動の時間特性の確認を行った。電動車椅子の操作パラメータとして頸部の運動を用いる場合、単純動作としては、回旋、屈伸、側屈の3種類が考えられる。これらのそれぞれに関して、反応時間を計測する実験を行った。実験方法および結果は、付録 A.2.に示す。

計測結果より、側屈動作よりも回旋動作の方が、操作時間および保持性についても良好であることが確認できた。これより、走行中の連続的な方向変換操作のパラメータとして回旋角を使用することとした。また、屈曲動作も操作の早さ、保持性ともに回旋動作と同様の結果が得られており、停止操作のパラメータに採用することとした。また、対象者の頭部動作の状態から、屈曲、回旋のいずれの動作も、その角度調節まで行うことは困難であるが、ある範囲の閾値を設定し ON/OFF 的な操作であれば可能と判断した。したがって、それぞれのデータに閾値を設定し、回旋の場合であれば、左右の閾値の間に入っていれば直進、いずれかの閾値を越えた場合はその方向に曲がり、屈曲では閾値を越えた場合に停止することとした。

## 2.4. 開発機器のコンセプト立案

### (1) システム構成

頭部動作の計測結果より、頭部の動きによる電動車椅子操作の可能性が示された。そこで、頭部の動きのみで操作できる電動車椅子の開発を行うこととし、そのための開発コンセプトをまとめた。

開発した機器のシステム構成を図 2-1 に示す。ベースとなる車椅子は一般的な後輪駆動式のものとし、通常のジョイスティック操作の信号と同様の信号をパソコンで入力することで、電動車椅子を制御する。

前進・後退は、スキャン式意思伝達装置の操作と同様に、左右のヘッドサポートに取り付けた空圧スイッチを押すことで選択する。スイッチの ON/OFF 情報はマウスポートよりパソコンに取り込む。また、走行中の進行方向の操作および停止は、帽子に取り付けた 3 次元位置角度センサ (ISOTRAK) で計測した頭部の向きにより行う。操作は、頭部動作の計測で得られた結果より、正面を向いた状態で電動車椅子は直進し、回旋角に設定した右/左の閾値を超えることで、電動車椅子は右/左に旋回する。また、屈曲角に設定した閾値を超えて、頸部が屈曲すると電動車椅子は停止する。ISOTRAK のデータは、RS-232C を介してパソコンに取り込む。

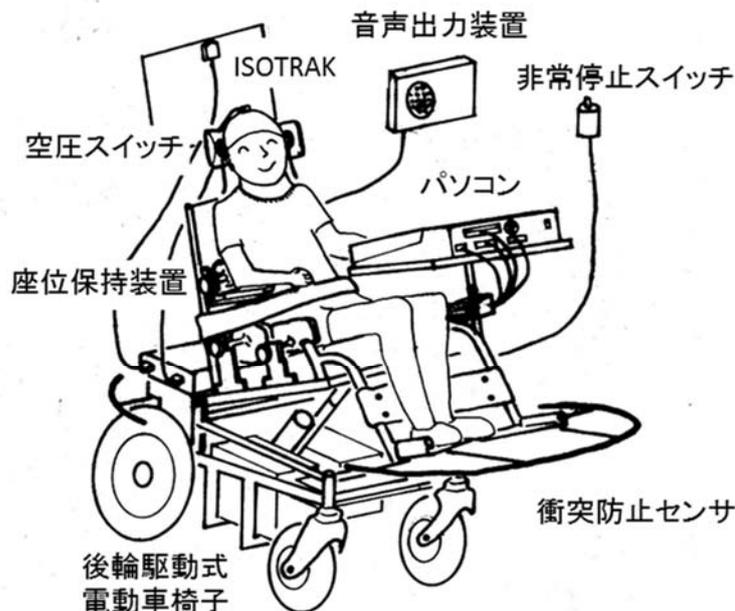


図 2-1 頭部操作式電動車椅子のシステム構成<sup>2-1)</sup>

また、空圧スイッチの操作を確実にできるように、音声出力装置を取り付け、前進・後退のどちらを選択したかを音声で確認できるように配慮した。この音声出力装置は、パソコンのプリンタポートに接続する。

さらに、安定した走行が得られない可能性が考えられたため、衝突を防止するために、電動車椅子の前後にマイクロスイッチを利用した衝突防止センサを取り付けることとした。さらに、非常時に介助者が停止できるよう、押しボタン式の非常停止スイッチを取り付けた。

また、対象者は発語が困難であるため、パソコン上に普段から使用しているコミュニケーションソフトを起動し、他者とのコミュニケーションの実現を可能とする。

## (2) 座位保持装置

姿勢の保持には、体幹、骨盤を良好な位置に固定するパッド、股関節の外転を防ぐパッド、頭部の位置を安定させ、頸椎症を予防するためのヘッドサポートを取り付けることとした。それぞれの位置は成長にあわせて、設定を変えることができるよう、調整式とした。また、股関節の伸展緊張を防ぐために、座面と背もたれを  $90^\circ$  とし、椅子部分が一体となり後方へ倒れる（ティルト）機構を採用した。後方に倒れる範囲は水平から  $45^\circ$  までとした。さらに、骨盤が前方へずれ、股関節が伸展することを防ぐために、座面の前方を盛り上げるとともに、骨盤ベルトも併用した。

## (3) 操作の流れ

基本的な走行としては、前進・停止・右折・左折・後退のそれぞれの動作を実現することが必要である。また、適切な速度を設定できることも重要である。しかし、今回の対象者の場合操作方法に制限があり、ジョイスティックで操作する場合と同様の電動車椅子動作を実現することは困難である。そこで、走行速度を一定とし、停止中に介助者がパソコンを操作することで、 $1.5\text{km/h}$ 、 $2.0\text{km/h}$ 、 $3.0\text{km/h}$  の速度から選択できるように設定した。また、右折および左折時の回転半径も一定とし、これについても停止中に介助者が設定することで、 $1.0\text{m}$ 、 $0.9\text{m}$ 、 $0.8\text{m}$ 、 $0.7\text{m}$  の4種類から選択する。

操作の流れは以下ようになる。パソコンの電源を入れると、まずスキャン式意思伝達装置のソフトウェアが起動する。その中に電動車椅子操作を表す“電”の文字があり、それを選択することで電動車椅子操作のソフトウェアが起動する。始めに、正面を向いた状態で ISOTRAK の計測を行い、角度データが  $0^\circ$  付近となるように帽子の向きの調整を行う。続いて、介助者が設定値を確認し、必要があれば再入力する。その後は、操作者本人による電動車椅子の操作となる。

電動車椅子操作の状態遷移図を図 2-2 に示す。走行方向決定モードでは、左右の空圧スイッチを押すことで、前進、後退、終了を選択する。スイッチの操作は、右スイッチが前進、左スイッチが

第2章 重度障害者の福祉機器開発事例にみる課題（頭部操作式電動車椅子の開発）

後退、左スイッチのあと1秒以内に右スイッチを押すと終了である。選択結果は音声で出力され、操作者が右スイッチ入力により確認した上で、電動車椅子は動き始める。左スイッチ入力によりキャンセルした場合は、前進または後退の入力まで戻る。終了を確定した場合は、スキャン式意思伝達装置のソフトウェアに戻る。

後退の場合、方向を変えることはせず、あらかじめ設定した距離だけ後退した後、自動的に停止する。途中で停止の信号（下を向く）が入った場合は、停止する。

前進の場合は、頭部運動の計測を開始し、前を向くと発進する。その後、頭部の動きに応じて直進、右折、左折および停止の操作を行う。各動作の変更はビープ音により操作者に知らせる。一度停止すると空圧スイッチの入力待ちまで戻り、再度操作を行う。

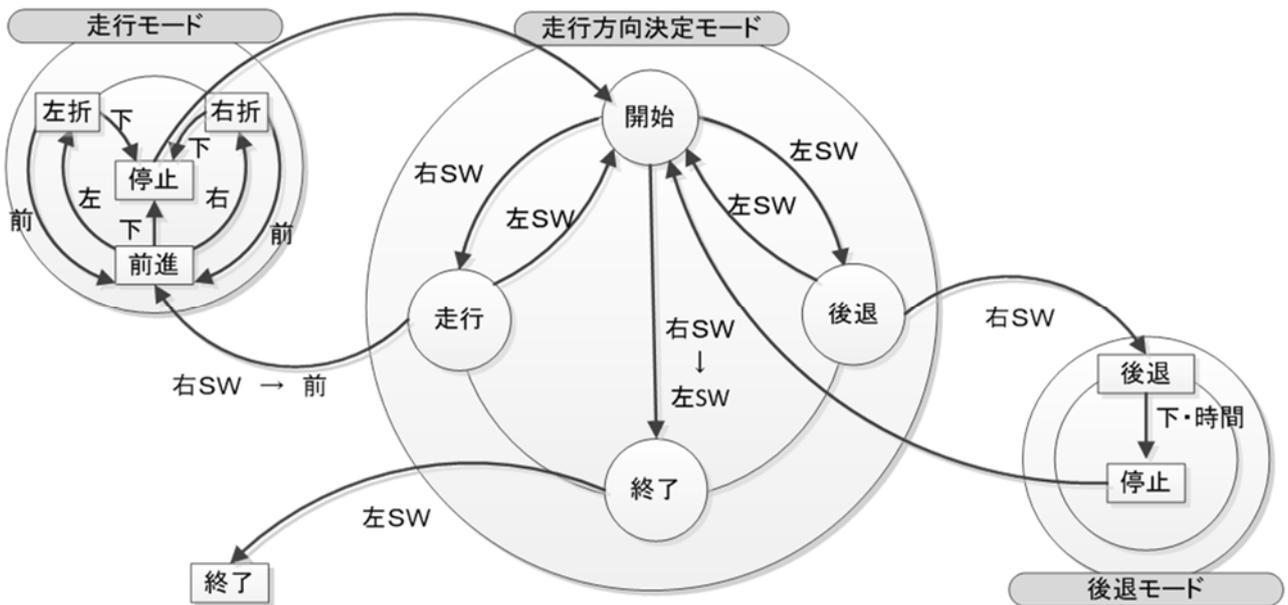


図 2-2 電動車椅子操作の状態遷移図

#### (4) 試作

試作した電動車椅子を図 2-3 に示す。電動車椅子本体は株式会社今仙技術研究所の特注品として製作した。ベースは通常の後輪駆動式電動車椅子であるが、座位保持装置およびパソコンとのインタフェース部分を特別に追加している。最高速度は 6.0km/h である。座位保持装置を含めた電動車椅子、2チャンネル電圧信号によるインタフェースは今仙技術研究所社製である。パソコンはラップトップ型 EPSON PC-386Book L であり、八戸ファームウェア社製 D/A 変換ボードから2チャンネルの電圧信号を出力する。ISOTRAK とパソコンは RS-232C を介して接続し、頭部運動計測データがパソコンに送られる。ヘッドサポートに取り付けた空圧スイッチはパソコンのマウスポートに、音声出力装置はプリンタポートに接続した。



図 2-3 試作した頭部操作式電動車椅子

## 2.5. 試用評価と改良

### (1) 試用評価の流れ

試作した頭部操作式電動車椅子を対象者に試用してもらうことで、基本性能の確認、問題点の把握および改良を行った。試用場所は以下の通りとした。

- 1) 体育館での試用
- 2) 廊下での試用
- 3) 屋外での試用
- 4) 運動会への参加
- 5) 卒業式への参加
- 6) 公園内での試用

### (2) 体育館での試用評価

まず電動車椅子に着座し、座位の確保を行ったところ、体幹の安定は保たれ、さらに後弓反張に対する対応もなされていた。1時間程度の走行後においても、座位姿勢は保たれていたことから、座位保持装置は有効に機能したと考えられる。続いて、体育館にて、直進・停止・右折・左折の基本操作に関する評価を行った。実験方法および結果は、付録 A.3.に示す。評価の結果、電動車椅子の基本操作が可能であり、操作方法の妥当性が示された。また、動作計測結果から、操作における頸部の回旋角、屈曲角の閾値についても、妥当な値を見いだすことができた。

### (3) 廊下での試用評価

次に、走行環境の難易度を上げ、廊下での試用評価を実施した。この段階で、最適な速度の検討を行った。走行に使用した廊下は2 m幅の施設内の廊下であり、クランク状をしている。詳しい実験方法および結果は付録 A.4.に示す。評価結果から、走行場所に応じて最適な速度に設定する必要があることが確認できた。また、廊下走行においてティルト角と操作性の検討を行ったところ、椅子が起きている状態では走行中の頭部の支持が十分ではなく、ヘッドサポートから頭部がはずれる状況が見られたが、後方へ倒すにしたがって頭部をヘッドサポート内で安定して動かす状況が見られた。最適なティルト角として、 $22^{\circ}$  という値が得られた。

廊下での試用において、衝突防止センサはあまり有効性が認められなかった。この方式のセンサでは、実質的には電動車椅子を大きくしていることになり、ぎりぎりで通れそうな場合でも、センサが働いて電動車椅子は停止してしまう。このことは、対象者に欲求不満を抱かせることにつながり、頭部の動作に悪影響を及ぼした。そこで、廊下での練習の途中から、衝突防止センサの使用は

中止した。これに対して、介助者用の非常停止スイッチは有効であった。ぶつかるかどうかを介助者が判断するため、危険な場合のみ停止することができた。これには、対象者自身も納得していた。

#### (4) 屋外での試用評価

次の段階として、リハセンタ内の平坦な車道および歩道において走行を行った。車道は道幅 4m 以上で、車の通りはほとんど無く、安全な場所を選択した。また、歩道の幅は 2.9m でほぼ中央に点字ブロックが施してあった。車道の走行では、片流れによる蛇行走行が見られたが、微妙な方向調節が可能であり、走行に支障をきたすことはなかった。また、地面付近で視野に入りにくい歩道と車道の境界も認識し、安全な走行を行うことができた。歩道での走行においても、蛇行することは見られたが、歩道からはずれることがなく、安全な走行を行うことができた。また、点字ブロック程度の凹凸（高さ：5mm）は、走行に影響はなかった。さらに、段差による衝撃により意図しない方向転換や停止が見られないことも確認し、頸部の回旋角、屈曲角の閾値の設定が妥当である点も確認した。

#### (5) 運動会への参加

対象者より、本電動車椅子による、養護学校（当時）の運動会への参加の希望があり、その場での試用を行うこととした。ここで、考慮した点としては、大きな失敗をしてはいけないという点である。これは、機械側からの失敗のみではなく、操作者側からの失敗も可能な限り防ぐ必要がある。運動会での出場競技は紅白対抗リレーと障害物競走とのことであった。

予行演習での試用において、操作を本人に知らせる音声出力の問題点が明らかになった。体育館内で行うこともあり、応援の声や太鼓などの騒音で、音声出力の音が聞き取れず、動き出すことが困難であった。これに対する改良として、テーブル上に設置したパソコンに、音声で出力される情報を表示し、本人に視覚で提示することとした。

#### (6) 卒業式への参加

対象者の希望により、養護学校（当時）の卒業式で試用することとなった。卒業式では、入退場の行進および卒業証書授与の場面で、電動車椅子による自走を行うとともに、式の間中電動車椅子に乗車したままでいることになった。ここで、問題となったのは、所定の場所に停止している間の誤操作による発進であった。クラッチを切ることにより、誤発進は防止できるが、誤操作は本人があわててしまい、緊張を亢進する原因ともなりうる。そこで、ヘッドサポート部の空圧スイッチの動作を ON/OFF するスイッチを新たに設置することとした。このスイッチは、介助者が操作する。

卒業式では、養護学校（当時）の教師が介助者として付き添った。緊張により動作の制限が生じ、入退場時に発進に手間取る場面が見られ、列の進行をやや妨げることもあった。しかし、走行中はスムーズに方向調整も行い、全体としては問題なく行進することができた。卒業証書の授与では、下記のような流れを一人でこなすことができることを確認した。

- ・名前が呼ばれる
- ・中央に進み、停止
- ・礼をした後少し前進
- ・卒業証書受け取り後、後退
- ・礼をした後前進
- ・退場

また、空圧スイッチの動作を切ることで、停止中も問題なく過ごすことも確認できた。

### (7) 公園内での試用と改良

その次の段階として、近所の公園内での試用を条件として、対象者宅に本電動車椅子を導入した。電動車椅子の使用は週末（土曜日・日曜日）に2～3時間程度の公園内の散歩が主であった。時には1日のうちで午前・午後と出かけることもあった。

通常両親が介助について散歩をしていたが、両親は非常停止スイッチを手に持たずに、付き添いをするようになった。試用評価中は危なくなると介助者が停止していたが、それが無くなったために、衝突の恐怖を味わうことになった。その結果、対象者はより慎重に操作を行うように変化が見られた。この時点で、対象者は完全な自立移動を獲得したことになる。

公園内での試用開始後3ヶ月で対象者より速度を速くしてほしいとの要求が出された。また、対象者が自ら速度を変更できるようにしたい、との要求も出された。そこで、走行速度を4.7km/h、3.0km/h、2.0km/h、1.4km/hの4種類から選択できるものとした。選択はこれまで同様に、介助者が設定することもできるが、対象者本人も選択できるように、発進のアルゴリズムを変更した。図2-4に変更後の状態遷移図を示す。前進、後退、速度変更、終了をスキャン方式で選択するものであり、右の空圧スイッチを押すことでスキャン、左の空圧スイッチを押すことで確定となる。速度変更モードに入った場合には、同様にスキャン方式で速度を選択する。選択後は、前進モードに戻る。例えば、開始から速度を3.0km/hに変更して発進する場合は以下のようなになる。

- ① 右スイッチを2回押して、速度変更選択へ
- ② 左スイッチを1回押すことで確定し速度変更モードへ
- ③ 右スイッチを2回押して、3.0km/hへ
- ④ 左スイッチを1回押すことで決定、走行モード選択へ

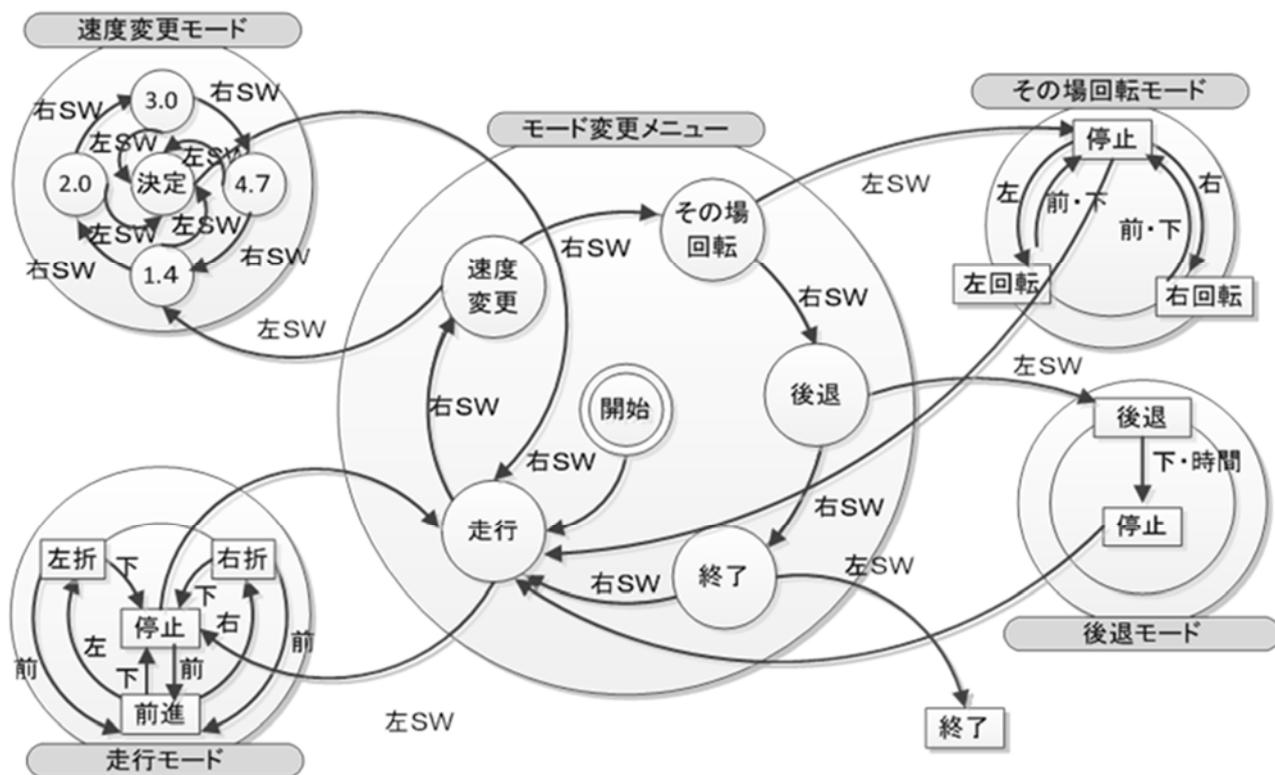


図 2-4 変更後の電動車椅子操作の状態遷移図

- ⑤ 左スイッチを1回押すことで確定し、走行モードへ
- ⑥ 正面を向いて、前進開始

操作が複雑になっているが、これまでの試用評価により基本的な操作は習得していたため、特に混乱することなく操作は可能であった。

改良後の公園内での走行状況と走行速度を図 2-5 に示す。速度の変更は、対象者が自ら判断して、自ら行ったものである。自宅を 4.7km/h で出発し、直後の登り坂は 2.0km/h に速度を落として走行した。公園の入り口には自転車よけの柵が設置されており、通り抜け用の隙間が 1m ほどあいている。柵の前で 1.4km/h に速度をさらに下げ、柵の通過を行った。公園内の通路はほとんど 4.7km/h で走行しており、草地、凹凸路、砂利道は 1.4km/h で走行していた。また、茶店前の人混みや駐車車両横の通過では、2.0km/h での走行を選択していた。これより、操作者本人による速度調節機構は有効に働き、安全走行にも寄与したことがわかった。

また、方向転換するような状況では、その場回転をする方が、効率がよいことから、そのための機能も追加した。発進後一定時間内に右または左を向いた場合には、その場で回転することとした。設定時間は介助者により可変とした。

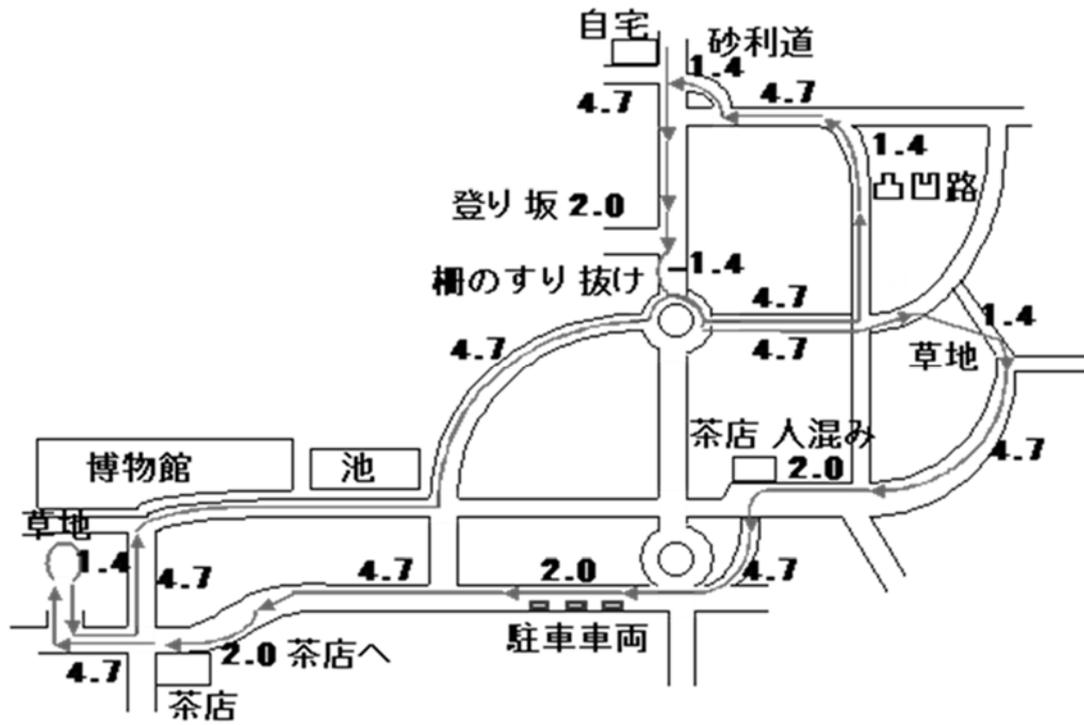


図 2-5 公園内の走行における速度の調節結果

### 3. 重度障害者を対象とした福祉機器開発プロセスの特徴

#### 3.1. 開発事例のプロセス

頭部操作式電動車椅子の開発プロセスを図 2-6 に示す。

はじめに、頭部動作の計測を行い、その特徴を把握することで、その動作を用いた操作方法を決定した。重度障害者の場合、限られた身体機能から効果的な操作インターフェースを見いだす必要がある。そのため、操作インターフェースの決定を開発の最初の段階で行うことで、電動車椅子操作の可能性を確認することができ、次のシステムコンセプトの立案につなげることが可能となる。システムコンセプトの立案では、インターフェース部分のみならず、ニーズやその他の身体状況、生活状況を考慮している。このようにして得られたコンセプトに基づき、電動車椅子の試作を行った。

続いて、試作した電動車椅子を用いて試用評価と、車椅子システムの個別適合、さらには改良を

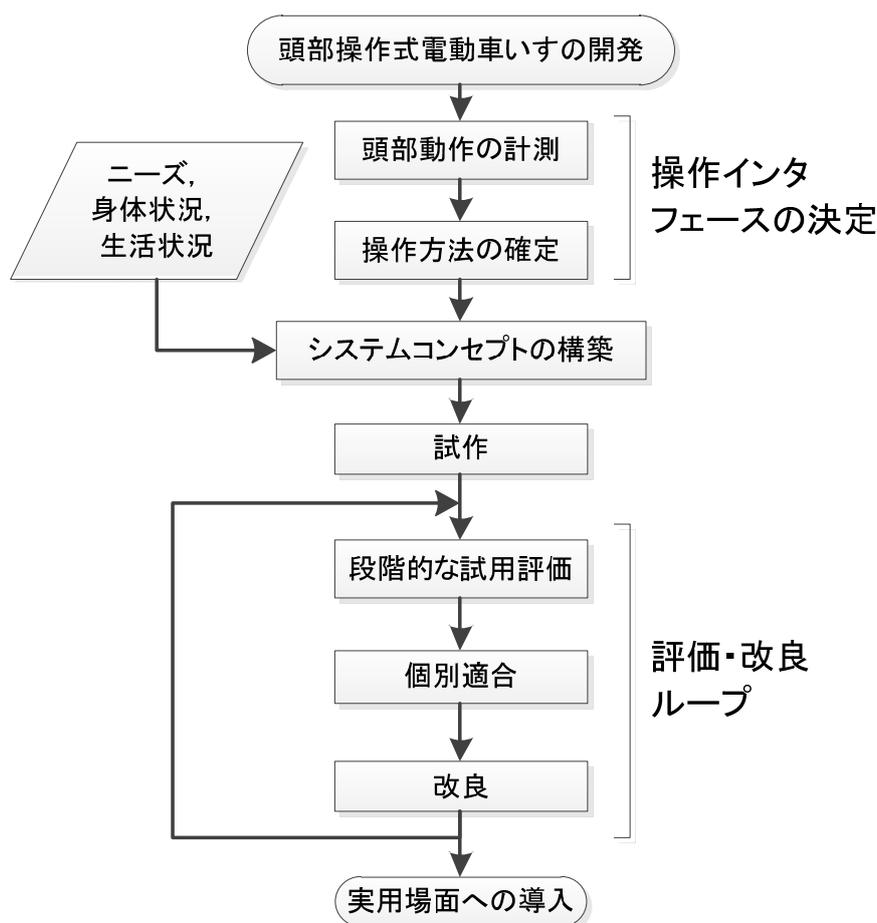


図 2-6 頭部操作式電動車椅子の開発プロセス

行っている。ここでの特徴は、この評価・改良ループを走行の容易な環境から、実用場面に近い環境まで、段階的な試用評価を行いながら繰り返している点が挙げられ、ここでは利用者の訓練の要素が含まれている。さらに、それぞれの試用評価において、操作パラメータや姿勢、操作方法、走行速度の設定などの個別適合を行っている点も特徴である。この個別適合では、訓練による本人の操作能力も考慮された形となっている。重度障害者の福祉機器開発においては、このような訓練や適合の要素を組み入れた開発プロセスが必要であり、頭部操作式電動車椅子の開発では、それが評価・改良ループの中で実施されていることが示された。

また一方で、課題も残される。対象者に個別で開発を行っているために、他者への汎用性が極端に制限される。ひとりひとりに、同様の手間をかけて機器のデザインを行う必要があるため、時間的にも労力的にも不利な点多々存在する。

### 3.2. 既存のデザイン・プロセスとの比較

第1章にて参照したアーチャーによるデザイン・プロセス（図 1-14）と、本章で示した頭部操作式電動車椅子の開発プロセスとを比較した結果を図 2-7）に示す。図の左側にあるプロセスが電動

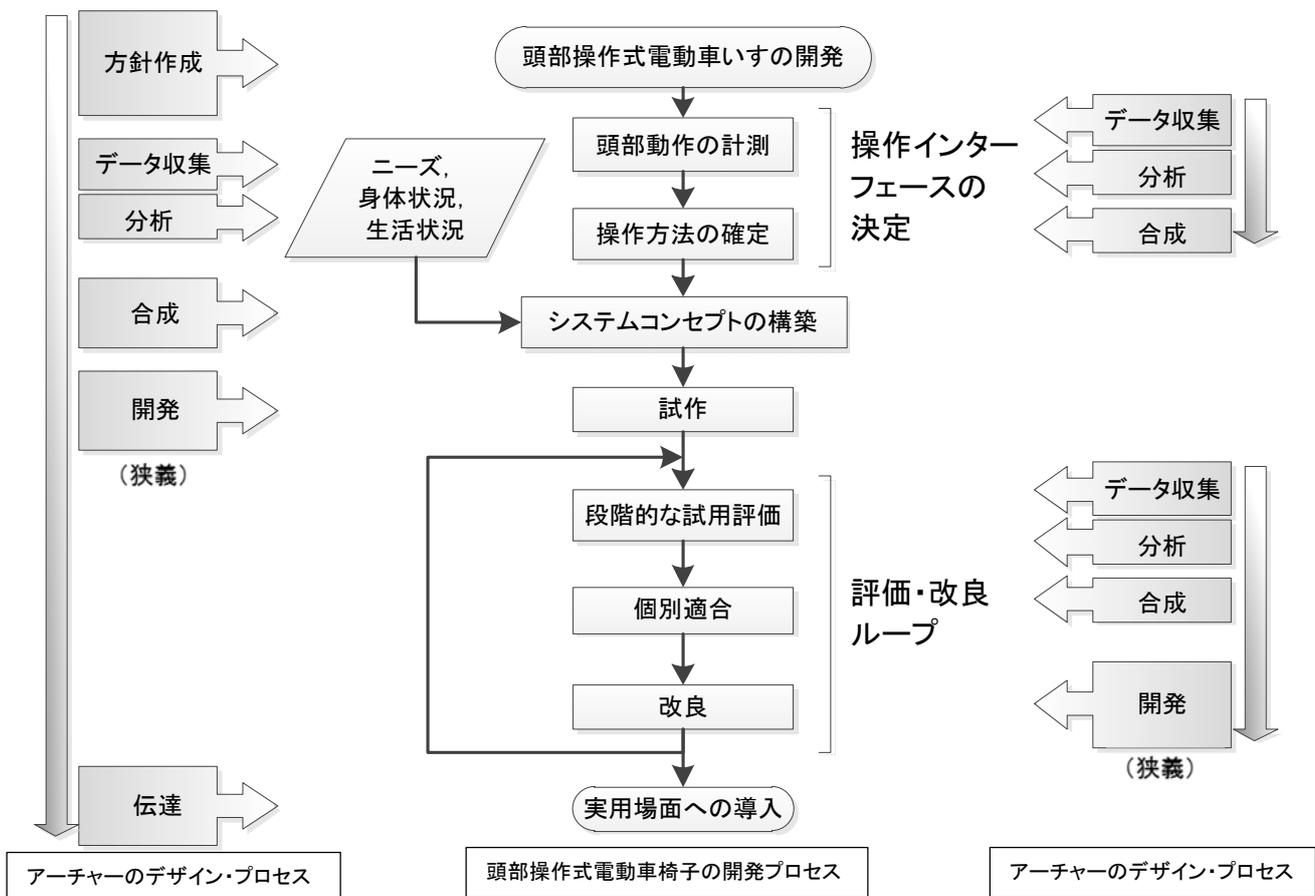


図 2-7 既存のデザイン・プロセスと頭部操作式電動車椅子開発との比較

車椅子全体のデザイン・プロセスにあたる。方針作成は、はじめの段階で頭部での操作による電動車椅子を開発することが決められており、これにあたる。データ収集および分析は、ニーズ、身体状況、生活状況の把握の中で行われており、その結果と操作インタフェースの決定プロセスの結果をあわせて、合成プロセスとしてシステムコンセプトが構築されている。その後、開発（狭義）のプロセスで試作が行われ、評価・改良ループを経て、実用場面への導入が行われ、これを伝達とみなして整理した。

全体のプロセスの他に、2つの補完的なプロセスが存在する。一つは操作インタフェースの決定にかかるプロセスであり、データ収集と分析にあたる頭部動作の計測と合成にあたる操作方法の確定が含まれる。ここでは、開発（狭義）までには至らず、合成までのプロセスが実行されている。もう一つのプロセスは、評価・改良ループの部分であり、データ収集と分析にあたる試用評価と合成にあたる個別適合、開発（狭義）にあたる改良が実行され、これがループとして繰り返されている。ここでは、データ収集から開発（狭義）に至るプロセスが実行されている。

### 3.3. 開発プロセスの特徴と課題

このように、全体の流れは既存のデザイン・プロセスがあてはまるが、以下の2点が本事例に見る重度障害者の福祉機器開発プロセスの特徴として抽出された。

- ・コンセプトの立案（合成）に至る過程で、操作インタフェースの決定（データ収集～合成）に重点が置かれている。
- ・試作後の評価・改良ループ（データ収集～開発（狭義））において、実際の対象者での試用評価に基づき、データ収集から開発（狭義）に至るプロセスを、時間をかけて行っている。その際、個別適合がループの中に位置付けられている。

本事例では、対象者を一人に絞り、電動車椅子の開発を実行している。上記2点は、いずれも対象者の特徴をとらえ、その対象者に個別に適合していくためのプロセスであり、市販の福祉機器の導入の場面において専門職が行っている内容でもある。従って、これらのノウハウや手法をいかに福祉機器開発に取り込むかが課題として挙げられたといえる。また、前者は、試作の手前の段階で行うべき事項であり、後者は試作の後の段階で行うべき事項として整理できる。以上より、これらのプロセスを既存のデザイン・プロセスの中に、いかに組み込むか、そのための包括的な枠組みの整理と開発手法の構築が重度障害者の福祉機器開発の課題といえる。

## 4. 小括

本章では、重度脳性マヒ者を対象とした頭部操作式電動車椅子の開発事例を取り上げ、開発経過をたどることで、開発プロセスを記述するとともに課題の抽出を行った。

開発プロセスとしては、以下の点が示された。

- 1) 開発のはじめの段階で、動作計測に基づき操作インターフェースを決定している。
- 2) 決定した操作インターフェースに加えて、ニーズや身体状況、生活状況を加味して、システムコンセプトを構築している。
- 3) 試用評価と個別適合を実施しながら、機器の改良を行っている。
- 4) 評価・改良ループは段階的に電動車椅子の操作が容易な環境から実試用場面へと移行しながら実施している。

既存のデザイン・プロセスとの比較を行ったところ、開発機器のコンセプト構築に至る過程で操作インターフェースの決定に重点が置かれている点と、試作後の評価・改良ループが時間をかけて繰り返され個別適合要素が含まれる点が特徴として示された。さらに、これらのプロセスを既存のデザイン・プロセスの中に、いかに組み込むか、そのための包括的な枠組みの整理と開発手法の構築が重度障害者の福祉機器開発の課題として抽出された。

以上で得られた課題は、一例のみの開発事例より抽出されたものである。次章にて、より多くの開発事例を取り上げ、課題の確認を行うとともに、その解決方法について調査を行う。その結果に基づき、包括的な福祉機器開発促進の枠組みを構築する。さらに、その中で重要となる項目について、開発プロセスと指針の提案を行う。

### 第2章の参考文献

- 2-1) 井上剛伸, 廣瀬秀行, 数藤康雄. 重度脳性麻痺者を対象とした頭部操作式電動車いすの開発. バイオメカニズム. 1994, vol.12, p. 303-314.
- 2-2) 井上剛伸, 山内繁, 数藤康雄, 廣瀬秀行, 塚田敦史, 石濱裕規, 二瓶美里. QOLの構成要因に基づいた頭部操作式電動車いすの開発. 日本生活支援工学会誌. 2002, vol.1, no.1, p.42-49.

# 第3章 福祉機器開発の包括的枠組み とコンセプト立案プロセス・ 指針の提案

---

## 1. 本章の目的

本章では、効果的な福祉機器開発を促進するための包括的な枠組みを構築するとともに、福祉機器開発で最も重要となるコンセプト立案におけるプロセスと指針の提案を目的とする。そのために、前章で得られた課題をふまえて公的研究開発機関の福祉機器担当者によるワークショップ形式での議論を行い、福祉機器開発におけるボトルネックとその解決策についてまとめる。さらに、企業における福祉機器の開発について調査し、それらを加味して、社会環境の要因を含めた包括的枠組みを構築する。その上で、福祉機器開発の特徴をふまえ、コンセプト立案プロセスを提案するとともに、そこで配慮すべき点を指針としてまとめる。ここで示す指針については、福祉機器が満たすべき機能要件のみではなく、福祉機器特有の非機能要件項目も含めることとする。

## 2. 課題解決策の包括的枠組みの構築<sup>3-1)</sup>

### 2.1. 構築方法

国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所（当時）〔以下、国リハ研〕福祉機器開発部において、過去15年間に開発された機器から、表3-1に示す10機種（第2章で取り上げた頭部操作式電動車椅子を含む）を選択した。これらの機器のうち8機種は商品化には至っておらず、企業から商品化された2機種についても広く普及するものとはなっておらず、何らかの課題を抱えているものである。これらの開発事例について、それぞれの開発に関する議論、および10機種の開発

表 3-1 調査対象機器と開発者

No.	対象機器	開発者
1	頭部操作式電動車椅子	A
2	就労用電動車椅子	B
3	車椅子ブレーキかけ忘れ防止装置	A
4	高齢者用車椅子	B
5	分離可能ベッド	B
6	スキャンペン	C
7	光入力式キーボード	C
8	視線入力式コミュニケーションエイド	D
9	ショックセンサスイッチ	E
10	ジャイロマウス	E

表 3-2 開発者の属性

開発者	経験年数	業務	専門
A	11年	移動機器の開発・評価	機械工学
B	13年	高齢者福祉機器の開発・評価	機械工学・理学療法士
C	15年	コミュニケーションエイドの開発・評価	電子工学
D	9年	コミュニケーションエイドの開発・評価	電子工学
E	4年	コミュニケーションエイドの開発・評価	心理学・理学療法士

における課題とその解決策に関する議論からなるワークショップを行った。それぞれの機器については2.2.項に示す。

ワークショップは1年3ヶ月の期間で、月に約1回の頻度で開催した。このワークショップでは、まず開発担当者による福祉機器開発に関するプレゼンテーションがあり、その後出席者全員によりプレゼンテーションに関する意見交換を行った。プレゼンテーションを行った開発者は5名であり、それぞれの開発機器は表3-1の通りである。開発者の属性を表3-2に示す。ディスカッションに参加した者は開発者を含む同部に所属する研究員10名であり、そのうち工学のバックグラウンドを持つ者9名、心理学のバックグラウンドを持つ者1名であった。工学のバックグラウンドを持つ者のうち1名は理学療法士の資格を持っており、1名は高位頸髄損傷者であった。また、心理学のバックグラウンドを持つ者は理学療法士の資格も取得していた。お互いの考え方等を良く理解している参加者であるため、ディスカッションでは、福祉機器開発に携わる研究者の忌憚のない意見交換が行われた。

ワークショップは2段階に分けて行い、第1段階は機器開発プロセスに関するプレゼンテーションおよびディスカッションであり、第2段階は福祉機器開発におけるボトルネックの抽出とそれを解決するための方策に関するものとした。第1段階では、下記の項目についてプレゼンテーションを行うよう、開発者に依頼した。

- 1) 開発組織
- 2) 開発期間
- 3) 開発の全体的なプロセスについて
- 4) 開発を始めるに至った経緯
- 5) 開発における留意点

ディスカッションでは、各開発に関連する問題を自由に討論することとした。第2段階では、まず以下の項目に関する聞き取り調査を行った。

- 1) 開発においてボトルネックとなった点
- 2) 上記ボトルネックの解決方法および解決の達成度
- 3) 開発の各段階で想定したボトルネック
- 4) 上記ボトルネックの解決方法および解決の達成度

次に、これらの問題点を整理し、これに関するディスカッションを行った。さらに、その結果から、重度障害者の福祉機器開発における問題点およびその解決策を体系的にまとめた。尚、対象とした機器の開発期間は1987年から2001年であり、採用技術としては計測技術や計算機速度等、現状の性能とは劣っている。それによる技術的な制約はあるが、本研究では、開発の方法やプロセスという観点からこれらの機器を採用しており、その点での議論には足るものと考えられる。

## 2.2. 対象とした開発機器

### (1) 頭部操作式電動車椅子<sup>3-2), 3-3)</sup> (図 3-1)

重度脳性マヒ者を対象として開発した電動車椅子であり、頭部の動きのみで操作を可能としたものである。前進／後退の選択および発進は、ヘッドサポートに取り付けられた空圧スイッチにより行う。また、走行中の方向の調節および停止は頭頂部に取り付けた磁気式の3次元位置角度センサ (ISOTRAK) により行う。その際のパラメータは頸部の回旋および屈曲である。尚、この事例は本論文第2章で示した事例と同一である。



図 3-1 頭部操作式電動車椅子

### (2) 就労用電動車椅子<sup>3-4)</sup> (図 3-2)

障害者の就労を目的とした電動車椅子である。疲労の少ない座位姿勢が保てるよう、背中の形に合わせてバックサポートの形状が設定でき、座面も骨盤が安定する形状になっている。座面の昇降機能と小回りを重視した駆動系を有する。



図 3-2 就労用電動車椅子

### (3) 車椅子ブレーキかけ忘れ防止装置<sup>3-5)</sup> (図 3-3)

脳血管障害などによる片マヒ患者等を対象として、車椅子から移乗する際のブレーキかけ忘れを防止する装置である。ブレーキレバーを座っている患者の前方に配置し、ブレーキをかけずに立ち上がろうとするとそれが邪魔になり、気がつくことで、ブレーキのかけ忘れを防止する。



図 3-3 車椅子ブレーキかけ忘れ防止装置

### (4) 高齢者用車椅子<sup>3-6)</sup> (図 3-4)

高齢者に多く見られる、片マヒや円背といった障害に対応することができる車椅子である。しっかりとした座位姿勢をとれるよう、スリングシートではなく固い板と特性の異なる数種のクッションで座面とバックサポートを構成している。片マヒ者に見られる片手片足での車椅子操作にも対応し、座面の前部のクッションを左右独立して取り外すことが可能である。



図 3-4 高齢者用車椅子

### (5) 分離可能ベッド<sup>3-7)</sup> (図 3-5)

ベッドからの離床が困難な重度障害者を対象として、車椅子などへ移乗することなく移動を可能にしたものである。ベッドを縦に3つの部分に分割し、その中央部分がベッド本体から切り離されて、出てくる構造になっている。リクライニングも容易にできる機構であり、介助用車椅子としての移動が可能となる。



図 3-5 分離可能ベッド

### (6) スキャンペン<sup>3-8)</sup> (図 3-6)

重度の肢体不自由者を対象としたコミュニケーションエイドである。コンピュータのディスプレイ上に五十音表を表示し、1つまたは2つのスイッチを操作することにより、走査入力方式で文章を作ることができるソフトウェアである。

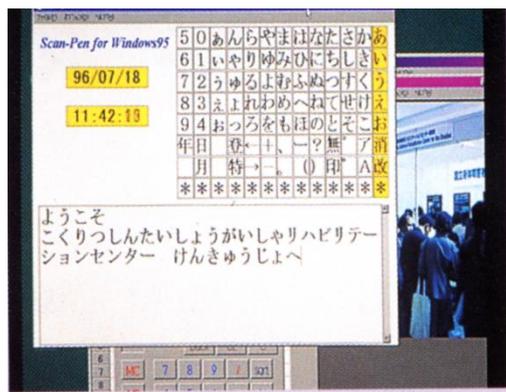


図 3-6 スキャンペン

### (7) 光入力式キーボード<sup>3-9)</sup> (図 3-7)

重度肢体不自由者を対象としたコンピュータ入力補助装置である。キーボードの各キーに対応してレーザー光に反応するセンサを配置し、頭部などに取り付けたレーザーポインタにより、それぞれのキーにレーザー光をあてることにより、キー入力が可能となる。

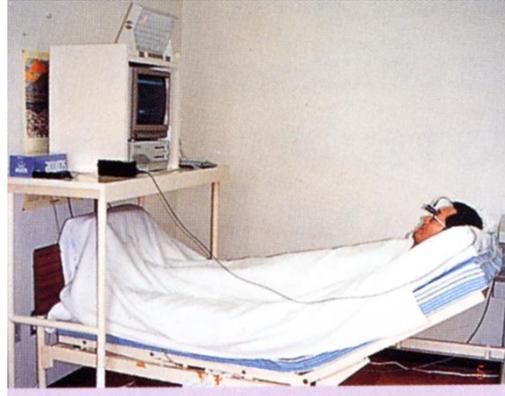


図 3-7 光入力式キーボード

### (8) 視線入力式コミュニケーションエイド<sup>3-10)</sup> (図 3-8)

ALS 等の最重度肢体不自由者を対象としたコミュニケーションエイドである。コンピュータのディスプレイ上に五十音表を表示し、視線計測装置によりどの文字を見ているかを検出して、文章を作ることができる。



図 3-8 視線入力式コミュニケーションエイド

### (9) ショックセンサスイッチ 3-11)

重度の脳性マヒ者のパソコン入力支援用に開発したスイッチである。加速度センサを内蔵し、意図的な入力動作に伴う衝撃を検出して、パソコンに ON/OFF 信号を入力する。小型のため、身体装着も可能である。

### (10) ジャイロマウス 3-12)

重度肢体不自由者のパソコンのマウス入力を支援するために開発した、ポインティングデバイスである。ジャイロを内蔵し、身体運動に伴う角速度信号をパソコンのマウス入力信号に変換して、パソコンに入力する。小型のため、身体装着に適し、頭部・口腔での操作も可能である。

## 2.3. 開発プロセスの調査結果

### (1) 開発組織

各福祉機器の開発組織を表 3-3 にまとめて示す。ほとんどのものが国リハ研と機器の試作を行うメーカーとで構成されていた。ただし、就労用電動車椅子は障害者職業総合センターとの共同開発であり、スキャンペンには試作も含めて国リハ研で行っていた。

### (2) 開発期間

各福祉機器の開発期間のまとめを表 3-4 に示す。開発期間の平均は 6.1 年であり、最長は光入力式キーボードの 11 年であり、最短はスキャンペン、ショックセンサスイッチ、ジャイロマウスの 3 年であった。

### (3) 開発プロセス

各機器の開発プロセスのまとめを図 3-9 に示す。以下、各機器について得られた結果を示す。

#### 1) 頭部操作式電動車椅子

本機器は、既存の電動車椅子では対応できないため、新たな機器開発を望む対象者がいたことがきっかけとなって開始している。この対象者のニーズおよび身体状況を把握することで、開発目標およびコンセプトを決定した。コンセプトに基づいた試作機を製作し、試用評価と改良を繰り返すことで、実用場面で使用可能な機器を作り上げ、対象者が日常場面で使用する段階まで機器の完成度は高められた。

表 3-3 開発組織

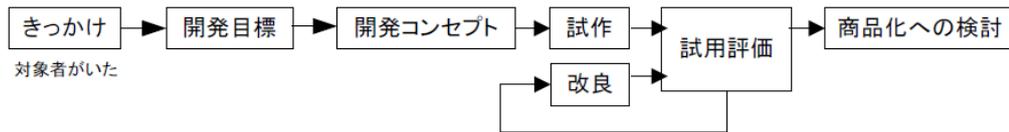
No.	対象機器	開発組織
1	頭部操作式電動車椅子	国リハ研 今仙技術研究所
2	就労用電動車椅子	国リハ研 障害者職業総合センター たかの
3	車椅子ブレーキかけ忘れ防止装置	国リハ研 J.R.E. アートロニクス
4	高齢者用車椅子	国リハ研 おんでこ
5	分離可能ベッド	国リハ研 ユニカム
6	スキャンペン	国リハ研
7	光入力式キーボード	国リハ研 アートロニクス
8	視線入力式コミュニケーションエイド	国リハ研 シースターコーポレーション
9	ショックセンサスイッチ	国リハ研 村田製作所
10	ジャイロマウス	国リハ研 村田製作所

表 3-4 開発期間

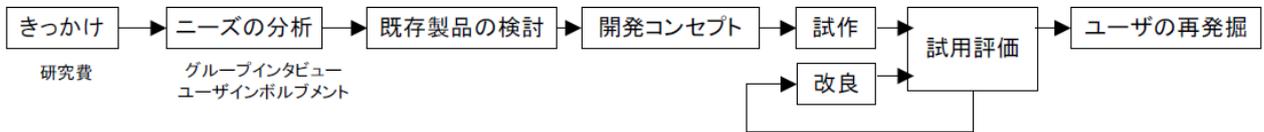
No.	開発機器	開発期間											
		S62	H1	5			10			13			
1	頭部操作式電動車椅子												
2	就労用電動車椅子												
3	車椅子ブレーキかけ忘れ防止装置												
4	高齢者用車椅子												
5	分離可能ベッド												
6	スキャンペン												
7	光入力式キーボード												
8	視線入力式コミュニケーションエイド												
9	ショックセンサスイッチ												
10	ジャイロマウス												

### 第3章 福祉機器開発の包括的枠組みとコンセプト立案プロセス・指針の提案

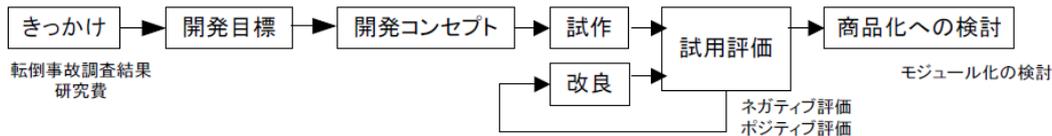
#### 頭部操作式電動車椅子



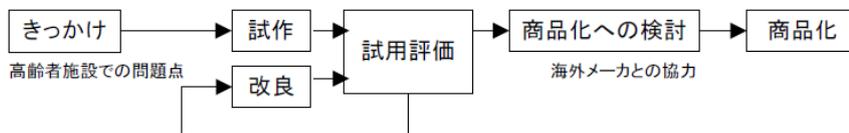
#### 就労用電動車椅子



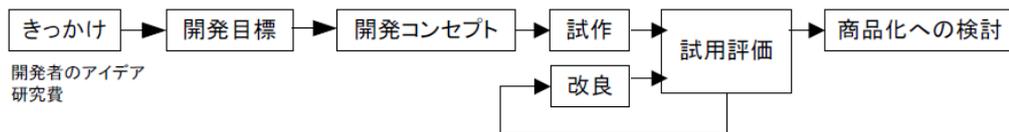
#### 車椅子ブレーキかけ忘れ防止装置



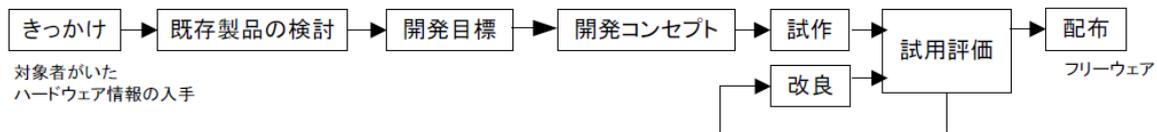
#### 高齢者用車椅子



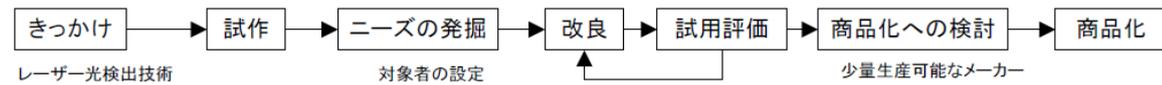
#### 分離可能ベッド



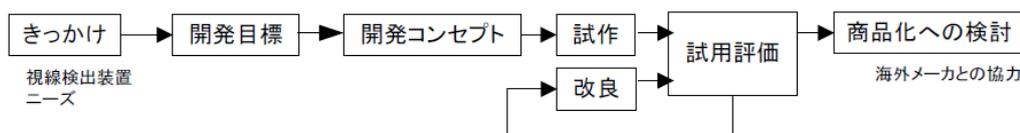
#### スキャンペン



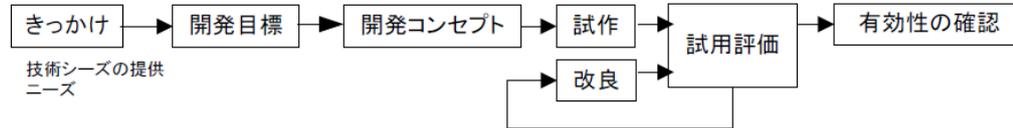
#### 光入力式キーボード



#### 視線入力式コミュニケーションエイド



#### ショックセンサスイッチ



#### ジャイロマウス

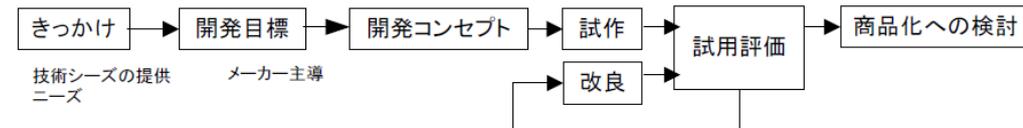


図 3-9 各福祉機器の開発プロセス

## 2) 就労用電動車椅子

本機器開発のきっかけは、障害者職業総合センターの特別研究費がついたことによる。この開発で特徴的なことは、開発グループに脊髄損傷者を含めた点と、グループインタビューを行うことによりニーズ分析を行った点である。得られたニーズと既存の製品の比較を行うことで、開発機器のコンセプトを決定した。これに基づいた試作および試用評価、改良を繰り返すことで、機器の完成度を高めていった。さらに、潜在的なユーザーニーズの再発掘を目的とした試用評価も行っている。

## 3) 車椅子ブレーキかけ忘れ防止装置

本機器の開発は、国立身体障害者リハビリテーションセンター病院（当時）における調査に基づいて始められた。この調査では、車椅子使用者の転倒事故原因として、車椅子のブレーキをかけ忘れた状態で移乗することが主なものとして指摘された。このニーズと研究費が獲得できたことが開発を始める直接のきっかけとなっている。ここでは、医師、看護師、理学療法士、作業療法士を含んだ開発グループを組織し、開発目標および開発機器のコンセプトの検討を行った。その後コンセプトに基づいた試作が行われ、試用評価と改良を繰り返すことで、機器の完成度を高めていった。試用評価では問題点を指摘するネガティブ評価と新たな使用用途を発掘するためのポジティブ評価の、2段階の評価が行われた。これにより、有効性の確かめられた機器について、モジュール化試作を行い、商品化の検討が行われた。

## 4) 高齢者用車椅子

本機器の開発は、高齢者施設等における車椅子の使用状況からニーズを発見し、それをきっかけとして始められた。試作および試用評価、改良を繰り返したが満足のいくものではない状態であった。その後、海外の技術力のあるメーカーに試作を依頼する経路を整えたことで技術的な問題をクリアし、完成度を高めることができた。本機器は試作を依頼したメーカーの製品群の一つとして、市販化まで行われた。

## 5) 分離可能ベッド

本機器の開発は、介助場面での問題点の把握に基づいた開発者のアイデアと、研究費が獲得できたことがきっかけとなり開始された。試作、評価、改良を繰り返すことで、完成度が高められ、大手ベッドメーカーによる市販化の検討がなされたが、最終段階で市販には至らなかった。

この機器のコンセプトは、2017年にパナソニック株式会社から発売された“リショーン”のコンセプトと同じものである。分離可能ベッドと“リショーン”の開発は、直接つながってはいないが、共通の現場での課題に対する解決策を提案したものである。開発時期は20年ほどずれているが、企業の方や考え方、社会情勢等、商品化の条件が整えば、分離可能ベッドも商品化された可能性は高い。

## 6) スキャンペン

本機器の開発は、対象となる障害者がいたことと、パソコンのハードウェア情報を開発者がすでに入手していたことがきっかけとなり、開始された。既存の機器の検討を行ったところ、対象者は既存のものでは対応できないことがわかり、対象者にあわせた開発コンセプトを決定した。試作後、試用評価と改良を行い、対象者へ提供した。さらに、他の対象者にも有効であることを確認し、最終的にフリーウェアとして配布するに至った。

## 7) 光入力式キーボード

本機器の開発は、まず技術シーズに基づいた試作が行われた。その後、本機器に適した対象者を設定し、評価および対象者にあわせた改良を繰り返すことで、完成度が高められた。少数生産の可能なメーカから市販されるまでに至っている。

## 8) 視線入力式コミュニケーションエイド

本機器の開発は、重度障害者のもつニーズの把握と視線検出装置という技術シーズがかみ合ったことがきっかけとなって開始された。試作と試用評価および改良を繰り返すことで、完成度が高められた。開発品に興味をもったメーカにより、商品化の検討が行われた。

## 9) ショックセンサスイッチ

本機器の開発は、開発者が現状の把握から発掘したニーズとメーカからの技術シーズの提供がかみ合い、開始された。試作品について、数名の被験者による試用評価およびその被験者にあわせた改良を行うことで、完成度が高められた。それにより、有効性が確かめられた段階まできていた。

## 10) ジャイロマウス

本機器の開発は、メーカからの技術シーズの提示があり、それが開発者の把握していた障害者のニーズに合致したことで、開始された。試作はメーカ主導で行われ、試用評価および改良を重ねることで完成度が高められた。メーカにより商品化の検討が行われた。

以上の結果より、各機器とも、何らかのきっかけがあつて開発を開始していることがわかる。きっかけの内容を詳しく見てみると、以下の5種類に分類できる。

- ① 対象者がいたことが直接のきっかけとなっているもの（頭部操作式電動車椅子、スキャンペン）
- ② 研究費が直接のきっかけとなっているもの（就労用電動車椅子、車椅子ブレーキかけ忘れ防止装置、分離可能ベッド）

- ③ ニーズとシーズが合致したことが直接のきっかけとなっているもの（視線入力式コミュニケーションエイド、ショックセンサスイッチ、ジャイロマウス）
- ④ ニーズが直接のきっかけとなっているもの（高齢者用車椅子）
- ⑤ シーズが直接のきっかけとなっているもの（光入力式キーボード）

①から③までは、ニーズやシーズ、現状の調査結果などが背景因子となり、そこに対象者や研究費、ニーズ・シーズの合致という付加因子が重なり、開発を行うきっかけとなっている。④、⑤については、ニーズまたはシーズのいずれかのみで開発が始められている。

開発の初期の段階では、他製品の検討やニーズの分析を再度行い、その結果を加味して開発目標および開発コンセプトを決定している。実際の開発過程では、試作、試用評価、改良等を行っている。ここで特徴的なのは、どの機器においても対象者を絞った試用評価を、しっかりと行っている点である。また、就労用電動車椅子で見られるように、試作品としてある程度のめどがついた時点で、再度ユーザの検討を行うことも特徴である。その後、商品化への検討を行い、商品として市販されているものもある。以上をまとめたものが図 3-10 である。ここでは、開発コンセプト立案までの第1フェーズ、実際の試作・評価を行う第2フェーズ、商品化を行う第3フェーズ、その後の市場開拓の検討を行う第4フェーズの4つに分けて考えることができる。

調査対象となった10事例がどのフェーズまで進んだかをまとめると以下のようになる。

- 第2フェーズ : ショックセンサスイッチ(9)
- 第3フェーズ (ユーザの再発掘) : 就労用電動車椅子(2)
- 第3フェーズ (商品化の検討) : 頭部操作式電動車椅子(1), 車椅子ブレーキかけ忘れ防止装置(3), 分離可能ベッド(5), 視線入力式コミュニケーションエイド(8), ジャイロマウス(10)
- 第3フェーズ (商品化) : 高齢者用車椅子(4), スキャンペン(6), 光入力式キーボード(7),

いずれの事例も、第2フェーズのプロトタイプを用いた臨床評価と改良までは進んでおり、そこまでのプロセスで利用者が使えることを確かめる段階までは進めることができたと言える。課題は、その後の第3フェーズに多く存在することが示されている。

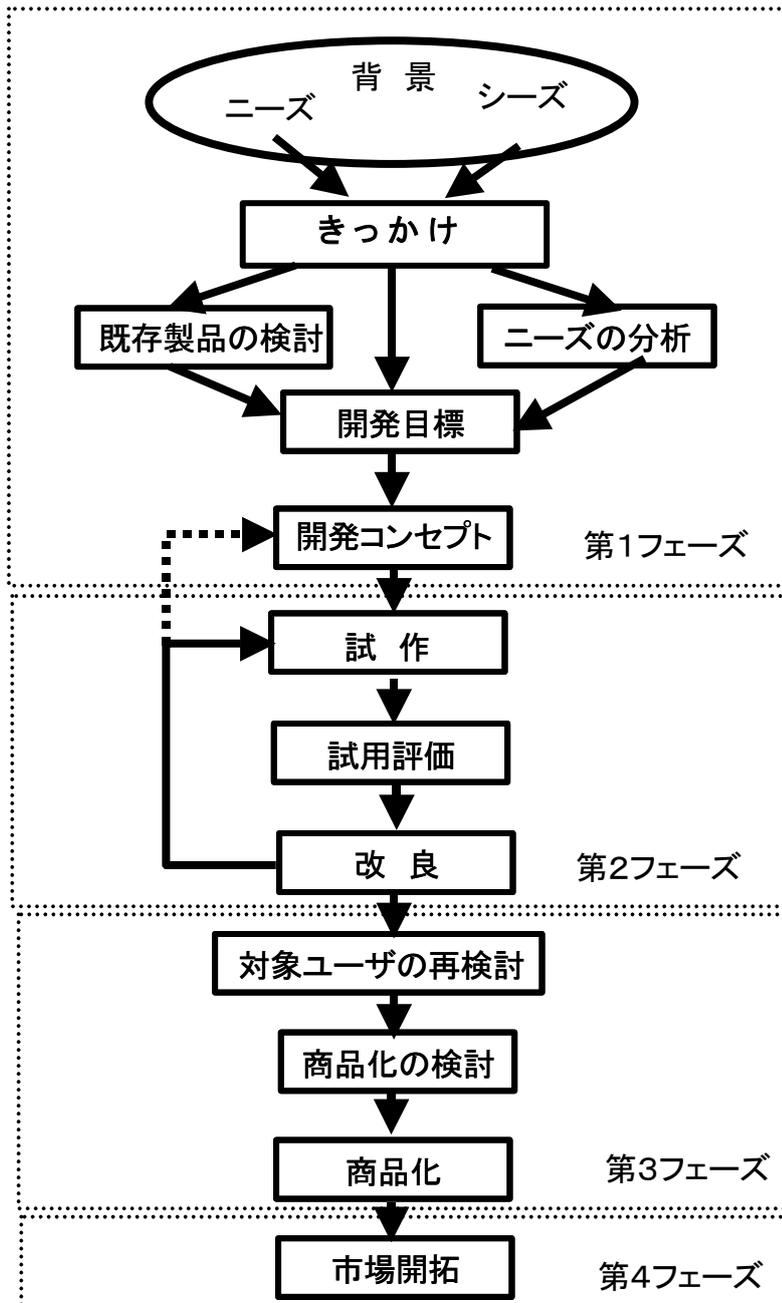


図 3-10 開発プロセス

#### (4) 開発者の問題意識

ディスカッションの内容から 22 個のキーワードを抜き出し、それらを KJ 法により分類した。その結果、図 3-11 に示すような 7 つの項目を抽出することができた。ニーズの項目では、ニーズの取り方や発掘の必要性、グループインタビューといったニーズ発掘の方法論がキーワードとして入っている。開発・設計手法では、ユーザセンタードデザイン、個別開発、PDCA サイクルなどの新

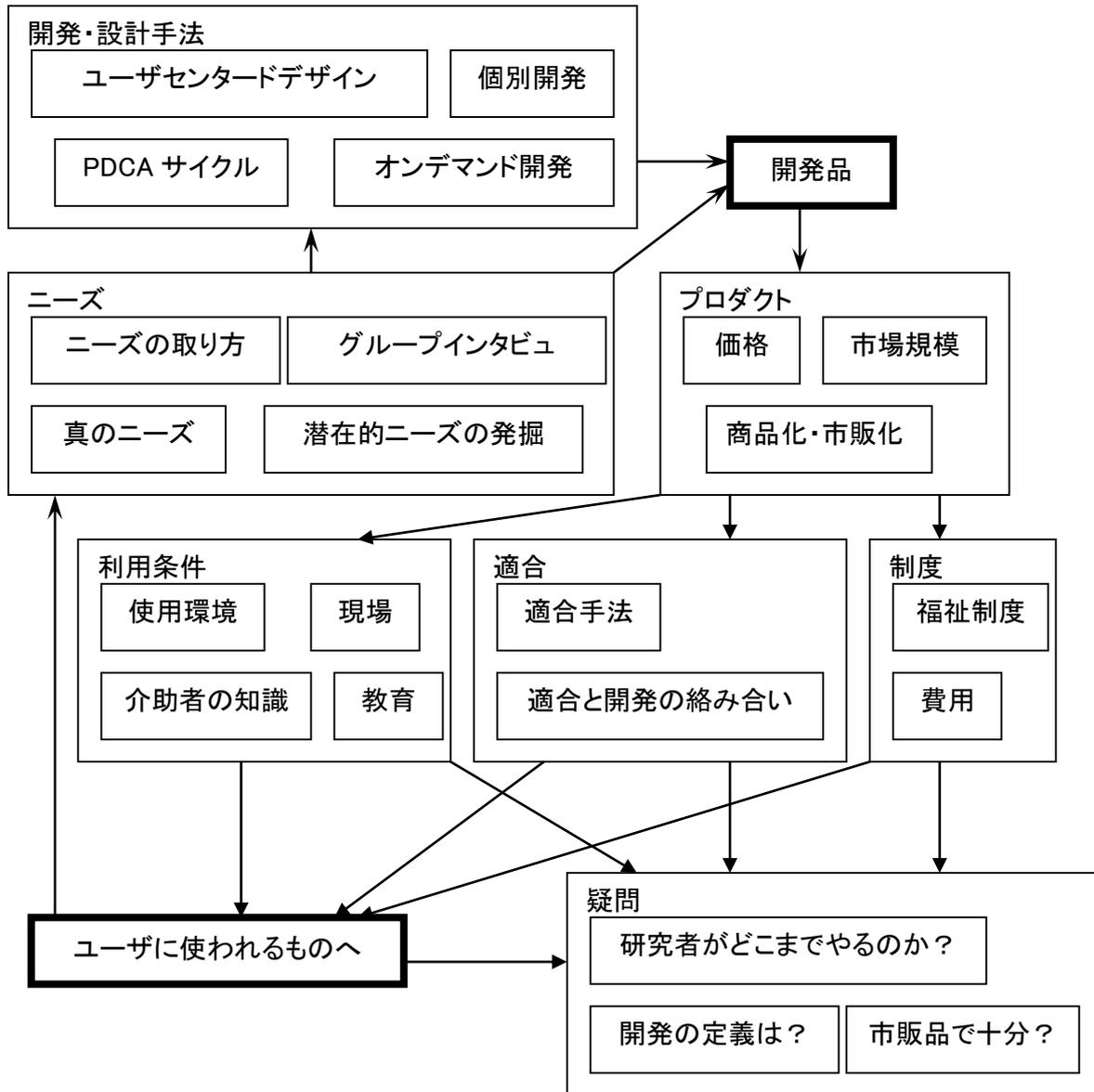


図 3-11 開発者の問題意識の整理

しい開発手法や考え方に関するキーワードが含まれる。プロダクトの項目では、商品化や市販化といった観点と、その際に問題となる価格や市場規模が含まれる。疑問では、開発の定義は何かや、研究開発者はどこまでやればよいのか、ある程度は市販品で十分ではないか、という開発者として抱いている疑問やぼやきのようなものを集めた。利用条件は、使用環境や介助者の問題、現場重視の考え方や利用者の教育などがキーワードとして入っている。制度では福祉機器の給付制度や費用負担の問題が取り上げられている。また、適合に関しては、適合手法の問題や適合と開発の絡み合いについての議論があった。

これらの項目から、開発者の問題意識は非常に広い範囲に及ぶことがわかる。図 3-10 に示した開発プロセスに関係する項目は、ニーズ、開発・設計手法、プロダクトが主なものであり、それ以外は機器開発とは直接関係の無い項目である。それぞれの項目の関係を矢印で示す（図 3-11）。開発・設計手法は開発にあたり必要なものであり、ニーズは開発・設計手法において重要なキーワードとなる。また、開発品からプロダクトへの流れがある。利用条件や適合、制度といった項目は、プロダクトとユーザをつなぐ部分に存在する項目と考えられる。これらの項目は開発者の疑問にもつながる項目であり、疑問には「ユーザに使われるものへ」の項目から生じるものもある。これは、福祉機器の開発や商品化を行っても、実際にユーザの手に渡らない、使われるものにならないという問題意識である。これらの関係より、開発者は、開発品から使われるものにどのようにつなげていくかを、一つの大きな課題として捉えていることが明らかになった。すなわち、ボトルネックと感ずることがらその部分に多く存在し、それに対する問題意識が表れていると考えられる。

#### (5) 開発におけるボトルネック

以上の結果を受けて、それぞれの機器開発において、どの段階で、どのようなボトルネックがあったかについて、新たに調査することとした。その結果を、表 3-5 に示す。どの機器も開発品までは進んでおり、その後の商品化の段階（第3フェーズ）および商品化後の段階（第4フェーズ）のそれぞれについてまとめたものである。

頭部操作式電動車椅子では、商品化の段階で市場規模の小ささおよび価格が高すぎることにより商品化は無理との判断をした。就労用電動車椅子は、商品化の段階で、公的な給付制度のリストに掲載することが容易ではないこと、価格設定が高すぎること、個別への適合が難しいといった点がボトルネックとなり商品化まで至らなかった。車椅子ブレーキかけ忘れ防止装置では、商品化の段階で、市場規模の問題、価格の問題、メーカーの問題、使用者層のブレーキかけ忘れに対する意識が低いといった問題が挙げられ、商品化の一手手前まで検討は進んだものの、製品となるまでは至らなかった。高齢者用車椅子は商品となっているが、商品化の段階で使用者の意識が低いという問題点が挙がり、商品化後には給付制度の問題や適合の問題が挙げられた。分離可能ベッドは、商品化の段階で、在宅使用から病院使用へ対象を広げる検討が行われたが、狭い病室では使い勝手がわるいという問題点が挙がった。また、市場規模の問題や、分離する構造では搬入時にコストがかかる点などが問題となり、メーカーが商品化を断念した。スキャンペンでは、商品とせずにフリーウェアとして配布しているために、商品化の段階ではボトルネックはなかった。しかし、配布後の問題点として、コンピュータの仕様が急激に高度化し、それにあわせてソフトウェアを作り替え無ければならなくなり、その対応がボトルネックとなった。また、障害に応じた個別の適合の問題が挙げられた。光入力式キーボードは商品になっており、その後給付制度にのらないことやコンピュータの急

速な技術革新がボトルネックとして挙げられた。視線入力装置は、商品化の段階で、適合、技術革新の問題、市場規模、価格の問題がボトルネックとして挙げられた。ショックセンサスイッチは、

表 3-5 各福祉機器開発過程におけるボトルネック

開発機器	商品化の段階での ボトルネック (第3フェーズ)	商品化後の ボトルネック (第4フェーズ)
頭部操作式電動車椅子	市場規模が小さい 価格が高い	
就労用電動車椅子	給付制度にのらない 価格が高い 個別適合が難しい	
車椅子ブレーキかけ忘れ 防止装置	市場規模が小さい 価格が高い メーカーの力不足 使用者の意識が低い	
高齢者用車椅子	使用者の意識が低い	給付制度にのらない 個別適合が難しい
分離可能ベッド	狭い病室では使えない 市場規模が小さい 搬入の問題 メーカーが断念	
スキャンペン		技術革新が早すぎる 個別適合が難しい
光入力式キーボード		給付制度にのらない 技術革新が早すぎる
視線入力式コミュニケーション エイド	個別適合が難しい 技術革新が早すぎる 市場規模が小さい 価格が高すぎる	
ショックセンサスイッチ	市場規模が小さい メーカーが断念	
ジャイロマウス	メーカーの力不足 技術革新が早すぎる	

商品化の検討段階で市場規模が小さいために、メーカーが商品化を断念した。ジャイロマウスは、商品化の検討が進んだが、最終段階のメーカー側の検討で棚上げ状態となっている。急速な技術革新もボトルネックとして挙げられた。

以上の結果をもとに、福祉機器開発におけるボトルネックについて、一般的に考えられるものも含めて、ディスカッションを行った。その結果、図 3-12 に示すような項目が抽出された。福祉機器開発の段階を図 3-10 にしたがって、きっかけからコンセプト立案（第1フェーズ）、試作・評価（第2フェーズ）、商品化（第3フェーズ）、商品化後使われる物になるまで（第4フェーズ）の4段階に分けて考える。

コンセプト立案の段階では、今回の10例の開発では解決している問題であるが、障害についての理解が難しいことやニーズがわかりにくいという使用者に関する問題と、使える技術の見極めが

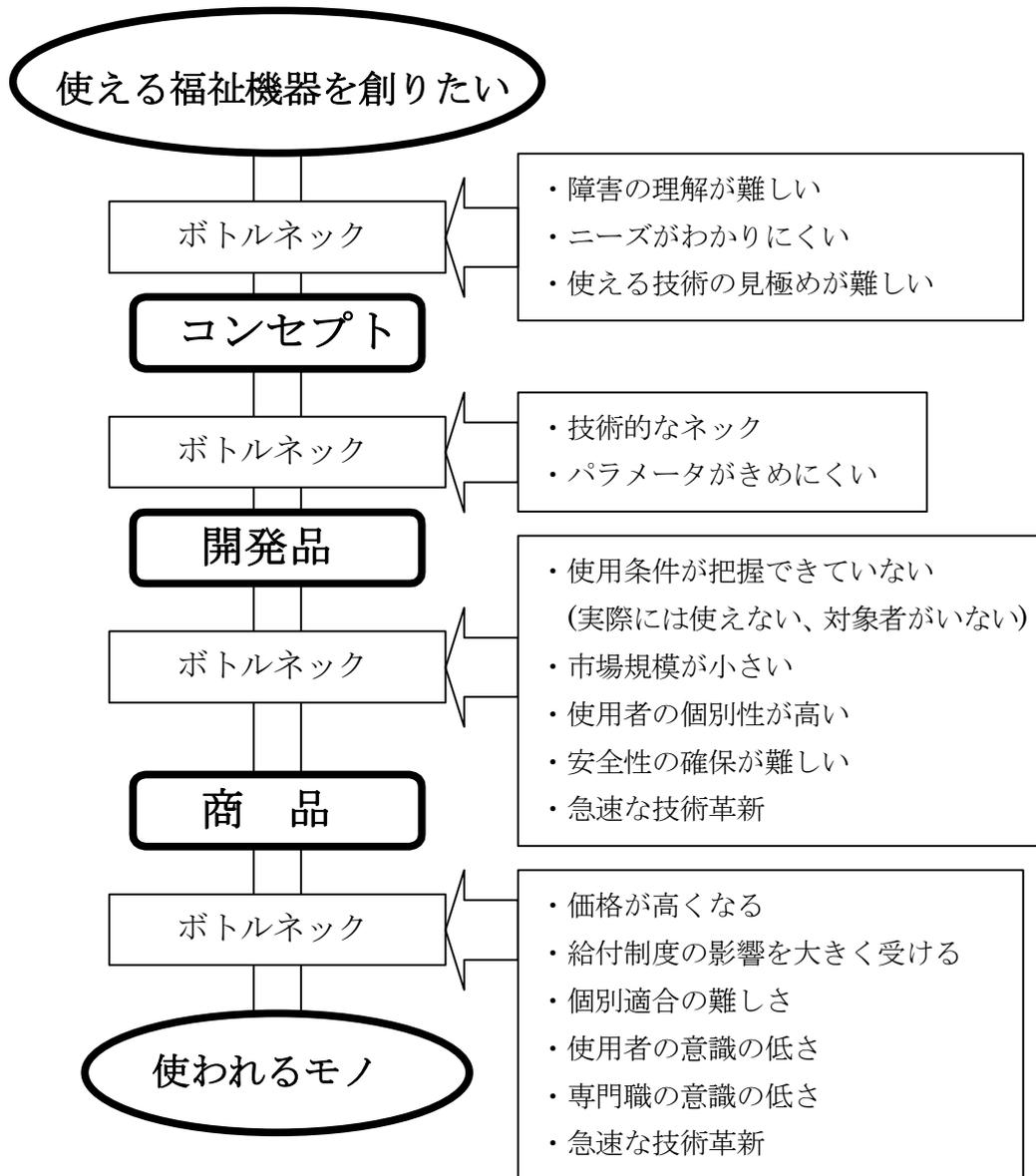


図 3-12 福祉機器開発の各段階におけるボトルネック

難しいといったシーズに関する問題が一般に存在することが指摘された。これらは、何を開発するかを決める段階で必要となる背景因子であり、開発者に求められる重要な項目である。開発の段階では、技術的なネックやパラメータの決めにくさがあげられた。これらの点も国リハ研では解決している項目である。技術的なネックは機器開発の根幹であり、これを解決しないことには開発品にはたどり着かない。パラメータの決めにくさは、ユーザの個別性からくる問題である。商品化の段階では、福祉機器開発で見受けられる事例として、実際の使用場面において開発者が想定していなかった重大な問題点が発見されたり、実際には対象となるような使用者がいないなどの、実用場面

に移行した際の問題点がディスカッションにより指摘された。今回取り上げた10例において得られた問題点として、市場規模が小さいこと、使用者の個別性が高いこと、急速な技術革新があげられた。また、障害者が使用するため安全性の確保が難しいというボトルネックもディスカッションにおいて指摘された。商品化後使われる物にならないボトルネックとしては、大量生産には向かず価格が高くなってしまふ点や、給付制度に大きく影響を受ける点、個別適合の難しさ、使用者や専門職の意識の低さ、急速な技術革新が挙げられた。

## (6) ボトルネック解決の試み

図3-12に示されたボトルネックについて、今回取り上げた10例の開発事例では、コンセプト立案の段階および試作・評価の段階での問題点は、適切な解決策により対処できていた。一方、商品化の段階および使われるモノへの段階では、解決できていないものが多く残されていた。しかし、ディスカッションからこれらのボトルネックに対して、部分的にはいろいろな取り組みがなされていることが明らかになった。これらもボトルネックの解決策と考えられる。それらの解決策をまとめると、表3-6のようになる。

### 1) コンセプト立案の段階

障害についての理解に対する解決策としては、障害者と接する機会を積極的に持つことや、障害者の生活に密着した現状把握などで、ボトルネックを解決していた。これらは、国リハ研という、恵まれた環境が影響しているともいえるが、開発者自身が日頃からこのようなことを心がけていることも重要と考えられる。また、医学的な知識の獲得も欠かせない事項である。

ニーズがわかりにくいという問題については、現場密着型のニーズ発掘やグループインタビューなどの手法が有効であった。シーズに関しては、最新の情報を入手し、世の中の情勢を把握することで解消していた。

また、コンセプト立案から試作・評価の段階におけるそれぞれのボトルネックの解決策として、ユーザを取り込み、一緒に開発を進めるという手法も有効であった。

### 2) 試作・評価の段階

技術的なネックについては、機器開発の実現に直接関わるため、新たな要素技術を開発したり、既存の技術を組み合わせるなどして、解決していた。

開発の段階を通して、対象となる障害者を限定して考える個別開発という手法は、特に最重度の障害者に対する機器開発では、有効な手法であった。

表 3-6 ボトルネックとその解決策

	ボトルネック	解決策
コンセプト立案	障害の理解が難しい	<ul style="list-style-type: none"> <li>・障害者と接する機会を持つ</li> <li>・障害者の生活に密着した現状把握</li> <li>・医学知識の獲得</li> <li>・ユーザと一緒に開発を進める</li> </ul>
	ニーズがわかりにくい	<ul style="list-style-type: none"> <li>・現場密着型のニーズ発掘</li> <li>・グループインタビュー</li> <li>・ユーザと一緒に開発を進める</li> </ul>
	使える技術の見極めが難しい	<ul style="list-style-type: none"> <li>・シーズの把握</li> <li>・ユーザと一緒に開発を進める</li> </ul>
試作・評価	技術的なネック	<ul style="list-style-type: none"> <li>・要素技術開発</li> <li>・ユーザと一緒に開発を進める</li> <li>・対象者を絞り個別に開発する</li> </ul>
	パラメータが決めにくい	<ul style="list-style-type: none"> <li>・既存の技術を組み合わせる</li> <li>・計測</li> <li>・開発パラメータの定量化</li> <li>・開発機器の的確な臨床評価</li> <li>・ユーザと一緒に開発を進める</li> <li>・対象者を絞り個別に開発する</li> </ul>
商品化	使用条件が把握できていない	<ul style="list-style-type: none"> <li>・開発機器の的確な臨床評価</li> <li>・コンセプト立案の段階で十分検討する</li> </ul>
	市場規模が小さい	<ul style="list-style-type: none"> <li>・小回りの利くメーカー</li> <li>・力のあるメーカー</li> <li>・モジュール化の検討</li> <li>・インターナショナル化</li> <li>・コンセプト立案の段階で十分検討する</li> </ul>
	使用者の個別性が高い	<ul style="list-style-type: none"> <li>・オンデマンド的な商品製造</li> <li>・モジュール化</li> <li>・適合の考慮</li> <li>・コンセプト立案の段階で十分検討する</li> </ul>
	安全性の確保が難しい	<ul style="list-style-type: none"> <li>・試験評価</li> <li>・臨床評価による安全性の確認</li> <li>・規格作り</li> <li>・コンセプト立案の段階で十分検討する</li> </ul>
使われるモノへ	価格が高くなる	<ul style="list-style-type: none"> <li>・量産化の検討</li> <li>・生産コスト低減</li> <li>・市場の拡大</li> <li>・コンセプト立案の段階で十分検討する</li> <li>・機器の利用効果を明確に示す</li> </ul>
	給付制度に大きく影響される	<ul style="list-style-type: none"> <li>・行政へのはたらきかけ</li> <li>・価格目標の設定</li> <li>・給付対象を期待しない</li> <li>・コンセプト立案の段階で十分検討する</li> <li>・機器の利用効果を明確に示す</li> </ul>
	個別適合の難しさ	<ul style="list-style-type: none"> <li>・適合の場の開発</li> <li>・販売側で行うことを想定</li> <li>・適合の容易なモノ造り</li> <li>・コンセプト立案の段階で十分検討する</li> <li>・機器の利用効果を明確に示す</li> </ul>
	使用者・専門職の意識の低さ	<ul style="list-style-type: none"> <li>・使用者・専門職への教育・啓発</li> <li>・情報の流通</li> <li>・コンセプト立案の段階で十分検討する</li> <li>・機器の利用効果を明確に示す</li> </ul>

### 3) 商品化の段階

使用条件のボトルネックに対しては、試作機による的確な臨床評価により対応していた。市場規模の小ささについては、商品化を行うメーカーが大きな鍵を握っており、その影響が大きい。光入力式キーボードでは、小回りのきく小さなメーカーから商品化することにより、市場規模が小さくても、製造が対応できるような体制を作ることができた。

一方、高齢者用車椅子では、力のあるメーカーから商品化することで、市場の拡大を行い、対応していた。分離可能ベッドについても、20年後に商品化されているため力のあるメーカーであれば、商品化まで進められた可能性もある。また、モジュール化による部品の共通化や、世界規模で部品の供給を考えることで、市場を拡大することも有効な解決策である。

個別性への対応としては、光入力式キーボードのように小回りをきかせたオンデマンド的な商品製作を行うことで解決した例があった。一方、高齢者用車椅子では、モジュール化により個別性への対応を行おうという試みが行われていた。この場合、個別性への対応を行うための適合の手間が加わることが現場で受け入れられず、そのための配慮が必要となることも指摘された。

安全性に関するボトルネックに対しては、規格に基づいた試験評価や、臨床評価による安全性の確認、規格作りなどの取り組みが行われていた。

商品化の段階で、共通していえることは、これらのボトルネックはコンセプト立案の段階で考慮する必要がある点である。実際に、使用条件の把握については、国リハ研のどの開発事例でも、コンセプト立案の段階で考慮されていた。また、光入力式キーボードや高齢者用車椅子では市場規模に関することも考慮されていた。

### 4) 使われるモノへ

価格に関するボトルネックは量産化の検討や生産コストの低減といった低価格化の検討を行うとともに、市場をいかに拡大するかという点が、解決策となる。これらは、製造体制、販売網、宣伝力など、企業力が大きく影響する項目である。

給付制度については、給付品リストへの掲載を目指すなどの行政への働きかけが解決策の一つとなる。また、ジャイロマウスでは価格目標を給付制度の枠内に設定することも行われている。一方、光入力式キーボードでは、はじめから給付制度外で機器を位置づけるという考え方も見られた。

適合は福祉機器を考える上で重要なファクタである。これに対しては、適合の場を充実させるという公的な取り組みを行う場合と、販売者が行うことを想定した場合がある。また、就労用電動車椅子では、容易に個別に適合ができるように調整や固定の方式に配慮した設計を行っていた。

使用者や専門職の意識の低さについては、教育や啓発が重要である。たとえば、高い機器でもそれが本当に必要であれば、その価値は非常に高くなる。そういうモノについては、本人または家族がお金をかけるという選択もあって良いはずであり、公的給付制度においてもこれらを考慮する制

度作りをするべきである。また、福祉機器は公的に給付されるため、利用者が何が良いモノで何が悪いモノかを意識せずに使っている場合もある。ユーザがしっかりとした目で機器を判断することも重要である。また、福祉機器に関する情報の流通も重要な解決策となる。

このように、使われるモノへの段階では、開発した機器の効果を明確に示すことが重要である。今回の事例では、いずれも開発品の段階で、的確な臨床評価を行い、効果を明確にしている。また、頭部操作式電動車椅子では、長期間にわたる臨床評価を実施し、使用者への心理的な影響も明確にしている。このような取り組みは、使われるモノにするために、間接的ではあるが有効な解決策となる。さらには、使われるモノへの段階でのボトルネックもコンセプト立案の段階で考慮する必要がある。

## 2.4. 企業における福祉機器開発との比較

### (1) 調査方法

企業における福祉機器の開発事例と、前節において研究機関の開発事例から明らかになったボトルネックとその解決策とを比較し、考慮を追加すべき点を確認することを目的として、四肢麻痺者の食事動作の自立を目指した食事支援ロボットの開発に関する聞き取り調査を実施した。

食事支援ロボットを、図 3-13 に示す。ジョイスティックを顎などで操作することで、ロボットアームの動きの指令を与え、四肢麻痺者でも一人で食事ができることが特徴である。ロボットアームの先端には、フォークとスプーンが対になった把持具がついており、この部分で食物を挟んで操作者の口元まで持ってくる。その後、唇等がスプーンに接触すると、フォークがはずれて食物を食べることができる。食物は所定の弁当箱に入れ、ロボットが挟むことができる程度の大きさに切っておくことが使用条件である。



図 3-13 食事支援ロボット(セコム株式会社カタログより)

調査は、機器の市販化後、開発担当者にインタビュー形式で聞き取ることで行った。調査項目は前節の研究機関における調査項目と同様に、下記の項目とした。

- ① 開発者の属性
- ② 開発組織
- ③ 開発期間
- ④ 開発プロセス
- ⑤ 開発を始めるに至った経緯
- ⑥ 開発における留意点
- ⑦ 開発におけるボトルネックと解決の試みその他

## (2) 開発者の属性

本機器の開発は、調査に協力頂いた開発担当者が、初期の立ち上げ段階から商品化までのすべてのプロセスを主導的に進めていた。その開発担当者の専門は機械工学であり、大学を卒業後、入社1年目でこのプロジェクトを立ち上げていた。それまでに福祉機器の開発の経験は無いが、ボランティアで障害児の車椅子介助などの経験はあった。

## (3) 開発組織

基本的には企業単独で開発を行っているが、臨床評価の段階で、国立身体障害者リハビリテーションセンター（当時）の研究者と国立神経センター（当時）の作業療法士の協力を得ている。これらの専門職は、臨床評価先との橋渡しとともに、使用者の立場にたった技術的なアドバイスも行っていった。また、最終的な商品化の段階で、デザイナーの協力を得て、食べ物をつかむフォークとスプーンの開発および全体的なフォルムのデザインを依頼していた。

## (4) 開発期間

構想から商品としての販売までで9年間かかっている。そのうち基礎開発で7年、商品化開発で2年を費やしていた。開発プロセスの内訳を表3-7に示す。第一次試作までは1年で完了しているが、その後第二次試作から第四次試作までで、臨床評価も含め6年かかっている。商品化は設計、試作および臨床評価を含めて2年である。評価と改良の繰り返しの時間がかかっていることが特徴である。これは、実際の使用場面での評価を通じて、開発者自身の経験が蓄積されることで、開発機器の完成度を向上させることができたため、その過程に時間がかかったものと考えられる。

表 3-7 食事支援ロボットの開発プロセスと開発期間

開発プロセス	期間
1. 現状調査	1年
2. 汎用ロボットの机上検討	
3. 食事支援ロボットへのターゲットの絞り込み	
4. 概念設計	
5. 機構設計	
6. 第一次試作	
7. つまみ機構の評価	
8. 第二次試作	3年
9. 健常者による実用性評価	
10. 第三次試作	3年
11. 頸髄損傷者による臨床評価	
12. 第四次試作	
13. 長期臨床評価	
14. 助成金の獲得	2年
15. 商品化試作	
16. 臨床評価	
17. 商品へ	

## (5) 開発プロセス

表 3-7 に示す 17 段階の開発プロセスが抽出された。以下、それぞれの段階ごとに調査結果を示す。

### 1) 現状調査

現状調査のために、文献調査、学会・講演会への参加、障害者への聞き取り調査などを行っていた。これらの中で重要なポイントは、リハビリテーション工学系のカンファレンスで障害者との関係ができたこととこのことであった。それにより、聞き取り調査などが行いやすくなっていった。

## 2) 汎用ロボットの机上検討

当初目指した開発機器は、汎用福祉ロボットであった。1台のロボットアームで種々の動作を可能とするロボットである。ロボットが行う動作を整理するなかで、ほとんどの動作において現状存在する機器で対応可能であることがわかってきた。例えば、本を読むのであればページめくり機があり、フロッピーディスクの出し入れはハードディスクの大容量化で不要になる、などである。さらに、ロボットの性能と開発期間を含めたコストを検討し、汎用ロボットの開発は、開発者の判断で断念することになった。

## 3) 食事支援ロボットへのターゲットの絞り込み

汎用ロボットを断念するとともに、産業用ロボットの開発手法を応用し、作業内容をしぼる方向性に転換を図った。その中で、絞り込んだ問題が食事の自立とのことであった。ポイントは技術的な実現性と食事は1日3回必ずするという問題の切実さであった。また、他の機器の調査の結果、ほとんど存在しないことがわかったことも要因となった。しかし、最終的に食事支援をターゲットとしてしぼったのは、開発者の直感的な決断であった。

## 4) 概念設計

概念設計で問題となったのは、食べ物をどのようにして持ち上げるかであった。すくい上げるという選択肢もあったが、それでは口まで運ぶ段階でのスプーンの動きの制御が難しなる。そこで、スプーンとフォークで食物を挟み、持ち上げた後スプーンを90°回転させ、口元まで運ぶ機構を採用した。この機構を核として、仕様を決定し、概念設計を行った。スープなどの汁物は、このロボットでは扱わず、別の器に入れストローで吸い上げることで、対応することとした。

## 5) 機構設計

この開発では、機構設計も開発者が自ら行っていた。これは、人材育成という会社の方針もあるとのことであった。

## 6) 第一次試作

第一次試作の目的は食べ物をスプーンとフォークでつまみ上げることができるかどうかの確認であった。機構のみのラフなものとのことであった。

## 7) つまみ機構の評価

第一次試作機を用いて評価を行った結果、チョコレート菓子やご飯などの、固形物のつまみ上げが可能であることを確認した。

## 8) 第二次試作

第二次試作では、実際に口元まで食物を持ってきて、食べることができるように機構を開発・試作したとのことであった。皿から仕切りをつけた箱に器を変更することで、つまみやすくする工夫もなされていた。操作は、この段階ではレーザーポインタを用いており、メガネなどに取り付け、容器の絵に設置されたセンサ部に光を当てることで、そのエリアにロボットアームを進める方式であった。微調整は前・後・左・右・上・下・口元へのそれぞれの方向を指示するセンサに光を当てることで行った。

## 9) 健常者による実用性評価

第二次試作機を用いて、健常者（開発者）による実用性評価を行った。当初1食に50分程度かかったが、食べ方に慣れることで時間は短縮したとのことであった。

## 10) 第三次試作

第三次試作は施設へ貸し出して障害者による臨床評価を行うために、主に耐久性を向上させることを目指して行った。この段階で、機能的にはほぼ完成したとのことであった。

## 11) 頸髄損傷者による臨床評価

頸髄損傷者を対象に、臨床評価を行った。1～2週間程度の期間で、施設に貸し出し、実際に食事をして頂き、評価を得た。被験者は10名程度とのことであった。この段階でお願いした被験者から、“怪我をしてからはじめて自分で食事ができた”との言葉をいただき、開発者は機能的な完成を確信したとのことであった。

## 12) 第四次試作

さらに長期間の貸し出しを目指して、特に耐久性の向上を行ったのが、第四次試作であった。機能的には第三次試作から変更していない。

## 13) 長期臨床評価

実用性の評価を目的として、1ヶ月程度の長期貸し出しによる臨床評価を行った。被験者は頸髄損傷者で10名程度であった。これにより、実用性が検証された。しかし、価格が100万円程度の設定となり、ビジネス的に難しいとの判断から、その後1年程度休眠状態となった。

## 14) 助成金の獲得

会社の方針として、食事支援ロボットのプロジェクトを長期的な視野に立ったテーマとして再発進することが決定され、それと同時期に（財）テクノエイド協会（当時）の福祉用具開発助成の対象として採用された。これをきっかけに、商品化へのプロセスが動き始め、外部の専門家との連携

体勢を構築した。また、この時点から開発拠点は基礎開発を行う研究所から、商品開発を行う開発センターに移された。それにともない、開発担当者も所属を変更し、本プロジェクトの主導的立場として、継続して開発を推進した。

#### 15) 商品化試作

社内の商品化に向けたプロセスに従い再設計および試作を行った。ここでは、対象者を頸髄損傷者から他の障害のある人へ広げることも目的となった。そのために、作業療法士およびNIDO インダストリアルデザインの協力を得て、入力系の変更を行っている。脳性マヒ等で細かい操作が困難な対象者を考慮し、従来レーザーポインタを使用してロボットにコマンドを与えていたものを、ジョイスティックに変更した。また、NIDO インダストリアルデザインとの協力により、全体のデザインの変更およびスプーンとフォークを専用品にし、食物をつかみやすい形状に変更した。また、関連する規格を参照し、安全性の向上を図るとともに、コストダウンも設計の重要な要件であった。商品化試作には約1年かかっている。

#### 16) 臨床評価

外部の専門家から紹介を受け、頸髄損傷の他、筋ジストロフィー、関節リウマチ、パーキンソン病、脳性マヒなどの障害を対象として、臨床評価を行った。被験者数は30名～50名程度であった。臨床評価とともに問題点の改良も行っている。評価にかかった期間は約1年とのことであった。

#### 17) 商品へ

以上の開発プロセスを経て、商品として現在販売及びレンタルを行っている。

以上の各段階は、現状調査の段階、開発ターゲットの絞り込みの段階、概念設計の段階、試作・評価・改良の段階、商品化の段階に分けることができる。現状調査は図3-10における背景およびニーズ、シーズの調査の段階にあたり、開発ターゲットの絞り込みは、その後の開発目標の設定までのプロセスにあたる。概念設計、試作・評価、商品化は図3-10にも示されている。対象者の再検討も商品化の段階で行っている。これより、食事支援ロボットの開発プロセスは、国リハ研の調査結果とほぼ同様であると言える。また、試作と評価に時間をかけ、繰り返し行っている点も、共通した事項である。

しかし、国リハ研の開発事例で多くのボトルネックが生じていた商品化の段階は、企業の事例ではあまり問題になる点は無かった。これは、社内に商品化に向けての標準的なプロセスを用意しており、食事支援ロボットもそのプロセスに則って商品化を進めたためと考えられる。そこでは、安全性の向上や市場規模拡大に向けての方策、コストダウンの方策、デザインの向上、製造工程、販売方法などの確認項目を用意し、それらを適切に解決する方法を持っていた。重度障害者を対象と

した特殊性の高い福祉機器においても、基礎開発の段階で、その機能と有効性が確認されるレベルまで達していれば、企業の持つ一般製品の商品化プロセスで、同様に対応できることが示された。

商品化については、助成金の交付を受けたことも大きく影響したと考えられる。2年間という限られた期間で商品化することが、ミッションとして与えられる。企業としては、それを達成するために力を注ぐことになり、短期間での商品化を可能とする原動力となっている。

国リハ研での開発との違いは、対象となる障害者との関わりでも見られる。国リハ研では、開発の初期の段階から対象者と関わりを持ち、使用者の特徴を把握した上で開発を進める事例が多い。食事支援ロボットの対象者は当初頸髄損傷としていたため、その障害像が把握し易く、開発は失敗無く進んだが、より重度で複雑な特徴を有する障害者を対象とした場合には、対象者とより密接な関わりを持ちながら開発を進める方法が必要となる。

## (6) 開発を始めるに至った経緯

本機器開発においては、その所属部署の枠組みから、ロボットというキーワードが大前提としてつけられていた。しかし、食事支援ロボットの開発では、ロボットの技術シーズから始めた開発ではなく、対象者層のニーズを調査し、そのニーズに基づき、開発者が決断している。この点が、実用化まで至った大きな要因と考えられる。

ニーズから機器開発のきっかけを得る点は、国リハ研の開発事例と共通している。

## (7) 開発におけるボトルネックと解決の試み

### 1) 開発ターゲットの設定（食事支援に絞ったこと）

ひとつの大きなボトルネックは、開発ターゲットを設定することにあつたとのことであつた。この開発では、汎用ロボットから単機能のロボットへ早い段階で方向修正を行い、また、機能の絞り込みのプロセスとして、現状の機器との比較をおこなうことで、開発ターゲットを上手に絞っている。しかし、食事を自分でしたいというニーズは有りそうだが、それがはっきりしていない点と、技術的な不安から決断がなかなかできなかったとのことである。実際、当初開発者が提出した計画では、食事ではなく、お菓子を食べるロボットであつたとのことである。最終的に上司の判断で、食事を目標とすることに決定した。

### 2) 食物の取り方の決定

食物をどのように皿から取り上げるかが、技術的な解決課題であつた。当初の発想は、スプーンもしくはフォークですくい上げるというものであつたが、この場合、すくい上げたあと、口元まで持ってくるまでの制御が困難であつた。このブレークスルーは多くの試行錯誤の末、サラダなどを

つかむトングから発想した、スプーンとフォークでつまむ方式への転換であった。試作機を用い、つまみやすくするための改良を何度も行ったとのことである。またさらに、皿を仕切のある箱に変えることで、食物をかき集めることが可能となり、より確実につまみ上げることが可能となった。これらの改良は、開発者本人が毎日の食事を試作機で行い、問題を実感し、それに対する解決を図った結果といえる。

### 3) 対象者の範囲を広げる方策（頸損からその他の障害へ）

当初の開発では、上肢にも障害のある高位頸髄損傷者を対象としていた。これは開発者が構築した障害者のネットワークが、頸髄損傷者が多かったことと、初期の臨床評価の段階での、食事支援ロボットの使用者層として頸髄損傷が最も適しているという専門家の判断が影響したものと考えられる。しかし、商品化の段階で、対象者の幅が狭いことが問題となった。試作段階でのレーザポインタによるロボット操作では、脳性マヒ者のように操作の確実性が低い場合、正確にセンサ部分にレーザをあてることが困難であったためである。

ブレイクスルーとなったのは、障害者の特徴を理解している作業療法士との出会いであった。障害別にその特徴を開発者に理解させ、その結果、操作を単純化する方向への改良が実現した。具体的には、接点式のジョイスティックを入力系として選択することで、従来の7入力操作（上・下・右・左・前・後・口元へ）を4入力操作（右・前・後・口元へ）とした。それを可能としたもう一つの要因は、スプーンとフォークの形状の改良であると考えられる。これについては、デザイナーが担当し、食物をすくいやすい形状を実現することで、省かれたアームの移動方向を補ったものと考えられる。

この問題点は、開発者が使用対象となる障害者層を理解しきれていなかった点にある。従来、障害は個人個人で皆異なるため、その特徴を容易に理解することは困難とされてきた。しかし、今回の事例で見られたように、障害別にその特徴を理解することが機器開発には有効であることがわかる。リハビリテーションの専門職も、患者の特徴を理解する際に障害別に議論することが多々見られる。福祉機器開発においても、それらを理解して進めることが基本になる。

以上食事支援ロボットの開発で挙げられた3つのボトルネックと、図3-12に示した開発プロセスにおけるボトルネックを比較すると、開発ターゲットの設定はコンセプト立案の段階におけるボトルネックであり、食物の取り方の決定は試作・評価の段階、対象者を広げる方策は商品化の段階におけるボトルネックに対応する。

開発ターゲットの設定は、図3-12における“ニーズがわかりにくい”という点と関係する。国リハ研での開発事例では、特にこの点が問題にはなっていなかった。国リハ研では、ニーズからの発想で機器開発を行っていることと、担当者が移動やコミュニケーションというキーワードにより

開発機器を分担しているため、開発機器のターゲットはあらかじめしぼられている。一方、セコムの事例では、ロボットというシーズ側のキーワードから開発を始めているために、開発ターゲットをしぼることがボトルネックとして指摘されたものと考えられる。どちらの開発事例においても、ターゲットをしぼった機器開発は、福祉機器開発において、重要であることが示されている。ターゲットをしぼるには、開発機器を使用することで使用者の生活がどのように変化するかを、あらかじめ描いておく必要がある。対象となる障害者に聞き取り調査をする場合でも、ある程度具体的な提案（種）を開発者が持っていないと、潜在的なニーズを発掘することは難しいとの回答も得られた。したがって、開発者側が使用者の生活を十分把握し、開発機器の使用による生活の変化を明確にし、その変化を意図した開発を可能とする、方法論の開発が必要と考えられる。

食物の取り方の決定については、図 3-12 では“技術的なネック”として示されるものと考えられる。この点は、福祉機器開発のみに限定される問題点ではなく、開発者が解決しなければならない基本的な項目である。

対象者の範囲に関しては、図 3-12 の“障害の理解の難しさ”や“使用者の個別性”と関係する。企業の事例では、作業療法士の協力を得て、この問題を解決しているが、国リハ研の調査結果のように、開発者側も開発の初期段階で使用対象群となる障害者の特徴を捉えておくことで、開発が効率的に進められる可能性はある。

## (8) 開発者の問題意識

### 1) 開発期間について

食事支援ロボットの開発において、期間がかかりすぎていることは開発者の問題意識として指摘された。経済状況や企業の業績などにも影響されるが、企業の機器開発で 10 年間かけることは、今後不可能であろうということが開発者の意見であった。その解決策を、もう一度この開発をすればとしたらどのようにするかという形で質問したところ、以下のような流れの開発が提示された。

- ① 学会などで話しを聴き、徹底的に情報を収集する
- ② 大学の基礎研究と共同で商品開発を進めることで、食事支援ロボット開発における 8 年間を無くす
- ③ 商品化のプロセスは同様の進め方をする

やはり、大学や公的研究機関などとの共同研究は、企業にとって重要ということであった。それだけに、大学、公的研究機関の福祉機器開発においても、使用者や使用環境などを考慮し、実用に近いレベルまで完成度を上げた試作品を開発することが要求される。

国リハ研における調査結果では、価格の問題がボトルネックとして指摘された。開発期間は価格に大きく影響し、この点との関連性がある。しかし、国リハ研では直接開発期間に関するボトルネ

ックは指摘されていない。企業での開発においては、開発コストは重要な項目であり、公的研究機関との違いが表れたものと考えられる。

## 2) 福祉機器の制度について

福祉機器が給付制度の対象となるかどうかで、販売台数が一桁変わるとも言われている。食事支援ロボットは商品化当時の福祉用具制度の中では給付や助成の対象とはなっていない。制度の対象となるには実績が必要であり、新商品にとっては悪循環となっていた。しかし、福祉用具法の施行によって新たな機器に対する開発助成や、実用化の助成制度が整備された。今回の調査でも、開発者は開発・実用化助成の次の段階における助成制度の必要性を訴えていた。たとえば、開発助成を得て開発したものについて、発売当初の購入にたいして助成をするという制度である。

重度障害者を対象とした福祉機器では、使用者の数が絶対的に少ないことが問題であり、それを解消するために公的給付制度は欠かせない。しかし、それによる弊害もあり、この点は国リハ研における調査でも指摘された。企業の調査においても、重度障害者用福祉機器が公的給付制度の影響を大きく受ける点がボトルネックとして指摘されたものと考えられる。

尚、調査後本機器は日常生活用具としていくつかの自治体で給付の対象なった他、オランダ等海外でも給付の対象となっている。

## 3) 機器の適合について

食事支援ロボットの個々の使用者への適合は、地域の販売店の協力の下で行っていた。食事支援ロボットは食事を自らできる障害者が対象となるため、その範囲がある程度しぼられる。そのため逆に、電動車椅子や義肢装具に比べて、難しい適合技術を必要としないとのことであった。しかし、ALSなど重度の障害のある使用者に対しては、作業療法士などの専門職の協力を得ているとのことであった。使用者の特徴と機器の特徴を理解した上での適合技術は、機器の使用において重要な要因として指摘された。

## (9) 企業での開発の特徴

今回調査を行った食事支援ロボットの開発プロセスや開発者の問題意識は、国リハ研での調査結果と共通する部分が多い。しかし、商品化においては、企業のノウハウを活かし短期間でそのプロセスが的確に進められていた。この点は、国リハ研での開発と大きく異なる。また、基礎開発に費やした時間が、企業としては長すぎるという問題点も指摘された。企業と公的研究機関では、機器開発におけるスタンスが、微妙に異なることが考えられる。食事支援ロボットの開発者の問題意識でも指摘があったが、公的研究機関における基礎開発と企業の商品開発を融合させることで、より

効率的な機器開発が可能となる。したがって、公的研究機関から企業への技術移転をスムーズに行うことが、有効な方策として指摘された。

企業での調査結果では、開発ターゲットの設定がボトルネックとして指摘された。この点は、開発者の経験が浅かったことも影響するが、企業における開発の特徴の一つとも考えられる。企業の機器開発では、最終的な商品として市場に出すことができるかどうかを、早い段階で判断しなければならない。そのため、ニーズの有無や機器としての実現可能性を慎重に考慮し、その結果、開発ターゲットを決断することに困難を感じたものと考えられる。

以上の違いはあるものの、図3-12、表3-6に示されるボトルネックとその解決策は共通で考えることができる事が示された。

## 2.5. 福祉機器開発促進のための包括的枠組みの構築

今回の調査結果から、福祉機器開発促進に必要な項目をまとめると図3-14のように、機器開発のプロセスにおいて注意しなければならない項目と、プロセス内には含まれない項目とが存在する。プロセス内に含まれないものとしては、福祉機器の規格作りや試験評価、機器の効果を明確化

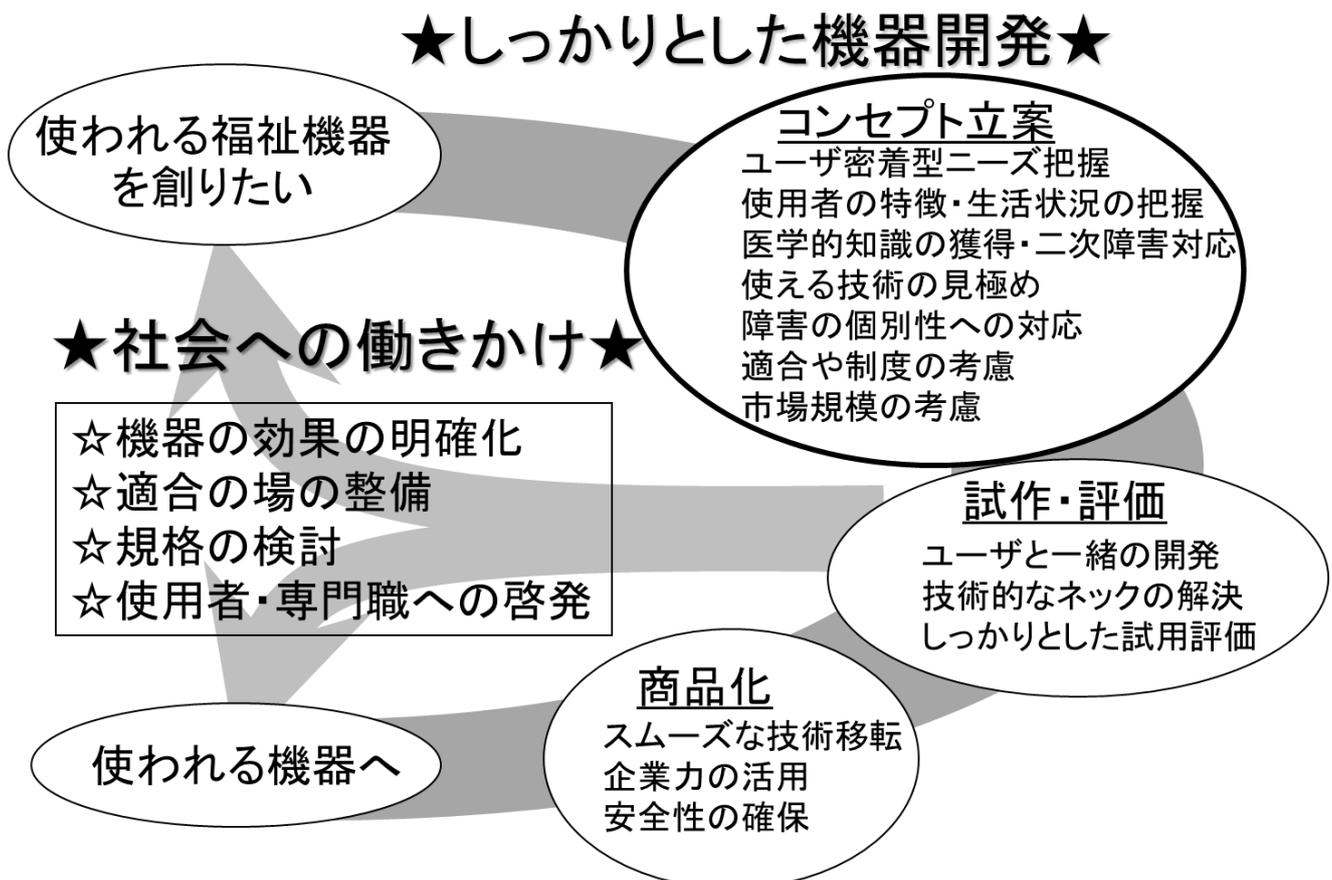


図3-14 福祉機器開発促進のための包括的枠組み

する方法論、福祉機器の適合を行う場の整備、給付制度を見直すなどの行政へのはたらきかけ、使用者や専門職への啓発・情報の流通などがある。これらは、社会との関わりを重要視するものであり、工学的な解決手法以外の方法論が重要となる。これに対して、開発のプロセスを確立することは、工学が果たすべき課題である。開発プロセスを構成する項目は、コンセプト立案、試作・評価、商品化の各段階がある。これらを着実に進めることにより、使われる機器の開発を可能とする。

ユーザに密着したニーズ把握を行うとともに、使用者の特徴や使用環境も把握することは重要である。また、同時に医学的知識を獲得し、障害の特徴も把握する必要がある。一方シーズに対する知見も必要であり、開発機器に有効な技術シーズを見極めることも重要である。障害者では、個別に特徴が異なるため、その対応も必要となる。個別の対象者をしぼり、その対象者にあわせた機器開発を行うことは有効である。また、各使用者への機器の適合や制度、市場規模に関する考慮も必要となる。

開発の段階では、使用対象群をしぼりその対象者と一緒に開発を進める方法が有効である。その中で、技術的なネックを適切に解決し、さらに、試作した機器を用いた試用評価も重要な項目となる。

商品化の段階では、基礎研究を公的研究機関で行った場合には、企業への技術移転がポイントとなる。また、2.4.項で示されたように企業内で基礎開発を行った場合でも、商品化プロセスへの移行は、大きなポイントとなっていた。この段階で、スムーズに技術移転を行うことができれば、その後の商品化の手間やコストを抑えることが可能となる。商品化においては、企業の力も重要となる。また、安全性を確実にしておくことも必要となる。

## 3. コンセプト立案プロセスと指針の提案

### 3.1. 福祉機器開発に特有な要件項目の抽出

図 3-14 の包括的枠組みでは、開発プロセスの中でも、上流に位置する機器のコンセプト立案における注意点が多く示された。すなわち、この段階での情報収集が重要であり、項目も多いことになる。また、2.4.項の企業における福祉機器開発の調査結果から、適切なコンセプトが固まれば、商品化のプロセスはスムーズに進められることも示された。そこで本研究では、福祉機器のコンセプト立案の段階に着目し、そのプロセスと指針を導出することとした。そのために、まず包括的枠組みで示されたコンセプト立案と試作・評価の段階における注意点から、「技術的なネックの解決」を除いた福祉機器特有な以下の項目を抽出した。

- i) ユーザ密着型ニーズ把握（コンセプト立案）

- ii) 使用者の特徴・生活状況の把握 (コンセプト立案)
- iii) 医学的知識の獲得・二次障害への対応 (コンセプト立案)
- iv) 使える技術の見極め (コンセプト立案)
- v) 障害の個別性への対応 (コンセプト立案)
- vi) 適合や制度の考慮 (コンセプト立案)
- vii) 市場規模の考慮 (コンセプト立案)
- viii) ユーザと一緒に開発 (試作・評価)
- ix) しっかりとした試用評価 (試作・評価)

これらのうち、ii～viiはコンセプト立案の段階で考慮すべき要件項目であり、i, viii, ixは福祉機器開発に特有な要件を導出するための手段を示している。

使用者の特徴や生活状況(ii)は、開発する福祉機器の利用条件を設定するための重要な情報となり、対象者の障害の種類や程度、利用場面、利用に関係するステークホルダを固定することは、開発コンセプト立案に必要な不可欠な情報となる。iiiの医学的知識や二次障害は、iiの使用者の特徴やvの個別性への対応と合わせて、ヒューマン・インタフェースの決定に必要な項目である。これらの条件にみあう技術を見極めること(iv)で、適切なヒューマン・インタフェースの構築が可能となる。また、個別性への対応(v)では、心身機能の個別性に加えて、進行性の障害等を考慮した心身機能の変化にも配慮しておく必要がある。適合(vi)への配慮は、機器のコンセプトに直接影響する部分もあるが、機器を取り巻く環境要因として適合や運用の手法および体制を考慮する際に必要となる。制度(vi)や市場規模(vii)はコストに関する要件に影響し、コンセプトを決める際に必要となる要件である。

一方、これらの要件を具体的に決めていくためには、机上検討で可能な部分もあるものの、利用者や利用場面の多様性から、まだ整理されていない部分が多く、困難を伴うのが現状である。そこで示されたのが、それらの要件を導出するための方法と考えることができる。ユーザ密着型ニーズ把握(i)やユーザと一緒に開発(viii)は、障害当事者が開発に参加することで実現可能である。また、ユーザには多様なステークホルダも含まれる場合が多々あるのも福祉機器開発の特徴であり、それらの参加も重要となる。当事者の参加の形態には、開発プロセスに参加し開発者と同様な振る舞いをする場合もあるが、心身機能の計測や試用評価(ix)への協力という形をとることも重要な参加の形となる。

以上示した包括的枠組みで指摘された注意点と要件項目および導出手法の関係を図3-15に示す。これらの要件は、開発の早い段階、すなわちコンセプト立案の段階で設定しておく必要があり、本研究ではそのためのプロセスと指針を提案することとした。

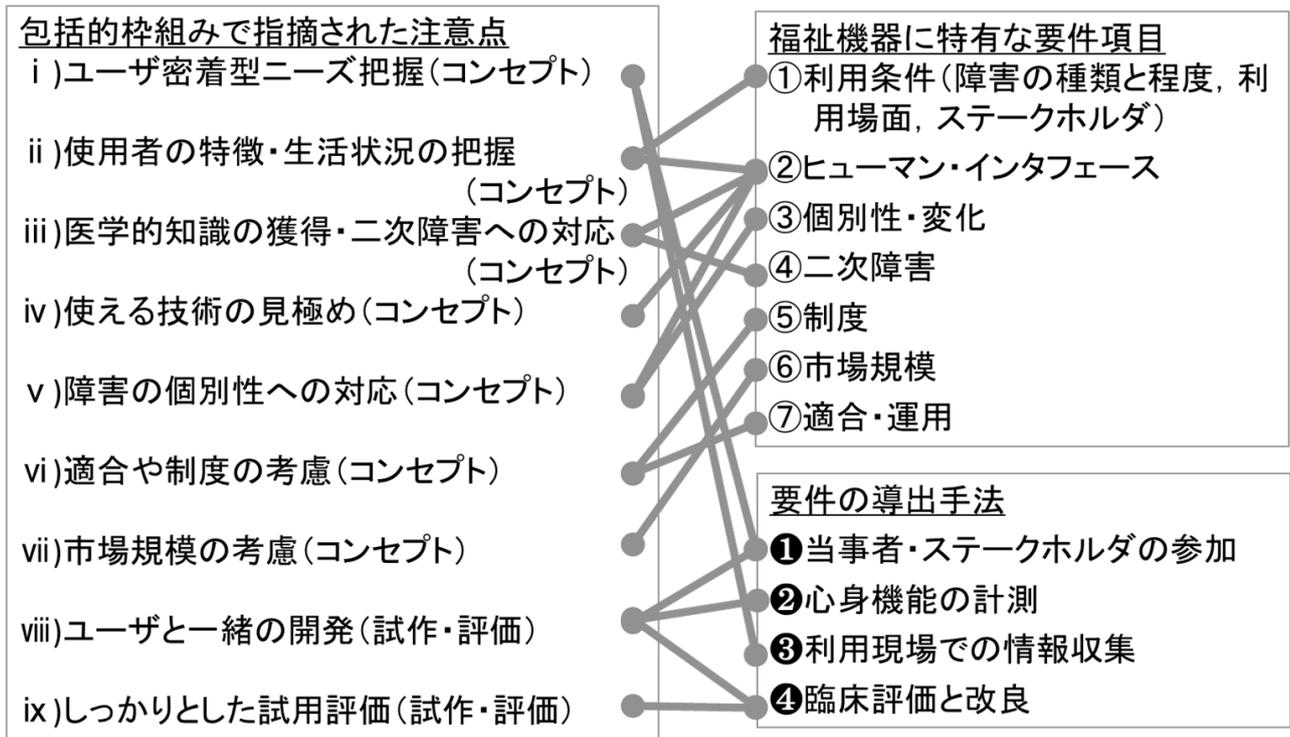


図 3-15 福祉機器開発に特有な要件項目と要件の導出手法

### 3.2. コンセプト立案プロセスの提案

前項で示された要件の導出手法を基に、福祉機器開発におけるコンセプト立案プロセスを構築することとする。

従来のデザインプロセスでは、開発目標に基づく情報収集と、その分析結果に基づくコンセプト立案が核となり、開発者がそのプロセスを実施する。それに比べて前項で示された福祉機器開発での要件導出では、障害当事者やステークホルダの参加が示されており、プロセス全体を通してそれらを考慮する必要がある。また、心身機能の計測や利用環境での情報収集が示されており、情報収集での配慮点として従来のデザインプロセスに付加すべき点となる。さらに、障害当事者による試用評価（臨床評価）と改良のプロセスが示されていることも、福祉機器開発の特徴である。これらは、利用者や利用場面とのマッチングを高める要因となることが示され、この部分を効率的に行うことができれば、福祉機器の開発促進につながる可能性がある。一般製品の開発においては、試用評価はある程度完成品に近いもので実施される事が多い。したがって、試用評価からの改良は、多くのプロセスを経た後に実施されるため、無駄が多くなる。近年広まりつつあるデザイン思考の手法においては、コンセプト立案段階でモックアップや単純なプロトタイプで評価を実施するケースも見られるが、福祉機器の場合障害のある利用者による試用評価となるため、ある程度の完成度が要求される。この点が、一般製品の開発プロセスと福祉機器の開発プロセスの大きな違いとなる。

以上をふまえ、前述の臨床評価をコンセプト立案プロセスの中に位置づけ、あわせてそのためのプロトタイプの前製も含めてプロセスを構築する事とした。また、臨床評価の結果をコンセプト立案もしくはプロトタイプの前製にフィードバックし、修正を繰り返す経路を明示することとした。このループを繰り返すことでコンセプトをブラッシュアップし、最終的なコンセプト案を導き出すことが可能となる。図 3-16 に提案するコンセプト立案プロセスを示す。

情報収集では、図 3-14 の包括的枠組みで示されたコンセプト立案における注意点から、利用者のニーズ、心身機能、生活状況、既存の制度や運用体制等の情報を収集する。障害のある利用者が対象となるため、一般製品の開発に比べて公開されている情報が少ない事も課題である。そのため、個別インタビューやグループインタビュー、ワークショップ、参与観察、心身機能の計測などが必要となる。また、モックアップを提示しながらニーズ等の発掘を行ったり、シミュレータのようなツールを活用することも有効である。付録 B に、本研究で開発した電動車椅子シミュレータおよびその活用事例を示す<sup>3-13)</sup>。

さらに、障害当事者およびステークホルダの参加をできる限り実践することもコンセプト立案プロセスに合わせて記述することとした。

### 3.3. コンセプト立案指針の提案

図 3-15 に示した福祉機器開発に特有な要件項目について、それらの関係をさらに整理し、図示したものが図 3-17 である。

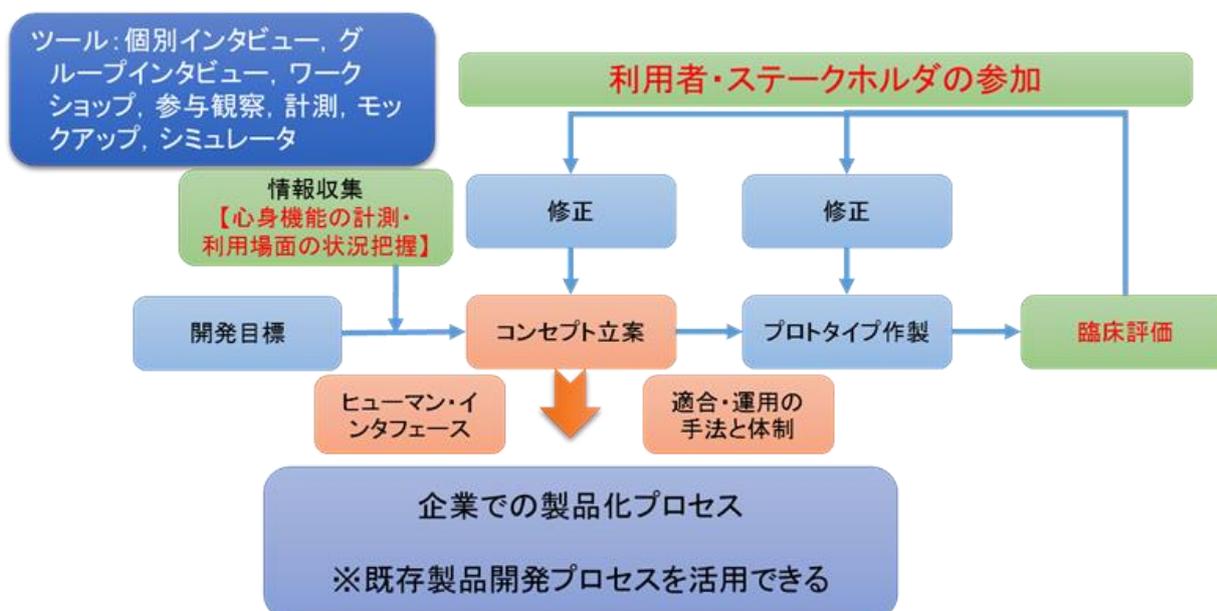


図 3-16 福祉機器のコンセプト立案プロセス

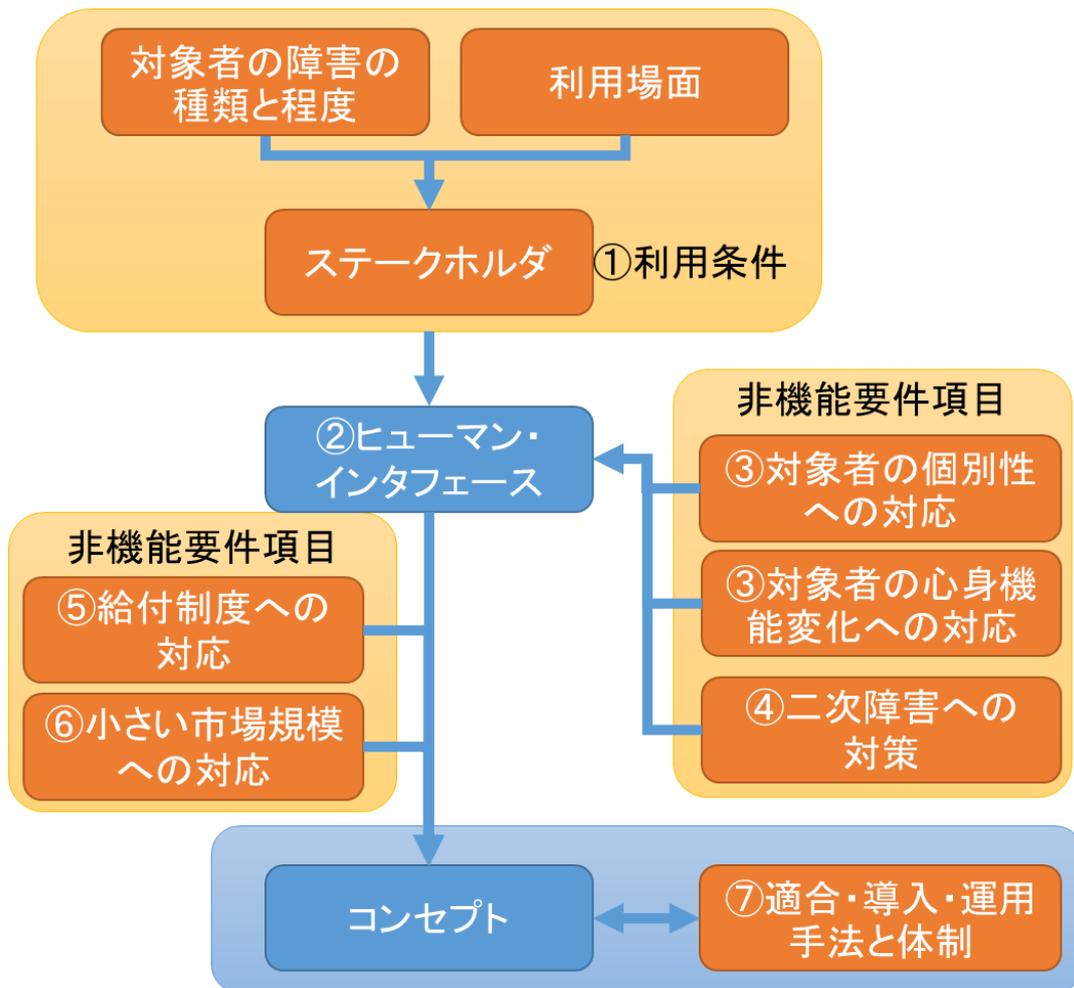


図 3-17 福祉機器開発に特有の要件項目の関係

利用条件 (①) はコンセプト立案のはじめの条件として設定する。機器の利用対象者については、心身機能の特徴を設定するのではなく、原因疾患に基づく障害の種類とその程度を設定する。代表的な障害の種類を付録 C に示すが、医療関係の専門職の協力があることが望ましい。これにより、心身機能の変化や想定される二次障害、代表的な生活環境などを的確に想定する事が可能となる。また、利用場面についても在宅、施設、病院、公共空間等代表的なものを設定する事で、開発機器のコンセプトを明確にするための情報が整理しやすくなる。さらに、多くの場合、対象者の障害の種類と程度および利用場面が固定されると、機器に関わるステークホルダを決定することができ、実際の利用に際して考慮すべきことが整理しやすくなる。

以上により、対象となる障害当事者およびステークホルダが明確になるため、それらの開発プロセスへの参加が可能となる。障害当事者の参加では、対象によっては参加が難しい場合もあり、主要なステークホルダの参加による障害当事者に関する情報収集も考慮して、参加者および参加の仕方を決定する。

### 第3章 福祉機器開発の包括的枠組みとコンセプト立案プロセス・指針の提案

利用条件が固定されると次にヒューマン・インタフェース (②) を決定する。そのために、①で設定した対象者の障害の特徴を基に、心身機能の個別性や変化の状況 (③)、想定される二次障害 (④) について情報を収集・整理する。これらの項目は、どの福祉機器でも考慮する必要があるものであるが、機能要件とはならず見落とされる場合が多い。このような要件については、福祉機器開発における非機能要件として整理することとした。これらの情報を基に、ヒューマン・インタフェースの方法を設定し、そこに利用する技術を決定する。

次に、コンセプト構築の段階に入るが、その際に、設定した利用場面を基に、それに適したものとする必要がある。また、給付制度に適用される機器とするのか否か、どの制度に該当するかといった条件を設定する (⑤)。さらに、多くの福祉機器の市場規模は一般製品に比べて市場規模が小さいことから、対象者の障害の種類と程度を基に市場規模やコスト等を想定し、コンセプトを確認するとともに適宜技術の見直しを実行する (⑥)。これらについても、福祉機器開発では必要となる要件であるにも関わらず、主たる機能から外れる場合が多いため、非機能要件として整理することとした。以上をふまえて、コンセプトをまとめる。

コンセプト構築後、図 3-16 のプロセスに則り、プロトタイプを作製し、臨床評価を実施し、その結果に基づきコンセプトの修正を行う。

また、臨床評価の実施において得られた個別適合に関する知見や、実際の運用場面の想定から、適合や運用にかかる手法や体制を構築する (⑦)。開発機器にもよるが、必要に応じて、機器を利用したサービス提供モデルの構築も行う。

以上を7項目にまとめたコンセプト立案指針を以下に示す。

- 1)開発目標に基づき、対象者の障害の種類および程度を設定する。
- 2)設定した対象者の生活状況に関する情報を収集し、開発機器の利用場面および機器の利用に関係するステークホルダを設定する。
- 3)設定した障害当事者の開発プロセスへの参加を実践する。障害当事者の全てのプロセスへの参加が難しい場合には、主要なステークホルダの参加を実践する。
- 4)設定した対象者の障害の種類および程度に応じて、ヒューマン・インタフェースに用いる技術を決定する。その際、必要に応じて、利用者の心身機能と技術のマッチングのための計測を行う。計測は、想定する対象者の生活場面にて行う事が望ましい。また、以下の非機能要件を考慮する。
  - 4)-1 対象者の個別性や心身機能の変化に対応するために、ヒューマン・インタフェースのモジュール化やパラメータ調整などの機能を実現する技術を付加する。

- 4)-2 設定した対象者の障害の種類および程度をふまえて、開発機器の利用に伴う二次障害の危険性を把握し、その対策を講じる。
- 5) 利用場面を想定した上で、コンセプトを構築する。その際、以下の非機能要件を考慮する。
  - 5)-1 開発機器に関連する給付制度等の情報を収集し、その範囲に含まれる機器とするか否かを決定する。
  - 5)-2 市場規模に関する情報を収集し、選定した技術およびコンセプトについて、小さい市場規模に対応できるよう、適宜見直しを行う。
- 6) プロトタイプを作製し、臨床評価によりコンセプトの修正を行う。
- 7) 臨床評価で得られた知見を基に、利用者への個別適合サービス手法や導入訓練手法、運用に関わる手法およびその体制の構築もコンセプト立案段階で考慮する。また、必要に応じて、開発機器を利用したサービス提供モデルについても考慮する。

### 3.4. コンセプト立案シート

3.2.項、3.3.項で提案したコンセプト立案プロセスおよびコンセプト立案指針に基づき、開発目標からコンセプト立案までの流れを示したコンセプト立案シートを作成した（図 3-18）。

このシートでは、開発目標を始点として、青色の部分に示されたコンセプト立案指針の項目に沿って、コンセプト立案を行う際の情報収集、各要件の決定、コンセプトおよび適合手法や体制の決定が視覚的に表現されている。図中、青枠で囲まれた部分には、利用条件や非機能要件、臨床評価といったコンセプト立案に必要な情報を記載する。緑色の部分は情報収集に用いた手法を記載する。オレンジ枠の部分には、得られた情報により決定した技術や対策といった要件を記載する。オレンジ色の部分が得られたコンセプトおよび適合手法や体制として示される。

このシートを埋めることで、必要事項をもれなく考慮することが可能となり、福祉機器のコンセプト立案の支援ツールとして活用できる。また、利用者参加や利用場面での計測、情報収集により得られた項目を蓄積することが可能であり、新たな非機能要件を抽出し、詳細なリスト作成につなげることも、今後の有用な役割として活用可能と考えている。

# コンセプト立案シート

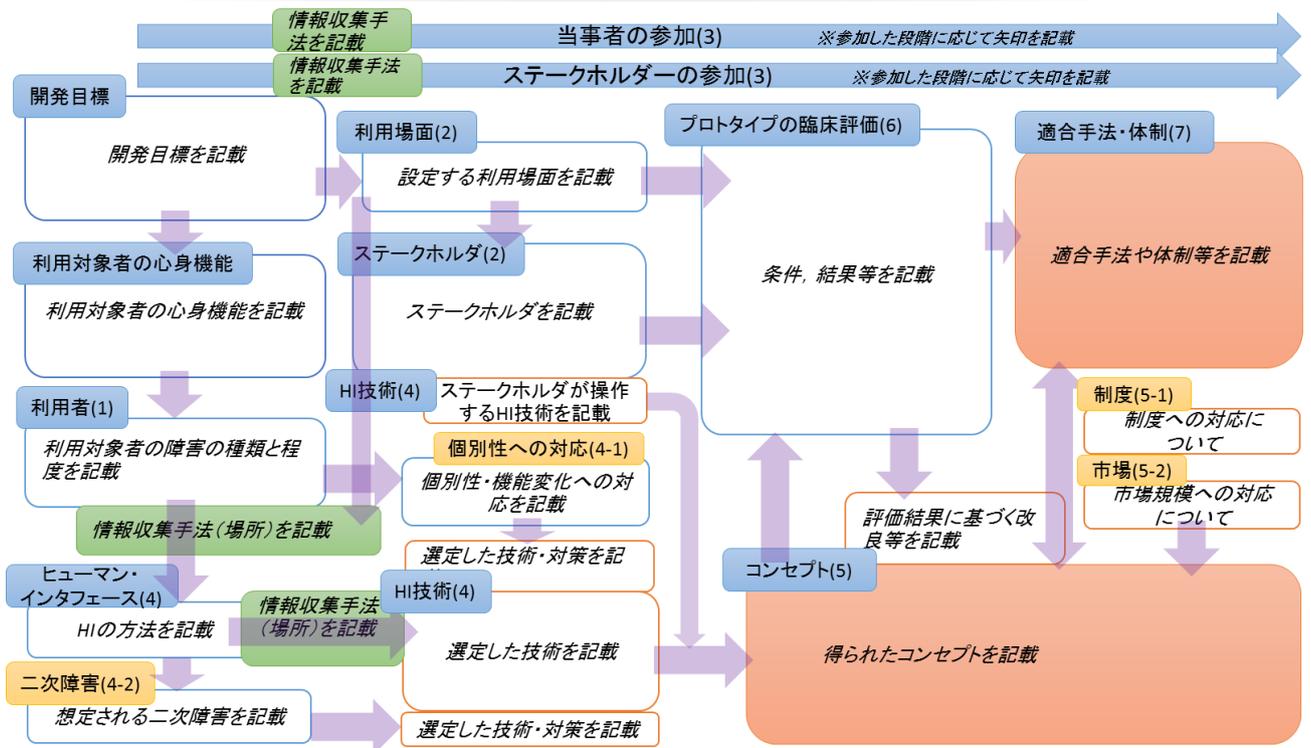
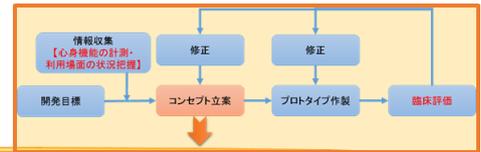


図 3-18 福祉機器開発におけるコンセプト立案シート

## 4. 小括

本章では、第2章の開発事例から抽出された福祉機器開発プロセスにおける課題について、国リハ研にて開発された10例の福祉機器をもとにワークショップ形式での議論を行い、より一般的な課題として顕在化されたボトルネックを示し、さらにその解決策を抽出した。これらの点について、企業における食事支援ロボットの開発に関する調査を実施し、比較検討を行ったところ、多くの部分については共通点がみられることが確認できた。ただし、商品化のプロセスは国リハ研の事例に比べて、スムーズに進められており、この段階は企業の力に影響されることも示された。これらの結果を基に、福祉機器開発を促進するための社会環境も含めた包括的な枠組みを構築した。この枠組みでは、コンセプト立案に多くの注意点が存在すること、臨床評価が重要であることが指摘された。

以上の結果をふまえ、本研究では特にコンセプト立案に焦点を絞り、そのためのプロセスと指針を提案することとした。前述の包括的な枠組みで示された注意点から、福祉機器開発に特有な要件

項目と、未定義の要件を導出する手法を整理することで、プロセスおよび指針に盛り込む事項を抽出した。コンセプト立案プロセスでは、情報収集、プロトタイプ作製、臨床評価を含んだプロセスとし、臨床評価に基づいたフィードバックの経路も加え、その繰り返しにより適切な福祉機器のコンセプトを導出するものとして提案した。また、障害のある利用者が想定されるため、一般製品の開発に比べて、ヒューマン・インタフェース決定に必要な情報が不足していることも指摘し、そのための情報収集手法やツールについても言及した。コンセプト立案指針は、7項目から成り、対象者、利用場面、ステークホルダを設定し、開発の早い段階から障害当事者およびステークホルダの参加を実践することと、利用場面での情報収集や開発の実践を基本とした。さらに、ヒューマン・インタフェースおよびコンセプトの構築には、対象者の個別性や機能変化、二次障害、給付制度、小さい市場規模といった非機能要件項目を記述し、開発機器の主たる機能以外の重要な要件を見落とさず考慮できるよう配慮した。さらに、提案したコンセプト立案プロセスおよびコンセプト立案指針を実践する際の支援ツールとして、その流れを可視化したコンセプト立案シートを提案した。

本章で提案した福祉機器の開発促進のための包括的な枠組みは、機器開発プロセスのみではなく、社会で備えるべき基盤や手法、考え方を示しており、同分野の包括的な取り組みを立案する際に役立つことが期待できる。また、コンセプト立案プロセス、コンセプト立案指針、コンセプト立案シートは、実際の福祉機器開発事例を基に構築されたものであり、実践的な機器開発で役立つ手法およびツールとなることが期待できる。次章では、その実践例を示し、有用性を確認することとする。

### 第3章の参考文献

- 3-1) 塚田敦史, 井上剛伸, 数藤康雄, 相川孝訓, 廣瀬秀行, 田村徹, 伊藤和幸, 石濱裕規, 青木慶, 横田恒一, 二瓶美里. 福祉機器開発におけるボトルネックとその解決策 (福祉機器開発事例の検証). 日本機械学会論文集 (C編). 2002, vol.68, no.675, p.3439-3446.
- 3-2) 井上剛伸, 廣瀬秀行, 数藤康雄. 重度脳性麻痺者を対象とした頭部操作式電動車いすの開発. バイオメカニズム. 1994, vol. 12, p. 303-314.
- 3-3) 井上剛伸. 重度障害者を対象とした福祉機器開発 —頭部操作式電動車いすを事例として—. 設計工学. 2001, vol. 36, no.2, p. 53-57.
- 3-4) 坂尻正次, 渡辺哲也, 岡田伸一, 影近英孝, 荻野昭二, 河合俊宏, 木之瀬隆, 下平智宏, 廣瀬秀行, 八藤後猛, 山本武人. オフィス車いすの開発とその評価. 障害者職業総合センター研究紀要. 1999, vol. 8, p. 69-77.

### 第3章 福祉機器開発の包括的枠組みとコンセプト立案プロセス・指針の提案

- 3-5) 井上剛伸, 廣瀬秀之, 今泉寛. 高齢障害者用車いすブレーキかけ忘れ防止装置. 人間工学. 1996, vol. 32, no. 4, p. 183-188.
- 3-6) 廣瀬秀行, 相原みどり, 木之瀬隆. “車いす自力走行が可能な高齢者に適したいすの開発.” 第10回リハビリ工学カンファレンス講演論文集. p. 153-156
- 3-7) 廣瀬秀行, 数藤康雄, 藤田博暁, 今泉寛, 長谷川隆. “分離可能ベッドの開発(Ⅲ).” 第5回リハビリ工学カンファレンス講演論文集. 1990, p. 77-80.
- 3-8) 伊藤和幸, 数藤康雄. MS-DOS上で稼働する走査入力式ワードプロセッサ用ソフトウェア. 国リハ研究紀要. 1992, vol. 13, p. 57-63.
- 3-9) 数藤康雄, 佐々木忠之. 光入力式キーボードの改良とその使用結果. 国リハ研究紀要. 1989, vol. 10, p. 115-119.
- 3-10) 伊藤和幸, 数藤康雄, 伊福部達. 重度肢体不自由者向けの視線入力式コミュニケーション装置. 電子情報通信学会論文誌. J83-DI. 2000, vol. 5, p. 495-503.
- 3-11) 石濱裕規, 安藤雅明. “随意運動に選択的応答する操作スイッチの開発.” 第13回リハビリテーション工学カンファレンス講演論文集. 1998, p. 35-38.
- 3-12) 石濱裕規. “ジャイロマウス咬合型を用いた高位頸椎損傷者への入力支援.” 第15回リハビリテーション工学カンファレンス講演論文集. 2000, p. 323-326.
- 3-13) 井上剛伸, 廣瀬秀行, 塚田敦史, 石濱裕規, 数藤康雄, 清水健, 関寛之. 電動車いすシミュレータの活用事例 —リアリティ獲得のためのVR技術—. 日本バーチャルリアリティ学会論文誌. 2001, vol.6, no.3, p.203-209.

# 第4章 福祉機器開発の実践例にみる コンセプト立案プロセス・ 指針の有用性

---

## 1. 本章の目的

本章では、第3章にて提案したコンセプト立案プロセスおよびコンセプト立案指針に基づき、開発機器の対象者および利用場面の異なる福祉機器開発の実践例を示し、それらの事例を通して提案した手法の有用性を確認することを目的とする。有用性の確認の項目としては、加藤ら<sup>4)</sup>が複雑系システムの新たな開発手法の評価で着目したQCD（Quality:開発対象の品質，Cost:開発コスト，Delivery:開発期間）を参照することとした。本研究では、QCDのうちの品質（Q）として、コンセプト得られたコンセプトの妥当性を確認項目として設定した。ここでは、得られたコンセプトが設定した利用者および利用場面において効果的に利用できるかどうかを、臨床評価の結果および既存の類似する福祉機器のコンセプトとの違いを基に評価する。また、QCDのうちのコスト（C）と期間（D）については、これら2つをまとめて開発効率への効果として確認項目を設定した。ここでは、コンセプト立案にかかる期間や、コンセプト立案後の企業を主体とした製品化における期間・プロセスについて評価することとした。

本章で示す実践例は、以下の3事例である。

- ①重度障害者を対象とした電動車椅子の開発
- ②高齢障害者を対象とした車椅子ブレーキかけ忘れ防止装置の開発
- ③物忘れのある高齢者を対象とした情報支援ロボットシステムの開発

ここで、①は重度障害を対象とした個人利用の福祉機器、②は中等度障害を対象とした施設利用の福祉機器、③は軽度障害を対象とした地域利用の福祉機器であり、それぞれ対象と利用場面の異なる事例である。

## 2. 重度障害者を対象とした電動車椅子の開発 4-2)

### 2.1. 開発概要

既存の電動車椅子の操作が困難な重度脳性マヒ者および重度筋ジストロフィ患者を対象として、自立移動を実現する電動車椅子の開発を行った。開発チームは、福祉機器を専門とする研究者（著者）および理学療法士1名に加えて、産業技術総合研究所および東京大学工学部にてヒューマン・インタフェース技術の研究を実施している研究者4グループ、8名を主たるメンバーとして構成した。開発プロジェクトの期間は3年間であった。

本開発では、特徴の異なる障害当事者4名を最初の段階で研究協力者として設定し、その個人に合わせた機器開発を実施した。利用フィールドは在宅および屋外であり、ステークホルダは当事者および家族であった。

コンセプト立案のための情報収集では、身体状況、生活状況、利用場面の希望、身体機能、電動車椅子の専門知識等を、インタビュー、実地調査、計測、シミュレータを利用することで取得した。利用した技術は、音声認識、ジェスチャ認識、筋電検出、力覚検出であり、それぞれを活用した4機種 of 電動車椅子を開発した。いずれの機種についても想定する利用場面にて、臨床評価を行いその結果に基づいて、コンセプトを決定した。

### 2.2. 対象の選定

指針 1) 開発目標に基づき、対象者の障害の種類および程度を設定する。

本事例では、電動車椅子の一般的な操作入力装置であるジョイスティックの利用が困難な重度障害者を対象として設定し、利用可能な電動車椅子の開発を目標とする。この事例では、個人利用を想定したため、個人のニーズや身体状況、生活状況に合わせて個人向けの機器として開発を進めることとした。そのため、具体的な協力者をステークホルダとして設定し、その協力者の状況に合わせて、開発を進めることとした。

対象者は、身体運動の制御と発揮できる力の二つの観点から設定することとした。運動の制御に問題のある代表的な障害として、脳性マヒをあげることができる。脳性マヒは、“受胎から新生児期（生後4週以内）までの間に生じた脳の非進行性の病変に基づく永続的な、しかし変化する運動及び姿勢の異常”と定義される<sup>43)</sup>。アテトーゼ型と痙直型が代表的であり、アテトーゼ型では意図しない運動である不随意運動が生じ、重度のものは四肢・体幹の運動コントロールが困難になる。発語の可能な者は比較的多いが、その発声は不明瞭となる傾向がある。

一方、発揮できる力に問題が生じる障害の代表例として、筋ジストロフィをあげることができる。筋ジストロフィは、“筋の変性・壊死を主病変とし、進行性の筋力低下をみる遺伝性疾患である”と定義されている<sup>44)</sup>。最も多いのがデュシャンヌ型、ベッカー型で、両者で筋ジストロフィの約半数を占める。麻痺は下肢から上肢へと進行し、さらには呼吸筋の麻痺を生じる。上肢の麻痺では、近位から遠位へ進行することが多く、指の運動が残るケースが多い。

以上のように、本研究では、運動の制御の問題を生じる脳性マヒと、筋力の低下が進行する筋ジストロフィを対象とする。対象は、下肢の麻痺とともに、上肢の麻痺も生じ、通常のジョイスティックの操作が困難なレベルとした。

リクルートの結果、開発協力者として、脳性マヒ者2名、筋ジストロフィ患者2名を選定し、開発プロジェクトへの協力を得ることとした。協力者の属性を表4-1に示す。

協力者Aは、四肢の随意運動はほとんどなく、日常生活動作（以下、ADL）は全介助である。発語は可能であるが不明瞭である。週3日はグループホームで生活し、残りは自宅での生活である。電動車椅子への期待は大きく、休日の公園での散歩や地域の運動会への参加を希望していた。“あ”という発声により、スキャン式意思伝達装置を操作し、作業所にて会報を作成する作業を行っていた。

協力者Bも、四肢の随意運動はほとんどないが、頸部運動の随意性がみられ、発声は可能であるが、発語は不可能である。ADLは全介助である。施設に入所しており、休日の公園での散歩に電動車椅子を利用したいという希望があった。頭部で左右のスイッチを押すことで、スキャン式意思伝達装置を使用している。

協力者Cは、上肢、下肢の筋肉はほぼ麻痺し、ADLは全介助である。手指によるスイッチ操作は不可能であるが、両手母指屈曲筋には活動がみられる。過去にジョイスティック式の電動車椅子の使用経験はあるが、上肢の機能低下のために現状では操作が困難となり、移動は全介助で行っていた。筋ジストロフィ上肢機能障害程度（9段階法）では、適用外である。在宅生活であり、買い

表4-1 開発協力者の属性

ID	性別	年齢	疾患名
A	女	38	アテトーゼ型脳性マヒ
B	女	29	混合型脳性マヒ
C	男	25	デュシャンヌ型筋ジストロフィ
D	男	19	ベッカー型筋ジストロフィ

物などの外出時での使用への希望がある。

協力者 D は、下肢の筋力は麻痺しているが、支えがあれば立位の保持は可能である。上肢は、筋ジストロフィ上肢機能障害程度（9段階法）で6レベルである。在宅で、大学に通学しており、大学内ではジョイスティック式の電動車椅子を利用しているが、最近上肢機能の低下がみられ、長時間の使用が困難となっている。手指の変形や拘縮は無く、残存筋力もある。

### 2.3. 利用場面の想定とステークホルダの設定

指針 2) 設定した対象者の生活状況に関する情報を収集し、開発機器の利用場面および機器の利用に関係するステークホルダを設定する。

協力者 A のニーズから、公園での散歩や、障害者が参加する地域の運動会への参加を利用場面として想定することとした。利用場所は、散歩については自宅の近くに大きな公園があり、そこでの移動を想定し、運動会は地域の社会福祉協議会が主催するものが開かれ、その開催場所である公園のグラウンドが利用場所となる。これらを利用場面として設定した。いずれもある程度限定された使用場面であり、完全に自立した移動ではなく、主に家族を介助者として、一緒に移動する事を想定し、ステークホルダとして両親を設定することとした。

協力者 B のニーズでは、公園の散歩が挙げられたため、これを利用場面として想定した。公園は、自宅の近くに大きな公園が有り、それを利用場面として設定した。こちらも限定された使用場面であり、家族を介助者とした移動を想定することとし、ステークホルダとして、両親を設定することとした。

協力者 C のニーズは、買い物をしたいということが挙げられており、これを利用場面として想定する事とした。利用場面は、電動車椅子の走行が可能である程度広さの確保された大型量販店とした。過去に、電動車椅子の利用経験もあり、介助者の同伴しない完全な自立移動を目指すこととした。ただし、移乗等では家族が介助するため、ステークホルダとして主たる介助者である母親を想定した。

協力者 D は、大学内での使用を希望しており、これを利用場面として想定する事とした。利用場面は、実際に通学している大学を設定した。移動は大学内での一人での移動を実現することを想定した。ステークホルダは、大学関係者および、移乗等での家族の介助が必要となるため主たる介助者である母親を設定した。

## 2.4. 当事者およびステークホルダの参加

指針3) 設定した障害当事者の開発プロセスへの参加を実践する。障害当事者の全てのプロセスへの参加が難しい場合には、主要なステークホルダの参加を実践する。

今回の開発では、新たなインタフェースを構築する必要があるため、当事者参加は必須であった。そこで、これまでに示した協力者A~Dの4名、およびそれぞれから得られたステークホルダに開発への参加を依頼し、承諾を得た。当事者およびステークホルダは、情報収集の段階から、臨床評価に至るプロセス全体で、開発に参加した。ただし、協力者Dは体調不良のため、臨床評価の途中までの参加となった。

## 2.5. 利用者の機能に適したヒューマン・インタフェースの構築

指針4) 設定した対象者の障害の種類および程度に応じて、ヒューマン・インタフェースに用いる技術を決する。その際、必要に応じて、利用者の心身機能と技術のマッチングのための計測を行う。計測は、想定する対象者の生活場面にて行う事が望ましい。また、以下の非機能要件を考慮する。

- 4)-1 対象者の個別性や心身機能の変化に対応するために、ヒューマン・インタフェースのモジュール化やパラメータ調整などの機能を実現する技術を付加する。
- 4)-2 設定した対象者の障害の種類および程度をふまえて、開発機器の利用に伴う二次障害の危険性を把握し、その対策を講じる。

### (1) ヒューマン・インタフェースの構築

電動車椅子のジョイスティック操作では、その倒す方向と倒す角度の2自由度を利用して、走行速度と回転半径を調整する<sup>4)5)</sup>。また、市販の電動車椅子の中には、前進・後退・左折・右折・停止に対応するスイッチ入力により、操作を可能とするものも存在する。今回開発する電動車椅子では、ジョイスティックの使用が困難な者を対象とするため、後者の5種類の入力により電動車椅子を操作する事を想定し、それに対応したヒューマン・インタフェースを構築する事とした。

協力者Aでは、不明瞭ではあるものの発話が可能であった。“あ”という発声は意思伝達装置の入力に使用できており、ある程度タイミング良く発声することが可能である。また、事前に“まえ”、“みぎ”、“ひだり”、“こうたい”の指示を出すことができるかどうかの確認を行ったところ、指示が可能であった。以上より、電動車椅子の走行に必要な、直進、右折、左折、後退、停止の5つの入力

を音声により行うこととした。協力者 A のヒューマン・インタフェースでは、音声認識技術の活用を検討した。音声認識技術では、100%の認識率を確実に実現することは難しいのが現状である。しかし、今回の利用場面では、介助者を同伴することを基本としており、その点を考慮した上で採用可能な技術であると判断した。協力者の発語は、アテトーゼ型脳性マヒ者に特有の不明瞭なものであり、既存の音声認識技術での認識は困難であった。発語の特徴としては、構音障害による発音の不明瞭さに加えて、音声のばらつきが大きいことが考えられる。そこで、健常者の音声モデルを基にした既存の音声検出・認識では限界があるため、対象者の発語を基に、認識用の音声モデルおよび発音辞書を構築することとした。また、屋外での走行を想定するため、雑音の除去も必要となる。そのために、マイクアレイを用いた音源定位技術を採用し、操作者の顔位置から外れた方向を音源とする音は雑音として除去することとした。

協力者 B については、頭部でスイッチを押すことで、意思伝達装置を操作していることに着目した。その動きは、頸部運動の随意性により実現しており、頭部の動きをとらえて、操作につなげるヒューマン・インタフェースを構築することとした。協力者 B のヒューマン・インタフェースでは、頭の動きをとらえる技術が必要となる。そのためには、頭部に何らかのセンサを取り付け、その運動を計測する方法が考えられるが、脳性マヒ者を対象とした場合、頭部や上肢等の不随意運動のために、取り付けたセンサのずれや、外れといったトラブルが考えられる。そこで、非接触の運動計測を目指すこととし、ステレオカメラによる画像認識技術を活用することとした。ただし、電動車椅子の操作を考慮し、邪魔にならない位置にカメラを配置することを条件とした。

協力者 C では、右手、左手の母指筋の活動に随意性が見られ、それに着目し筋肉の活動を検出することで操作につなげるヒューマン・インタフェースを構築することとした。協力者 C のヒューマン・インタフェースでは、左右の母子屈筋群の筋活動を検出する技術が必要となる。筋活動をとらえる方法には、筋電計測技術の活用が考えられる。筋電を検出して義手や電動車椅子を操作する研究は行われているが、今回の対象では筋ジストロフィにより低下した筋活動をとらえる必要がある。また、手掌部の発汗量の多い部分の筋電を検出しなければならない点と、実用的な場面での使用を考慮し、汗に強い電極が必要となる。以上から、既存の電極を使用するのではなく、容量結合型筋電センサの開発を行うこととした。

協力者 D では、上肢の筋力低下によりジョイスティックでの電動車椅子の操作が難しくなっているものの、手指の変形はなく、全ての手指について屈曲が可能である事から、その筋力に着目しスイッチを押すことで、操作を実行することとした。ただし、通常の ON/OFF スイッチでは速度調整が困難になったり、旋回半径が一定になったりと、電動車椅子の走行特性に制限がでることから、スイッチの押力を検出し、それに対応して走行することで、走行性能を向上することとした。協力者 D のヒューマン・インタフェースでは、手指の屈曲の際の力を検出する必要がある。指先の力を

検出する方法としては、圧力センサなどを用いた押力の計測が考えられる。筋ジストロフィにより低下した、弱い押力の検出を可能とするために、圧力センサを用いた検出装置の開発を行うこととした。その際に、各指の押力を発揮しやすいような形状を工夫するとともに、電動車椅子の走行時の圧力センサへの外乱を除去する技術も開発することとした。

ヒューマン・インタフェースに関する技術の選定については、協力者のそれぞれの機能について計測を行いつつ、機器の仕様を決定していくプロセスを踏んだ。また、評価と改良の繰り返しも実施し、システム全体の臨床評価の他に、ヒューマン・インタフェース部分の臨床評価と改良のループも実行した。

## (2) 個別性や機能変化への対応

電動車椅子のヒューマン・インタフェース部分として、操作入力部と座位保持部の2点が重要となる。本システムでは、それぞれについてモジュール化し、個別適合に対応することとした。また、筋ジストロフィでは症状の進行による身体機能変化や、服薬の状況による月内での身体機能変化が協力者C、Dから指摘された。筋電検出や力覚検出では、それに対する対応も行うこととした。電動車椅子では、利用者の操作能力にあわせて走行速度も個別に設定することが重要である。そのため、その点も考慮することとした。

### 1) 操作入力部

重度障害者を対象とした市販の電動車椅子では、前進、後退、右折、左折の4点の接点信号を用いて操作する方式が提案されている<sup>4)5)</sup>。本電動車椅子システムにおいても、この方式で操作入力部と電動車いすの制御部とを接続し、それぞれの操作入力システムをモジュールとして入れ替え、個々の対象者に対応できるよう配慮した。これにより、市販の電動車椅子を改造せずに、接続も可能となる。ただし、力覚入力式電動車椅子については、力の大きさに比例して速度や回転半径を設定するシステムとするため、駆動システムに左右の車輪の回転数に対応した電圧信号を入力することでモジュール化を行い、改造により対応することとした。

筋ジストロフィの身体機能の変化への対応としては、筋電検出、力覚検出の検出感度についてパラメータ調整を可能とし、月内変動やある程度の症状進行に対しては対応できるような機能を設定した。また、それでは対応できないような身体機能の変化に対しては、操作入力部のモジュールを変更することで、対応ができるよう配慮を行った。

### 2) 座位保持部

座位保持部は、市販のモジュール型座位保持クッションおよび座位保持バックサポートを使用することとした。そのため、電動車椅子本体には、クッションを支持する座面と、バックサポートを

支持する支柱を取り付けることとした。また、重度障害者を対象とすることから、リクライニング機能およびティルト機能を有することとした。

### 3) 走行速度の調節

電動車椅子では、操作能力にあわせて走行速度を調節することで、安全な操作を実現することが可能となる。また、狭い場所や人混みなどでは走行速度を遅くするなど、走行環境との調整においても速度調節機能が重要となる。通常のジョイスティック形の電動車椅子では、ジョイスティックで速度調整をすることができるが、今回開発する電動車椅子では、重度障害者が操作するために走行中に速度調整する機能は有していない。そこで、今回開発した電動車椅子本体には、本人もしくは介助者が走行速度を設定できる機能を付加し、個別対応や身体状況の変化に対応できるように考慮した。

### (3) 二次障害への対策

今回対象とした重度の脳性マヒと筋ジストロフィでは、共通した二次障害として、体幹の変形と褥瘡を考慮する必要がある。体幹の変形は、座位保持能力の低下が原因であり、それらを支援する座位保持装置の導入が必要となる。また、褥瘡は運動機能の障害により、座り直しや体重移動が困難になることが原因である。脳性マヒや筋ジストロフィでは、臀部の皮膚感覚は保たれている場合が多いため、感覚麻痺のある障害に比べると、重症化の可能性は少ない。しかし、一旦傷ができると、痛みを伴うため、車椅子への乗車が困難になり、生活への支障を来す可能性がある。重度障害者の座位保持装置や褥瘡予防用具は、介助用手動車椅子の使用においてノウハウが蓄積されている<sup>4・5)</sup>。それらに従い、適切な対応を行うこととする。

脳性マヒでは、頸部筋の長年の異常緊張により上肢、下肢の筋活動の麻痺がおこる頸椎症が指摘される。また筋ジストロフィでは、残存筋の酷使による筋疲労や損傷なども指摘される。これら2つへの対応としては、頸椎症に対してはヘッドサポートの設置、筋疲労に対しては無理な動作姿勢の排除といった負担軽減策が考えられる。

## 2.6. 利用状況の明確化とコンセプトの構築

指針5) 利用場面を想定した上で、コンセプトを構築する。その際、以下の非機能要件を考慮する。

5)-1 開発機器に関連する給付制度等の情報を収集し、その範囲に含まれる機器とするか否かを決定する。

5)-2 市場規模に関する情報を収集し、選定した技術およびコンセプトについて、小さい市場規模に対応できるよう、適宜見直しを行う。

### (1) 制度の考慮

電動車椅子は、補装具費支給制度にて給付される種目に含まれている。しかし、今回開発を行うような特別なインタフェースを有する電動車椅子は、給付基準内には入っておらず、給付される場合には特例補装具扱いとなる。したがって、補装具費支給制度の給付に則り、利用に至る流れを想定することとする。また、特例補装具では公定価格の設定はされておらず、制度に基づく価格の設定はこの段階では行わないこととする。

### (2) 市場規模の考慮

電動車椅子ジョイスティック形の市場規模については、年間約 6,000 台の出荷台数となっている<sup>46)</sup>。しかし、特例補装具の決定件数は年間 165 台（平成 28 年度）であり<sup>47)</sup>、今回のような重度障害者を対象とした電動車椅子の利用者は限られているため、市場規模はさほど見込めない。対処としては、ヒューマン・インタフェース部のモジュール化により、既存の電動車椅子にオプションとして取り付けられる配慮を行うこととした。しかし、市場規模は非常に小さいため、商品化の際には、このような小さい市場を扱うことができる企業と連携する等の配慮が必要となる。

### (3) コンセプトの構築

前述の 4 名の開発協力者を対象として、それぞれに適した電動車椅子のコンセプトを構築することとした。以下にコンセプトをまとめるとともに、図 4-1 にそれぞれのコンセプト図を示す。

#### 1) 音声入力式電動車椅子

対象者は、不明瞭ではあるが前後左右及び停止の指示に必要な指令の発話が可能なアトーゼ型脳性マヒ者（研究協力者 A）である。

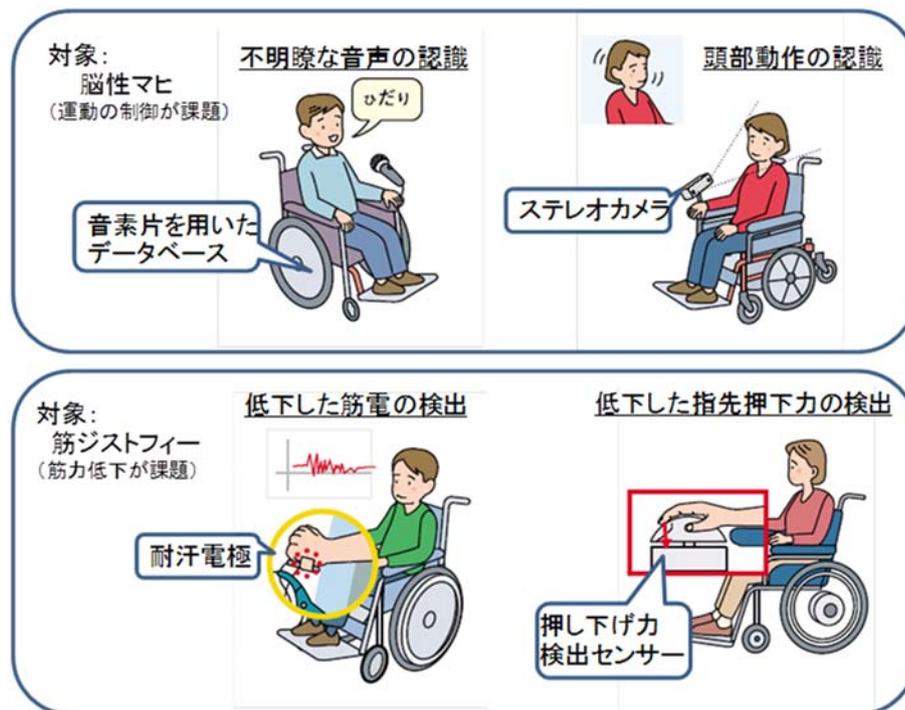


図 4-1 開発する電動車椅子のコンセプト<sup>4-2)</sup>

利用場面としては、近隣の公園での利用や地域の運動会への参加を想定し、介助者が同伴して走行することとした。そのため、利用フィールドとしては公園等の安全な屋外環境を設定し、ステークホルダとしては介助を行う家族を設定した。介助者は移乗の際の介助を行う役割も有する。

ヒューマン・インタフェースでは、音声による指令を採用し、“あ”、“まえ”、“みぎ”、“ひだり”、“こうたい”により、それぞれの走行に関する操作を行うこととした。

そのための技術として、対象者の発声に基づく音声モデルを構築し、音声認識エンジンを開発する事とした。あわせて、マイクアレイと音源定位技術による、雑音除去機能も開発することとした。

電動車椅子本体は既存の車体を利用し、二次障害への対応として、ヘッドサポート、座位保持装置、褥瘡予防用クッション、座位変換機能を搭載することとした。

ヒューマン・インタフェースとなる音声認識操作部及びヘッドサポート、座位保持装置、褥瘡予防用クッションはモジュール化し、個別性への対策として、特徴の異なる他者の利用への配慮を施した。

介助者による移乗を想定し、アームサポートの跳ね上げ機能を設置する事とし、さらに同伴する介助者が、走行中の危険を回避できるよう、リモートコントロール装置も取り付けることとした。

## 2) ジェスチャ入力式電動車椅子

対象者は、頸部運動に随意性のみられる混合型脳性マヒ者（研究協力者 B）である。

利用場面としては、近隣の公園での利用を想定し、介助者が同伴して走行することとした。そのため、利用フィールドとしては公園等の安全な屋外環境を設定し、ステークホルダとしては、介助を行う家族を設定した。

ヒューマン・インタフェースでは、頸部の左右の回旋および屈曲による頭部の動きにより、直進、右折、左折、停止の4つの操作を行うこととした。

そのための技術として、非接触で頭部の動きをとらえるために、ステレオカメラによる画像認識技術（ジェスチャ認識技術）を開発することとした。ステレオカメラの設置にあたっては、操作や移乗の邪魔にならない位置を設定することとした。

電動車椅子本体は既存の車体を利用し、二次障害への対応として、ヘッドサポート、座位保持装置、褥瘡予防用クッションを搭載することとした。

ヒューマン・インタフェースとなるジェスチャ認識装置、ヘッドサポート、座位保持装置、褥瘡予防用クッションはモジュール化し、個別性への対策として、特徴の異なる他者の利用への配慮を施した。

同伴する介助者が、走行中の危険を回避できるよう、リモートコントロール装置も取り付けることとした。

### 3) 筋電入力式電動車椅子

対象者は、両手母指屈曲筋群に筋活動のみられるデュシャンヌ型筋ジストロフィ患者（研究協力者C）である。

利用場面としては、ショッピングモールやスーパーマーケット内での自立移動を想定し、利用フィールドとしては屋内ではあるが一般の人が往来する場所を設定し、ステークホルダとしては、移乗を介助する家族を設定した。

ヒューマン・インタフェースでは、右手、左手の母指筋の活動の随意性に着目し、筋肉の活動を検出することで操作につなげることとした。

そのための技術として、発汗等による皮膚の状態の変化にも強靱な容量結合型筋電センサを開発することとした。

電動車椅子本体は既存の車体を利用し、二次障害への対応として、ヘッドサポート、座位保持装置、褥瘡予防用クッション、座位変換機能を搭載することとした。

ヒューマン・インタフェースとなる筋電検出装置、ヘッドサポート、座位保持装置、褥瘡予防用クッションは、モジュール化し、他者の利用に対する対応を施した。また、筋電検出装置では、閾値の設定が容易にできるような機能を有し、筋電出力変化への対応を可能とした。

介助者による移乗に配慮し、アームサポートの取り外しが可能な車体を選択した。

## 4) 力覚入力式電動車椅子

対象者は、手指の屈曲が可能なベッカー型筋ジストロフィ患者（研究協力者 D）である。

利用場面としては、大学内での自立移動を想定し、利用フィールドとしては通学する大学の校舎内を設定し、ステークホルダとしては、移乗を介助する家族および大学関係者を設定した。大学での環境調査を実施し、利用が想定される場所では走行に大きな障害となる段差や狭い廊下はないことを確認した。

ヒューマン・インタフェースでは、筋力が比較的強い右手での操作を想定し、中指での押力により直進、示指の押力により左折、薬指の押力により右折を行い、各指の押力がない状態では停止することとした。

そのための技術として、マウス状の操作入力装置を開発し、圧力センサによりそれぞれの押力を検出することとした。また、操作入力装置の全体に係る六軸力を計測するセンサを取り付け、段差の乗り越え等により発生する圧力センサへの外乱を除去するアルゴリズムも搭載することとした。

電動車椅子本体は既存の車体を利用し、二次障害への対応として、ヘッドサポート、座位保持装置、褥瘡予防用クッション、座位変換機能を搭載することとした。

ヒューマン・インタフェースとなる力覚入力装置、ヘッドサポート、座位保持装置、褥瘡予防用クッションは、モジュール化し、他者の利用に対する対応を施した。また、力覚入力装置の感度は、容易に変更可能とし、押力の変化への対応を可能とした。

介助者による移乗に配慮し、アームサポートの取り外しが可能な車体を選択した。

## 2.7. プロトタイプの作製と臨床評価

指針 6) プロトタイプを作製し、臨床評価によりコンセプトの修正を行う

### (1) プロトタイプの作製

#### 1) 音声入力式電動車椅子 (4-8,4-9,4-10,4-11)

対象とする脳性マヒ者の不明瞭な音声の要因を、以下の3点として整理した。

- ① 音声の特徴量や時間的变化パターンが健常者の発音と隔たりが大きいこと
- ② 不要音や無音の挿入が起こりやすいこと
- ③ 安定した発音が困難で変動が大きいこと

これらへの技術的な対応策として、それぞれの要因に対応して以下の3点を決定した。

- ① 音声認識モデルのパラメータの話者適応化を行うとともに、少ないサンプルから効率的にパラメータを推定できる HMNet(Hidden Markov Net)<sup>4-12)</sup>を採用した。
- ② 音素よりも細かい音素片に基づく中間符号系を用いた認識用音声モデルを構築した。
- ③ カーネル空間内で、音声の特徴をモデル化するデータマイニング手法を採用した<sup>4-8)</sup>。

また、音声モデル構築のための音声サンプル収集では、通常行われる文書の読み上げではなく、開発した音声認識エンジンをロボット玩具に接続し、音声でその玩具を操作する実験を行った。これにより、電動車椅子の操作に近い状況の音声サンプル収集および対象者の発声変動に対応する発声辞書の構築を可能とした。さらに、電動車椅子の操作では、雑音の除去が重要になる。それに対して、音源定位技術を導入することとした。アームサポートの先端に、左右4個ずつのシリコンマイク (Knowels Acoustics 社製 SPM0103ND3-C) をハの字状に配置し、操作者の頭部付近から発生する音源以外を除去することとした。

図 4-2 に構築したシステムを示す。操作は、対象者が発語しやすい言葉を選択し、“まえ”で前進、“みぎ”で右折、“だり”で左折、“こうたい”で後退、“あ”で停止の5種類の発語によりそれぞれの方向に電動車椅子が走行することとした。

## 2) ジェスチャ入力電動車椅子<sup>4-13)</sup>

システムを構築する際に配慮すべき、対象者の頭部動作の特徴を以下の2点に整理した。

- ① ヘッドサポートに頭部をつけた座位姿勢をとることが多く、カメラでは顔の斜め下側を写すことになる。
- ② 口を開けたり舌を動かすなどの不随意運動があり、顔の状況が変化する。

これらを解決するために、階層的なジェスチャ認識処理と学習型の頭部姿勢推定手法を採用することとした。認識処理として、静止画における「顔向き角度の推定」と、複数フレームの情報を用いた「顔向き方向の決定」、さらに動画における「頭部ジェスチャ認識」の3階層を行った。「顔向き角度の推定」は、事前に角度データと画像データを学習させた静止画モデルを用いる。「顔向き方向の決定」では、静止画から推定した角度の結果とカメラから顔までの距離を用いて、



図 4-2 音声入力式電動車椅子<sup>4-2)</sup>

閾値判定を行うことにより、顔の方向（正面，右，左，下向き）を決定する。さらに、動画における認識において、状態遷移図を作成することにより、方向の誤推定を修正することができる。

また、画像認識技術の電動車椅子での活用において、背景や照明変動に対するロバスト性も重要である。本システムでは、カメラとの距離情報を用いて、顔画像のみを抽出、認識することにより、それらの外乱の影響を低減できた。

図 4-3 に構築したシステムを示す。走行操作は、正面で前進、右向きで右折、左向きで左折、下向きで停止とした。

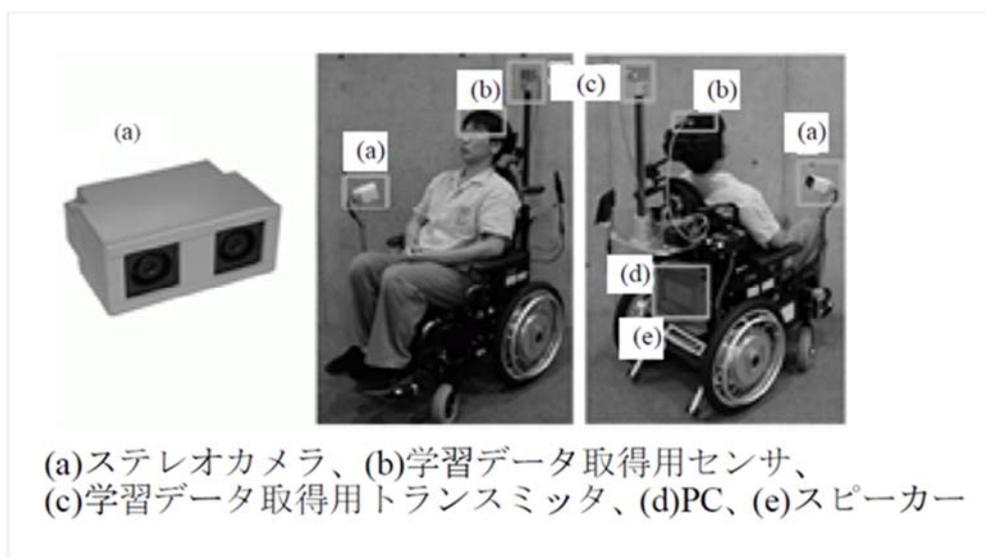


図 4-3 ジェスチャ入力式電動車椅子<sup>4-2)</sup>

### 3) 筋電入力式電動車椅子 4-14,4-15,4-16)

筋ジストロフィ患者が使用する筋電入力電動車椅子の技術的課題を以下の4点に整理した。

- ① 発汗による皮膚の湿り具合に筋電データが影響を受ける。
- ② 通常の筋電計測に必要な皮膚の前処理は、電動車椅子の使用目的では、煩雑で困難である。
- ③ 筋活動の持続は難しい
- ④ 微弱な筋電信号の計測には電氣的なノイズが混入しやすい。

①、②の問題を解決するために、容量結合型の筋電センサを開発した<sup>4-14,4-15)</sup>。これにより、湿気によるノイズや筋電信号のレベルの変化に対応することが可能となった。

また、③に関しては、筋活動量に応じた信号をそのまま電動車椅子に使用するのではなく、ON/OFF信号に変換する方式とした。ここで、ONになる閾値を大きく設定し、OFFになる閾値を小さく設定することで、長い時間安定してON状態を保持しやすくした。

④に関しては電氣的ノイズが混入した際にみられる、継続的な高出力電圧をとらえ、電動車椅子を停止することとした。

図4-4に構築したシステムを示す。操作は、2チャンネルの筋電信号を用い、以下のように設定した。

- ・右 ON, 左 ON : 前進
- ・右 ON, 左 OFF : 右折
- ・右 OFF, 左 ON : 左折
- ・右 OFF, 左 OFF : 停止



図4-4 筋電入力式電動車椅子<sup>4-2)</sup>

#### 4) 力覚入力式電動車椅子<sup>4-17)</sup>

対象とする筋ジストロフィ患者の特徴を以下のように整理した。

- ① 指先の押力を測定したところ、健常者の1/7程度であった。
- ② 指先の可動域が確保されないため、狭い範囲での操作しかできない。
- ③ ジョイスティック式電動車椅子を現在使用していることから、開発する車椅子の走行性能の低下は好ましくない。

①、②の課題を解決するために、図4-5に示すマウス型の入力装置を試作した。スイッチを母指、示指、中指の位置に配置し、その下に感圧シートを設置して、押力を測定することとした。

③の課題を解決するために、ON/OFF信号ではなく、押力に応じて速度および回転半径を変化できる入力システムとした。すなわち、前進力覚センサを弱く押すと低速での前進、強く押すと高速での前進となり、右/左折センサを弱く押すと大半径、強く押すと小半径での旋回とした。

また、電動車椅子の操作を考えた場合、走行する路面の段差や凹凸などによる外乱の影響も考慮する必要がある。その点の技術開発も必要となる。そこで、入力装置の下部に力センサを配置し、そのデータを基に外乱による操作信号の変化を除去することとした。具体的には、力センサの平均値からの変動によってカットオフ周波数を変更し、操作入力データの信号にフィルタをかけた。

図4-6に構築したシステムを示す。操作は、母指で前進、示指で右折、中指で左折、示指+中指で後退とした。

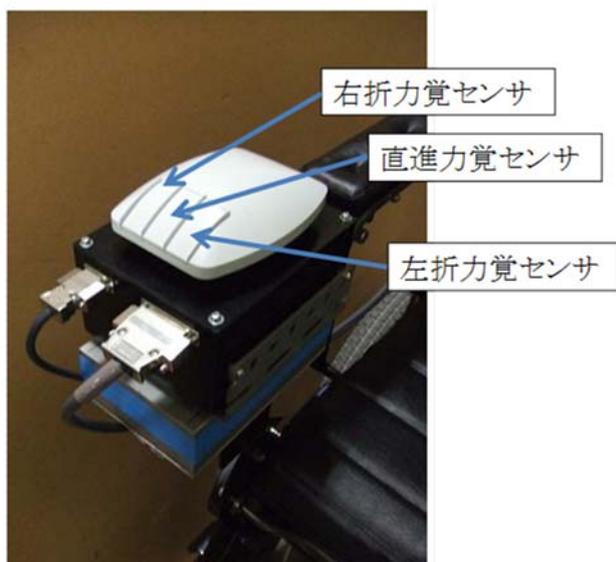


図 4-5 力覚入力装置<sup>4-2)</sup>



図 4-6 力覚入力式電動車椅子<sup>4-2)</sup>

対象者による体育館内での試乗評価から、前進時の速度の増大は調整可能であるが、減速しながら調整することは困難であることと、押したままでは疲労が生じることから、速度設定の方式を変更した。加速時にはスイッチ押力に応じて速度を増加させ、その後最大値にあわせた速度で走行を継続し、押力が0になると停止する方式とした。

## (2) 臨床評価による利用効果の検証

### 1) 評価方法

各入力装置開発の協力者の要望、生活環境などを考慮し、以下のような実用場面における臨床評価を行った。

- ・音声入力：公園内での走行
- ・ジェスチャ入力：公園内での走行
- ・筋電入力：ショッピングセンター内での走行
- ・力覚入力：施設内（屋内・屋外）での走行

臨床評価の評価項目としては、各システムが利用者の指示通りに動作したことを示す性能指標として、次式により誤動作率（F）を算出した。

$$F = F_n / A_n \quad (1)$$

ここで、 $F_n$  は協力者の意図に反した動作の回数、 $A_n$  は協力者が操作した回数である。それぞれ、実験中に記録したビデオ映像より、回数を求めた。さらに、誤動作が生じた場合の対処の可否が、電動車椅子操作に重要であることから、対処不可率（C）を次式により算出した<sup>4-18), 4-19)</sup>。

$$C = C_n / F_n \quad (2)$$

ここで、 $C_n$  は誤動作が起きた際に、本人が対処できず、介助者の介入に至った回数である。

また、さらに各システムの主観的有用性、各システムに対する満足度、各システムの使用における心理的効果の3点について主観評価を実施した。主観的有用性については、使用者に対して、座位保持・姿勢変換、痛み、疲労感、認識の正確さ、外観、大きさ、安全性、走行性の8項目の質問を、介助者に対して、移乗のしやすさ、介助のしやすさ、準備や機械の設定のしやすさ、本人の走行を安心してみていただけるかの4項目に対する回答を得た。回答は、1～10点の10段階で、使用者本人と介助者のそれぞれについて、全質項目の平均得点を算出した。

満足度の評価については、Demarsらが開発し井上らにより日本語版が作成された福祉用具満足度評価スケール<sup>4-20)</sup>の、用具スケールにより評価を行った。質問は8項目からなり、1～5の5段階でそれぞれの項目の満足度を回答するものである。集計は、全項目の得点の平均をとり、評価点とした。また、心理的効果の評価については、Jutaiらが開発しInoueらにより日本語版が作成された福祉用具心理評価スケール<sup>4-21)</sup>により評価を行った。このスケールは26項目の質問からなり、

-3~+3 の7段階で、その用具を使うことによる効力感、積極的適応性、自尊心に対応する心理的な効果を回答するものである。集計は、全項目の得点の平均をとり、評価点とした。

これらのデータ収集は、臨床評価の最後の回に実施した。

被験者は、開発協力者としたが、力覚入力電動車椅子については、開発協力者が研究実施中に体調を崩したため、身体機能が同レベルの23歳男性、デュシャンヌ型筋ジストロフィ患者を対象とした。

## 2) 評価結果

臨床評価における各システムの誤動作率および対処不可率を表4-2に示す。音声入力では、誤動作率が18.0%と高い値となっているが、介助者の介入に至った率は5.4%で、75分間の走行中に2回であった。ジェスチャ入力、筋電入力ともに、誤動作率は低いものの、介助者の介入が必要であった。力覚入力については、誤動作率は低く、対処不可率も0%であった。いずれの入力装置においても、概ね実用的な走行が可能であることを確認できた。ただし、介助者は必要であり、力覚入力以外は完全自立での移動は難しいという結果が得られた。

各入力装置における、実用場面での使用後の主観的有用性、満足度、心理的効果の評価結果を表4-3に示す。いずれの評価項目においても、音声入力は高い得点を示している。力覚入力については、やや低い得点を示す結果となったが、この結果は、研究期間の途中で当初の研究協力者の体調

表 4-2 各システムの誤動作率と対処不可率

種類	誤動作率 (%)	対処不可率 (%)	走行時間 (分)	評価回数
音声	18.0	5.4 (2回)	75	3回
ジェスチャ	3.8	33.3 (2回)	26	4回
筋電	2.0	10.0 (1回)	38	1回
力覚	1.1	0 (0回)	33	2回

表 4-3 主観的有効性評価結果

種類	有用性 (本人)	有用性 (介助者)	満足度	心理的効果
音声	9.8	8.0	4.8	2.5
ジェスチャ	8.9	8.3	3.9	-0.1
筋電	7.0	6.4	3.6	1.8
力覚	5.6	5.5	2.0	1.5

不良により、電動車椅子を使用している別の対象者による評価を行う結果となったことが影響していると考えられる。心理的効果については正の効果が見られているため、ある程度の効果が認められるものの、普段使用しているジョイスティック式の電動車椅子に比較すると、使いやすさ等劣る項目が多かったと考えられる。また、手指に変形の見られるデュシャンヌ型筋ジストロフィの特徴が考慮されていないことも、操作のしにくさなどを生じた結果と考えられる。尚、その後の改良で、デュシャンヌ型筋ジストロフィ患者の手指の変形あわせた入力装置を作製したところ、良好な操作を可能とする結果が得られている<sup>4)22)</sup>。またジェスチャ認識システムの結果では、心理的効果は低い得点となっている。心理面に効果が得られない何らかの問題があったものと推察されるが、他の得点は高い値となっており、全体としてある程度の効果が得られているといえる。

以上の結果から、介助者は必要であるものの、ある程度の実用的な場面にて電動車椅子の走行が可能であった点から自分の意思で移動を実現する自立移動の実現可能性が示されたといえる。また主観評価の結果は概ね良い結果であり、いずれの入力装置においても、概ね有効性を確認することができたと考えられる。

## 2.8. 適合手法・体制の構築

指針7) 臨床評価で得られた知見を基に、利用者への個別適合サービス手法や導入訓練手法、運用に関わる手法およびその体制の構築もコンセプト立案段階で考慮する。また、必要に応じて、開発機器を利用したサービス提供モデルについても考慮する。

座位保持に関する適合は、これまでに車椅子の適合場面で行われている既存の手法に則って行うこととし、本研究で新たに構築してはいない。

操作入力部については、それぞれのシステムにおいて、以下に示す調整項目を設定し、それを変更することで個別の利用者に適合することとした。

- ・音声認識：個別音声モデル
- ・ジェスチャ認識：個別画像モデル
- ・筋電入力：筋電取得部位，筋電レベル
- ・力覚情報入力：操作部位，押力設定値

音声認識、ジェスチャ認識では、利用者ごとに音声モデルおよび画像モデルを作成する必要がある、その変更により、個別対応を図る。筋電入力、力覚入力では、操作部位を設定し、信号レベルの値を適切に設定することで個別対応を図る。そのため、筋電信号や押下力の測定装置も含めて開発することとした。また、利用者の身体機能に応じたセンサやカメラの位置調節についてはどのシステムでも重要であり、基本的な項目として考慮することとした。

電動車椅子の適合ツールとして球面状の画面とモーションベースを有する電動車椅子シミュレータの開発も行った。詳細は、付録 B に示す。

適合の体制については、既存の電動車椅子の適合を実施しているリハセンター等のサービスを利用することを想定した。但し、音声認識やジェスチャ認識では、利用者に合わせて音声モデルや画像モデルを作成する必要があるため、これについては、技術の専門家が関わらなければならず、その体制づくりは今後の検討課題である。

## 2.9. 得られた電動車椅子のコンセプト

以上のプロセスをへて得られた電動車椅子のコンセプトをまとめると次のようになる。

- ① 既存の電動車椅子の機能に操作インタフェースおよび座位保持をモジュールとして設置する
- ② 操作インタフェースは以下の 4 種類である
  - ・ 重度脳性マヒ者の発声を認識することによる電動車椅子操作
  - ・ ステレオカメラを用いた重度脳性マヒ者の頭部動作検出による電動車椅子操作
  - ・ 重度筋ジストロフィ患者の手掌部の弱い筋電を検出することによる電動車椅子操作
  - ・ 手指の動きが可能な筋ジストロフィ患者の押力を検出することによる電動車椅子操作
- ③ それぞれの操作インタフェース部は、個別対応を可能とするため、センサの取付位置、検出値のパラメータ設定を可能とする
- ④ 介助者による非常停止機能を有するとともに、電源の ON/OFF や速度設定などを介助者が担う
- ⑤ 既存の電動車椅子の適合手法にそれぞれの操作インタフェースの適合手法を組み合わせた適合手法とする
- ⑥ 非機能要件として、以下の点が指摘された
  - 1) 操作入力部、座位保持装置のモジュール化
  - 2) 操作入力信号、走行速度の調整
  - 3) 褥瘡、姿勢変形、頸椎症といった二次障害の対処としての座位保持装置の使用
  - 4) 補装具費支給制度の活用
  - 5) 年間 100 台程度の市場規模への対応としてのヒューマン・インタフェース部のモジュール化
  - 6) 雑音や走行中の振動等の外乱への対処
  - 7) 脳性マヒ者のヒューマン・インタフェース開発における不随意運動への対処
  - 8) 筋ジストロフィ患者のヒューマン・インタフェース開発における筋出力持続時間の制限に対する対処



きる。さらに、利用におけるステークホルダや機器の適合手法・体制をコンセプト立案の段階で考慮することができ、今後の商品開発への重要な情報を伝達することができた点でも、コンセプトの妥当性が示されたと考えられる。

## (2) 開発効率への効果

本事例では、重度障害者の福祉機器開発の経験の浅いエンジニアがインタフェース技術の開発に取り組んでいる。それにもかかわらず、3年間という短い期間で、技術開発の初期段階から利用場面での臨床評価までを実施しコンセプトを立案することができた。第3章2.4.項で示した食事支援ロボットの開発においても、頸髄損傷者による臨床評価とそれに基づく改良までに7年かかっており、開発期間の短縮が本手法の成果として得られたものと考えられる。その大きな要因として、ヒューマン・インタフェース開発に必要な身体機能の計測を行えた点や、ヒューマン・インタフェースをモジュール化したことにより、シミュレータ等を活用して、電動車椅子本体とは別に、試用とその結果に基づく改良を進めることができた点が挙げられる。

開発プロジェクト終了後、ヒューマン・インタフェース技術の開発を担当した産業技術総合研究所および東京大学の4研究グループに対して、本手法のコアとなる当事者参加について聞き取り調査を行った。具体的には、当事者参加のメリット・デメリット、当事者参加の重要性、対象者を個人に絞ったことのメリット・デメリットについて質問した。その結果、全てのグループから機器開発への当事者参加はメリットがあり、重要であるとの回答を得た。また、対象者を個人に絞ったことにより、技術の開発目標が明確になる点や、コストや期間の低減、開発者のモチベーションの向上などのメリットがあるとの回答を得た。一方で、デメリットとして汎用的な機器開発への課題も指摘された。

以上より、開発コストや期間についても、提案プロセス・指針の有用性が、示唆されたものと考えられる。

## 3. 高齢障害者を対象とした車椅子ブレーキかけ忘れ防止装置の開発 (4-23)

### 3.1. 開発概要

施設における利用者の転倒事故に関する調査結果を基に、その原因の一つとして挙げられた車椅子のブレーキのかけ忘れを防止する装置の開発を行った。開発は、プロトタイプ（一次）を作製し臨床評価に至る一連のプロセス（5年間）と機構の改良によるプロトタイプ（二次）の製作および臨床評価（3年間）の2段階に分かれており、プロトタイプ（一次）の開発チームは福祉機器研究者（著者）、看護師、作業療法士であり、プロトタイプ（二次）の開発チームは福祉機器研究者（著者）、機械系技術者、福祉機器研究者、看護師、理学療法士であった。

コンセプト立案のための情報収集では、利用者の身体状況、心身機能、転倒事故の現状、利用場面、施設職員の要望を、インタビュー、実態調査、実地調査により収集した。

### 3.2. 対象の選定

指針 1) 開発目標に基づき、対象者の障害の種類および程度を設定する。

本事例では、リハビリテーション病院内にて、車椅子のブレーキをかけ忘れ、転倒に至る危険が調査結果として指摘され、その対策として、ブレーキのかけ忘れを防止する装置の開発を目標とした。第3章2節にて取り上げたレバー方式のブレーキかけ忘れ防止装置が、本人のブレーキ操作を必要とするのに対し、その操作が難しい利用者を対象とした装置の開発が求められた。開発する装置の対象者は、現場の状況を基に、脳血管障害により片マヒ等の身体機能の低下および高次脳機能障害の見られる中等度の障害のある者、もしくは加齢による身体機能低下に認知症等の軽度から中等度の認知機能低下を合併している者とした。このような対象者は、高齢の者が多く考えられる。

### 3.3. 利用場面の想定とステークホルダの設定

指針 2) 設定した対象者の生活状況に関する情報を収集し、開発機器の利用場面および機器の利用に関係するステークホルダを設定する。

利用状況としては、在宅および施設等を含めた一般的な車椅子の利用場面を想定することを当初考えていた。しかし、問題発見が病院で指摘された点、利用対象となる高齢障害者は身体機能および認知機能に障害を有する者であり、屋外での車椅子使用や在宅での自立した車椅子の利用が想定

しにくいとの検討結果から、リハビリテーション病院や高齢者施設での居室と食堂等の共同スペース間の移動を、利用状況として想定する事とした。そのため、利用フィールドはリハビリテーション病院および高齢者施設とし、ステークホルダとしては、病院および施設の職員を設定する事とした。

### 3.4. 当事者およびステークホルダの参加

指針3) 設定した障害当事者の開発プロセスへの参加を実践する。障害当事者の全てのプロセスへの参加が難しい場合には、主要なステークホルダの参加を実践する。

この開発事例では、認知機能が著しく低下した高齢者が対象となるため、当事者の参加が難しい。そのため、その問題意識を強く有している医療専門職をステークホルダと位置づけ、開発への参加を実施することとした。3.1.項の開発概要で示した通り、本事例は一次プロトタイプと二次プロトタイプの製作と評価からなり、一次プロトタイプの作製と評価には、リハビリテーション病院に勤務する看護師1名、作業療法士1名が参加した。そのうち看護師は前述のブレーキかけ忘れに関する調査を主体的に実施した者であった。二次プロトタイプの作製と評価では、療養型病院の看護師と理学療法士が参加した。また、臨床評価に力を入れることとし、それを通して利用者である高齢者の状況を把握することで、障害当事者参加の実践につなげることとした。

### 3.5. 利用者の機能に適したヒューマン・インタフェースの構築

指針4) 設定した対象者の障害の種類および程度に応じて、ヒューマン・インタフェースに用いる技術を決定する。その際、必要に応じて、利用者の心身機能と技術のマッチングのための計測を行う。計測は、想定する対象者の生活場面にて行う事が望ましい。また、以下の非機能要件を考慮する。

4)-1 対象者の個別性や心身機能の変化に対応するために、ヒューマン・インタフェースのモジュール化やパラメータ調整などの機能を実現する技術を付加する。

4)-2 設定した対象者の障害の種類および程度をふまえて、開発機器の利用に伴う二次障害の危険性を把握し、その対策を講じる。

#### (1) ヒューマン・インタフェースの構築

想定される利用者は下肢の運動機能に障害があり車椅子を使用している者のうち、ベッド等への移乗の際には自身で立ち上がることができる者が対象となる。その際に認知機能の低下により、前

述のようにレバーなどの操作は不可能である。そのため、ブレーキのかけ忘れに対しては、利用者の立ち上がる動作を何らかの形で装置側が検出し、それに伴ってブレーキ操作を行うことが必要となる。これより、ヒューマン・インタフェースとしては、立ち上がり動作を検出する方式を考えることとした。

今回の開発では、手動車椅子の改造、もしくは付加機能としての装置の開発が中心となり、また、転倒の危険を回避する装置であることから、電池切れなどによる動作の停止を避ける必要が指摘された。そのため、電氣的な仕組みはなくすこととし、モータや電氣的なセンサといった技術の利用はやめ、機械的な機構により立ち上がりの検知からブレーキの動作までを連動して行う装置の開発を行うこととした。

立ち上がりの検知方法について、利用者の体重を利用することを考え、座面に上下する機構を取り付け、その部分がばね力で持ち上がり、その動きと車椅子のブレーキが連動して動く機構を考えることとした。

## (2) 個別性や機能変化への対応

個別性の要因としては、身体機能が考えられるが、今回の開発事例では、意図的に操作する必要のあるヒューマン・インタフェースを持たない装置を開発するため、その影響を考慮する必要はないものと判断した。その他の要因としては、身長や体重を考慮することとした。今回の対象者の場合、脳血管障害による片マヒの可能性があり、その場合、足部で床を蹴ることで車椅子を駆動する。片マヒでない場合でも、高齢者施設等では上肢でハンドリムを駆動するのではなく、両脚で床を蹴ることで車椅子を駆動する場合が多く見られる。そのため、身長（特に下腿の長さ）が車椅子の駆動に影響する。座面高を調整できる機能を付加することも考えられるが、その機構は複雑になり重量の増加にもつながる可能性があるため、ここではいくつかの座面高の車椅子を用意することで対応する方針を立てた。また体重は、立ち上がりの検出に座面にかかる荷重を利用する機構の場合には重要な項目となる。高齢者の場合、体重が極端に軽い者も多く存在するため、体重 30 kg を目標体重として考慮することとした。

身体機能の変化については、今回の開発事例では、その低下により立ち上がりが困難になるため、対象外となる点を考慮し、とくに配慮しないこととした。また、認知機能についても今回の開発では特に操作を必要としないため、低下による調整は必要ないと判断した。

## (3) 二次障害への対策

今回対象とした高齢障害者では、立ち上がりが可能であるため、車椅子上での褥瘡防止のための除圧を行う事は可能な身体機能を有している。しかし、加齢による臀部の感覚の鈍麻は考えられる

ため、褥瘡予防クッションまでは必要ないものの、5cm程度の厚さのクッションを褥瘡予防のために設置することとした。

### 3.6. 利用状況の明確化とコンセプトの構築

指針5) 利用場면을想定した上で、コンセプトを構築する。その際、以下の非機能要件を考慮する。

5)-1 開発機器に関連する給付制度等の情報を収集し、その範囲に含まれる機器とするか否かを決定する。

5)-2 市場規模に関する情報を収集し、選定した技術およびコンセプトについて、小さい市場規模に対応できるよう、適宜見直しを行う。

#### (1) 制度の考慮

本事例で開発する車椅子ブレーキかけ忘れ防止装置は、付加機能を有した手動車椅子となる。もしくは、既存の手動車椅子に付属品として取り付けることになれば、手動車椅子付属品となる。病院や施設での利用にあたっては、特に該当する全国的な制度はないが、自治体等で施設や病院の設備に関する補助を行う制度がある場合もあり、そのような制度の利用は可能である。また、在宅高齢者の利用への展開も考えることができるため、その場合は介護保険の福祉用具貸与の制度が活用可能である。本装置は、車椅子もしくは車椅子付属品に該当するため、この制度を活用することは可能であり、この点は考慮することとした。介護保険の場合、レンタルが基本となり、10%の自己負担となる（開発当時）。公定価格は設定されていないため、付加するブレーキかけ忘れ防止機能が、レンタル費用として見合う価格の設定となるかどうかは鍵となる。この点は、商品化の段階で検討が必要となる。

#### (2) 市場規模の考慮

介護保険の福祉用具貸与における車椅子の平成27年度の利用件数は月平均で671,100件である<sup>4-24</sup>。同年の介護保険認定者数は6,203,923人であり<sup>4-24</sup>、ほぼ10人に1人が車椅子を利用している計算になる。福祉用具貸与は在宅生活者のみが対象となるため、この他に施設生活者の利用も考えられる。

一方、本事例の対象者として想定している脳血管疾患患者数は、厚生労働省の平成26年度患者調査<sup>4-25</sup>によれば、1,179千人との推計が示されている。また、認知症高齢者数は平成25年で462

万人との推計が示され、認知症の予備群とされる MCI も 400 万人以上と推計され、その数はいずれも増加傾向にある<sup>4-26)</sup>。

また、車椅子ブレーキかけ忘れの問題は、一般病院での整形外科的な治療を受けた際の利用や、体調不良等で公共の場所に設定されている車椅子の利用など、多くの場面で起こる可能性がある。車椅子ブレーキかけ忘れ防止機能は、大きな市場規模の形成も、期待することができる。

以上より、当面の市場規模としては介護保険の福祉用具貸与による車椅子利用者および、施設や病院等での利用者を考慮することが妥当と考えられ、年間数万台を想定できる。しかし、将来的には、車椅子の基本的な機能として展開するという潜在的な市場も含んでいると考える事もできる。これらが、製品化の段階で考慮すべき市場規模の考慮点となる。

また、車椅子付属品としてコンセプトをまとめることで、市場規模の拡大を見込む事も考えられる。しかし、本事例ではまずブレーキかけ忘れ機能を有する車椅子の開発と評価を優先し、この段階で付属品として開発を進めることを考えないこととした。今後、商品化の検討に進んだ場合には、再度考慮することとした。

### (3) コンセプトの構築

※ (3) コンセプトの構築は、共著者逝去のため、同意承諾を得ることができず、全文削除

### 3.7. プロトタイプの作製と臨床評価

指針6) プロトタイプを作製し、臨床評価によりコンセプトの修正を行う

#### (1) プロトタイプ（一次）の作製

※（1）プロトタイプ（一次）の製作は、共著者逝去のため、同意承諾を得ることができず、  
全文削除

## (2) 臨床評価による利用効果の検証

※（2）臨床評価による利用効果の検証は、共著者逝去のため、同意承諾を得ることができず、  
全文削除



### (3) プロトタイプの改良

#### 1) 利用者体重の問題点に関する改良

体重の軽い利用者で走行中にブレーキが掛かってしまう問題の原因として、ブレーキ作動バネの反発力と座面の持ち上がりストロークの関係、およびステンレスワイヤの抵抗が考えられた。そこで、三世川が考案した図4-10に示す機構<sup>4-27)</sup>を採用することとした。座面の動きは、布ベルトにより車椅子に既設のタックルブレーキを動作するリンク機構に伝達される。リンク機構には、引張バネが取り付けられており、利用者が座位から立ち上がると、そのバネ力によりブレーキが掛かり、それと連動して座面が持ち上がる。利用者が着座する場合には、逆に座面が下がり、それと連動してブレーキが外れる。

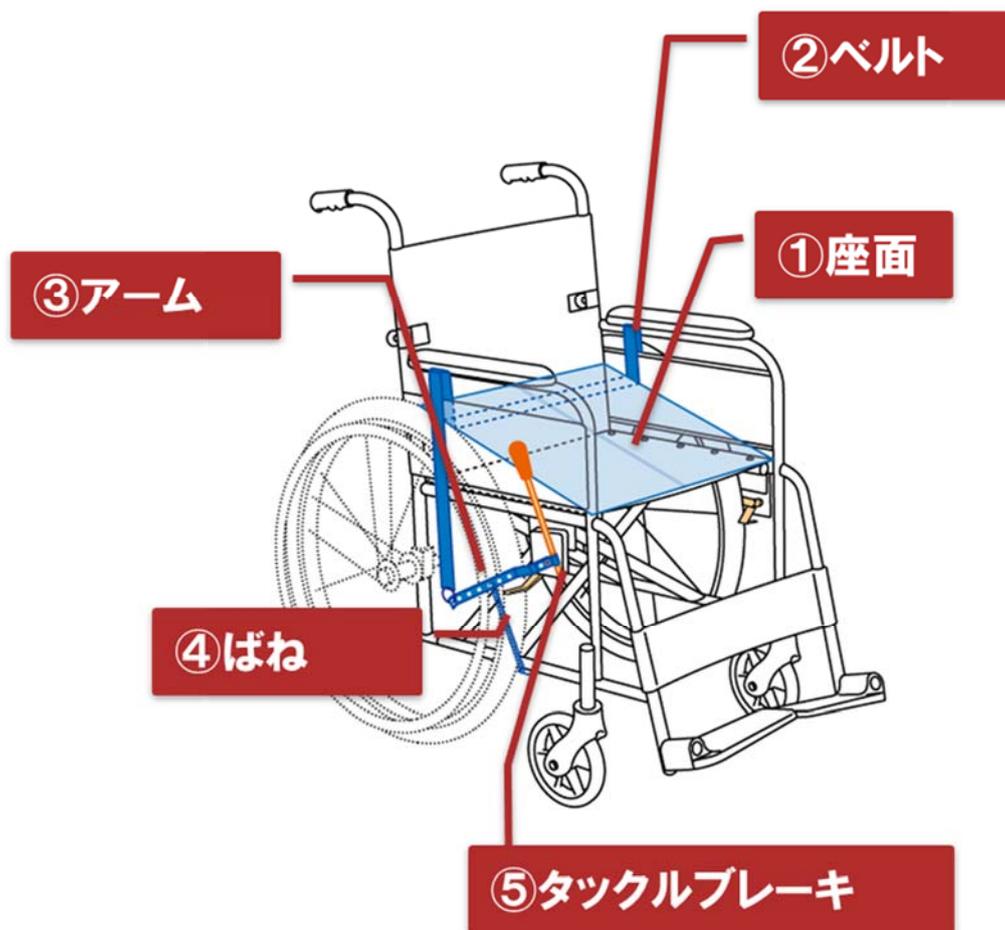


図4-10 座面連動ブレーキ機構(二次プロトタイプ)<sup>4-28)</sup>

## 2) 着座時にブレーキが外れることに関する改良

着座時すぐにブレーキが外れることにより車椅子が動いてしまう問題に対しては、油圧を用いた機構でブレーキの解除を遅らせる方式を検討したが、ブレーキが掛かる際にも遅れが生じてしまう問題点等が指摘され、根本的な解決策には至らなかった。そこで、着座した際にブレーキが外れないという解決策を提案することとした。この案では、着座後車椅子で移動するには、利用者自身がブレーキを外さなければならない。当初の対象者の設定では、レバー等の操作が困難な者を対象としていたが、この時点で改めて利用対象者の設定について再考することとした。

現場の看護師、介護士等からは立ち上がる時にブレーキをかけ忘れる者の中に、動き始める際にはブレーキを外すことができる者はある程度いるとの意見が得られた。また、自動的にブレーキがかかることで、利用者がブレーキの存在を無視するのではなく、ブレーキに対する注意を向けることも、機能回復や維持という観点から重要であるとの意見も得られた。一方で、前述のレバー式ブレーキでは、常にレバーが身体の前方に位置しているために実用場面では使い勝手が良くない点や、立ち上がる際にブレーキレバーに体重を掛けたり、引っかかったりする危険性などの問題が指摘されていた。

以上の点から、着座した際にブレーキが外れないという機能を採用することとし、利用者の条件として着座後ブレーキを外すことができる者を想定することとなった。さらに、この装置の利用者には、常にブレーキに対する注意を促し、基本的にはブレーキを利用者自身が掛け、万が一忘れた際に安全に立ち上がることができる機器としてこの装置を位置づけることとした。採用した機構としては、図4-10のリンク機構に修正を加え、ブレーキにつながるアームにヒンジ構造を取り付け、その可動域に制限を設けることで実現した。

## (4) 二次プロトタイプによる臨床評価 4-28, 4-29)

二次プロトタイプについて、臨床評価を実施した。評価は、療養型病院にて、短期評価と長期評価に分けて実施した。また、改めて手動車椅子のブレーキかけ忘れに関する調査を実施したところ、75%以上の施設や在宅でブレーキのかけ忘れが発生していることが分かり、本装置の重要性を再確認した<sup>4-30)</sup>。

### 1) 短期評価

短期評価では、被験者の居室および廊下にて、あらかじめ設定した使用方法で二次プロトタイプを使用し、その間の車椅子状況および使用状況を確認した。設定した使用方法は以下の通りである。

- ① 居室前の廊下で二次プロトタイプに乗る
- ② 廊下から居室に入る
- ③ 居室内の被験者のベッドサイドまで進む

- ④ 通常行っている方法でベッドに移乗し、ベッド上に座る
- ⑤ ベッドから二次プロトタイプに移乗する
- ⑥ ブレーキを外し、車椅子を移動させ居室から出る
- ⑦ 評価を開始した場所まで廊下を戻る
- ⑧ 終了

評価中、被験者にはベッドへの移乗の際に、ブレーキをかけないように指示した。評価時間は5分から10分程度である。評価中、病院の理学療法士または看護師が被験者に付き添い、以下の点について、評価を行った。

- ① 二次プロトタイプからベッドへの移乗時にブレーキが作動するか
- ② 車椅子での移動中にブレーキがかかることがないか
- ③ ①、②以外に、使用時に問題を生じないか
- ④ 使いやすさ
- ⑤ 安心感
- ⑥ 乗り心地

それぞれの項目は、“良い”、“悪い”の2択で評価し、他に“その他”の回答も設定した。評価に参加した被験者は入院患者5名であり、その属性を表4-5に示す。

被験者はいずれも車椅子の使用者であり、使用期間は2ヶ月から4年であった。

評価の結果、転倒は一度も無かった。5名の被験者全てで、①～⑥の評価項目は全て“良い”との結果であった。これより、二次プロトタイプは問題なく動作し、使用における使いやすさ、安心感、乗り心地も良い事が分かった。また、一次試作で問題となっていた利用者可能な利用者の体重についても、40kg以下でも問題ないことが示された。

表 4-5 短期評価に参加した被験者の属性

ID	性別	年齢 (歳)	身長 (cm)	体重 (kg)	移乗時 の観察	歩行 能力*	HDS-R**	記憶障 害	半側空間 無視	疾患名
A	男	90	158	63.5	不要	—	28	有	無	左大腿骨頸部骨折
B	女	47	154	48.3	要	5	—	無	無	くも膜下出血、言語障害
C	女	86	151	39	不要	5	—	有	無	脳卒中
D	女	68	163	53.7	要	2	22	有	無	脊髄損傷
E	男	90	154	59	要	—	20	無	無	左関節炎、右大腿切断

\* 1: 不可, 2: 平行棒訓練, 3: 支持歩行, 4: 杖歩行, 5: 歩行器使用, 6: その他  
 \*\*30 点満点の認知機能評価, <20: 認知症疑い

## 2) 長期評価

短期評価の結果をふまえて、長期評価を実施した。長期評価は、ブレーキかけ忘れに対する問題意識を職員が持っている特別養護老人ホームにて行った。実験デザインは前後比較であり、介入前1週間のベースラインのデータ収集を行い、13週間の介入中に、5週目、9週目、13週目に介護職員の観察によるデータ取得を行った。取得したデータは、車椅子からベッド等への移乗の回数とそのときのブレーキの確認記録および転倒回数である。そのデータから転倒率( $R_a$ )とブレーキかけ忘れ率( $R_i$ )、自動ブレーキ動作率( $R$ )を以下の式に基づいて算出した。

$$R_a = N_f / N_c \quad (1)$$

$$R_i = N_{bf} / N_c \quad (2)$$

ここで、 $N_f$ は1週間に観察された転倒回数、 $N_c$ は1週間の観察回数、 $N_{bf}$ は1週間のブレーキ掛け忘れ回数である。

被験者はブレーキのかけ忘れが見られる施設利用者4名である。属性を表4-6に示す。

4名の被験者のうち、H,Iは途中で評価を中止した。Hは身体機能、認知機能の向上が見られ、ブレーキかけ忘れ防止装置の必要性がなくなったためであり、Iは認知機能の低下から移動開始時のブレーキ操作が不可能になった事が理由であった。

被験者F、Gの評価結果を図4-11、図4-12に示す。

表4-6 長期評価に参加した被験者の属性

ID	性別	年齢 (歳)	身長 (cm)	体重 (kg)	移乗時 の観察	歩行 能力*	HDS-R**	記憶障 害	半側空間 無視	疾患名
F	男	75	168	54.0	要	3	4	無	無	脳梗塞
G	男	88	156	51.3	—	2	21	—	—	脳梗塞, パーキンソン症候 群
H	女	87	138	44.5	要	2	27	無	無	脊椎圧迫骨折, 座骨神経 痛, 心不全, 心房細動
I	女	93	136	32.1	要	3	10	有	有	脊髄損傷

\* 1: 不可, 2: 平行棒訓練, 3: 支持歩行, 4: 杖歩行, 5: 歩行器使用, 6: その他  
 \*\*30点満点の認知機能評価, <20: 認知症疑い

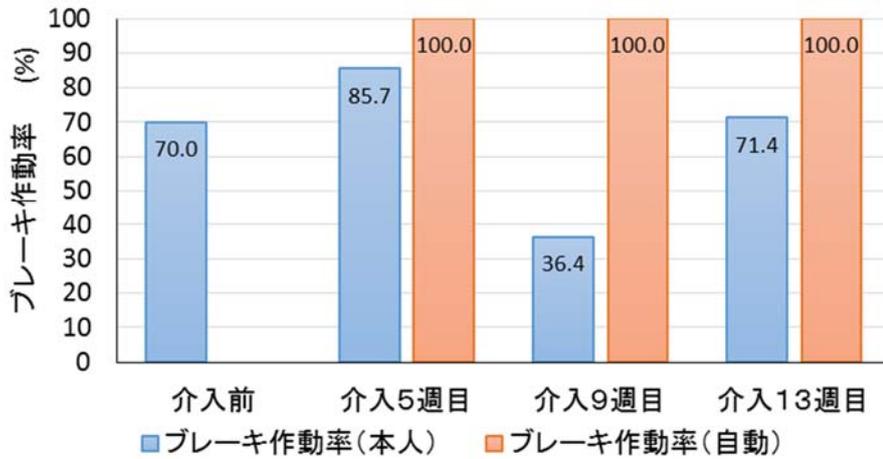


図 4-11 被験者 F の結果

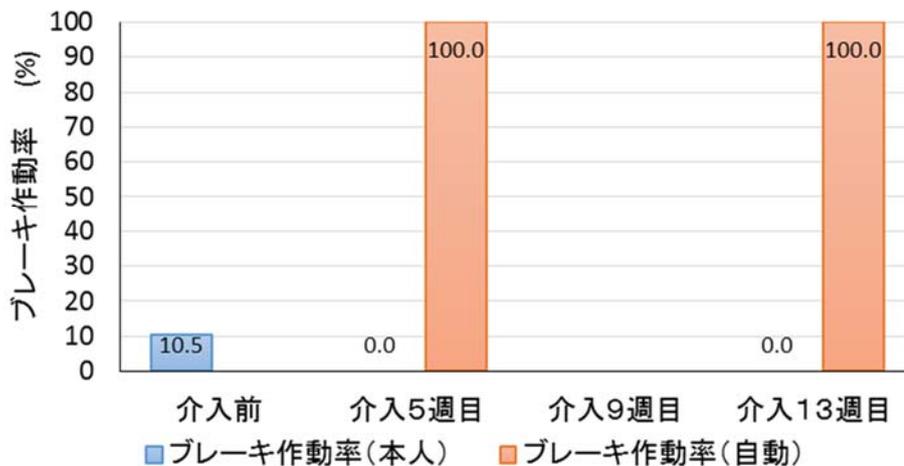


図 4-12 被験者 G の結果

尚、被験者 F, G とともに、評価期間中の転倒はみられなかった。

被験者 F は、介入前では本人が移乗時にブレーキを作動させたのは 70.0%であり 30.0%のブレーキかけ忘れがみられていた。介入開始後も、本人のブレーキ作動率は 36.4%~85.7%で、ブレーキかけ忘れが見られた。自動ブレーキは 100.0%動作しており、二次プロトタイプは効果的にはたらいことが分かった。被験者 G は、介入前は本人が移乗時にブレーキを作動させたのは 10.5%であり、89.5%のブレーキかけ忘れがみられた。介入後は 9 週目のデータは取得できなかったものの、本人は全くブレーキをかけずに移乗していたが、自動ブレーキは 5 週目、13 週目は 100.0%動作しており、効果が見られた。しかし、本人のブレーキ作動率が 0.0%となってしまったため、自

動ブレーキがあることによる、ブレーキ操作の低下につながった可能性も考えられ、この点で認知機能の低下につながる可能性も指摘された。

ブレーキを外す操作が不可能であった被験者Iは、HDS-Rの得点が10点であり、この程度の認知機能低下は適用の範囲外となる事も示唆された。

### 3.8. 適合手法・体制の構築

指針7) 臨床評価で得られた知見を基に、利用者への個別適合サービス手法や導入訓練手法、運用に関わる手法およびその体制の構築もコンセプト立案段階で考慮する。また、必要に応じて、開発機器を利用したサービス提供モデルについても考慮する。

車椅子の適合については、これまでに行われている既存の手法や体制に則って行うこととし、本研究で新たに構築してはいない。

導入にあたっては、車椅子のブレーキかけ忘れの有無を確認し、必要性のある対象者に導入することとした。また、体重が軽い利用者は適用外となる可能性があるため、その点は考慮が必要である。

### 3.9. 得られたブレーキかけ忘れ防止装置のコンセプト

以上に示したプロセスを経て得られたブレーキかけ忘れ防止装置のコンセプトを以下にまとめる。

- ① 利用者が座位から立ち上がる際に、ブレーキが自動でかかる
- ② 利用者が着座した際には、ブレーキが外れない
- ③ 体重40kgの高齢者が足漕ぎをした場合でも、ブレーキがかからず移動できる
- ④ 利用者が車椅子に座っていない状態でも、介助者が容易にブレーキを外して車椅子を移動できる
- ⑤ 利用者の条件として、車椅子の移動の際に、ブレーキを自ら外すことができる者とする
- ⑥ 非機能要件としては、以下の点が指摘された
  - 1) 体重や認知機能の個別性への対応としての適用範囲の明確化
  - 2) 二次障害としての褥瘡への対応としてのクッションの使用
  - 3) 在宅展開を考慮し、介護保険の活用
  - 4) 年間数万台の市場規模を考慮したオプション化の検討
  - 5) 着座時にすぐブレーキが外れて車椅子が動いてしまうことによる危険性への対処



## 3.11. 機器開発事例における提案プロセス・指針の有用性

### (1) 得られたコンセプトの妥当性

本事例では、二次プロトタイプを用いた臨床評価から、車椅子のブレーキのかけ忘れのある高齢者に対して、ブレーキかけ忘れ防止の効果が示されており、目標を達成に値する機器を開発することができ、コンセプトの妥当性が示されたといえる。また、得られたコンセプトに基づき製品化が行われ、2011年11月にフランスベッド株式会社より”セイフティ・オレンジ”として発売された。以来、延べ月間レンタル台数は2017年2月までで、27,964台に達している。この点も本手法による開発により、高い質のコンセプトが立案できたことを示している。

それを達成する過程において、本手法に則った開発により、看護・介護の現場での問題を的確に捉え、現場での利用可能なコンセプトをまとめることができた点が重要と考えている。一次プロトタイプのコンセプトは基本的な部分は実用的であったものの、臨床評価より着座時に車椅子が動いてしまうという問題点を指摘することができ、それに基づくコンセプトの修正により、最終形を導くことができています。実際、同時期に開発されたブレーキかけ忘れ装置では、この点を考慮したものは存在せず、安全性に配慮した品質の高い製品としてのコンセプトをまとめることができたのは、本手法の有用性を示すものである。

また、利用者の体重の問題も、臨床評価の結果から明確な改良目標が設定できたことで、新たな機構の採用判断を的確に行うことができた。この点も、本手法の有用性の一つといえる。

さらに、給付制度の考慮から、介護保険適用を視野に入れた開発を進めることができ、福祉用具のレンタル事業における機器の適合や導入、運用をサービス体制として活用することを含め、効果的な活用ができる手法や体制を整えることができた点も、コンセプトの妥当性につながり、本手法の有用性を示す点である。

### (2) 開発効率への効果

本事例では、得られたコンセプトに基づき、企業による商品化が進められた。商品化のプロセスでは、実用化開発のための助成金が活用され、2010年4月から2011年3月までの1年間で商品化前の最終プロトタイプが開発された。その後、それを用いた臨床評価と工学評価を経て、2011年11月に発売されている。この間の期間は19ヶ月であり、非常に効率よく商品化を進めることができた。この点は、本手法によるコンセプト立案が、その後の商品化のコストを低減したとも考えることができる。

また、企業が主体的に行った最終プロトタイプの臨床評価においても、本手法で実施した臨床評価の成果が活用されている。評価のプロトコルが既にコンセプト立案の段階でできあがっており、

それを基に評価プロトコルを作成することができ、効率よく評価を行うことができている。近年、臨床評価は、福祉機器の商品化においてより重要な位置づけとなっており、倫理審査等の手間にかかるプロセスを踏む必要も生じている。その部分を効率よく進めることができる点は、企業にとっても大きな利点と考えられる。

## 4. 物忘れのある高齢者を対象とした情報支援ロボットシステムの開発

### 4.1. 開発概要

軽度認知症やその前段階である MCI（軽度認知障害）等により物忘れのある高齢者を対象として、日付やスケジュール等の生活で必要となる基本的な情報を会話により提示するロボットシステムの開発を行った。開発プロジェクトは、全体で9年3ヶ月であり、最初の2年3ヶ月がシステムコンセプトの構築（ステージⅠ）、次の4年間でシステム構築（ステージⅡ）、最後の3年間で社会実験（ステージⅢ）となっている。現在、ステージⅡが終了し、社会実験開始に向けた準備の段階にある。本論文では、このプロジェクトのステージⅠに着目し、コンセプトの立案に至る経過を示す。

開発チームは、全国で有料老人ホームを30カ所以上展開する会社とロボットシステムの開発会社、福祉用具のレンタル事業を全国で展開する会社、東京大学、産業技術総合研究所、国立障害者リハビリテーションセンター研究所で構成した。

ICTを活用したシステムであり、ステークホルダは家族の他に、地域のリソースである地域包括支援センターや老人会、自治会等広い範囲に及ぶシステムである。コンセプト立案のための情報収集では、高齢者の認知機能とロボットと利用者とのヒューマン・インタフェースに関する計測実験や、自立型老人ホームでの職員と利用者の情報伝達方法に関する参与観察、高齢者を対象としたグループインタビューによるニーズ抽出、地域のリソースを対象としたワークショップによるシステムの運用体制の構築等を行った。コミュニケーションロボットに基本的な機能を搭載したいわゆるモックアップを作製して、グループインタビューやワークショップで活用した。

## 4.2. 対象の選定

指針 1) 開発目標に基づき、対象者の障害の種類および程度を設定する。

本事例では、認知症やその前段階の MCI（軽度認知障害）等により、記憶や認知機能に低下のみられる高齢者を対象として、生活で必要となる情報を提示するロボットシステムの開発を目標とする。対象は、在宅で生活する軽度の認知症もしくは MCI の高齢者を設定し、特に、独居もしくは高齢者世帯を想定することとした。

## 4.3. 利用場面の想定とステークホルダの設定

指針 2) 設定した対象者の生活状況に関する情報を収集し、開発機器の利用場面および機器の利用に関係するステークホルダを設定する。

利用場面の想定にあたり、伊豆市の協力を得て、市内各地区で実施される介護予防事業に参加する高齢者合計 124 名を対象としたグループインタビューを実施した。グループインタビューでは、会話機能のあるコミュニケーションロボット（NEC 社製 PaPeRo）のデモンストレーションを実施するとともに、生活での困り事やロボットに支援してほしいことについて、意見交換を行った。得られたロボット支援に対するニーズでは、スケジュールの確認（22 件）や、服薬・健康管理（9 件）、家事・家電製品・来訪者通知（39 件）、話し相手・挨拶（39 件）、トイレ・入浴時の見守り（21 件）、電話・家族との連絡（14 件）、緊急連絡・詐欺商法防止（11 件）、その他（17 件）が挙げられた。それらを世帯別（単身、夫婦、多世代[離れを含む]）に示したものが図 4-14 である。単身世帯では、スケジュール確認、家事・家電製品・来訪者通知、話し相手・挨拶が多く挙げられており、夫婦世帯では、スケジュール確認、家事・家電製品・来訪者通知、話し相手・挨拶、トイレ・入浴時の見守りが多く挙げられた。多世代の世帯では、スケジュール確認、家事・家電製品・来訪者通知、話し相手・挨拶、トイレ・入浴時の見守りが多く挙げられた。

また、グループインタビュー参加者より、軽度認知症が疑われる者 2 名の協力を得て、本人宅にてデザインワークショップを行った。1 名は夫婦世帯であり、もう 1 名は多世代世帯であった。ワークショップの参加者は、本人、家族、市の保健師、ロボット開発者、研究者、施設介護職であっ

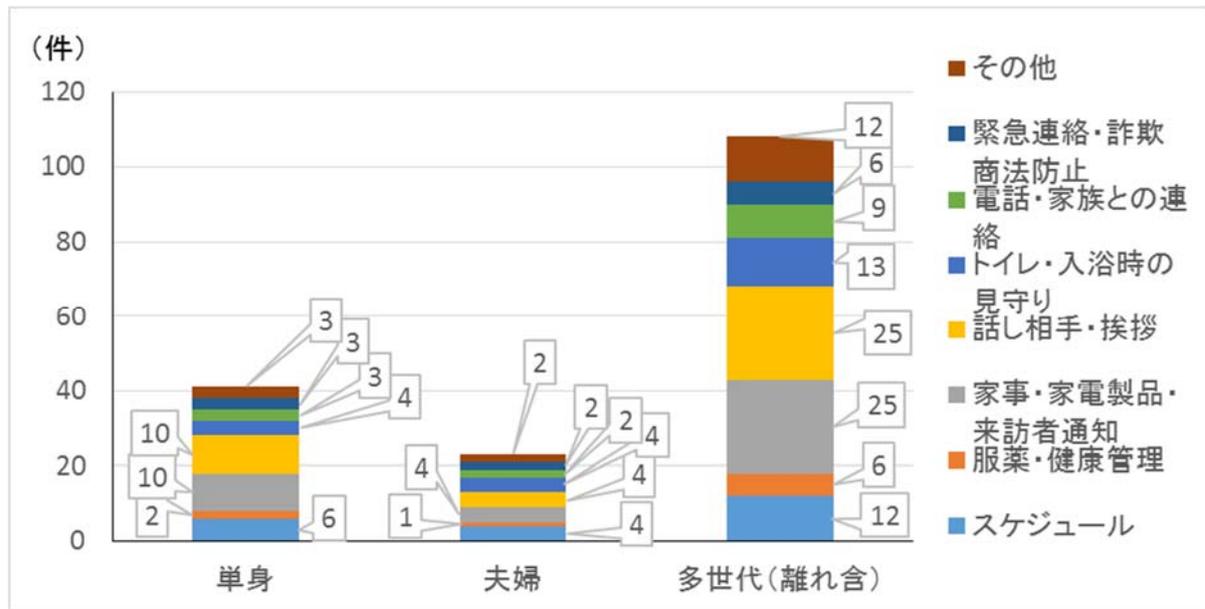


図 4-14 高齢者へのグループインタビューから得られたロボット支援に対するニーズ

た。1回1時間程度のワークショップを2回実施した。得られたニーズと利用シナリオとしては、スケジュールの確認、血圧測定補助、食事のカロリー計算補助であった。グループインタビューから多く得られたニーズに加えて、健康管理に関する項目が抽出された。これは、家族等の支援者の立場からのニーズとして得られたものである。

これらの情報をふまえ、開発チーム内での議論を経て、利用状況としてはスケジュールの確認支援、健康管理を設定することとした。健康管理には血圧管理のほか、服薬の管理や熱中症対策等も含めることとした。

利用場面としては、在宅での利用を考えることとした。また、開発チームに参画している自立型有料老人ホームでも同様な利用状況を想定できるという議論をふまえて、それについても利用場面として加えることとした。

ステークホルダとしては、自立型有料老人ホームでは、施設職員、家族、が主たる者としてあげられた。

在宅でのステークホルダ抽出にあたっては、伊豆市 W 地区の専門職によるワークショップを開催し、議論を行った。参加者は看護師3名、地域包括支援センター管理者1名、認知症の家族を持つ理学療法士1名、高齢者施設管理者1名、エンジニア1名、研究員1名であった。2時間程度のワークショップにおいて、同地区でのキーとなるステークホルダとして、家族、地域包括支援センター、訪問看護ステーション、通所施設、薬局、市の担当部署、医療機関、近隣住民、ケアマネージャが挙げられた。

また、施設、在宅に共通するステークホルダとして、機器やシステムを製造するメーカー、システムを導入・運用するサービス提供者が挙げられた。

### 4.4. 当事者およびステークホルダの参加

指針3) 設定した障害当事者の開発プロセスへの参加を実践する。障害当事者の全てのプロセスへの参加が難しい場合には、主要なステークホルダの参加を実践する。

機器開発の戦略として、在宅環境と介護施設との中間に位置する自立型有料老人ホームに着目し、そこで利用可能なシステムの構築をまず行うことを目指すこととした。そのために、全国で自立型有料老人ホームを運営する企業（株式会社生活科学運営）が参加する開発チームを構築した。また、高齢者のニーズや生活状況の把握を行うプロセスにも力を入れることとし、伊豆市との協力関係を構築し、グループインタビューやワークショップといった手法を活用しながら、伊豆市の在宅高齢者からの情報を収集することとした。また、高齢者の心身機能や特性に関する情報は不足しているため、開発するロボットシステムの機能構築に必要なデータ収集も合わせて行うこととした。その際、実験室実験ではなく、なるべく高齢者の生活場面に近い状況でのデータ収集を試みることにした。これらの点に配慮することにより、当事者参加の実践につなげることにした。

研究開発チームは以下の通りである。

- ・株式会社生活科学運営：全国で有料老人ホームを展開
- ・日本電気株式会社：コミュニケーション・ロボットの開発およびそれを活用したシステム開発
- ・フランスベッド株式会社：全国で福祉用具のレンタル事業を展開
- ・東京大学工学系研究科：生活支援工学に関する研究を実施
- ・産業技術総合研究所：音声認識に関する研究を実施
- ・国立障害者リハビリテーションセンター研究所：福祉機器に関する研究を実施
- ・協力機関：伊豆市

## 4.5. 利用者の機能に適したヒューマン・インタフェースの構築

指針 4) 設定した対象者の障害の種類および程度に応じて、ヒューマン・インタフェースに用いる技術を決する。その際、必要に応じて、利用者の心身機能と技術のマッチングのための計測を行う。計測は、想定する対象者の生活場面にて行う事が望ましい。また、以下の非機能要件を考慮する。

4)-1 対象者の個別性や心身機能の変化に対応するために、ヒューマン・インタフェースのモジュール化やパラメータ調整などの機能を実現する技術を付加する。

4)-2 設定した対象者の障害の種類および程度をふまえて、開発機器の利用に伴う二次障害の危険性を把握し、その対策を講じる。

### (1) ヒューマン・インタフェースの構築

#### 1) 施設におけるコミュニケーション方法に関する参与観察

本開発事例では、認知機能の低下した高齢者が利用対象者となる。このような対象に、どのように情報を伝達すれば良いかを確かめるために、自立型老人ホームの職員と利用者とのやりとりについて参与観察を実施した<sup>4-31)</sup>。1日8時間、7日間、職員に同行し会話記録を取得し、文章を分節化し、新しい情報とすでに共有されている情報を抽出した。対象者は職員11名、高齢者22名であった。分析の結果、職員は認知機能が低下している利用者に対しては短い文章で要点を伝えるとともに、会話は既知の情報が多く、伝えたい情報を繰り返していることが分かった。この結果をふまえて、認知機能の低下している高齢者に対しても、情報の伝え方を工夫することで、情報が伝わりやすくなることが示され、会話を通したヒューマン・インタフェースを構築することとした。

#### 2) 基本的な情報伝達技術の選定

音声で情報を伝達する技術として、人の会話の構造を基にした図 4-15 に示す会話における情報伝達の流れ<sup>4-32)</sup>を基礎として考えることとした。まず、注意喚起（声掛けなど）を行い返事がなければそれを繰り返す。その後、伝えたい情報と関連した情報を伝え（先行連鎖）、その後伝えたい情報を伝達し、伝達できたかどうかを確認する。確認できなければ、再度情報伝達を繰り返す。これは、先の参与観察の結果から得られた施設職員の情報伝達方法と共通する部分がある。

しかし、認知機能の低下した高齢者を対象として、音声による情報伝達の可能性に関して、過去の情報が不足していたため、以下の実験を実施することで情報収集を行った。

- ① 音声情報取得に関するロボットとテレビ画面に映されたアバターとの比較実験
- ② 聞き取り易い合成音声の確認実験

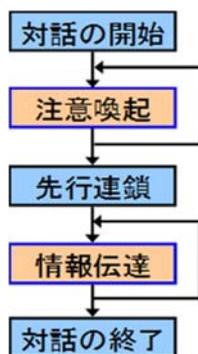


図 4-15 会話における情報伝達の流れ

- ③ 情報伝達の可能性の確認実験
- ④ 高齢者の音声に基づく意図抽出確認実験

### 3) ロボットとアバターの比較実験 4-33)

音声での情報が提示された際に、ロボット（実体）からの音声とディスプレイに映されたアバター（CG）からの音声で、高齢者の理解が変わるかどうかを確かめる実験を行った。被験者は、高齢者18名であり、そのうち健常群（MMSE:25点以上）が13名、認知機能低下群（MMSE:24点以下）が5名であった。干渉課題として仮名拾いテストを行い、その最中に合計16回の声掛けかけをロボットおよびアバターから行った。その結果、ロボットもしくはアバターからの情報の取得率は平均で、健常群でロボット65.5%、アバター66.2%、認知機能低下群でロボット62.5%、アバター55.8%であった。それぞれの群において、ロボットとアバターの結果に有意差は見られなかったものの、認知機能低下群ではロボットからの情報の方が取得率が高い傾向が示された。

これより、情報提供端末としてはロボットを基本とすることとした。ただし、健常群に対しては、オプションとしてタブレットやPCに表示されるアバターからの情報提示も考慮することとした。

### 4) 聞き取り易い合成音声の確認実験 4-34)

認知機能の低下していない高齢者20名および認知症者19名を対象に、合成音声の聞き取りの正答率を評価した。提示した音声は、男性音声（基本周波数：101Hz, 120Hz, 143Hz）、女性音声（基本周波数：189Hz, 225Hz, 268Hz）、子供音声（基本周波数：252Hz, 300Hz, 357Hz）の9種類で、それぞれについて4mora/s, 5mora/s, 6mora/sの3種類の話速、合計27種類の合成音声を用意した。その結果、認知機能低下のない高齢者では、基本周波数が268Hzの女性音声で5mora/sの話速、および、基本周波数が101Hzの男性音声で5mora/sの話速が最も聞き取りやすく、100%の正答率との結果が得られた。また、認知症者では、基本周波数が120Hzの男性音声で5mora/sの話速が最も聞き取りやすく、その条件での正答率は75%であった。尚、認知機能低下のない高齢者でも

この条件では95%と高い正答率であった。男性音声聞き取りやすいとの結果は、高齢者では高音域が聞き取りにくくなるという特性に関連すると考えられ、話速に関する結果は短期記憶との関連が示唆されるが、詳細についてはさらなる検討が必要である。

以上の結果から、合成音声の音の高さと話速を適切に調整することで、情報が伝達することが示され、得られた基本周波数と話速を基本として、合成音声を設定することとした。

## 5) 情報伝達の可能性の確認実験<sup>4-35)</sup>

4)の実験で明らかになった合成音声を用いて、図4-15に示される流れで、情報を伝達する実験を行った。対象者は、認知症高齢者5名であり、認知機能検査(MMSE)スコアは16点から23点の範囲の者である。図4-15の流れにおいて、注意喚起および情報伝達の繰り返し回数を2回までとした条件で実験を行った。実験参加者がロボットから提示された情報を取得できた割合を算出したところ、1回目の提示で5名中2名が100%の情報を取得することができ、2回目の情報提示により4名が100%の情報を取得でき、1名の情報取得率は96.2%であった。

これより、ロボットから発せられる合成音声により、軽度認知症者であれば、95%以上の情報が伝えられることが示された。

## 6) 高齢者の返答発話を用いた意図抽出の確認実験

今回のロボットシステムでは、自由な会話を行うのではなく、ロボットシステムからの情報を伝達することを主たる目標とする。したがって、自由発話の音声認識技術は考えないこととした。しかし、図4-15の情報伝達の流れでは、利用者がロボットから提示された情報を理解したかどうかの返事を認識する必要がある。そこで、高齢者の発話コーパス(被験者20名, 4,080発話)を作成し、それに基づく意図抽出エンジンの確認実験を行った。単語談話行為識別器を用いた認識エンジンにより、78.9%の識別精度が得られた。この結果は、2名の判定者の判断で識別した一致率81.9%に迫る値であり、実用的なレベルが確保できたと考えられる。

以上より、高齢者の返答に対する意図抽出技術を選定することとした。

## 7) 実験結果を基に選定した情報伝達技術

これまでに示した4つの実験から選定した技術をまとめると以下の通りである。

- ・ロボットからの音声による情報提示技術
- ・認知機能の低下した高齢者にも聞き取り易い合成音声技術
- ・高齢者の返答に対する意図抽出技術

また、このようなシステムでは、伝達すべき情報を登録する人と、それを受け取る人が異なる可能性があり、クラウド技術は不可欠であり、それも技術として選定することとした。

## (2) 個別性や機能変化への対応

本システムでは、4.3.項でも示されたとおり、認知機能の状況によって、情報提示方法に工夫が必要となる。また、認知症等の進行性の疾患では、徐々に認知機能の低下が見られることも考えられる。そのため、これらへの対応は重要な項目となる。

本開発では、中等度の認知症高齢者1名を対象として、ロボットの指示に従って血圧測定や服薬等の行動を遂行する実験を行ったところ、段階分けした行動の促しが、より確実な行動につながる傾向が示された<sup>4-36)</sup>。この結果と、4.5.項(1)に示した参与観察の結果、さらには作業療法士の臨床経験から得られた知見をあわせて、認知機能の下位項目に着目し、情報提示において以下の対応をすることとした。

- ・見当識の低下 ⇒ 時間・場所の情報を頻繁に提示する
- ・理解力の低下 ⇒ 行動促しについて段階分けして指示する
- ・注意機能の低下 ⇒ 指示を繰り返す
- ・短期記憶の低下 ⇒ 短文で指示する
- ・展望記憶の低下 ⇒ 予定直前に情報を提示する

また、ロボットシステムを日常的に使用する中で、認知機能の変化を検出できるかどうかについても確認する実験を行った。有料老人ホームおよびデイサービスに通所する高齢者66名を対象として、ロボットの発話による認知機能検査を実施し、人が行った場合との比較を行った。認知機能検査は、ロボットからの発話で実施可能なものとして、COGNISTAT(Neurobehavioral Cognitive Status Examination)の項目のうち注意、復唱、計算に関するものと、TICS-J (Telephone Interview for Cognitive Status in Japanese)を採用した。実験の結果から、TICS-Jについてはロボットの発話による認知機能検査に、良好な信頼性と高齢者への受容性があることが示唆された。しかし、COGNISTATの注意の項目では、特異度が低く、正常域である者も低下と判定される確率が高いことが示された。COGNISTATについては結果のさらなる分析を行っている。

これらをふまえて、ロボットシステムにより検出された認知機能の低下を基に、人による認知機能検査を実施し、それに基づいた情報提示方法の対応を構築することとした。認知機能と情報提示方法の関係は、現状では人の判断に委ねることとしたが、将来的には認知機能の状態と情報提示場面对応づけた発話データベースを構築する事で実現することは可能であり、それを含めた情報提示方法として特許出願を行った<sup>4-37)</sup>。

## (3) 二次障害への対策

今回開発する情報支援ロボットシステムでは、身体的な二次障害の発生は考えにくい。しかし、ロボットシステムへの依存から、記憶の低下を招く可能性は指摘された。また、ロボットとの生活

による引きこもりや、ロボットが擬人化されることによる倫理的配慮の問題も指摘された。これらに関しては、提供する情報の種類を選定する際に配慮が必要と考えられる。本システムの活用場面として、人と人とのつながりを促進する事や、外出を促すなど社会との接点を広げることを考えることが重要であり、サービスモデルの構築では、このような点を配慮し、地域での活用モデルを考える事とした。

## 4.6. 利用状況の明確化とコンセプトの構築

指針 5) 利用場面を想定した上で、コンセプトを構築する。その際、以下の非機能要件を考慮する。

5)-1 開発機器に関連する給付制度等の情報を収集し、その範囲に含まれる機器とするか否かを決定する。

5)-2 市場規模に関する情報を収集し、選定した技術およびコンセプトについて、小さい市場規模に対応できるよう、適宜見直しを行う。

### (1) 制度の考慮

本事例で開発する情報支援ロボットシステムは、現状の福祉機器関連の給付制度等の対象となるものではない。従って、現段階で給付制度等の枠組みを意識した開発はしないこととした。ただし、関連する状況については情報を収集し、まとめることとした。

利用対象者は高齢者であり、関連する制度としては介護保険の福祉用具貸与が最も近いものとなる。この場合、レンタルが基本となり、自己負担は10%が基本となる（収入によっては20%の自己負担となる場合がある）。

在宅で生活する高齢者に対して、突然の体調不良等に対応するための緊急通報システムが利用されている。このようなシステムについては、市町村等で導入の補助が受けられる場合がある。また、見守りシステムについても、市町村等が補助事業を行う場合がある。緊急通報や見守りの機能を開発システムが持つのであれば、対象となる可能性も考えられる。

厚生労働省が推進している地域包括ケアシステムの構築に関連して、高齢者を支援する地域づくりの活動に対して、自治体が補助を行うケースが見られる。機器に特化した事業ではないが、システムの活用方法によっては、対象として扱われる可能性も考えられる。

施設で利用する機器に対しては、国や自治体からの補助制度が組まれることもあり、関連する機能をシステムが有するのであれば、その対象となる可能性もある。

## (2) 市場規模の考慮

本事例で開発する機器は、まだ市場が形成されていないものであり、その市場規模の試算は難しい。本プロジェクトでは、ロボットシステムが実現する情報支援の内容として、4.3.項で示したニーズに関するグループインタビューの結果に基づき、スケジュール支援と服薬支援に絞り、利用高齢者のセグメンテーションを行い、利用者数の推計を行った<sup>438)</sup>。2025年時点の高齢者数の推計値(658万人)のうち、独居もしくは高齢夫婦世帯は67%と推定され、その数は440万人と推計される。このうち、スケジュール支援の利用者については、15%と仮定すると66万人、服薬支援の利用者については、10%と仮定すると44万人、これらの重複利用を考慮しないとすると、両者の合計110万人が想定利用者として推計された。この数字はあくまでも推計であるが、ある程度の市場規模を想定できる。

ただし、本事例では専用のロボットを開発するのではなく、汎用的なコミュニケーションロボットをプラットフォームとして活用することで、市場規模への対処を考える事とした。その際、ロボットシステムの購入にかかる費用が想定できていないことと、そのため購入意向を考慮に入れていない段階であり、事業化に向けてはより詳細な市場規模の検討が必要である。

## (3) コンセプトの構築

これまでの議論をまとめると以下のようなコンセプトとなる。

対象者は、軽度認知症高齢者、MCIのある高齢者、認知症やMCIではないが物忘れがありスケジュール管理等に問題のある高齢者とした。

利用場面としては、在宅での利用を考える事とした。また、開発チームに参画している自立型有料老人ホームでも同様な利用状況を想定できるという議論をふまえて、それについても利用場面として加えることとした。

利用状況としては、スケジュール確認支援および服薬等の健康管理支援を主として、生活に必要な情報を、ロボットとの会話を通して、利用者に提示する機能とした。ステークホルダとしては、自立型有料老人ホームでは、施設職員、家族、が主たる者として挙げられ、在宅では、家族、地域包括支援センター、訪問看護ステーション、通所施設、薬局、市の担当部署、医療機関、近隣住民、ケアマネージャが挙げられた。また、施設、在宅に共通するステークホルダとして、機器やシステムを製造するメーカー、システムを導入・運用するサービス提供者が挙げられた。

ヒューマン・インタフェースでは、会話における情報伝達フローに基づき、ロボットからの音声による情報提示を行うこととした。また、聞き取り易い合成音声や、高齢者の返答の意図抽出技術を活用するとともに、利用者の認知機能に応じた情報提示を支援者により実現することとした。これにより、高齢者にロボットが発する情報を確実に伝える機能を備えることとした。ま

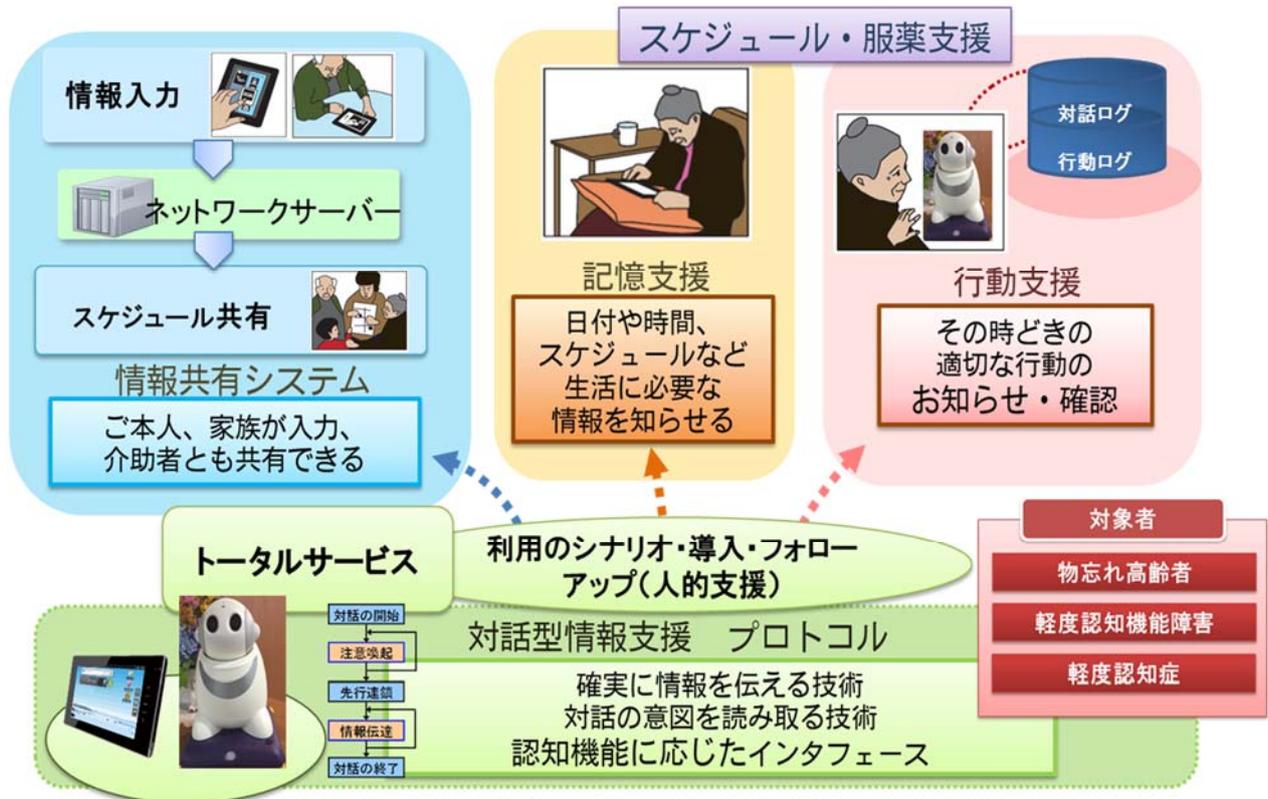


図 4-16 情報支援ロボットシステムのコンセプト

た、二次障害への対応としては、本システムへの過度な依存や倫理の問題を指摘し、利用方法の配慮により、対処することとした。

図 4-16 にまとめられたシステムのコンセプトを示す。

## 4.7. プロトタイプの作製と臨床評価

指針 6) プロトタイプを作製し、臨床評価によりコンセプトの修正を行う

図 4-16 に示したコンセプトに基づいて、システムのプロトタイプを作製した。ロボット本体は、コンセプト作成時に利用したコミュニケーションロボットから、移動機能やセンサ機能等を削除し、クラウドによりネットワークを介して主に動作する実用版“PaPeRo i”を採用することとした。システム構成を図 4-17 に示す。

このシステムを用いて、自立型有料老人ホーム在住の高齢者 5 名および在宅高齢者 1 名を対象として臨床評価を実施した<sup>4-39)</sup>。いずれも認知機能検査(MMSE)の得点は健常域ではあるが、COGNISTAT の下位項目では、一つ以上の低下が見られる。臨床評価実験のデザインは前後比較であり、情報支援ロボットシステムの導入前 4 週間の生活状況と、導入後 4 週間の生活状況の比

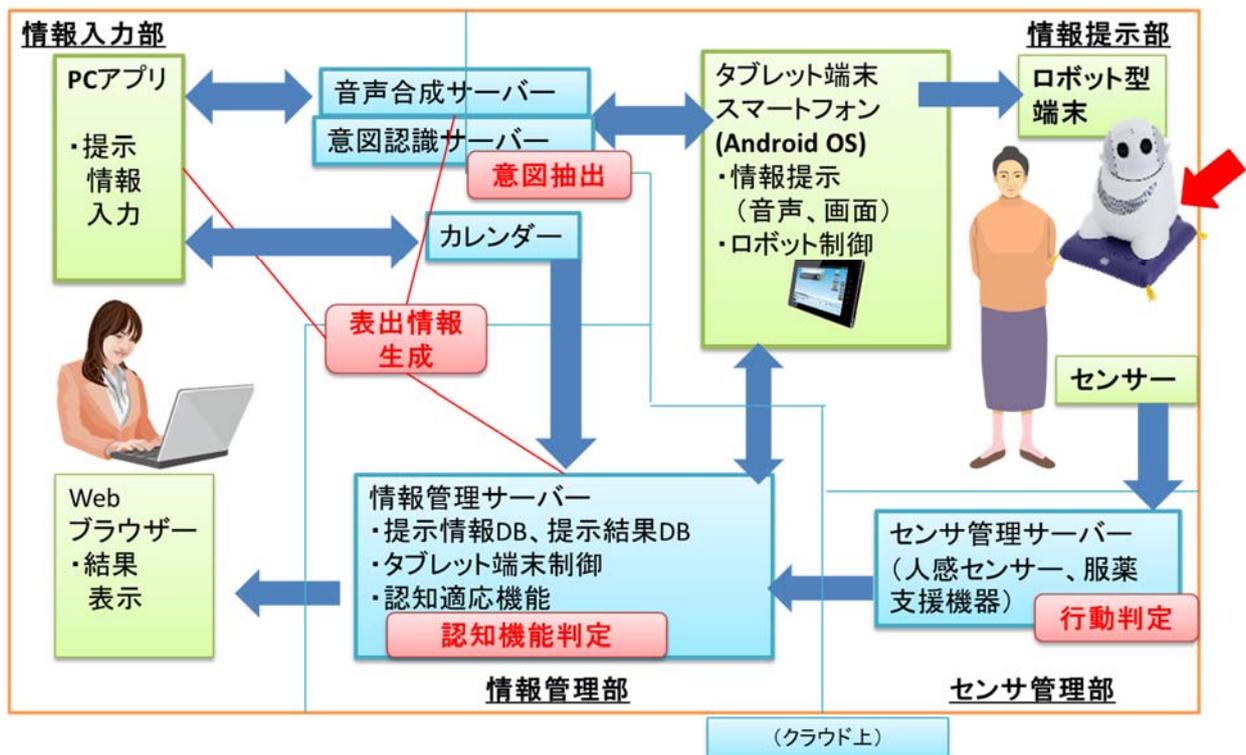


図 4-17 作成した情報支援ロボットシステムのプロトタイプ構成

較を行った。ロボットでの情報提供内容は対象者の生活状況調査を行い、服薬や外出の予定、起床時・就寝時の挨拶、施設への食事の注文提出などを設定した。これまでの解析結果から、服薬について、飲み忘れが改善することが示唆され、生活のリズムも安定する傾向が見られている。ユーザビリティ指標による主観評価の結果では、いずれも高い評価が得られている。ロボットシステムの問題点としては、インターネットの通信状況により動作に不具合が見られる状況が発生し、環境への依存が懸念事項としてあげられた。これについては、有線インターネット環境での試験を実施し、動作の改善が見られるかどうかを確認する予定である。また、通信状態が良い時間帯にクラウドからロボットに、動作に関する情報を受信しておくことで、通信状況の影響を受けにくいシステムにする改善案も検討している。

今後の展開として、社会実験を行う予定としている。社会実験では、伊豆市の地域コミュニティでの運用を考えており、それぞれの運用場所での効果的な活用モデルの構築から行い、地域住民を巻き込んだ運用実験を実施する。これにより、社会受容性や社会コスト等への影響を検証する予定である。

## 4.8. 適合手法・体制の構築

指針 7) 臨床評価で得られた知見を基に、利用者への個別適合サービス手法や導入訓練手法、運用に関わる手法およびその体制の構築もコンセプト立案段階で考慮する。また、必要に応じて、開発機器を利用したサービス提供モデルについても考慮する。

本システムでは、ステークホルダが多く、サービス提供内容によっても体制が異なる。そこで、具体的な利用状況を想定しながら、有料老人ホーム運営会社、福祉用具レンタル事業者が中心となり、開発チーム内での議論を経て、図 4-18 に示す適合・導入・運用モデルを構築した。

適合・導入については、図中の代理店および支援者が担うこととなり、まず、生活の自立度や生活状況の把握に基づいて、導入必要性の判断を行う。導入にあたっては、認知機能の簡易的な判定を支援者が行い、その結果に基づく情報提示方法を特定し、それにしがってスケジュールの入力や行動確認、ロボットが行う認知機能低下の検出結果のモニタリングを行う。これらについては、適合・導入マニュアルとしてまとめた。

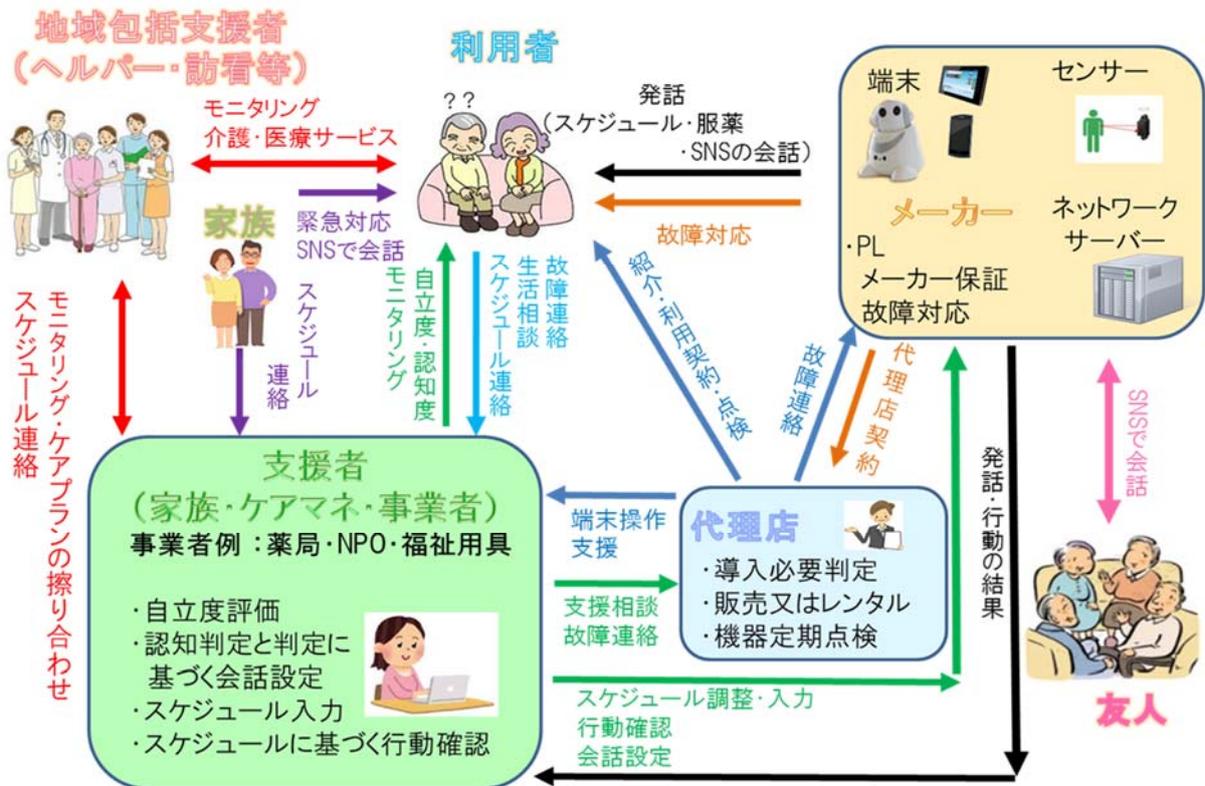


図 4-18 情報支援ロボットシステムの適合・導入・運用モデル

## 4.9. 得られた情報支援ロボットシステムのコンセプト

以上に示したプロセスを経て得られた情報支援ロボットシステムのコンセプトを以下にまとめる。

- ① 軽度認知症高齢者、MCIのある高齢者、認知症やMCIではないが物忘れがありスケジュール管理等に問題のある高齢者を対象とする
- ② スケジュール確認支援および服薬等の健康管理支援を主として、生活に必要な情報を、ロボットとの会話を通して、利用者に提示する
- ③ 会話における情報伝達フローに基づき、ロボットからの音声による情報提示を行う
- ④ 聞き取り易い合成音声や、高齢者の返答の意図抽出技術を活用するとともに、利用者の認知機能に応じた情報提示を支援者により実現する
- ⑤ ロボットシステムへの情報入力クラウドを介して行う
- ⑥ インターネット環境に依存することを配慮し、通信状況に応じてクラウドにアクセスする
- ⑦ 本システムへの過度な依存や倫理の問題を指摘し、利用方法の配慮により対処する
- ⑧ システムの運用にあたり、家族、地域包括支援センタ、訪問看護ステーション、通所施設、薬局、市の担当部署、医療機関、近隣住民、ケアマネージャ、機器やシステムを製造するメーカー、システムを導入・運用するサービス提供者によるサービス提供モデルを構築する
- ⑨ 非機能要件としては、以下の点が指摘された
  - 1) 認知機能の個別性や変化への対応としての適切な提示方法の選定
  - 2) 二次障害としての過度な依存、倫理的問題への対応としての利用方法の配慮
  - 3) 利用者110万人を想定した、汎用プラットフォームの利用
  - 4) インターネット環境の不安定な状態に対する対処

## 4.10. コンセプト立案シート

以上のプロセスを第3章3.4項で示したコンセプト立案シートにあてはめたものが、図4-19である。

## 4.11. 機器開発事例における提案プロセス・指針の有用性

### (1) 得られたコンセプトの妥当性

本事例では、高齢者6名に対して4週間の臨床評価を実施し、ある程度の効果が示されている。今後社会実験が予定されており、地域の中での効果は今後の評価結果に委ねられるが、これ

# 情報支援ロボットシステムの コンセプト立案シート

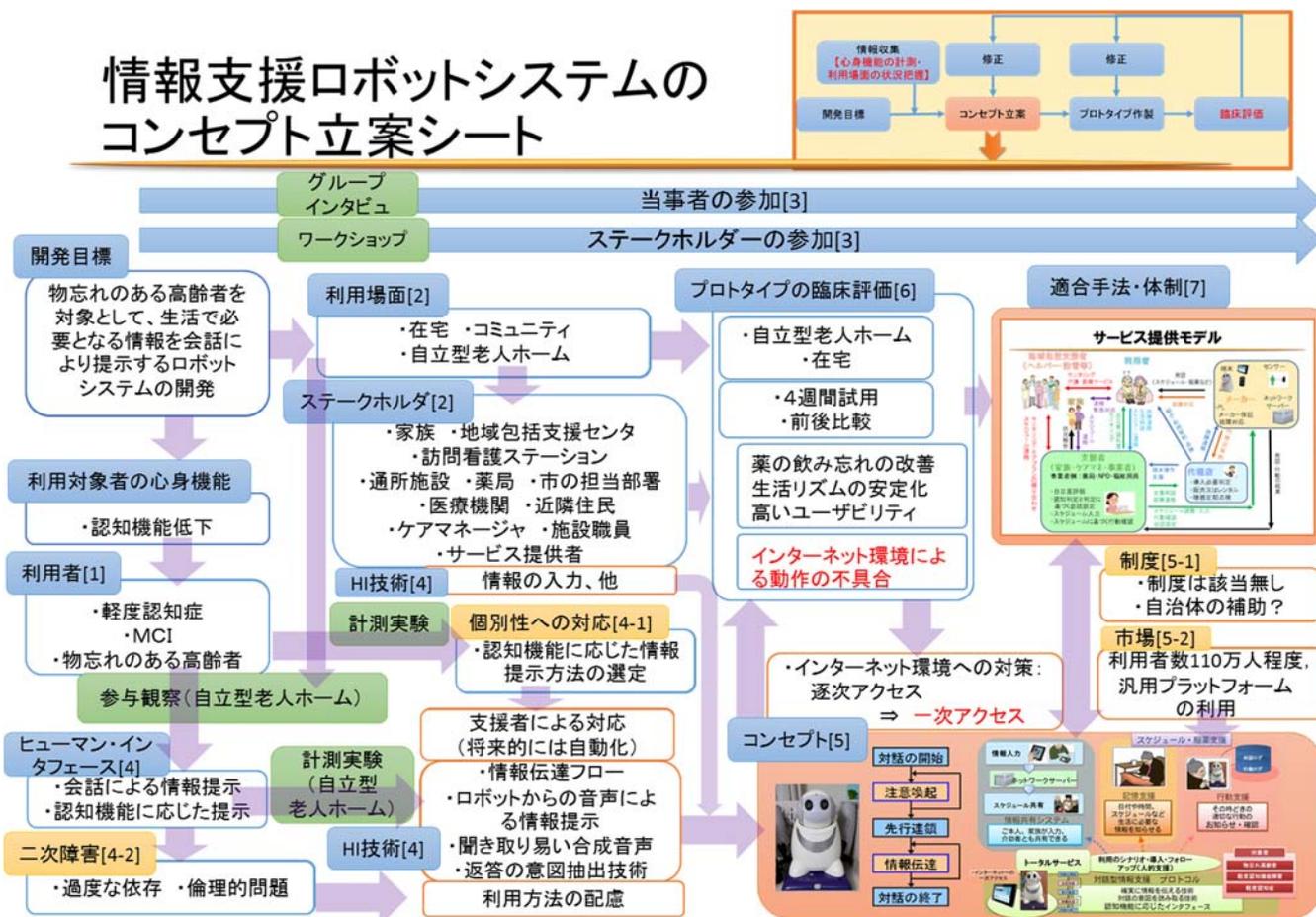


図 4-19 情報支援ロボットの開発におけるコンセプト立案シート

までの臨床評価より個人の生活の維持、向上に対する効果は示されている。この点で、開発対象システムのコンセプトの妥当性が示唆されたと考えられる。

また、ニーズがとらえにくい認知機能の低下した高齢者を対象として、生活場面で利用可能な情報支援ロボットシステムのコンセプトを導き出すことができている。会話機能のあるコミュニケーションロボットは他にも開発されているが、施設での体操やレクリエーションでの活用、利用者との会話の機能を主とするものがほとんどであり、在宅での利用に資する提案をしているものはほとんどない。この点で、本手法の有用性が示されたといえる。

さらに、このようなシステムでは、運用におけるステークホルダが多く、その点を開発の早い段階で想定した上で研究チームを構成するとともに、利用が想定される現場での情報収集により、ロボットシステムに必要な機能をまとめることができている。また、ヒューマン・インタフェースに特化したコンセプトの検討では、在宅と施設の間にあたる自立型有料老人ホームにおいて、情報支援システムに要求される機能を決定するための実験や観察を行い、利用者の認知機能の低下に合わせたヒューマン・インタフェースを構築することができている。また、非機能要件の検討から認

知機能に応じた情報提示についても機能に組み込むことができ、これも合わせて本手法の有用性といえる。さらに、ステークホルダを考慮に入れた導入やサービス提供のモデルも合わせて構築することができており、これもコンセプトの妥当性を示す結果である。

## (2) 開発効率への効果

本事例では、開発プロジェクトが継続中であり、最終的な開発コストや期間に関する検討は十分できない状況にある。しかし、複雑な開発チームの構成にもかかわらず、共通の目標に向けた協働が行われた点は、開発コストに関連する本手法の有用性を示すものと考えられる。実際の開発チームの構成は、大学・研究所、メーカー、高齢者施設、福祉用具レンタル事業者、市役所、地域での高齢者の支援者等、専門性の異なるマルチステークホルダが関わっている。対象者の設定からコンセプトの立案、プロトタイプの前製、臨床評価、改良という開発の流れやそれぞれの段階での確認項目およびシステムのコンセプトとサービス提供モデルの構築というゴールを明確にすることで、それぞれの役割が明確になり、効率よく開発を進めることができたといえる。

また、臨床評価や社会実験を通じて、効果検証とあわせてアーリーアダプタの発掘や、利用者像、購入者像の確認等を進めており、今後の製品化、事業化に向けた重要な知見を導き出すことができている。その点も、開発コストや期間の軽減に向けた本手法の有用性のひとつと考えられる。今後、このような複雑なシステムの開発ではオープンイノベーションの重要性が高まる可能性がある。その際、本手法のような指針やテンプレートは、役立つものと考えられる。

## 5. 開発事例を基にしたコンセプト要件リスト

以上示した3種類の福祉機器開発事例は、個別利用を想定したもの、施設利用を想定したもの、地域での利用を想定したものという異なる利用場面の特徴を有しているとともに、重度障害者、中等度の高齢障害者、軽度の認知機能低下者と対象となる群も異なる。これらをふまえて、コンセプト立案シートに記入された内容を基に、それぞれのコンセプト立案に必要な項目を要件リストとしてまとめたものが表4-7である。ここで示された要件項目は、本研究で提案したコンセプト立案プロセスおよびコンセプト立案指針によって導かれるものであり、福祉機器のコンセプト立案で必要となる項目である。二次障害および二次障害への対応、個別性・機能変化への配慮、制度・小さい市場規模への対処は、福祉機器の開発における非機能要件である。これらの項目に関して、福祉機器の開発における要件を蓄積していくことで、福祉機器開発に役立つ情報を共有することが可能となる。これにより、福祉機器開発の効率化にも役立つことが考えられる。ま

表 4-7 開発事例におけるコンセプト要件リスト

要件項目	電動車椅子	ブレーキかけ忘れ防止	情報支援ロボットシステム
対象者	重度脳性マヒ, 重度筋ジストロフィ	重度片マヒ, 軽度・中等度認知症	物忘れのある高齢者, MCI, 軽度認知症
身心機能の特徴	重度肢体不自由, 不随意運動, 筋力低下	運動機能の低下, 認知機能の低下	認知機能の低下
利用場面	公園等での散歩, 運動会への参加, 買い物, 大学内での移動	病院, 施設	在宅, コミュニティ, 自立型有料老人ホーム
ステークホルダ	家族, 大学関係者	病院・施設職員	家族, 地域資源(地域包括, 老人会等), 施設職員
当事者参加の形態	当事者の参加	病院・施設職員の参加, 臨床評価	情報収集への当事者参加, 臨床評価, 施設職員・専門職の参加
HIの構成	音声, 身体動作, 筋活動, 力覚	立ち上がり検出	会話による情報提示
選定したHI技術	音声認識, ジェスチャ認識, 筋電検出, 力覚検出	座面運動式自動ブレーキ, 介助者用解除機構	情報伝達フロー, ロボット, 合成音声, 意図抽出, クラウド, 認知機能判定(人による)
二次障害	褥瘡, 姿勢変形, 頸椎症	褥瘡	ロボットへの依存過多による機能低下
二次障害への対応	座位保持装置の設置	クッションの設置	利用方法の配慮
個性・機能変化への配慮	HIのモジュール化, 操作入力の調整, 走行速度の調整	適用範囲の明確化: 体重, ブレーキ操作	認知機能の特性に合わせた情報提示方法
制度・小さい市場規模への対処	補装具費支給制度, 年間100台程度, モジュール化	介護保険(在宅展開の場合), 年間数万台, オプション化の検討	制度は特になし, 利用者数110万人, 汎用プラットフォームの利用
情報収集項目	身体状況, 生活状況, 利用場面, 身体機能, 電動車椅子の専門知識	身体状況, 心身機能, 事故の現状, 利用場面, 職員の要望	心身機能, ニーズ, 地域の状況, 地域のリソース, 必要となるロボットの機能, 困り事, 自治体の施策
情報収集手法・ツール	インタビュー, 実地調査, 身体機能計測, シミュレータ	インタビュー, 実態調査, 実地調査	インタビュー, グループインタビュー, ワークショップ, 参与観察, HI特性の計測, 実地調査
適合手法・運用体制	パラメータの調整方法, 測定装置, シミュレータ, 既存の適合サービス	福祉用具貸与事業者による運用体制を構築	福祉用具貸与事業者による適合体制, 地域のステークホルダによる運用体制を構築
臨床評価から得られた知見	改良要求(HI, 外乱, 不随意運動, 力の維持), HIの調整, 利用者の操作習得, 利用効果	改良要求(着座の際の危険性, 適用体重), 利用効果	改良要求(インターネット環境への対処), 利用効果

た、新たな非機能要件の特定に役立つ情報ともなるため、必要な要件を漏らさず考慮し、福祉機器の質の向上にもつなげることができる。さらに、臨床評価から得られた改良要求は、新たな非機能要件項目となる可能性がある。今後、このような情報蓄積をさらに進めていく予定である。

## 6. 小括

本章では、第3章で提案した福祉機器のコンセプト立案プロセスおよびコンセプト立案指針を基に開発を実施した以下の3つの事例を示した。

- ① 重度障害者を対象とした電動車椅子の開発
- ② 高齢障害者を対象とした車椅子ブレーキかけ忘れ防止装置の開発
- ③ 物忘れのある高齢者を対象とした情報支援ロボットシステムの開発

開発事例は、いずれも臨床評価まで実施され、現場で役立つ形でのコンセプト立案がなされている。

電動車椅子の開発では、重度障害者の開発の初期の段階からの参加を実現することにより、利用者の身体機能の計測からヒューマン・インタフェースの構築を可能とした。さらにモジュール化等

#### 第4章 福祉機器開発の実践例にみるコンセプト立案プロセス・指針の有用性

の考慮によりそれぞれのモジュール毎の開発を進めることが可能となり、3年間という短期間で、新規技術開発から、利用を想定する場面での臨床評価までを実施する事が可能となった。

車椅子ブレーキかけ忘れ防止装置の開発では、施設利用を想定し、専門職との協働体制で開発を実施することにより、現場で利用可能なコンセプトの立案を実現することができた。また、臨床評価により、安全性に関する留意点が指摘され、その解決の為に、さらなる現場での状況を見直すことで、着座時にブレーキが解除されない機能を採用し、それにともない利用対象者の再設定もを行い、最終的なコンセプト立案に至ることができた。商品化にも成功し、販売実績も伸びており、本プロセス・指針の有用性を示す成果を得ることができた。

情報支援ロボットシステムの開発では、ニーズや心身機能の状況が把握しにくい認知機能の低下した高齢者を対象として、利用が想定されるフィールドでの情報収集、計測実験等を実施する事により、利用可能なヒューマン・インタフェースの構築および機器のコンセプトの構築が可能であった。さらに、地域での利用を想定したため、多くのステークホルダを考慮する必要が生じたが、ワークショップや個別インタビューに基づきステークホルダを設定し、サービスモデルの構築も含めて行ったことにより、実現可能性の高いトータルコンセプトの構築を行うことができた。

本手法の有用性として、コンセプトの妥当性と、開発効率の観点から各開発事例を総括した結果、コンセプトの妥当性については臨床評価により利用効果が示された点、および同種の機器の他の開発品よりも効果的な機器のコンセプトが導き出された点から、有用性が示されたといえる。開発効率については、他の手法との比較データが取得されていないため十分な検討には至っていないが、電動車椅子では開発者への調査結果から有用性が示され、車椅子ブレーキかけ忘れ防止装置では、コンセプト立案後の商品化が1年7ヶ月という短時間で実現し、情報支援ロボットでは多様な専門性を有する開発チームにもかかわらず複雑なロボットシステムのコンセプトをまとめる事ができている。

以上の結果より今回提案したコンセプト立案指針の適用範囲が示されたとともに、有用性も確認できたと考えられる。

最後に、これら3種類の福祉機器開発事例で得られたコンセプトの要件をコンセプト立案シートに基づいてまとめ、リストを作成した。このコンセプト要件リストは、福祉機器開発における必要要件項目のデータ蓄積に役立つものであり、今後これらについて様々な開発事例でデータ化する事により、効果的な機器開発や、機器開発の効率化、非機能要件の特定につなげることができる。

尚、本章で示した調査および福祉機器の臨床評価については、国立障害者リハビリテーションセンター倫理審査委員会の承認を得て実施した。

本章2項で示した事例は科学技術振興調整費「障害者の安全で快適な生活の支援技術の開発」(代表：山内繁，平成16年度～平成18年度)、3項で示した事例の一部は厚生科学研究費補助金長寿

科学総合研究「手動車いす用転倒防止装置の開発」(代表: 数藤康雄, 平成2年度～平成4年度)、福祉医療機構先進的・独創的活動支援事業「車いす自動ブレーキ装置の改良と実用化」(代表: 濱田浩美, 平成22年度)、科研費若手研究B「要介護高齢者の自発行動を促す移動支援機器の開発」(代表: 二瓶美里, 平成23～25年度)、4項で示した事例は科研費21300213「認知症者を対象とした情報支援パートナーロボットの開発」(代表: 井上剛伸, 平成21年度～平成23年度)および科学技術振興機構戦略的イノベーション創出推進プログラム「高齢者の記憶と認知機能低下に対する生活支援ロボットシステムの開発」(代表: 井上剛伸, 平成22年度～平成31年度)にて実施したものである。

#### 第4章の参考文献

- 4-1) 加藤淳, 浦郷正隆, 狼嘉彰. 複雑システムの信頼性を向上させる開発手法—アーキテクチャ設計手法とモデル検査の融合—. シンセシオロジー, 2010, vol. 3, no. 3, p. 197-212.
- 4-2) 井上剛伸, 塚田敦史, 酒井美園, 坂上勝彦, 諏訪基. 重度障害者の自立移動支援機器の開発に関する研究—個別対象によるオフアン・プロダクツの開発—. バイオメカニズム, 2012, vol. 21, p.65-77.
- 4-3) 中込直, 脳性麻痺, 米本恭三, 石神重信, 石田暉, 岩谷力, 西村尚志, 宮野佐年. リハビリテーションにおける評価. 医歯薬出版, 1996, p. 236-243.
- 4-4) 南山堂, “筋ジストロフィー.” 医学大事典. 第19版, 南山堂, 2006.
- 4-5) 井上剛伸. 車いす(手動・電動車いす)・座位保持装置, 平成22年度福祉機器専門職員研修会. 国立障害者リハビリテーションセンター, 2010, p. 111-125,
- 4-6) 電動車いす安全普及協会. “電動車椅子出荷台数の推移.” <http://www.den-ankyo.org/society/transition.html>, (参照 2018-04-28).
- 4-7) 政府統計. “平成28年度福祉行政報告例 身体障害者・児の特例補装具購入件数, 都道府県—指定都市—中核市×特例補装具の種類別.” e-Stat 統計で見る日本. <http://www.e-stat.go.jp/SG1/estat/List.do?lid=000001196384>, (2018-04-28).
- 4-8) 佐土原健, 児島宏明. 音素上の文字列カーネルを用いた重度障害者の不明瞭音声コマンド認識. 電子情報通信学会技術報告. 2007, SP-2006, vol. 106, no. 614, p. 49-54.
- 4-9) 児島宏明, 佐宗晃, Suk Soo-Young, 李時旭, 佐土原健. 重度障害者のための音声認識電動車いすの開発. 日本音響学会春季研究発表会講演論文集. 2007, p. 371-372,
- 4-10) Suk, S.; Kojima, H. Voice Activated Powered Wheelchair with Non-Voice Rejection Algorithm. Proceedings of INTERSPEECH 2007, 2007, p. 2541-2544.

- 4-11) Sasou, A.; Kojima, H. Noise robust speech recognition applied to voice-driven wheelchair, EURASIP Journal on Advances in Signal Processing. 2009, vol. 2009, Article ID 512314, p.9.
- 4-12) Takami, J. ; Sagayama, S. A successive state splitting algorithm for efficient allophone modeling. Proc. International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP-92). 1992, p. 573-576.
- 4-13) 依田育士, 田中淳一, 木村雄介, ライチェフ・ビゼル, 坂上勝彦, 井上剛伸. 頭部ジェスチャによる非接触・非拘束電動車いす操作インターフェースシステム. 電子情報通信学会論文誌. 2008, D, J91-D, no. 9, p. 2247-2255.
- 4-14) 梶谷 勇, 樋口 哲也. 絶縁型筋電センサを用いたユーザインタフェースの開発. 電子情報通信学会技術研究報告. 2006, WIT2005-81, p. 41-46.
- 4-15) 梶谷 勇, 樋口 哲也. 絶縁物電極を用いた筋電センサの開発. 電子情報通信学会技術研究報告 2006, WIT2006-13, p. 71-76.
- 4-16) Kajitani, I.; Higuchi, T. A fail-safe myoelectric controller for an electric-powered wheelchair. Proceedings of RESNA2006, 2006. .
- 4-17) Shino, M.; Inoue, T.; Kamata, M. Proposal of force detecting interface using physical terminal function of muscular dystrophy patients for operating electric wheelchair. Assistive Technology Research Series. IOS Press. 2007, vol. 20, p. 46-52.
- 4-18) 酒井美園, 井上剛伸, 内山幹男, 山内閑子, 木下悟郎, 諏訪基. 重度障害者を対象とした電動車いす操作の評価－音声認識電動車いす使用の事例から－. 第 42 回理学療法学会大会抄録. 2007.
- 4-19) 中村美緒, 山中康弘, 内山幹男, 井上剛伸. 音声認識車いすの実用化に向けた評価と適合～重度障害者の自立移動実現に向けた取り組み～. 第 45 回日本作業療法学会抄録. 2011, P19061.
- 4-20) 井上剛伸, 上村智子. 福祉用具満足度評価 QUEST 第2版. 大学教育出版社, 2008-12-22, ISBN978-4-88730-872-5
- 4-21) Inoue, T.; Kamimura, T.; Sasaki, K.; Mori, K.; Sakai, N.; Fujita, Y.; Nihei, M.; Tsukada, A. Standardization of J-PIADS (Psychosocial Impact of Assistive Devices Scale). Assistive Technology Research Series. IOS Press. 2011, vol. 28, p. 49-54.
- 4-22) Motoki Shino; Yuki Yamamoto; Takashi Mikata; Takenobu Inoue. Input device for electric wheelchairs considering physical functions of persons with severe Duchenne muscular dystrophy. Technology and Disability. 2014, vol. 26, no. 2-3, p. 105-115.
- 4-23) 井上剛伸, 廣瀬秀之, 今泉寛. 高齢障害者用車いすブレーキかけ忘れ防止装置. 人間工学. 1996, vol.32, no.4, p.183-188.
- 4-24) 厚生労働省. “介護給付費等実態調査：結果の概要.”

- <http://www.mhlw.go.jp/toukei/list/45-1b.html>, (参照 2018-04-28).
- 4-25) 厚生労働省. “平成 26 年患者調査の概況.” <http://www.mhlw.go.jp/toukei/list/10-20.html>, (参照 2018-04-28).
- 4-26) 朝田隆. 都市部における認知症有病率と認知症の生活機能障害への対応. 社会保障審議会第 45 回介護保険部会資料. 2013-6-6.
- 4-27) 三世川巧, 車いす自動ブレーキ装置, 実用新案登録第 3141048 号, 2008-4-2.
- 4-28) Nihei, M.; Ishiwata, R.; Deguchi, G.; Misegawa, M.; Inoue, T. Evaluation of failsafe wheelchair brake for users with memory loss in clinical use: Short-term evaluation of function. *assistive Technology from adapted equipment to Inclusive Environments AAATE*. 2009, p.41-46.
- 4-29) Nihei, M.; Deguchi, G.; Ishikawa, R.; Misegawa, M.; Inoue, T. Practical Evaluation Protocol for New Assistive Technology for Elderly with Cognitive Impairment. *Everyday Technology for Independence and Care AAATE*. 2011, p.262-269.
- 4-30) 二瓶美里, 出口弦舞, 山内閑子, 濱田浩美, 鎌田実, 井上剛伸. 手動車いすのブレーキかけ忘れを原因とした転倒に関する実態調査. *日本生活支援工学会誌*. 2013, vol. 13, no. 1, p.39-45.
- 4-31) 間宮郁子, 二瓶美里, 井上剛伸, 清水陽介, 渡部幸一, 大澤由美子, 成田拓也, 鎌田 実, 大中慎一, 児島宏明. 有料老人ホームにおける参与観察に基づく, 軽度認知症者への情報伝達手法の抽出. 第 23 回バイオメカニズム・シンポジウム. 京都市. 予稿集. 2013-07-26/07-28, p.299-308.
- 4-32) 岡本真一郎. 言葉の社会心理学 第3版. ナカニシヤ出版. 2006, 256p.
- 4-33) Misato Nihei; Tetsuaki Okada; Takuya Narita; Ikuko Mamiya; Minoru Kamata; Shinichi Ohnaka; Takenobu Inoue. Comparing Robots with Robot Agents as Information-Support Systems for the Elderly and Those with Mild Dementia. *Assistive Technology Research Series. Assistive Technology: From Research to Practice*. 2013, vol. 33, p.880-886.
- 4-34) 成田拓也, 二瓶美里, 小竹元基, 大中慎一, 鎌田実, 井上剛伸. 高齢者を対象とした合成音声の聞き取りやすさに関する研究. *ABML2011*. 2011, O1-3-1~4.
- 4-35) Takenobu Inoue; Misato Nihei; Takuya Narita; Minoru Onoda; Rina Ishiwata; Ikuko Mamiya; Motoki Shino; Hiroaki Kojima; Shinichi Ohnaka; Yoshihiro Fujita; Minoru Kamata, Field-based development of an information support robot for persons with dementia. *Technology and Disability*. 2012, vol. 24, no. 4, p.263-271.
- 4-36) Nishiura Y; Inoue T; Nihei M. Appropriate Talking Pattern of an Information Support Robot for People Living with Dementia : a Case Study. *Journal of Assistive Technologies*. 2014, vol. 8, issue. 4, p. 177-187.

#### 第4章 福祉機器開発の実践例にみるコンセプト立案プロセス・指針の有用性

- 4-37) 大中慎一, 二瓶美里, 児島宏明, 佐土原健, 井上剛伸, 西浦裕子, 大澤由美子, 渡部幸一, 清水陽介, 原田歩, 濱田浩美, 山内閑子. 情報提示システム、プログラム及び情報提示方法. 特願 2017-089328. 2017-4-28.
- 4-38) 井上剛伸. 研究成果展開事業 戦略的イノベーション創出推進プログラム平成 25 事業年度 研究成果報告書 高齢者の記憶と認知機能低下に対する生活支援ロボットシステムの開発. 科学技術振興機構. 2014.
- 4-39) 齋藤大輔, 西浦裕子, 大中慎一, 渡部幸一, 森村泰之, 浩美, 児島宏明, 佐土原健, 二瓶美里, 井上剛伸. 情報支援ロボットシステムの家庭環境における効果検証. LIFE2017. 2017-09-17

## 第5章 結論

---

### 1. 本研究の総括

本研究では、福祉機器開発を促進するための方策について、社会環境まで含めた全体像の把握と、最も重要なコンセプト立案段階に絞った手法の構築という二つの観点からの提案を行った。これらは、福祉機器開発が抱える複雑な課題の解決策として、利用者と利用場面を中心に据えた機器開発という考え方に立脚している。具体的には、過去の福祉機器開発事例の分析、それに基づく福祉機器開発促進に関する社会環境の要因も含めた枠組みの構築、その中で最も重要な段階として指摘されたコンセプト立案のためのプロセスおよび指針を提案した。コンセプト立案に関しては、提案したプロセスと指針に基づきデザイン要件を可視化したブランクシートを作成した。さらに、その提案プロセス・指針に基づいた福祉機器開発の実践例を示し、本提案の有用性を確認するとともに、そこでの具体的なコンセプト要件リストをまとめることで、今後の福祉機器開発や非機能要件の特定につなげる情報を示した。

各章ごとの総括を以下に示す。

第1章では、本研究の背景として、障害者や高齢者の現状、福祉機器開発の現状および課題、その解決に応用可能なデザイン手法についてまとめるとともに、本研究の目的、意義、構成について記述した。

第2章では、重度障害者を対象とする電動車椅子の開発事例を取り上げ、開発経過をたどることで、開発プロセスを記述するとともに、課題の抽出を行った。ここでは、リハセンターに併設する福祉機器研究部門にて行われた、頭部操作式電動車椅子の開発事例を取り上げた。開発では、対象者の頭部運動の計測と操作方法の決定、それに基づくコンセプトの立案、試作、評価・改良ループ（段階的な試用評価、機器のカスタマイズ、改良）のプロセスを経て、実用場面への導入および長期使用を実現した。頭部操作式電動車椅子の開発プロセスを、アーチャが提案した既存のデザインブ

## 第5章 結論

ロセス（分析フェーズ、創造フェーズ、実行フェーズ）と比較したところ、本開発の特徴として以下の2点が抽出された。

- ・開発機器のコンセプト立案に至る過程で、操作インターフェースの決定に重点が置かれている。
- ・試作後の評価と改良のループにおいて、実際の対象者での試用評価を段階的に実施し、データ収集から改良に至るプロセスを、時間をかけて行っている。その際、個別適合がループの中に位置付けられている。

本事例では、対象者を一人に絞り、電動車椅子の開発を実行している。上記2点は、いずれも対象者の特徴をとらえ、その対象者および使用環境に適合していくためのプロセスである。前者は、試作の手前の段階で行うべき事項であり、後者は試作の後の段階で行うべき事項として整理できる。以上より、これらのプロセスを既存のデザインプロセスの中に、いかに組み込むか、そのための包括的な開発戦略の構築が重度障害者の福祉機器開発の課題として抽出された。

第3章では、国立身体障害者リハビリテーションセンター（当時）研究所福祉機器開発部で開発された10種類の福祉機器について、開発プロセス、開発におけるボトルネックとその解決策に関するワークショップ形式での議論を行い、その結果をまとめることで福祉機器開発を促進するための包括的な枠組みを示した。この中では、機器開発のプロセスおよびそれぞれの段階で考慮すべき注意点が示されるとともに、社会環境との関係についても示されている。これらにより福祉機器開発をめぐる課題全体を把握し、それに基づき、最も重要なポイントとしてコンセプト立案に着目し、プロトタイプ製の作製と臨床評価を位置づけたコンセプト立案プロセス、および利用者、利用場面の想定、ヒューマン・インタフェースの決定、非機能要件の考慮、利用者への個別適合への配慮を含めた7項目からなる以下の指針を示した。

- 1)開発目標に基づき、対象者の障害の種類および程度を設定する。
- 2)設定した対象者の生活状況に関する情報を収集し、開発機器の利用場面および機器の利用に関係するステークホルダを設定する。
- 3)設定した障害当事者の開発プロセスへの参加を実践する。障害当事者の全てのプロセスへの参加が難しい場合には、主要なステークホルダの参加を実践する。
- 4)設定した対象者の障害の種類および程度に応じて、ヒューマン・インタフェースに用いる技術を決する。その際、必要に応じて、利用者の心身機能と技術のマッチングのための計測を行う。計測は、想定する対象者の生活場面にて行う事が望ましい。また、以下の非機能要件を考慮する。
  - 4)-1 対象者の個別性や心身機能の変化に対応するために、ヒューマン・インタフェースのモジュール化やパラメータ調整などの機能を実現する技術を付加する。

4)-2 設定した対象者の障害の種類および程度をふまえて、開発機器の利用に伴う二次障害の危険性を把握し、その対策を講じる。

5) 利用場面を想定した上で、コンセプトを構築する。その際、以下の非機能要件を考慮する。

5)-1 開発機器に関連する給付制度等の情報を収集し、その範囲に含まれる機器とするか否かを決定する。

5)-2 市場規模に関する情報を収集し、選定した技術およびコンセプトについて、小さい市場規模に対応できるよう、適宜見直しを行う。

6) プロトタイプを作製し、臨床評価によりコンセプトの修正を行う。

7) 臨床評価で得られた知見を基に、利用者への個別適合サービス手法や導入訓練手法、運用に関わる手法およびその体制の構築もコンセプト立案段階で考慮する。また、必要に応じて、開発機器を利用したサービス提供モデルについても考慮する。

さらに、これらの流れを可視化するコンセプト立案シートを、開発に役立つツールとして作成した。

第4章では、第3章で提案したコンセプト立案プロセスおよびコンセプト立案指針に基づいた開発事例として、重度障害者を対象とした電動車椅子の開発、高齢障害者を対象とした車椅子ブレーキかけ忘れ防止装置の開発、物忘れのある高齢者を対象とした情報支援ロボットシステムの開発の3事例を示し、本研究で提案したプロセス・指針の有用性を、得られたコンセプトの妥当性および開発効率への効果の観点から確認した。さらに、コンセプト立案シートへの記載内容を基に、それぞれの要件項目における要件リストを提示した。これらの情報は、今後の福祉機器の開発に役立つとともに、今後このような枠組みでデータを蓄積することにより、福祉機器開発の促進および効率化、非機能要件の特定につながる事が考えられる。

## 2. 本研究の結論

本研究で得られた結論は以下の通りである。

- 1) 重度障害者を対象とした電動車椅子の開発事例を基に課題抽出を行った結果、ヒューマン・インタフェース決定のための身体機能の計測、および個別適合を含めた臨床評価と改良の繰り返しが多いことが福祉機器の開発プロセスの特徴であり、この点をふまえた福祉機器開発プロセスの構築を、課題として抽出することができた。
- 2) 福祉機器の開発事例11例（研究機関：10例，企業：1例）を基に、福祉機器開発におけるボトルネックとその解決策に関するワークショップによる議論の結果、開発プロセス、開発におけ

る注意点、社会環境との関係を含んだ福祉機器の開発促進のための包括的な枠組みを構築することができた。

- 3) 上記の包括的な枠組みによる課題全体の把握により、コンセプト立案の段階における注意点が最も多い事が示され、コンセプト立案手法に関する議論を展開した結果、情報収集および臨床評価を含めたコンセプト立案プロセスを提案することができた。
- 4) さらに、上記コンセプト立案プロセスを実行するために必要な事項を抽出し、整理した結果、7項目からなる指針を提案することができた。この指針には、利用者、利用場面の想定、ヒューマン・インタフェースの決定、非機能要件の考慮、利用者への個別適合への配慮を含む。また、提案したコンセプト立案プロセスとコンセプト立案指針に基づく流れを可視化したコンセプト立案シートを作成した。
- 5) 提案したコンセプト立案プロセスおよび指針を基に、3種類の福祉機器開発を実践し、デザイン要件の導出について指針に基づいた分析を行った結果、提案プロセス・指針の有用性を確認することができた。
- 6) 上記3種類の福祉機器開発事例について、コンセプト立案シートの記載内容を基に、デザイン要件を整理した結果、福祉機器の開発に必要な要件リストを提示することができた。本リストは、今後のデータ蓄積、効果的な開発の促進、開発の効率化、非機能要件の特定につながる基盤となるものである。

### 3. 今後の展望

本研究で示した福祉機器に関する包括的な枠組みや、コンセプト立案のための手法は、利用者や利用場面を中心に考えることにより、実際の利用に合わせた機器開発を行うために有用な知見を示したと考えている。また、本研究で提案したコンセプト立案シートやコンセプト要件リストを発展させ、福祉機器開発における非機能要件等の情報の蓄積と社会としての共有により、より効率的な福祉機器開発に資する知見をまとめることも重要であり、今後さらなる取り組みを行う予定である。

しかし、開発プロセスへの利用者参加や利用場面での開発は、参加者への負担となる可能性がある。それらに対する配慮については、今後の検討が必要である。さらに、福祉機器分野での課題のうち、市場性やビジネスに関する問題を簡単に解決する提案とはなっていない。この問題は、本研究で提案した利用者や利用場面と技術の適合、重度障害者や孤独を感じる高齢者のお金では換算できないニーズの強さとも関係する。また、開発プロセスへの利用者の参加は、価値観の変換やアー

リーアダプタの発掘につながる可能性も示された。この点で、本研究の成果は、市場性の問題にも影響を及ぼすと考えることができる。これらの関係を明らかにするさらなる研究は必要である。

また、本研究ではプロトタイプ製作や臨床評価を、コンセプト立案のプロセスに組み込むことを提案した。この部分において、開発コストがかさむことや、企業のみで実施するには困難も伴う。本研究の成果を受けて、福祉機器の開発における産業界と研究機関、臨床機関との連携が促進する事も必要であり、期待されるところでもある。さらに、本分野の技術開発は、社会として取り組むべき重要な項目である点を再認識し、研究開発のファンドもさらに充実していく必要がある。フィールドの関係者が、本研究で提案したプロセスや指針を共有することで、今後のファンドの効率的、効果的な推進につなげることも期待するところである。

本研究で提案した手法は、ユニバーサルデザインにも応用可能と考える。必要とする人に役立つコンセプトをまとめることで、ものとして何を備えているべきかを、端的に伝えることができる。一般製品の開発者が、その解決策を見出すことができれば、それは素晴らしいことである。

エンジニアリングが扱う機器やシステムは、情報化や知能化により、より複雑になり、機能決定の段階で、詳細な要件が定まらない状況が生まれている。そのような中、ソフトウェアの世界では、システムを実装しながら細部を改善していくというアプローチも議論されるようになってきた。本研究で示したコンセプト立案手法は、まさにそれと同様な発想から生まれている。これらは一見すると異なる分野ではあるが、共通の課題を抱えている。このような広い視野で本研究をとらえ直すことで、また新たな発想や展開も考えられる。

一方で、本研究で提案した手法は、こうあらねばならないという、堅苦しい提案ととらえられることがあるかもしれない。しかし、福祉機器の開発を支えているのは、障害当事者の方々が抱える課題を真摯に受け止め、その課題をどうにか解決しようという創意工夫であり、それが原動力となることは間違いない。そのような創意工夫を生かし、より多くの発想が役立つ機器として必要としている人の下へ届くために、本手法が活用されることを強く望んでいる。特に、重度の障害に対応するためのオーファン・プロダクツは、市場規模も小さく、開発のインセンティブが働きにくい。また、ニーズを表現することが難しい人のための機器は、そもそも開発しようというところまで至らない。一方で、それを必要とする人は、とても切実な課題を抱えている。本手法を用いた機器の開発により、より多くの人たちが関わり、より多くの創意工夫が結集されることで、その課題を解決できるようになる。そんな世の中ができてあがることを切に願うとともに、今後もその方向にむけた研究・開発を進めていきたいと考えている。

尚、本論文では「障害」という表記を使用している。著者の立場をふまえ、法律に基づいた表記としたものであり、他意はないことを最後に付記する。

# 謝辞

---

本論文をまとめるにあたり、東京大学大学院新領域創成科学研究科人間環境学専攻 鎌田実教授には、大局から細かいところまで、丁寧なご指導を賜りました。これまで進めてきた自身の研究の位置づけや特徴、至らないところを見つめ直し、博士論文としてどのようにまとめれば良いかを、改めて考えるきっかけと方向性をお示しく下さいました。心より感謝を申し上げます。

また、お忙しい中、貴重なお時間をいただきご指導いただきました東京大学大学院工学系研究科機械工学専攻 中尾政之教授、東京大学先端科学技術研究センター 中邑賢龍教授、東京大学大学院新領域創成科学研究科人間環境学専攻 小竹元基准教授、東京大学大学院新領域創成科学研究科人間環境学専攻 稗方和夫准教授にも、深く感謝申し上げます。それぞれのご専門分野から頂きましたご指導は、自身の研究の視野を広げ、本論文をまとめるにあたりとても意義深いものでありましたし、今後の研究の方向性にも、多大なるご示唆をいただいたと思っております。

慶應義塾大学名誉教授 山崎信寿先生には、私の研究を長年にわたりご指導頂きました。この分野の研究の面白さや、難しさ、怖さ、取り組むべき方向性、社会の中での位置づけ等々、大所高所より厳しくかつ優しく、多くのことをご指導下さいました。心より、感謝を申し上げます。

東京大学大学院新領域創成科学研究科人間環境学専攻 二瓶美里講師には、本論文の作成にあたり、構想から細々としたところまで、本当にお世話になりました。深く感謝申し上げます。

また、本論文でまとめた研究を国立障害者リハビリテーションセンター研究所にてご指導下さいました山内繁（元）研究所長、諏訪基（元）研究所長にも、深く感謝の意を表したいと思います。いつも暖かく見守ってくださり、自由に研究をさせて頂きました。ありがとうございました。

私がこの分野の研究を続けることができ、本論文をまとめることができたのは、多くの障害当事者の皆さんと一緒に研究を進めることができたことが、最も大切なことであつたと思っております。宮内麻千子さん、加藤泉さん、麩澤孝さん、横田恒一さん、阿部厚さん（故人）、佐藤海さん（故人）他、多くの当事者の方々にこの場を借りて、感謝の意を表したいと思います。また、このような当事者の方々との協働の大切さをご教示くださったのは、国立障害者リハビリテーションセンター研究所にてご指導頂いた方々です。入所当時の研究所長であつた初山泰弘先生（故人）、福祉機器

開発部の数藤康雄さん、相川孝訓さん、田村徹さん、廣瀬秀行さんにも深く感謝の意を表したいと思います。

本論文は、青木慶さん、石濱裕規さん、石渡利奈さん、伊藤和幸さん、今泉寛さん（故人）、大中慎一さん、小野田穰さん、児島宏明さん、坂上勝彦さん、清水健さん、関寛之先生、塚田敦史さん、出口弦舞さん、成田拓也さん、西浦裕子さん、濱田浩美さん、藤田善弘さん、間宮郁子さん、三方崇嗣先生、山内閑子さん、山本裕喜さん、米澤美園さん他との共著論文を基にまとめさせていただきました。この場を借りて感謝の意を表します。また、石井純夫さん、石嶋光さん、大澤由美子さん、梶谷勇さん、上村智子さん、小林敦さん、齋藤大輔さん、坂本修二さん、佐宗晃さん、佐土原健さん、清水陽介さん、高枝果奈さん、高美南さん、中村美緒さん、樋口哲也さん、藤田博暁さん、三世川巧さん、森村泰之さん、依田育士さん、渡部幸一さん他、多くの方々にご協力を頂きました。ありがとうございました。

また、国立障害者リハビリテーションセンター 飛松好子総長、国立障害者リハビリテーションセンター 小野栄一研究所長、国立障害者リハビリテーションセンター研究所 加藤誠志顧問（元研究所長）には、日頃より私の研究をご指導いただき、心より感謝を申し上げます。そして、国立障害者リハビリテーションセンター研究所福祉機器開発部 白銀暁さん、硯川潤さん、高嶋淳さん、水野純平さん、太田浩子さんには、いつもいろいろなことにご協力頂き、本当に感謝しております。

私自身の研究は、本当に多くの方の支えによって成り立っています。ご協力いただいた方々すべてに、この場を借りて御礼を申し上げたいと思います。

最後に、私事ですが、この論文をまとめるにあたり、家族の協力なくしては成し得なかったと思います。この場を借りて、謝意を表したいと思います。

平成30年5月2日

井上 剛伸



# 付録 A 頭部操作式電動車椅子開発における計測・評価実験

## A.1. スキャン式意思伝達装置使用中の頭部動作の計測 2-1)

操作方法を決定するにあたり、スキャン式意思伝達装置操作時の対象者の頭部動作を計測することとした。図 A-1 に示す対象者が使用していたスキャン式意思伝達装置は、座位保持椅子に座

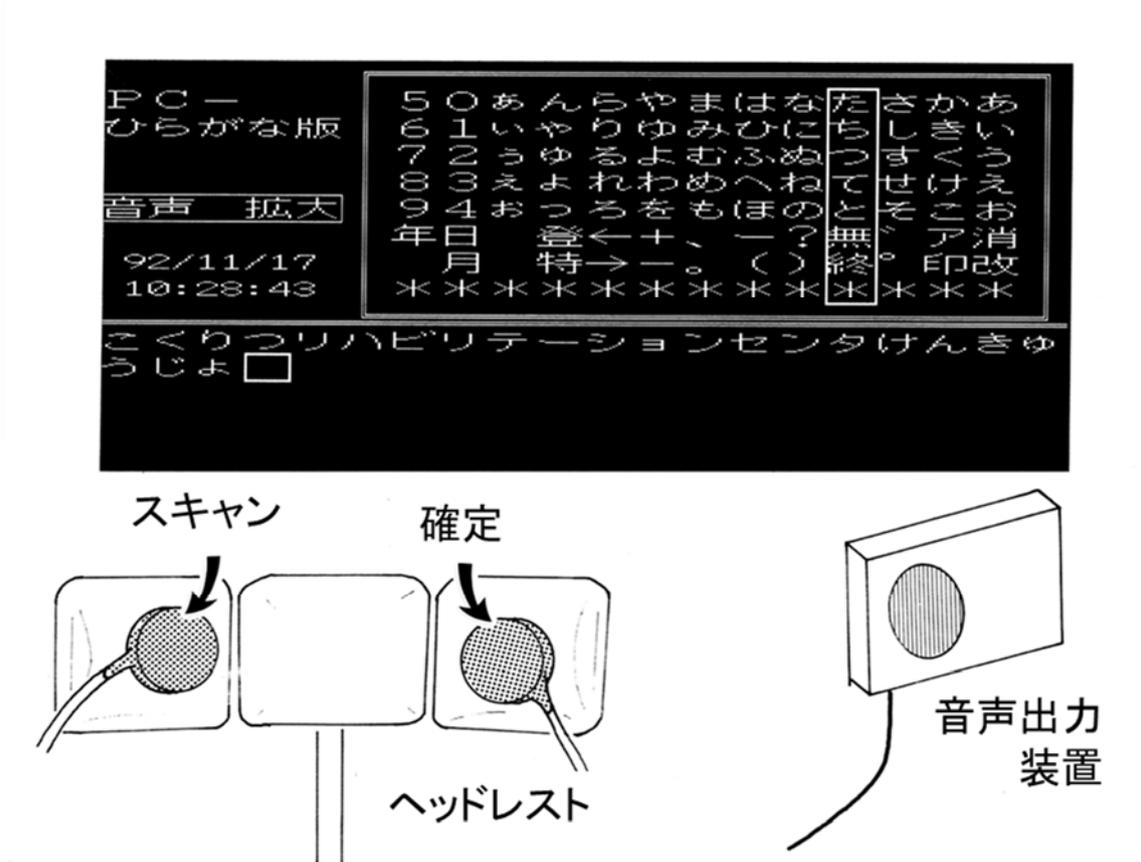


図 A-1 対象者が使用しているスキャン式意思伝達装置

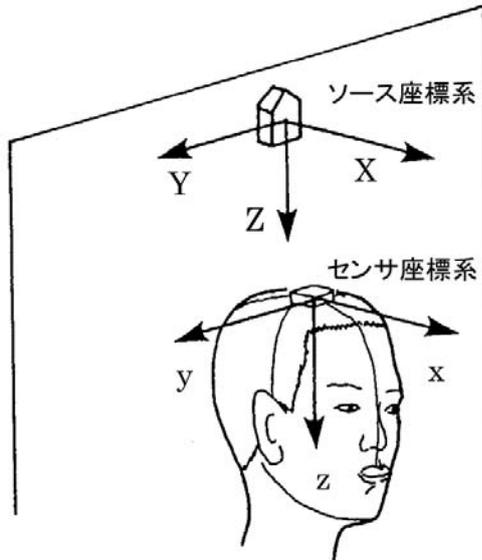


図 A-2 ソースおよびセンサの座標系<sup>2-1)</sup>

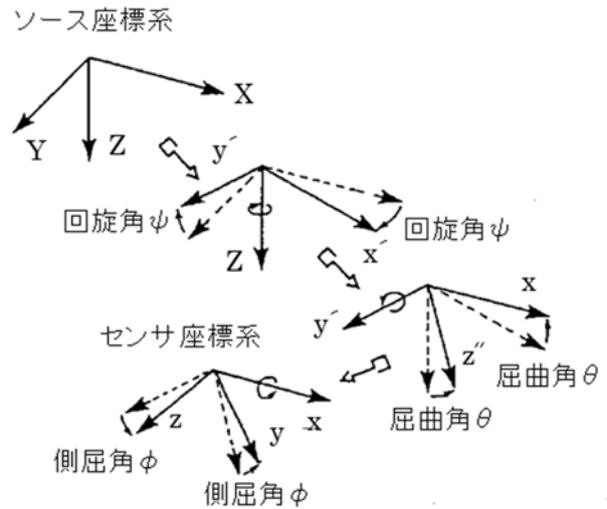


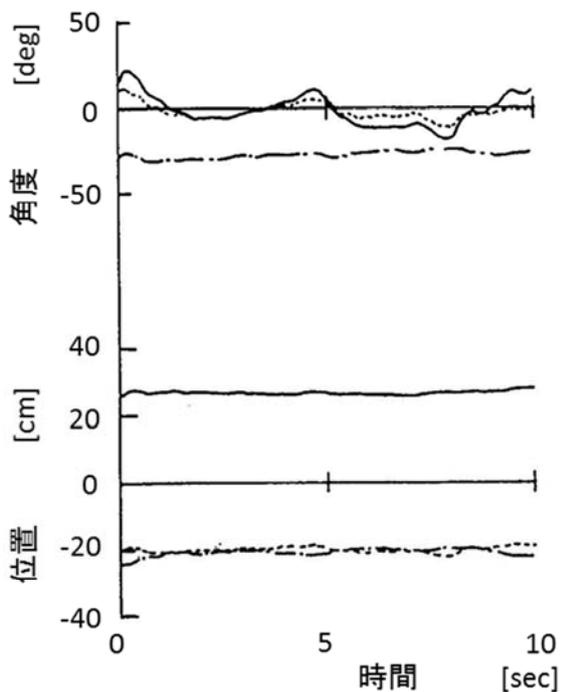
図 A-3 オイラー角の定義<sup>2-1)</sup>

り、ヘッドレストの左右に取り付けた空圧スイッチを頭部で押すことにより、五十音表の中から 1 文字を選択するというものである。右のスイッチを押すことで、行または文字を次に移し、左のスイッチを押すことで行または文字を確定する。例えば、“と”を選択したければ、“あ”行から 3 回右スイッチを押すことで“た”行に選択行を移し、右スイッチを押すことで“た”行を確定する。その後、“た”から右スイッチを 4 回押すことで、“と”まで選択文字を移し、右スイッチを押すことで“と”を確定する。自立移動機器の操作パラメータを決定するにあたり、この動作に着目し、操作中の頭部の動きを 3 次元位置角度センサ (ISOTRAK) を用いて計測した。

ISOTRAK は、3 組の直交したコイルよりなるソースと小型の磁気センサで構成されている。ソースから時分割で発生される磁界を、センサで検出することにより、ソース座標系内でのセンサの 3 次元位置およびオイラー角を計測することができる。

ソースとセンサの座標系は図 A-2 のように定めた。センサ座標系は頭頂部を原点とし、鉛直下方に向けて z 軸、体幹前方に向けて x 軸、右方に y 軸とした。ソースはヘッドレスト後上方に車椅子からアームを出して取り付け、バックサポート面に対して前方に X 軸、右方に Y 軸、鉛直下方に Z 軸とした。計測されるオイラー角を図 A-3 に示す。まずソース座標系の Z 軸に関して回旋角  $\psi$ 、次に回転後の y' 軸に関して屈曲角  $\theta$ 、さらに回転後の x 軸に関して側屈角  $\phi$  の回転を施し、センサ座標系に至るものとする。ISOTRAK センサでは、このときのそれぞれの角度を計測する。スイッチ操作の計測時間は 10 秒、サンプリングは 20Hz で行った。

計測結果を図 A-4 に示す。計測中に右→右→左→右の順で 4 回スイッチを押している。角度データを見ると、スイッチ操作にともないほぼ同期して回旋角および屈曲角が変化するが、側屈角はほとんど変化していないことがわかる。また、位置の変化は回旋角の変化にともない 5cm 程度見ら



上段(——回旋角: 右が正, - - - - 屈曲角: 伸展が正, - · - · - 側屈角: 右が正)  
 下段(——前後: 前が正, - - - - 左右: 右が正, - · - · - 上下: 下が正)

図 A-4 スイッチ操作時の頭部の動き<sup>2-1)</sup>

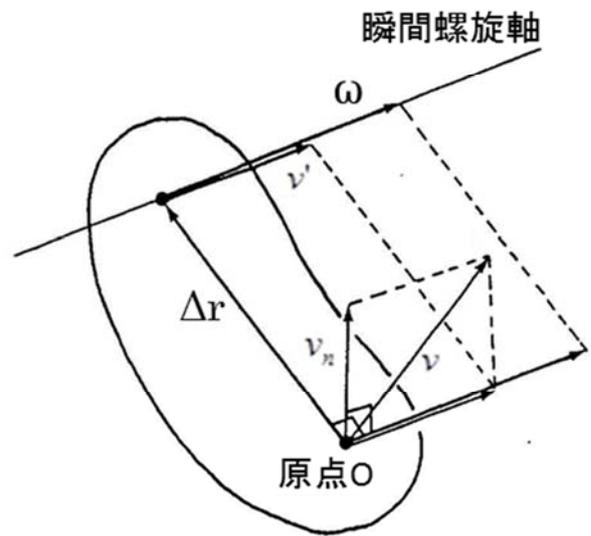


図 A-5 瞬間螺旋軸の定義<sup>2-1)</sup>

れている。これより、ヘッドレスト上で頸部の回旋により頭部を動かし、その動きを利用してスイッチ操作を行っていることが分かった。

さらに動きを詳しく知るために、瞬間螺旋軸を求めた。瞬間螺旋軸は、図 A-5 に示すように、剛体の 3 次元的な動きを、瞬間的に回転運動と並進運動に分けた際の回転軸である。軸の方向は回転角速度ベクトル  $\omega$  と一致しており、回転角度  $\Theta$  の時間微分として式 (A-1) より求められる。

$$\omega = \frac{d\Theta}{dt} \quad (A-1)$$

また、軸の位置は原点速度  $v$  の瞬間螺旋軸に対する垂直成分  $v_n$  が、回転軸まわりの回転運動のみで表現できる位置となり、式 (A-2) を満たすベクトル  $\Delta r$  の先端を通る軸となる。

$$v_n = \omega \times \Delta r \quad (A-2)$$

さらに、瞬間螺旋軸に関する並進速度は原点速度の軸方向成分であり、 $v'$ で表される。

右スイッチを押す際の、頭部座標系内での瞬間螺旋軸の位置を図 A-6 に示す。ここで計算に際し、計測データに 5 点の移動平均を施した。図中の矢印は回転方向を表し、矢印の向きに対して右ねじの方向に回転していることを示す。また、瞬間螺旋軸の長さは角速度を表している。これより、スイッチを押す瞬間を除けば、頭部の回転運動は鉛直軸（z 軸）にほぼ沿った軸に関する運動である。したがって、回旋角の変化がより支配的な運動であることが分かる。頭部の動きは、右方向に回旋していき、スイッチを押した後に、左方向に回旋しながら元の位置まで戻っている。

また軸の位置は、前額面内ではほぼ中央から右へ移動し、スイッチを押した後に元に戻っており、矢状面では後方 60mm 付近に集中している。これはヘッドレストの位置に相当し、ヘッドレスト上で頭部は転がり運動をしていることを示している。この動きは対象者の得意な動きの一つであると考えられた。

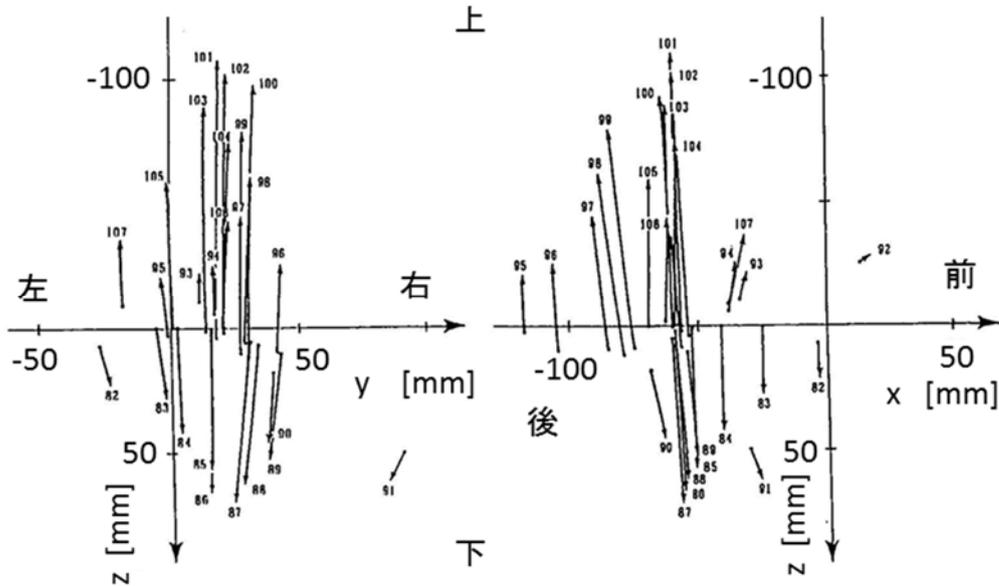


図 A-6 右スイッチ操作時の頭部瞬間螺旋軸<sup>2-1)</sup>

## A.2. 頭部運動の時間特性の計測 2-1)

頭部操作式電動車椅子の操作パラメータとして頸部の運動を用いる場合、単純動作としては、回旋、屈伸、側屈の3種類が考えられる。これらの動きに関して、対象者の特性を確認する実験を行った。

実験にあたり、図 A-7 に示すように、コンピュータ画面の中央に操作対象のキャラクタを表示し、それを左右および下に表れる目標キャラクタに向けて動かすソフトウェアを作成した。被験者は、モジュール型座位保持装置に座り、パソコンの画面と頭部の位置がほぼ同じ高さとなるように、それぞれの位置を決めた。頭部の動きは ISOTRAK により検出することとし、センサを帽子に縫いつけ、対象者の頭頂部に取り付けた。操作対象キャラクタを左右へ動かすパラメータとして、回旋角を用いた場合と側屈角を用いた場合について実験を行った。また、操作対象キャラクタの下への動きは屈曲角を用いた。それぞれの角度データに閾値を設け、各角度が一定値を超えるとキャラクタがそれぞれの方向へ動くものとした。閾値は、右回旋、左回旋では  $20^\circ$  とし、右側屈、左側屈では  $20^\circ$ 、屈曲では  $25^\circ$  とした。なお、座位保持装置にヘッドレストがあるために伸展動作は困難であった。画面には始めに操作対象キャラクタのみが表示してあり、開始合図の後目標キャラクタが表示される。被験者には、開始合図の時点でディスプレイに注目し、その後目標キャラクタが表示された方向に頸部を運動させ、操作対象キャラクタが止まることのないように、頭部の位置を動かした方向で保持するように指示した。

図 A-8 に回旋角の計測例を示す。閾値を  $\pm 20^\circ$  とし、左側に目標キャラクタが現れたときの回旋角の変化を、サンプリング周波数  $15\text{Hz}$  で表示している。目標キャラクタが現れた時点を開始点として、0.6 秒後に左への回旋がはじまり、0.9 秒で左側閾値である  $-20^\circ$  を越え操作対象キャラクタが



図 A-7 頭部動作計測に用いたコンピュータ画面

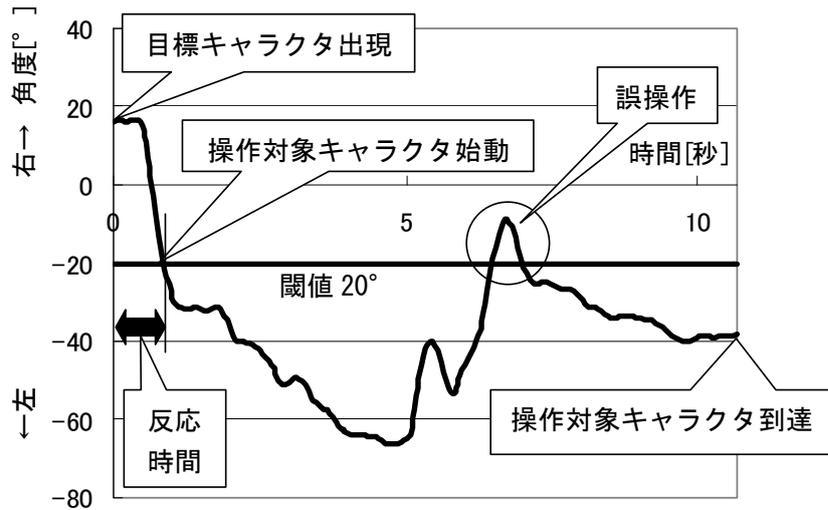


図 A-8 回旋角をパラメータとしたときのキャラクタ操作データ(回旋角)

動き始める。その後も頸部は左に回旋を続け、最大で 66.3° まで回旋している。その後右回旋が起こり、6.6 秒で -20° 以上の値となりキャラクタが停止したが、7.2 秒で再び閾値以上の回旋が起こり、キャラクタが動き始めた。目標キャラクタに到達したのは 10.8 秒であった。目標キャラクタが現れてから操作対象キャラクタが動き出すまでの時間（操作時間）と、動き出した後に向いた方向が保持できず、設定値を割ってしまった回数（保持不可回数）を表 A-1 に示す。右回旋、屈曲の動作は操作時間も早く、その後の保持性も良好である。左回旋動作は操作時間は良好であるが、保持中に誤操作が 1 回起きている。側屈動作に関しては右側はキャラクタを動かすことさえできず、左側も非常に時間がかかり、実用的ではないことが分かった。

表 A-1 反応時間と誤操作回数

動作	閾値角度 (°)	操作時間 (s)	保持不可回数
左回旋	20	0.9	1
右回旋	20	0.5	0
左側屈	20	7.9	0
右側屈	20	動作できず	
屈曲	25	1.1	0

以上の計測結果より、側屈動作よりも回旋動作の方が、操作時間および保持性についても良好であることが確認できた。これより、走行中の連続的な方向変換操作のパラメータとして回旋角を使用することとした。また、屈曲動作も操作の早さ、保持性ともに回旋動作と同様の結果が得られており、停止操作のパラメータに採用することとした。

対象者の頭部動作の状態から、屈曲、回旋のいずれの動作も、その角度調節まで行うことは困難と判断した。したがって、それぞれのデータに閾値を設定し、回旋の場合であれば、左右の閾値の間に入っていれば直進、いずれかの閾値を越えた場合はその方向に曲がり、屈曲では閾値を越えた場合に停止することとした。

また軸の位置は、前額面内ではほぼ中央から右へ移動し、スイッチを押した後に元に戻っており、矢状面では後方 60mm 付近に集中している。これはヘッドレストの位置に相当し、ヘッドレスト上で頭部は転がり運動をしていることを示している。この動きは対象者の得意な動きの一つであると考えられた。

### A.3. 体育館での試用評価 2-1)

まず電動車椅子に着座し、座位の確保を行ったところ、体幹の安定は保たれ、後弓反張に対する対応もなされていた。したがって、座位保持装置は有効に機能したと考えられる。

続いて、体育館にて、直進・停止・右折・左折の基本操作に関する評価を行った。走行速度は直進時に 1.4km/h、回転半径は内輪で 1.0m に設定した。

直進を指示した時の頸部回旋角データを図 A-9 に示す。ここで、左右の回旋角の設定角度はどちらも  $20^\circ$  とした。発進から約 2 秒後に安定した直進走行に入っており、18 秒付近で右折の誤操作が起きている。その後 29 秒付近で左折の誤操作が起き、35 秒で停止した。30 秒以降の回旋角の大きな変化は、停止のための屈曲動作に伴うものである。35 秒間で右折 1 回、左折 1 回の誤操作があったが、いずれも 1 秒以内で直進域に復帰しており、観察においてもほぼ安定した直進性が得られていた。また、この間のデータは常に変動しており、回旋角に  $\pm 20^\circ$  程度の直進域が必要であり、本システムの操作パラメータの設定方法は対象者に適していることが確認できた。

走行中に停止するように指示し、停止動作の検討を行った。停止動作の設定角度は屈曲位  $40^\circ$  とした。停止後すぐに発進させる方式で、1 分間で 1 回の停止の指示をしたところ、いずれも 1 秒以内に停止することができた。このときの停止距離は約 0.3m であった。したがって、停止パラメータとして屈曲角を選択したことは、対象者に適していたことが確認できた。

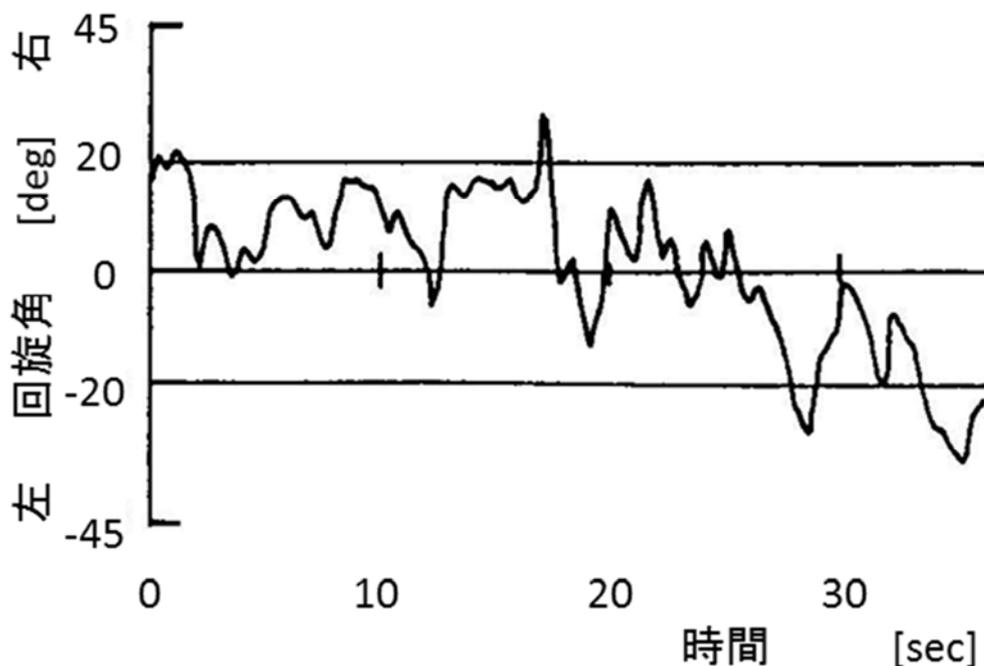


図 A-9 直進時の回旋角の変化<sup>2-1)</sup>

体育館において、右折、左折および直進の指示を行った。ここで、左右回旋角の設定値を 20°～50° の範囲で設定して走行を行った。評価の結果、いずれの設定角においても、指示に従った良好な走行が可能であった。ここで、それぞれの設定角度における操作中の左右の最大回旋角度をみると、表 A-2 のようになる。これによると、設定した左右の角度と最大回旋角度には関係が見られず、右は 73° から 87°、左は 41° から 60° であることがわかる。すなわち、対象者は設定角度には意識せず、右折・左折時には可能な範囲で、できる限りの回旋をできてしまっていると考えられる。したがって、対象者は本システムの操作において、頸部の回旋運動を細かく調整することは困難であり、今回構築したように左右の設定値の間では直進し、それを越えると右折もしくは左折をするという操作方法は、適していることが確認できた。

以上の評価結果を基に、対象者に適した操作設定値を決定した。直進性の実験では、左右とも 20° の設定で直進が可能であり、右折、左折動作の実験では、設定値による操作性の違いは表れなかった。表 A-2 における最大回旋角度の最低値は 41° であり、この点で、設定値は 40° 程度であってかまわないと考えられる。しかし、右折・左折にあまり大きな回旋を必要とすると、疲労が大きくなり、操作が困難になることが考えられる。そこで、なるべく小さい角度範囲で、なおかつ直進性が保たれる設定角度として、20° を妥当な値とした。また、停止のための屈曲角設定値は、今回の実験で現実性が確認できた 40° とした。但し、設定値は今後操作を重ねていく上で、変化していく可能性も考えられ、電動車椅子システムとしては、その都度設定し直すことができる機能を備えておくことは、重要な仕様と考えられる。

表 A-2 右折・左折時の最大回旋角度<sup>2-1)</sup>

設定角度		最大回旋角度	
右	左	右	左
20°	20°	85°	60°
30°	30°	77°	41°
35°	30°	82°	56°
40°	35°	86°	56°
45°	40°	87°	44°
45°	45°	82°	75°
50°	50°	73°	60°

## A.4. 廊下での試用評価 2-1)

廊下走行の段階で、最適な速度の検討を行った。走行に使用した廊下は 2m幅の施設内の廊下であり、クランク状をしている。速度は 1.4 km/h、2.0 km/h、2.8 km/h の 3 種類で行った。2.8 km/h では明らかに本人に動揺が見られた。右左折の際に頸部を回旋させる角変化量（最大値－最小値）を見みると、1.4 km/h、2.0 km/h に比べて 2.8 km/h では非常に大きい値となった（図 A-10）。これは、操作中に緊張が強く、頸を過度に動かした結果と考えられる。これより、この廊下の走行では 2.8 km/h は対象者にとって速すぎるのが分かり、このことから電動車いすの操作において、速度の影響が大きいことが明らかになった。本電動車椅子では最高速度を 6.0km/h としそれ以下であれば自由に設定できるようになっているが、走行場所に応じて最適な速度に設定する必要があることが確認できた。

また、本システムにおいて、対象者に最適な速度を選択する一つの指標として、走行時の回旋角度の振れ幅を見ることの有効性が示された。

また、廊下走行においてティルト角と操作性の検討を行ったところ、椅子が起きている状態では走行中の頭部の支持が十分ではなく、ヘッドサポートから頭部がはずれる状況が見られたが、後方へ倒すにしたがって頭部をヘッドサポート内で安定して動かす状況が見られた。廊下走行中の頭頂部の位置を ISOTRAK により計測し、前後・左右・上下方向のそれぞれについて変位量（最大値－最小値）を算出したところ、図 A-11 のような結果を得た。ただし、停止動作を行う際に頭頂部

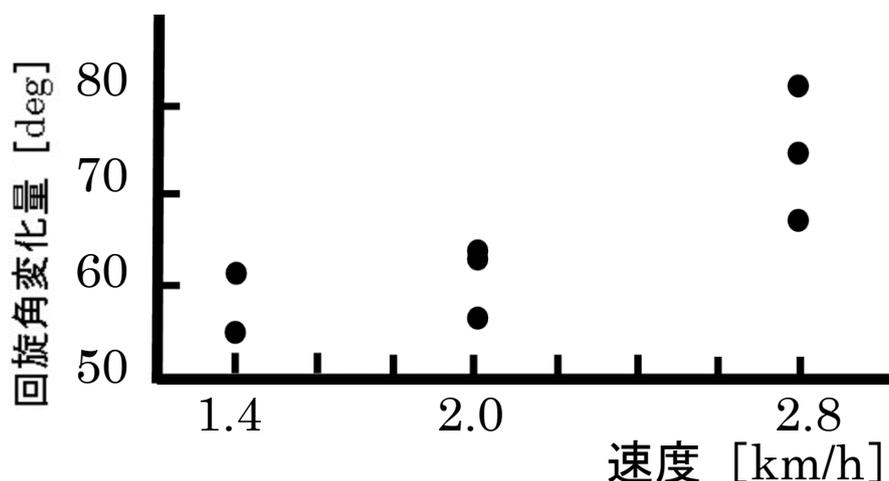


図 A-10 走行速度の頭部動作への影響<sup>2-1)</sup>

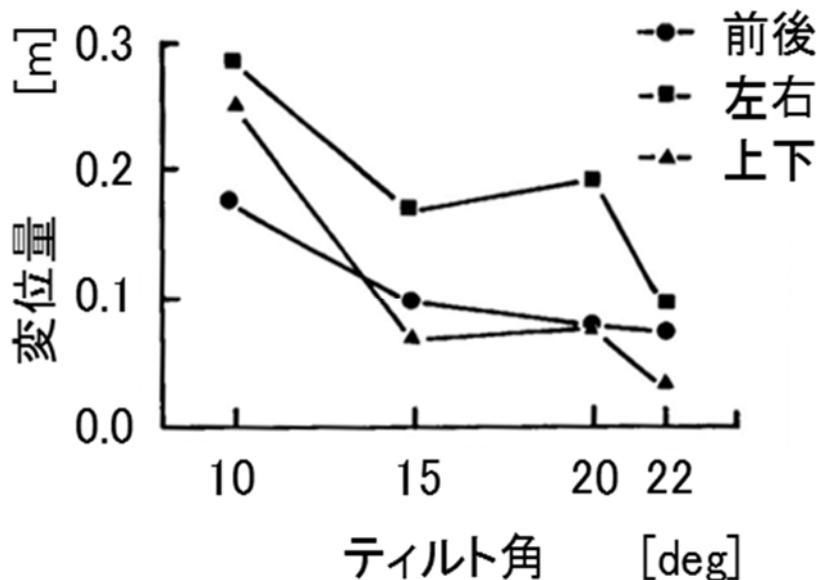
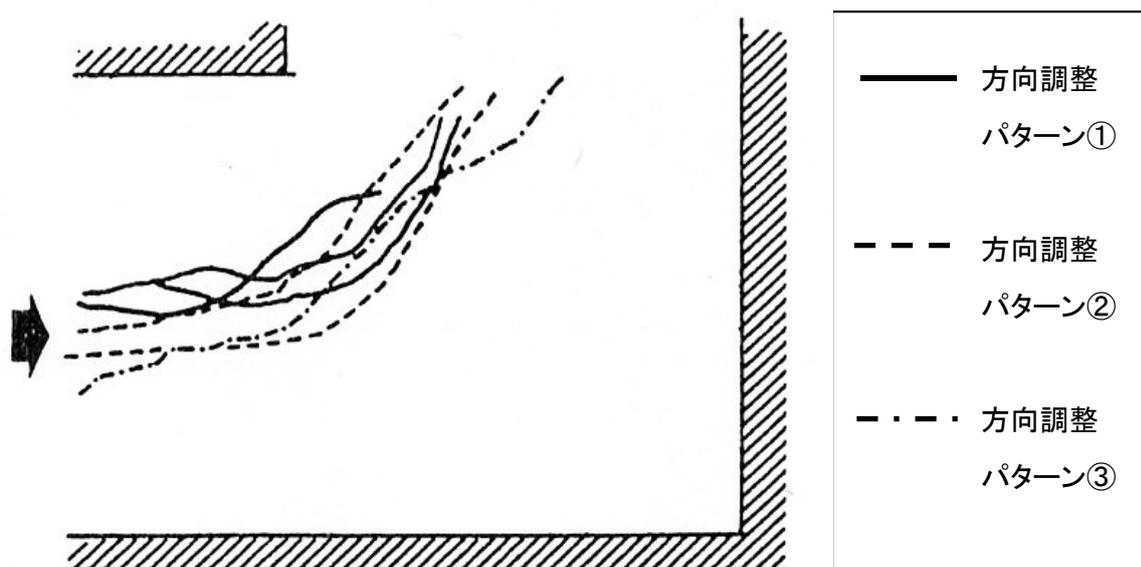


図 A-11 ティルト角の影響<sup>2-1)</sup>

は大きく動くため、このデータではその部分のはぞき、走行中のデータのみについて解析した。ティルト角は座面が水平な状態を  $0^\circ$  として、 $10^\circ$ 、 $15^\circ$ 、 $20^\circ$ 、 $22^\circ$  後方へ傾いた状態を設定した。ここで  $22^\circ$  は、当時の養護学校の教師が、彼女に最適な角度として判断した値である。 $22^\circ$  以上は走行中に前方が見にくくなるため、測定条件から除いた。 $10^\circ$  では、左右および上下には  $0.3\text{m}$  程度、前後でも  $0.2\text{m}$  程度の変位が見られた。 $15^\circ$  および  $20^\circ$  ではいずれの方向の変位量もほぼ同じ値をとっているが、 $10^\circ$  に比較していずれも低下している。 $22^\circ$  では  $20^\circ$  に比較して、さらにどの値も低下して  $0.1\text{m}$  以下になっており、頭部の無駄な動きが無くなり、ヘッドレストないでの安定した方向調整が実現できていると言える。これより、操作中のティルト角の設定は重要であり、この時点で  $22^\circ$  が最適なティルト角であることがわかった。

廊下での走行では、当初直進路での蛇行が多く見られた。その特徴として、その振幅が徐々に大きくなる傾向が見られた。すなわち、少しずつ蛇行をはじめ、その補正がきかなくなり振幅が大きくなったと考えられる。しかし、走行を重ねるうちに、蛇行の補正が可能となった。補正方法は右折・左折を少しずつ行い、微調整をしながら廊下の方向にあわせるというものであった。廊下の曲がり角も当初衝突しそうになり介助者が停止する場面があったが、走行を重ねる内に安全に曲がるのが可能となった。また、廊下を曲がる際の軌跡を計測したところ、3種類の曲がり方のストラテジーが明らかになった。計測は、床面に  $20\text{cm}$  間隔でマトリックス状に標点を貼り付け、その上を通過する電動車いすの走行をビデオカメラで記録し、それより電動車いすの左右の前輪の位置を測定することで行った。図 A-12 に、左に曲がった時の前輪の中点の軌跡を示す。曲がり角へのア

図 A-12 廊下左折時の走行軌跡<sup>2-1)</sup>

プローチでは、いずれも廊下のほぼ中央を走行しており、その後曲がる際には1回の操作で曲がりきるのではなく、方向の調整をしながら曲がっていることがわかる。方向調整のパターンとしては以下の3つがあることがわかった。

- ① 曲がり始めるのが早すぎ、左側の壁に近づきすぎて、一度右に方向を変え、もう一度左に方向変換する。(図 A-12 実線)
- ② ①の場合よりもやや曲がり始めは遅いが、まだ左の角にぶつかる可能性があり、一度直進し、その後もう一度左に方向を変える。(図 A-12 点線)
- ③ 右への切り返しおよび直進を使い、微調整を繰り返す。(図 A-12 一点鎖線)

以上どのパターンについても、左側の壁との距離によって方向の調節を行っており、内側の壁を基準として、曲がっていることがわかる。これらのストラテジーを駆使することで、対象者は廊下での移動を実現したと考えられる。

## 付録 B 電動車椅子シミュレータの開発と活用事例

---

電動車椅子シミュレータは、視覚情報、聴覚情報、加速度情報をそれぞれ表現し、それにより仮想的な電動車椅子操作を体験できるようなシステムとした。視覚情報はコンピュータグラフィックスを表示する球面状画面を、操作者の前方に設置することにより提供する。描画にはプロジェクターを 4 台使用し、プロジェクションクラスタ技術により、ひずみ補正およびブレンディングを施し、臨場感のある画像を表示することができる。水平視野角は  $120^\circ$ 、垂直視野角は  $55^\circ$  である。これにより、左右の走行環境を的確に呈示できるとともに、操作者に没入感を与えることが可能である。また、聴覚情報は前方に左右 2 つのスピーカを設置し、電動車椅子の走行音などを発生することで表現した。加速度情報は、操作者、表示画面等が一体となって 6 軸方向に動く動揺台を採用することとした。これにより、力の場を表現することが可能となり、衝撃や坂道などの重力の変化を操作者に与え、実環境に近い操作環境を再現することができる。模擬加速度を表現することとした。

入力装置の接続インタフェースは市販のインバケアー社製コントローラを実装し、D-sub9 ピンコネクタにより市販の各種インタフェースを接続することができる。また、インバケアー社製のテイルトおよびリクライニング機能のついた椅子を実装しており、各種障害にあわせた姿勢保持を実現する。また、椅子の乗り込み用のリフトも設置した。

システム全体の設定はオペレーションデスクで行う。オペレーション端末を操作することで、各種設定値を変更することができる。また、本システムでは操作中の操作者の状態を計測・記録することも大きな特徴である。記録用として、動揺台上に 4 台のカメラを設置し、オペレーションデスクに設置したテレビ画面およびビデオにより操作者の様子を観察・記録することができるものとした。評価プログラムでは、走行軌跡、最高速度、平均速度、最高角速度、平均角速度、衝突回数、ジョイスティック操作能力度などを表示し、操作者の能力を定量的に呈示することができる。

図 B-1 に開発した電動車椅子シミュレータを示す。

図 B-2 は、第 4 章 2.節に示した筋電入力式電動車椅子の入力システムを本シミュレータに接続

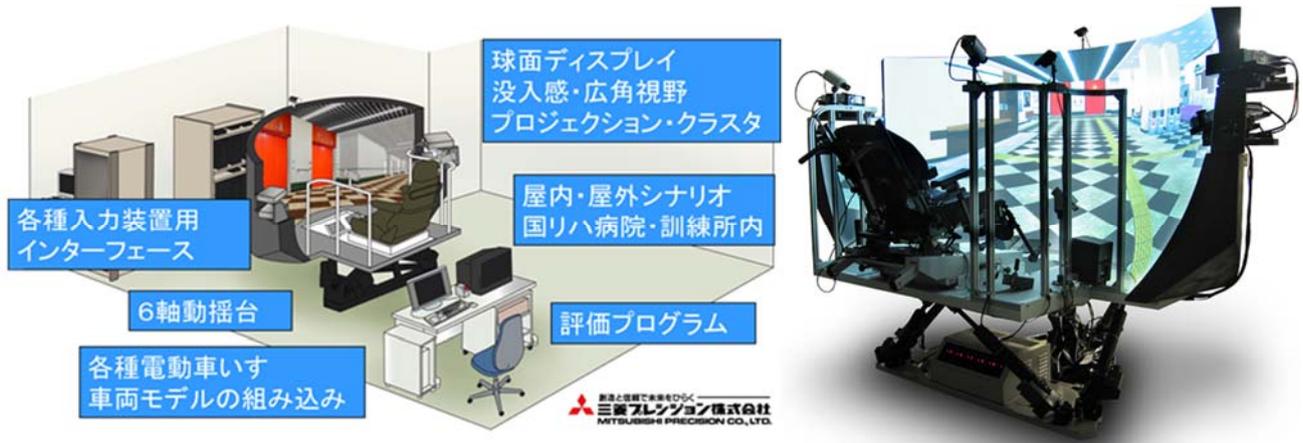


図 B-1 球面状画面を有する電動車椅子シミュレータ

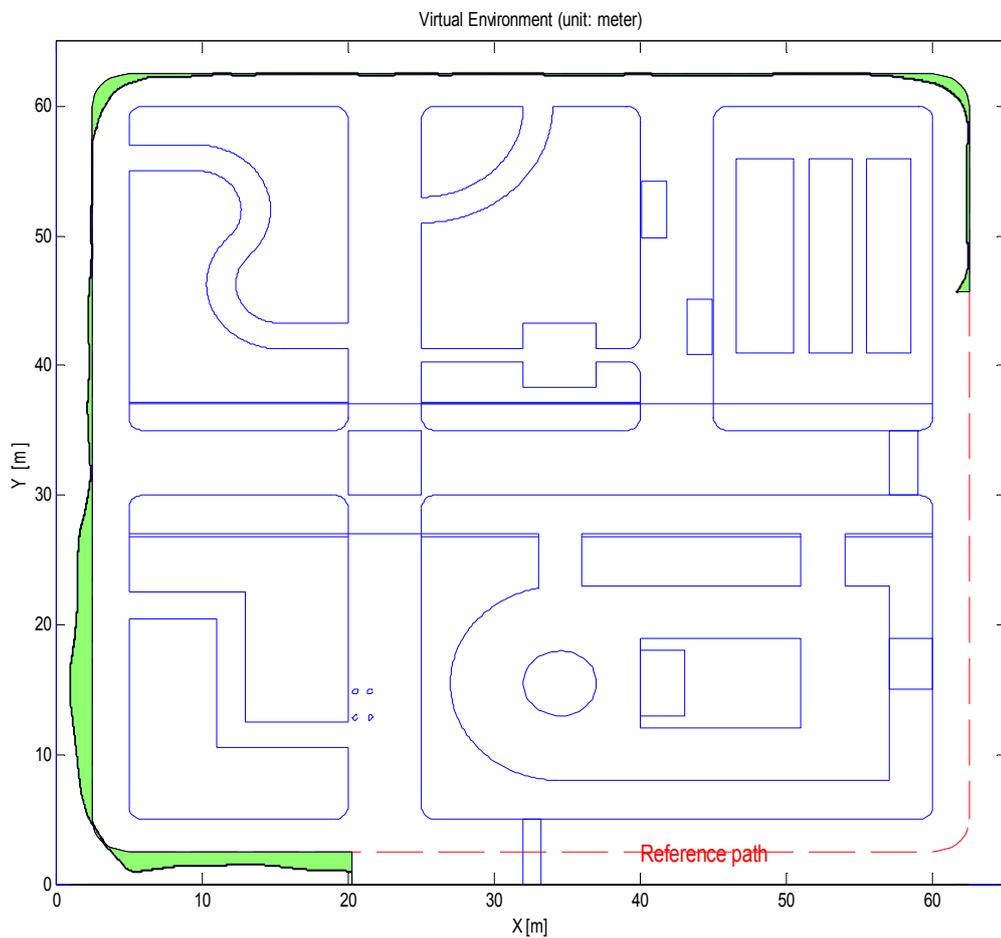


図 B-2 シミュレータによる走行軌跡

し、筋ジストロフィ患者が試用した際の走行軌跡を示したものである。左下のスタート地点直後は、道路上の中央線からはずれた位置を走行しているが、後半は中央線に沿って安定して走行していることが示されている。これより、対象者の電動車椅子操作の可能性を示すことができた。

# 付録 C 福祉機器開発における 障害別での配慮点

---

## C.1. 頸髄損傷

### (1) 原因疾患等

外傷性の頸椎骨脱臼や頸椎骨骨折により頸髄神経が損傷し、中枢神経と末梢との情報伝達が阻害されることにより、運動麻痺および感覚麻痺を生ずる。

### (2) 障害像

完全麻痺の場合、体幹および下肢の筋活動が完全に麻痺し、上肢の筋についても損傷レベルにより麻痺が生じる。感覚麻痺も生じ、その範囲は損傷レベルにより異なる。表 C-1 に運動神経、知覚神経の主な神経支配を示す<sup>C-1)</sup>。完全麻痺の場合は、損傷部位以下の運動機能、知覚機能麻痺することとなる。また、不全麻痺の場合は、その損傷の状況によって、複雑な麻痺の状態を呈する。上肢の運動に着目した機能分類では、表 C-2 に示す Zancolli の四肢麻痺上肢機能分類がある<sup>C-2)</sup>。障害は基本的には進行しないが、加齢による機能低下は問題となる。

### (3) 福祉機器開発に関係する合併症

福祉機器開発に関係する合併症の例を以下に示す。

- ① 起立性低血圧：血圧調節が不可能になり、急に起きあがったり、長時間座位をとることにより気分が悪くなったり意識を失うなどの症状を起こす。特に受傷直後に多く見られる。
- ② 体温調節障害：発汗障害のために、体温冷却作用が起こらず、うつ熱状態となる。めまいや意識がもうろうとなる場合がある。
- ③ 局所性骨化：本来骨のない場所に骨組織が新生されることをいう。関節部に骨化が起こること  
で、可動域の制限を生じる場合がある。
- ④ 痙性：屈筋群または伸筋群が皮膚刺激などによりいっせいに収縮することをいう。

表 C-1 脊髄神経の神経支配 <sup>C-1)</sup>

体性神経

【運動神経】
【知覚神経】

	運動(関節運動)	知覚領域	支配神経
頸神経			C1
	頸部回旋、前屈	後頭部	C2
		頸部	C3
	(横隔膜)	肩部	C4
	肘屈曲、肩挙上	上腕外側部	C5
	手関節背屈	前腕母指側と母指	C6
	肘伸展、手関節掌屈	示指と中指	C7
	指屈曲	中指と薬指	C8
胸神経	手指開排、(肋間筋)	前腕小指側と小指	T1
		鎖骨下部	T2
			T3
		乳頭の高さ	T4
			T5
			T6
	(腹直筋)	季肋部	T7
			T8
			T9
		臍の高さ	T10
			T11
		▼ ▼	鼠径部
腰神経		下肢のつけ根部	L1
	股屈曲	大腿前面上部	L2
	膝伸展、股内転	大腿前面下部	L3
	足関節背屈	下腿内側	L4
	足指伸展、膝屈曲	下腿外側から足内側	L5
仙骨神経	足関節底屈	足外側	S1
		下肢後面	S2
		臀部、大腿内側	S3
		会陰部	S4
		肛門周囲	S5
尾骨神経			

表 C-2 Zancolli の四肢麻痺上肢機能分類(完全損傷)<sup>C-2)</sup>

グループ	機能髄節レベル	残存運動機能	サブグループ	分類
1 肘屈曲可能群	C5-C6	上腕二頭筋 上腕筋	A. 腕橈骨筋機能なし	C5A
			B. 腕橈骨筋機能あり	C5B
2 手関節伸展可能群	C6-C7	長・短橈側手根伸筋	A. 手関節背屈力弱い	C6A
			B. 手関節背屈力強い	
			I 円回内筋 橈側手根屈筋 上腕三頭筋 } 機能なし	C6B I
			II 円回内筋機能あり	C6B II
			III 円回内筋 橈側手根屈筋 上腕三頭筋 } 機能あり	C6B III
3 手指伸展可能群	C7-C8	総指伸筋 小指伸筋 尺側手根伸筋	A. 尺側指完全伸展可能	C7A
			B. 全指伸展可能だが母指の 伸展弱い	C7B
4 手指屈曲可能群	C8-Th1	固有示指伸筋 長母指伸筋 深指屈筋 尺側手根屈筋	A. 尺側指完全屈曲可能	CSA
			B. 全指完全屈曲可能	
			I 浅指屈筋機能なし	C8B I
			II 浅指屈筋機能あり	C8B II

#### (4) 二次障害の可能性

福祉機器を使用することにより生じる可能性のある二次障害の例を以下に示す。

- ① 褥瘡：長時間の皮膚圧迫が局所の阻血を生じさせ、組織を壊死させることで発生する。頸髄損傷の場合、皮膚に感覚がないために褥瘡を悪化させることが多い。重傷の場合は手術による回復を行う。褥瘡の回復には時間もかかり、日常生活に長期にわたり支障をきたすため、その予防は重要である。
- ② 脊柱の変形：左右の体幹の筋で麻痺の程度が違う場合には、脊柱に側弯が生じる可能性がある。

#### (5) 生活状況

在宅生活者では、家族介護を受ける者が多いが、福祉制度を活用しヘルパーや訪問看護等の公的な支援を受けることで、自立生活を送っている例もある。電動車椅子や電動ベッド、移乗介助用リフト等の福祉機器の活用により、介護負担の軽減や自立の促進を図っているケースが多く、外出、就学、就労等、積極的な社会参加が可能である。

## C.2. 筋ジストロフィ

### (1) 原因疾患等

遺伝子の異常が原因であり、筋線維の変性・壊死が起こり、進行性の筋力低下と筋萎縮をきたす。

### (2) 障害像

四肢体幹の筋力が徐々に衰える。進行性の障害を生ずる点が特徴である。歩行が不可能になり、上肢機能の低下、さらには体幹の保持が不可能といったように障害が重度化する。遺伝形式の違いにより、表 C-3 のようなタイプ分けが行われ、それぞれ異なる特徴を呈する。症例として最も多いものはデュシャンヌ型であり、この進行の経過は概ね以下のものである。幼小児期に発症し、10 歳前後で歩行不可能となり、手膝這い、座位移動、車椅子での移動となる。15 歳前後で座位姿勢を保つことが困難になり、移動には車椅子や電動車椅子を使用する。この間、上肢の筋力も低下するが、ある程度保たれ続けているので、用意をしてもらえれば食事や書字、パソコンの操作などが可能である。以前は成人に達するころに呼吸不全や心不全で死亡するとされてきたが、人工呼吸器療法の普及により、近年ではそのリスクが少なくなり、寿命が延びている。

### (3) 福祉機器開発に関係する合併症

福祉機器開発に関係する合併症の例を以下に示す。

- ① 脊柱の変形：歩行能力喪失後、車椅子生活となる頃に、変形の増悪が見られる。脊柱変形の進み方は、後弯から著名な側弯に至る変形の激しい過程と、脊柱の伸展が見られる比較的変形の少ない過程に分類される。
- ② 関節の拘縮：筋肉が萎縮するために、関節の可動域が低下する。下肢関節および骨盤の可動性が制限された場合、安定した座位がとれなくなるケースが見られる。手指関節の拘縮は、スイッチ入力等の困難を生じる場合がある。
- ③ 知能や視覚の低下（福山型）：福山型では知能障害や視覚の低下が見られ、自立移動機器の操作に影響を及ぼす可能性がある。

### (4) 二次障害の可能性

福祉機器を使用することにより生じる可能性のある二次障害の例を以下に示す。

- ① 脊柱変形：筋ジストロフィ患者の場合、障害が進行することを考慮し、変形が軽度の段階から、座位保持装置を併用した機器の利用が必要である。

付録 C 福祉機器開発における障害別での配慮点

- ② 褥瘡：長時間の皮膚圧迫が局所の阻血を生じさせ、組織を壊死させることで発生する。感覚があるため痛みを生じるため自覚があるが、長時間同じ姿勢での車椅子使用等により、褥瘡が発生する可能性がある。

表 C-3 主な筋ジストロフィの病型とその特徴<sup>C-2)</sup>

	Duchenne型	Becker型	肢帯型	顔面肩手上腕型	福山型	筋緊張性ジストロフィー	遠位型ミオパチー (rimmed vacuole)	遠位型ミオパチー (三好型)
遺伝形式	突然変異)	XR	AR	AD(孤発令あり)	AR	AD	AR(孤発例あり)	AR
発症	3~5歳	5~25歳	幼児~成人	20~30歳	新生児~乳児	20~50歳	15~30歳	15~30歳
性	男(まれに女)	男	男女	男女	男女	男女	男女	男女
進行性	速い 9~11歳で歩行不能、18~20歳で死亡	緩徐 35歳位で歩行不能	多様 発症後20年頃から重篤な機能障害	緩徐 高齢までADLの障害は少ない	比較的緩徐 女兒は歩行例もあり	多様 多くは発症後15~20年で歩行不能、寿命は短縮	比較的速い 10年以内に歩行不能	速い 寝たきりはまれ
侵されやすい筋	腰帯筋、大腿四頭筋、股内転筋、腓腹筋	腰帯筋、大腿四頭筋	大殿筋、中殿筋、股内転筋、大腿筋膜張筋、大胸筋、肩内旋筋	顔面、大胸筋上部、広背筋、上腕筋、前脛骨筋	四肢近位筋、顔面筋、腓腹筋、ヒラメ筋	側頭筋、咬筋、胸鎖乳突筋、四肢遠位筋、ミオトニア	前脛骨筋、腓腹筋、ヒラメ筋、大腿屈筋群、脊柱起立筋、小手筋	腓腹筋、ヒラメ筋
残存筋	後脛骨筋、薄筋、縫工筋、手内筋、頸伸筋	頸屈筋	大腿四頭筋、前脛骨筋、僧帽筋上部線維、大胸筋下部	肩内旋筋、三角筋、脊柱起立筋、中殿筋、腸腰筋、大腿筋膜張筋	後脛骨筋		顔面筋	前脛骨筋、腓骨筋、手内筋、頸・顔面筋
拘縮・変形	ハムストリングス→大腿筋膜張筋→腓腹筋→足内反筋→頸部伸筋の順に短縮。上肢拘縮は、障害度V以降。脊柱変形高頻度	Duchenne型より軽度。傍脊柱筋の弱化的ため歩行可能な時期においても側彎を起こすことあり	腰椎前彎増強、アキレス腱短縮	翼状肩甲、腰椎前彎増強、アキレス腱短縮	肘屈曲拘縮、前腕回内拘縮、股・膝屈曲拘縮、足内反拘縮、顎関節拘縮	アキレス腱短縮	アキレス腱短縮	
合併症	呼吸不全 心不全 脊柱変形 急性胃拡張 イレウス 肺梗塞	重篤な拡張型心筋症の合併も報告	呼吸不全	網膜血管病変 感音性難聴 心伝導障害 不整脈 呼吸不全	知能障害 痙攣 眼症状(近視、白内障、視神経低形成、網膜剥離など)	知能・情緒障害 白内障、網膜色素変性 脱毛 不整脈、心不全、呼吸不全 副腎・下垂体機能不全 インスリン分泌異常 γグロブリン低下	まれに心筋障害	
病理所見	変性、壊死、再生	変性、壊死、再生	大小不同	大小不同、小角化線維	大小不同、円形、小径線維	中心核、濃染核	rimmed vacuole	壊死、再生
血清CK値	高度上昇	上昇	上昇	上昇	上昇	正常~軽度上昇	正常~軽度上昇	高度上昇
筋電図所見	筋原性	筋原性	筋原性	筋原性	筋原性	急降下爆撃音	筋原性、一部神経原性	筋原性

※ XR: 性染色体劣性遺伝、AR: 常染色体劣性遺伝、AD: 常染色体優性遺伝

## (5) 生活状況

在宅生活者では、家族介護を受ける者が多いが、福祉制度を活用しヘルパーや訪問看護等の公的な支援を受けることで、家族の負担を軽減できる。ヘルパーの介護のみを活用し、自立生活を送っている例もある。小児の段階での発症がほとんどであり、家族の介護を受けるケースが多い。その場合、成人になっても小児の頃からの介護を続けるケースが多々見られ、その場合知らない間に介護の負担が大きくなる。成長に応じて、福祉機器を利用することにより、介護負担の軽減を図ることが必要である。進行に伴い、利用すべき福祉機器が変わっていくため、きめ細かい配慮が必要となる。一方で、進行性の疾患であるために、本人や家族の関心が医療的な側面に重点を置く場合があり、機器の利用や生活に関する情報や実践が少ない傾向がある。

## C.3. 脳性マヒ

### (1) 原因疾患等

受胎から新生児期（生後 4 週間以内）に起こった非進行性の脳の病変による運動機能障害である。周産期の仮死や脳内出血、出生前の脳奇形が原因として多い。

### (2) 障害像

重度の脳性マヒ者では、四肢および体幹の運動機能障害を生じる。その障害像はタイプにより、代表的なものは以下の 2 種類である。

- ① 痙縮タイプ：筋の緊張が亢進し、上肢および下肢が突っ張り動きにくくなる。これにより動きは遅く、ぎこちなくなり、思い通りの動きができにくくなる。
- ② 不随意運動タイプ（アテトーゼ型）：何かしようとする時、意図しない動き（不随意運動）が生じる。筋肉の緊張が大きく変動し、極端で早い動きや、波動的な動きが見られる。その動きは、顔面から頸部・上肢に強く、重症例では下肢におよぶ。

### (3) 福祉機器開発に関係する合併症

福祉機器開発に関係する合併症の例を以下に示す。

- ① 関節の拘縮：筋緊張の異常により関節の可動域が低下する。可動域は筋肉の緊張状態によって変化し、精神的な緊張も影響する。下肢関節および骨盤の可動性が制限された場合、安定した座位がとれなくなるケースが見られる。痙縮タイプに多く見られる。
- ② 脊柱の変形：左右の体幹筋の緊張状態の違いにより、側弯が起こる。

- ③ 股関節脱臼：股関節まわりの筋緊張異常により、股関節の脱臼が起こる。座位をとる場合に股関節に負担をかけないよう、注意が必要となる。
- ④ 全身性緊張姿勢：全身の筋緊張異常により伸び上がり姿勢となる場合が多い。股関節の角度と緊張状態の関係が見られ、姿勢によって緊張を押さえることが可能な場合がある。
- ⑤ 知的障害：重度の場合、知的障害も見られるケースが多い。自立移動機器の操作に、影響を及ぼす可能性がある。
- ⑥ 視覚障害：眼球のコントロールの低下や斜視により、遠近感が低下する場合がある。移動の際に問題となることがある。

#### (4) 二次障害の可能性

福祉機器を使用することにより生じる可能性のある二次障害の例を以下に示す。

- ① 脊柱変形の進行：側弯の進行を抑えるために、軽度の変形が見られた段階から、座位保持装置を併用した機器の構築が必要である。
- ② 頸椎症：頸部の筋緊張異常により発症する場合が多い。脊髄神経が損傷され、下肢および上肢の運動および感覚が麻痺する。座位をとる場合は、ヘッドレストの設置やティルト機能の利用などにより、頸部の筋緊張を和らげる方策が必要である。
- ③ 褥瘡：長時間の皮膚圧迫が局所の阻血を生じさせ、組織を壊死させることで発生する。感覚があるため痛みを生じるため自覚があるが、長時間同じ姿勢での車椅子使用等により、褥瘡が発生する可能性がある。

#### (5) 生活状況

在宅生活者では、家族介護を受ける者が多いが、福祉制度を活用しヘルパーや訪問看護等の公的な支援を受けることで、家族の負担を軽減できる。ヘルパーの介護のみを活用し、自立生活を送っている例もある。出生時からの障害であり、家族の介護を受けるケースが多い。その場合、成人になっても小児の頃からの介護を続けるケースが多々見られ、その場合知らない間に介護の負担が大きくなる。成長に応じて、福祉機器を利用する事により、介護負担の軽減を図ることが必要である。重度者では、発声や発語に困難が生じるため、意思伝達装置の利用が必要となる。移動に関しては、電動車椅子の利用が望ましいが、不随意運動などにより操作が不安定になることが考えられ、導入にはしっかりとした適合と練習が必要である。

## C.4. 認知症

### (1) 原因疾患等

通常、慢性あるいは進行性の脳疾患によって生じ、記憶、思考、見当識、理解、計算、学習、言語、判断等多数の高次脳機能の障害からなる症候群（ICD10 日本神経医学会，2010）。代表的な疾患には、アルツハイマー病、脳血管疾患、レビー小体病等がある。

### (2) 障害像

記憶障害、見当識障害、理解・判断力の低下、遂行機能の低下、感情表現の低下等の中核症状に加えて、うつ状態、幻覚・妄想、徘徊、興奮・暴力、不潔行為等の行動・心理症状（BPSD:behavioral and psychological symptoms of dementia）が見られる。BPSD は、中核症状に性格や素質および環境・心理状態が関係し二次的に発現する症状である。症状は軽度から徐々に悪化する進行性の場合がほとんどである。中等度から重度で見られる BPSD は、介護者への負担が重くなるため課題として大きく取り上げられることが多いが、軽度から生じる中核症状は、本人は早くから気がつくものの、家族や介護者には伝わらず見逃されることが多い。両面に配慮した対応が求められる。

発症は、ほとんどが 65 歳以上であるが、65 歳未満でも発症する場合があります、若年性認知症と呼ばれる。この場合、就労困難など社会参加や経済的問題などが生じる。

近年、認知症の前段階にあたる軽度認知障害（MCI: mild cognitive impairment）が注目され、早期発見と認知症予防の促進が勧められている。

### (3) 福祉機器開発に関係する合併症

福祉機器開発に関係する合併症の例を以下に示す。

- ① 記憶障害：記憶の障害により、新しい福祉機器の使い方の習得が困難な場合がある。機器の導入には十分な配慮が必要となる。また、外部より得られる情報は記憶にとどまらないため、行動を促す情報提示機器などでは、行動の直前に情報を提示することが求められる。
- ② 注意障害：操作ボタンの押し間違いや、提示される情報の取得困難などの状況を引き起こす。視覚的な情報提示には目立つ色を使うなどの配慮が必要であり、聴覚的な情報提示では名前を呼ぶなどの配慮が必要となる。
- ③ 理解・判断力の低下：機器の操作を理解することに困難を生じる。操作を簡単にするなどの配慮が必要となる。電動車椅子等の移動機器の操作においては、限られた時間内での判断も必要になるため、その点の配慮が重要になる場合もある。

- ④ 聴覚・視覚の障害：対象者は高齢の場合が多く、加齢による聴覚・視覚の障害がある場合がある。聴覚では高音域の聴力が低下する場合が見られ、音程の配慮は重要である。また、視力の低下も見られるため、字の大きさや色のコントラストなどの配慮も重要になる。
- ⑤ 身体機能の低下：重度の認知症の場合、加齢や活動の低下に伴う身体機能の低下が見られる場合が多くなる。この場合、認知機能や発話など複数の障害が合併するため、福祉機器の開発においては、介護者中心で考えられることが多くなるが、本人中心の考え方も必要である。

#### (4) 二次障害の可能性

福祉機器を使用することにより生じる可能性のある二次障害の例を以下に示す。

- ① 機器への過度の依存：記憶を補うような情報支援機器では、機器への過度の依存により、記憶の低下を生じることも考えられる。利用方法などの配慮が必要となる。
- ② 倫理的な課題：コミュニケーションロボットなどでは、利用者が本当の人や動物と思い込んで使用してしまう場合がある。その際の倫理的な問題が議論されている。また、人工知能 (AI) 技術などにより利用者を操ることにつながる可能性も考えられる。これらについては、まだ議論の途上にある問題であるが、配慮が必要な点である。

#### (5) 生活状況

重度の認知症では、自立・自律してできる事が限られ、介護による生活がほとんどとなる。介護負担も重く、社会問題ともなっており、公的な介護サービスの積極的な利用が求められる。

軽度から中等度の認知症では、自立・自律と介護のバランスが重要となる。また健康管理や慢性疾患の治療も若年者に比較して重要になるため、服薬や緊急時の対応なども重要な生活要素となる。在宅の場合、地域との関係も重要であり、外出や地域との交流をなるべく維持することも必要となる。独居や高齢世帯で生活する事例も多くみられ、社会的な課題となっている。

軽度の認知症では、日にちやスケジュールなどの物忘れによる生活機能の低下が見られる場合が多く、それらを支援する機器を活用することで、自立・自律を維持・促進する事が可能であり、福祉機器の役割も潜在的な可能性を秘めている。

#### 付録 C の参考文献

C-1) 津山直一 監修, 二瓶隆一, 木村哲彦, 陶山哲夫 編集, 頸髄損傷のリハビリテーション, 協同医書出版社, 1998, 327p..

C-2) 米本恭三, 石神重信, 石田暉, 岩谷力, 西村尚志, 宮野佐年 編, リハビリテーションにおける評価 Ver.2, Journal of Clinical Rehabilitation 別冊, 医歯薬出版, 2000, 391p.