平成 21 年度補正予算事業 戦略的基盤技術高度化支援事業

「生分解性プラスチックの一体成型加工による医療用具の高度化」

研究開発成果等報告書

平成22年9月

委託者 東北経済産業局

委託先 財団法人いわて産業振興センター

目 次

第1章 研究開発の概要 1.1 研究開発の背景・研究	运日约77岁日桂	· 1
1.2 研究体制	り、研究者氏名、協力者)	
1.4 当該プロジェクト連絡	各窓口	
第2章 研究開発の成果 2.1 唾液の高機能採取部 2.1.1 新素材の入手 2.1.2 新素材採用チップの記 2.1.3 唾液転写メカニズムと 2.1.4 新バイオマーカーの分 2.1.5 成果	にばらつき評価	'
2. 2 一体成型技術の開発 2.2.1 ロータス効果の検証 2.2.2 高機能検査チップの原 2.2.3 バイオマスプラスチッ 2.2.4 成果		13
2.3.1 樹脂物性の把握2.3.2 樹脂流動解析	ック成形技術の開発(大翔産業㈱, 岩手大学) の (100%ポリ乳酸) を用いた実成形	23
2. 4 携帯電話・輸送機器 法人岩手大学) 2.4.1 ニーズ調査と試作対象 2.4.2 歯間ブラシの試作形状 2.4.3 樹脂選定 2.4.4 金型設計 2.4.5 試作した歯間ブラシ 2.4.6 機能評価 2.4.7 成果		33
第3章 全体総括		39

第1章 研究開発の概要

1.1 研究開発の背景・研究目的及び目標

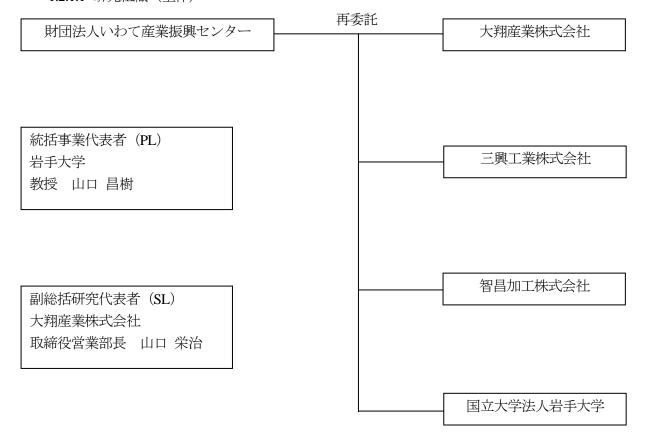
医療現場では、高い衛生環境を確保するため、使い捨て式の医療用具が多用されており、医療 用具のコストの削減が求められている。また、環境負荷を低減する観点から、非石油由来の材質 の使用や、廃棄による環境負荷が小さい材質を導入する必要がある。

本研究開発では、生分解性プラスチック部品の一体成型方法を開発することで、工程の自動化を実現し、汎用性の高い使い捨て式の医療用具の低コスト生産と、製造・廃棄に係る環境負荷低減を実現する. さらにこの技術の携帯電話部品、輸送機器用部品など産業用途への応用についても検討する.

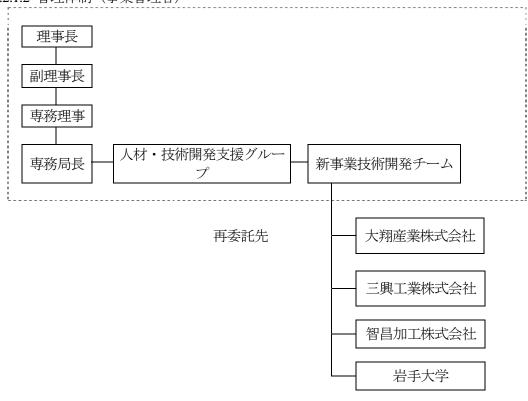
1.2 研究体制

1.2.1 研究組織及び管理体制

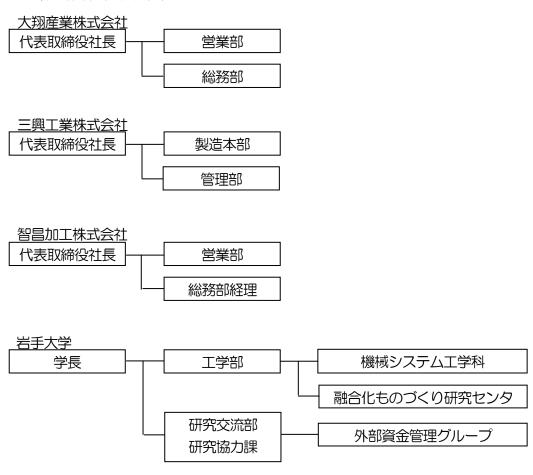
1.2.1.1 研究組織 (全体)



1.2.1.2 管理体制 (事業管理者)



1.2.1.3 管理体制 (再委託先)



1.2.2 研究員及び管理員(役職・実施内容別担当)

【事業管理者】財団法人いわて産業振興センター

管理員

氏 名	所属・役職
長谷川英治	人材・技術開発支援グループ グループリーダー
岸敦	人材・技術開発支援グループ 主査
菊池 修二	人材・技術開発支援グループ 主査
阿部 恵一	人材・技術開発支援グループ 主査
高舘 睦	人材・技術開発支援グループ 主事
山本 忠	人材・技術開発支援グループコーディネーター
熊谷 和彦	人材・技術開発支援グループコーディネーター

【再委託先 (研究員)】

大翔産業株式会社

氏 名	所属・役職
山口 栄治	取締役営業部長

三興工業株式会社

氏 名	役職・所属
小野 高司	取締役製造本部長

智昌加工株式会社

氏 名	役職・所属
甲田 博之	営業部課長

岩手大学

氏 名	役職・所属
山口 昌樹	工学部機械システム工学科 教授
廣瀬 宏一	工学部附属融合化ものづくり研究センター副センター長(兼)教授
佐々木 誠	工学部機械システム工学科 助教

1.2.3 経理担当者及び業務管理者の所属、氏名

【事業管理者】

財団法人いわて産業振興センター

(経理担当者) 人材・技術開発支援グループ 主査 岸 敦

(業務管理者) 人材・技術開発支援グループ グループリーダー 長谷川 英治

【再委託先】

大翔産業株式会社

 (経理担当者)総務部
 森川 豊

 (業務管理者)取締役営業部長
 山口 栄治

三興工業株式会社

 (経理担当者)管理部管理係長
 中尾宏和

 (業務管理者)取締役製造本部長
 小野高司

智昌加工株式会社

岩手大学

(経理担当者)研究交流部研究協力課・主査 石田 満 (業務管理者)工学部機械システム工学科 教授 山口 昌樹

1.2.4 他からの指導・協力者名及び指導・協力事項

研究推進会議 委員

氏名	所属・役職	備考
山口 昌樹	岩手大学工学部機械システム工学科 教授	PL
山口 栄治	大翔産業㈱ 取締役営業部長	SL
小野 高司	三興工業㈱ 取締役製造本部長	
甲田 博之	智昌加工(株) 営業部課長	
廣瀬 宏一	岩手大学工学部附属融合化ものづくり研究センター 副センター長(兼)教授	
佐々木 誠	岩手大学工学部機械システム工学科 助教	
山本 忠	(財) いわて産業振興センター コーディネーター	
長谷川 靖之	小林製薬㈱日用品開発部 課長	アドバイザー
高田 竜二	㈱三和化学研究所診断薬事業部 マネージャー	アドバイザー
和田 茂	(株)スズケン企画本部 事業開発部長	アドバイザー
新井 潤一郎	ダイキン工業㈱テクノロジー・イノベーションセンター推進室 技術企画担当部長	アドバイザー
吉田 博	ニプロ㈱総合研究所第3研究開発部 部長	アドバイザー
岡部 則夫	ニプロ㈱国内事業部 輸血・検査商品営業部 部長	アドバイザー
大脇 久男	日東電工㈱インダストリアル事業本部 営業部門 課長	アドバイザー
伊達 朗	P&G ジャパン(㈱神戸テクニカルセンター	アドバイザー
	グローバルテクニカルマーケティングマネージャー	
阿部 道郎	富士フィルム・シミック・ヘルスケア㈱ 取締役	アドバイザー
丹下 明子	ユニ・チャーム㈱生活科学研究所 マネージャー	アドバイザー
小林 利彰	ライオン㈱オーラルケア研究所 副主席研究員	アドバイザー
丹波 大介	ローム㈱研究開発本部ナノ・バイオニクス研究開発センター	アドバイザー
	副所長	
中島 康	東京都立広尾病院救急救命センター 医長	アドバイザー
近藤 誠一郎	近藤ライト工業株式会社 代表取締役	アドバイザー

アドバイザー

氏 名	主な指導・協力事項
長谷川 靖之	高機能検査チップ用プラスチック部品への展開
高田 竜二	高機能検査チップ用プラスチック部品への展開
和田 茂	感染性産業廃棄物の回収
新井 潤一郎	産業用プラスチック部品への展開
吉田 博	高機能検査チップ用プラスチック部品への展開
岡部 則夫	感染性産業廃棄物の回収
大脇 久男	携帯電話部品用プラスチック部品への展開
伊達 朗	高機能検査チップ用プラスチック部品への展開
阿部 道郎	高機能検査チップ用プラスチック部品への展開
丹下 明子	産業用プラスチック部品への展開
小林 利彰	高機能検査チップ用プラスチック部品への展開
丹波 大介	携帯電話部品用プラスチック部品への展開
中島 康	感染性産業廃棄物の回収
近藤 誠一郎	バイオプラスチックの金型作製技術

1.3 成果概要

医療現場では、高い衛生環境を確保するため、使い捨て式の医療用具が多用されており、医療 用具のコストの削減が求められている。また、環境負荷を低減する観点から、非石油由来の材質 の使用や、廃棄による環境負荷が小さい材質を導入する必要がある。本研究開発では、以下の 4課題について取り組み、それぞれ次のような成果を得た。

①唾液の高機能採取部材開発

- 1)被測定物質のうち総タンパク量の採取部へ吸着量が原理的に 0%であり、かつ、20 μ 1 前後の極微量な唾液検体を CV 5 %以内のばらつきで転写可能な高感度分析チップを開発した.
- 2)新バイオマーカーの探索および濃度範囲を分析するとともに,一部バイオマーカー については即時分析可能なチップの考案を行った.
- ②一体成型技術の開発
- 1)表面の微細周期構造で撥水性を付与する金型技術を開発した. バイオマスプラスチックを用いて試作した樹脂成形品で接触角を 58° も向上でき, 撥水性を大幅に向上できた. この新技術は, 国内特許出願した(発明の名称:金型、その製造方法、金型を用いた樹脂成形体の製造方法並びにその製造方法によって製造された樹脂成形体,出願日:2010年9月21日, 出願番号:特願2010-211444).
- 2)検査チップの成形:採取部への被測定物質の吸着がない新素材を超音波溶着し一体化することで、両面テープと手作業が不要にし、工程数の 30%削減によるコストダウンと、高い衛生環境の確保を実現した。また、バイオマスプラスチック (100%ポリ乳酸) を採用した高機能検査チップの試作に成功し、焼却によるダイオキシン発生ゼロ、CO2 排出量の削減を可能とするプラスチック成形技術を構築できた。
- ③生分解性プラスチック成形技術の開発
- 1)DSC 測定および流動粘度測定装置および調査により、流動解析に必要な TE-2000 の 諸物性が把握できた.
- 2)3D-TIMON を用いた樹脂流動解析により、充填における流動過程、ウェルドの位置、 圧力分布、充填時温度分布など流動特性を把握できた.これにより実成形のための条件および成形時の注意点などを調査することができた.
- 3)TE-2000 を用いて実成形を行い, 採血針ホルダーおよびホルダースプリングの製品製造技術を獲得し, 製造を可能とした.
- ④携帯電話・輸送機器用部品等への展開
- 1)産業用部品への展開として、ポリ乳酸樹脂を用いた 100%バイオマスプラスチック製 歯間ブラシ(日本バイオプラスチック協会グリーンプラマークの認証対象)を一体成 形し、ライオン製クリニカダブルフロスと同等の強度があることを実験的に確認した.
- 2)環境負荷低減 (カーボンオフセット) と、部品点数の削減・低コスト化を同時に実現する、バイオマスプラスチックの一体成形技術を確立した。

1.4 当該研究開発の連絡窓口

(1) 事業管理者

所属:財団法人いわて産業振興センター

氏名:岸 敦

電話: 019-631-3825 FAX: 019-631-3830

E-mail: a_kishi@joho-iwate.or.jp

(2) 研究実施者

1) 総括研究代表者

所属:岩手大学工学部機械システム工学科

氏名:山口 昌樹 電話:019-621-6349 FAX:019-621-6349

E-mail: masakiy@iwate-u.ac.jp

2) 副総括研究代表者

所属:大翔産業株式会社

氏名:山口 栄治 電話:06-6998-9971 FAX:06-6998-9972

E-mail: S.daisyo@nifty.com

第2章 研究開発の成果

2.1 唾液の高機能採取部材開発(智昌加工株式会社, 国立大学法人岩手大学)

現在用いられている唾液の採取は、ろ紙や綿などのセルロースで吸収させる方法が一般的であるが、被測定物質であるバイオマーカーの大部分を占めるタンパク質は、採取部材への吸着量が多いため、分析精度を低下させているという課題がある。その結果、前処理なしでは分析できない被測定物質が多い。

そこで、熱可塑性かつ生分解性を有し、同時に吸水特性に優れ、化学的性質としてタンパク質の吸着が極めて少ない熱可塑性多孔質プラスチックを採用し、その多孔質の孔径、形状寸法、素材の物理的性質の最適条件を選択することで、検査項目に応じて必要となる極微量な唾液検体を定量的に採取でき、被測定物質のうち総タンパク量の採取部へ吸着量が 1%以下となる新しい採取部材を開発する。すなわち、生分解性プラスチックを用いることで、環境負荷低減の実現と、採取部材へのタンパク質の吸着低減による唾液採取の高精度化を同時に実現することを目的とした。また、試作した高機能検査チップの応用を想定し、新バイオマーカーの分析可能性について検証した。

具体的には,以下の小課題について取り組んだ.

- 1.タンパク吸着がない新素材の入手
- 2.新素材採用チップの試作と評価
- 3.新バイオマーカーの分析可能性検証



図 1-1 唾液アミラーゼモニター

2.1.1 新素材の入手

既存品のチップ素材であるニトロセルロースは、タンパクと非酵素的に結合しやすいため、原理的に吸着のない新素材 (フィルトローナ製ポリオレフィン系繊維 100%) を選定した。また、繊維密度と唾液採取機能との関係を評価するために、唾液繊維密度が 0.186 g/cc の唾液採取紙 (新素材 A) と、0.286 g/cc のもの (新素材 B) をそれぞれ用意した。唾液採取紙の厚さは、新素材 A, Bともに 0.3 mm である。

表 1-1 素材の性質比較

	既存品	試作品
素材	セルロース	ポリオレフィン (フィルトローナ製新素材)
分子量	(C6H12O6) _n	C_nH2_n
構造式	HO OH OH OH	HCH2-CH2-CH3
性質	 糖鎖構造のため、タンパクと非酵素的に 結合する → 吸着の原因 親水性がある 強度が高く、溶媒の速乾性に優れる 廉価である 	原理的にタンパク吸着がない・引張強さ、引裂強さ、衝撃強さなどに 非常に優れる・防水・防湿性、耐薬品性に優れる

2.1.2 新素材採用チップの試作

ニプロ製唾液検査チップの各寸法を採寸し、同形状の新素材採用チップを試作した。図 1-2 は、抜き加工に使用した型と試作したチップの外観を示す。



図 1-2 抜き加工による新素材採用チップの試作

2.1.3 唾液転写メカニズムとばらつき評価

唾液検査チップは、唾液採取紙を先端に張り付けたシート、試験紙を内側に張り付けたスリーブで構成される。そして、唾液採取紙を口腔に挿入し、舌下部から直接唾液を採取した後、唾液採取紙と試験紙の位置を合わせた状態で本体に挿入する。その後、本体のレバーを操作することで、スリーブのバネ部に押し付け力(転写圧)が発生し、唾液採取紙に試験紙が押し付けられることで、唾液が転写される。ニプロ製品は、唾液転写時の転写圧を最適化することで、唾液転写量のばらつきを抑え、分析精度を保障している。そこで、新素材採用チップにおいても、唾液転写量のばらつきCVを5%以下に抑えるような条件を見出すため、次に示すような手順で唾液転写実験を実施した。



図 1-3 唾液アミラーゼモニターと唾液検査チップ

評価手順

- 1) アミラーゼ試験紙を貼付してあるスリーブ単体の重さを電子天秤で測定する.
- 2) 唾液採取紙に標準検体 (高活性アミラーゼ溶液; 150 kU/I)を滴下し, 30 秒馴染ませる. 検体量は 20, 22, 24 ul.
- 3) 唾液転写装置を用い、試験紙に検体を転写させる.
- 4) スリーブ単体の重さを再度測定する.
- 5) 唾液転写量のばらつきを CV (標準偏差/平均値) として評価する.

なお、新素材採用チップは、ニプロ製チップよりも 0.1mm 厚く、過度の転写圧がかかっていることが予想されるため、図 1-4 に示すように唾液採取紙の高さを等しく設定した場合(基準高さ)と、基準高さより 0.1 mm 低く設定した場合について、唾液転写実験を実施した.



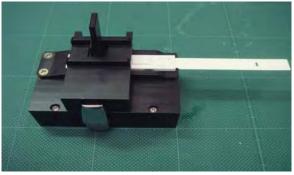


図 1-3 唾液転写装置

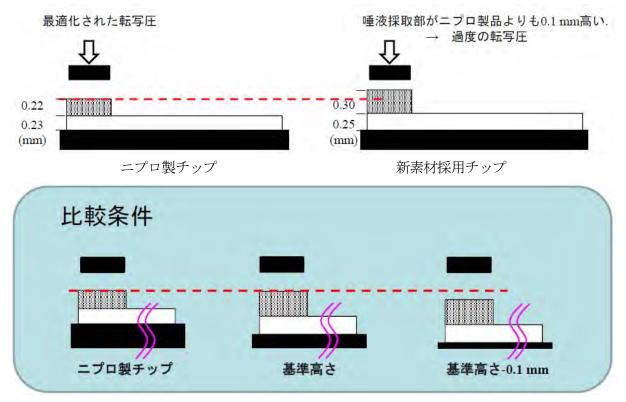


図 1-4 実験条件 (チップの設置高さ)

図 1-5(a)は基準高さ、(b)は基準高さ-0.1mm での唾液転写量のばらつきの結果である。3 種類の検体量の中では、20 μ l の場合が最もばらつきが小さく、また、新素材 A、B では、繊維密度の小さな新素材 A の方がばらつきの小さい結果となった。また、新素材採用チップの設置高さに関しては、基準高さ-0.1 mm と転写圧を低くすることにより、唾液転写量のばらつきが全体的に小さくなることが示された。

以上の結果より、繊維密度の低いポリオレフィンチップ A のシート高さを、既存品のシート高さ (基準高さ) よりも 0.1 mm 低く設置し、検体量を 20 μ l とすることで、唾液転写量の CV が 3.6% と最も低くなることが示された.

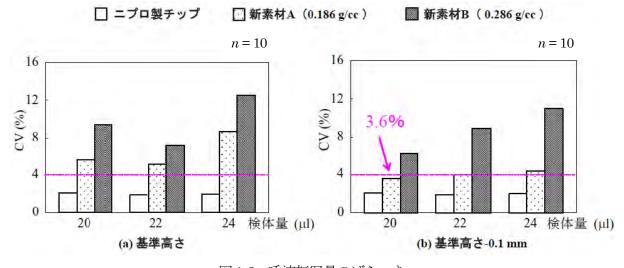


図 1-5 唾液転写量のばらつき

2.1.4 新バイオマーカーの分析可能性検証

医療分野,化粧品分野から,非侵襲バイオマーカーのシーズを調査し,本事業で開発したシーズの応用可能性(有望性)について整理した(表 1-2).角質カルボキシルタンパク,角質カルボキシメチルリジン(CML),角質カスパーゼ-14など,濃度範囲が不明なバイオマーカーについては,本事業で購入した分子間相互作用解析装置SPR等を用いて濃度範囲を分析した(図 1-6).また,唾液コルチゾールや唾液インターロイキン-1など,濃度範囲がわかっているバイオマーカーに関しては,生体サンプルの評価を実施した.さらに,これらの評価結果に基づいて,即時分析可能なコルチゾールの分析チップを考案,試作し,実用化への可能性を検討した(図 1-7).



図2.1.5 分子間相互作用解析装置SPR

表 1-2 新バイオマーカー

バイオマーカー	阻害物質	非侵 襲検 査	対象疾患	有望性	測定範囲	分析方法
唾液コルチゾール	無	可	ストレス関連疾患	0	0.012 - 3.000 (µg/dl)	ELISA
インターロイキン-1 (IL-1)	無	不明	ストレス関連疾患	0	2 – 12 (pg/ml)	ELISA
インターロイキン-6 (IL-6)	無	不明	ストレス関連疾患	0	-	-
インターロイキン-18 (IL-18)	無	不明	ストレス関連疾患	0	-	-
角質カルボキシメチ ルリジン (CML)	無	可	皮膚老化	0	0.001 - 0.023 (ng/cm)	ELISA
角質カルボキシルタンパク	無	可	皮膚老化	0	0.05 - 0.64 (ng/cm)	SPR
角質カスパーゼ-14	有	可	皮膚老化	Δ	0.02 - 3.41 (ng/cm)	ELISA
酸化ストレスマーカ	無	可	抗酸化サプリの機 能性評価	Δ	-	-

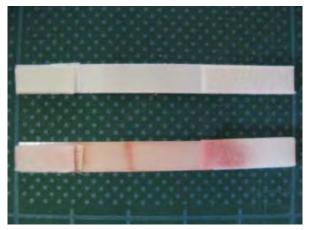


図1-7 イムノクロマト式コルチゾールセンサ

2.1.5 成果

本課題への取り組みで得られた成果をまとめると、以下の事項が挙げられる.

- 1)被測定物質のうち総タンパク量の採取部へ吸着量が原理的に 0%であり、かつ、20 μl 前後の極 微量な唾液検体を CV 5 %以内のばらつきで転写可能な高感度分析チップを開発した.
- 2) 新バイオマーカーの探索および濃度範囲を分析するとともに、一部バイオマーカーについては 即時分析可能なチップの考案を行った.

22 一体成型技術の開発 (三興工業(株)、岩手大学)

流動性の低いバイオマスプラスチックで、様々な形状の部品を実現するには、金型設計がキーテクノロジーの一つになる。超撥水加工と異材質成型加工を応用することで、プラスチック部品の複合化による一体成型を可能とし、現在の10工程を7工程以下に30%簡素化するとともに、組立の自動化が容易な設計とすることで、高い衛生環境と、低コスト化を実現する。金型表面の微細構造を周期的に制御すること(ロータス効果)で、超撥水部と非撥水部を作り出し、非採取部へ超撥水性を付与することで採取効率を高める。タンパク吸着の無い新素材を、母材である採取シートに一体化するという異材質の一体化技術を開発し、唾液採取紙の張り付け工程における両面テープの使用を不要とする。

具体的には,以下の小課題について取り組んだ.

- 1. 表面の微細周期構造 (ロータス効果) で、樹脂成形品に撥水性を付与する金型技術の開発
- 2. 高機能検査チップの成形
 - 1) 新素材 (ポレオレフィン) の唾液採取シートの一体化
 - 2) バイオマスプラスチック (100%ポリ乳酸) 製本体の成形

2.2.1 ロータス効果の検証

固体表面の構造が、その表面と接触する液体との間に撥水性を生じさせることは、ハス (lotus;ロータス) の葉表面に現れる水玉等で古くから認識されていたが、電子顕微鏡の発明によりその詳細が観察できるようになるまで、理論的研究はあまり進まなかった。現在では、固体表面に施されたミクロンオーダーの微細で周期的 (フラクタル) な構造 (以下、微細周期構造) によって撥水性が生じるメカニズムが、解明されつつある。

これまで、撥水性はフッ素樹脂などの撥水性高分子を塗布して「化学的に」付与されてきたが、剥離等の問題があり長期的な効果は期待できなかった。そこで、表面の微細周期構造を制御することで 150°を超える超撥水性を「物理的に」付与することが注目されている。ドイツのボン大学のバートロット教授 (Wilhelm Barthlott) は、これをロータス効果と名付けて、セルフクリーニング機能として産業応用を進めている。

微細周期構造の形成にはコストがかかるので、その産業応用を進めるには金型への適用を考える必要がある。この場合、金型表面に施された微細周期構造を、製品である樹脂成形品の表面に転写することになる。しかし、撥水性を発現させるには、いくつかの条件を同時に満足する必要があり、金型表面に付与する微細周期構造にも工夫が求められる。

物質 3 態の性質を比較してみると、固体は形と体積を容易に変えることはできないが、液体は 形を容易に変えられるが体積は変えにくく、気体は形と体積のいずれをも容易に変えられるもの と理解することができる。液体が持つこの「形を容易に変えられる」性質の一形態が「濡れ」と 呼ばれる固体表面への液体の付着しやすさであり、本稿では撥水性という用語を用いる。撥水性 を、客観的・定量的に表すには、接触角が用いられることが多く、これは静的な撥水性を示す。

撥水性の程度は、固体表面の水滴の接触角で示される. 接触角とは、固体が液面と接している 点において、液体表面の接線と、固体表面がなす角のうちの液体を含む側の角度 θ を用いる (図 2-1). 親水性 $:\theta < 90^{\circ}$

撥水性 : 90° ≤ θ < 150°超撥水性 : 150° ≤ θ ≤ 180°

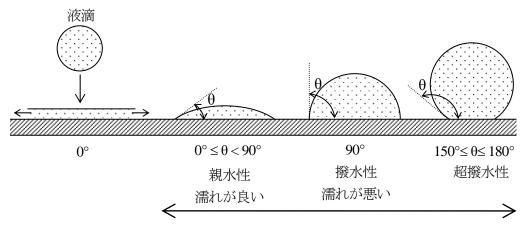


図 2-1 濡れ, 撥水性と接触角の関係

接触角 θ は、固体と液体それぞれの表面張力 γ_S 、 γ_L と、固体-液体間の界面張力 γ_{SL} のバランスによって決まり、この関係は Young の式で表される.

$$\gamma_{\rm S} = \gamma_{\rm L} \cos \theta + \gamma_{\rm SL} \qquad (N/m) \quad \text{t.} \quad \text{L} < l \, \text{t.} (J/m^2)$$
 (2-1)

 θ は、 $0 \le \theta \le 180^\circ$ の範囲を取り、理論限界は 180° である.これは、次式のように変形できる.

$$\cos \theta = \frac{y_{\rm S} - y_{\rm SL}}{y_{\rm L}} \tag{2-2}$$

表 2-1 撥水性の制御方法

因 子 (機 構)	パラメータ	方 法
I. 材質	表面エネルギーと	化学的制御:フッ素樹脂
	その分布	(テフロン) 加工等
		添加剤制御:界面活性剤等
Ⅱ. 微細構造		
i) 非周期構造	粒子寸法	物理的制御:粒子のスプレ
, , , , , , , , , , , , , , , , , , , ,	粒子形状	一, 自己組織化膜等
	分子構造	
ii) 周期 (フラクタル) 構造	アスペクト比	物理的制御:レーザー加
	ピッチ	工,機械研磨等
	溝寸法	
	溝形状	

表 2-1 には、撥水性の制御方法をまとめて示した。因子 (機構)としては微細構造と材質が、方法としては物理的制御、化学的制御、添加剤制御が挙げられる。撥水性の制御は、表面自由エネルギーが低い材質で固体表面を覆うのが主流であり、フッ素樹脂 (テフロン等) が有名である。しかし、フッ素樹脂だけで超撥水性を得るのは困難で、剥離の問題もある。簡便性やコストの問題から、微細構造の利用では、スプレーによる微細粒子の塗布、自己組織化膜で微細な凹凸構造を形成する方法等が提案されている。しかし、非周期構造となるので、撥水性を大幅に向上するのは困難で、剥離の問題も依然として解決されない。

微細周期 (フラクタル) 構造によって超撥水性が発現する機構 (ロータス効果) は、Young のモデルを変形した Wenzel のモデル, Cassie のモデルで説明されている。Barthlott らは、ロータス効果を発現させるには、以下に挙げる物理的条件を同時に満足する必要があることを、実験的に報告している。

- 1) 周期的な凹凸の構造を有し,
- 2) 凹凸のピッチは $5 20 \mu m$ 程度のサイズで,
- 3) 溝幅 (a) と 突起幅 (b) のアスペクト比 (a/b 比) が 2 以下であること (図 3-1(a)).

しかし、微細周期構造による超撥水性の付与を金型に応用するためには、金型から転写された樹脂成形品の表面に、上記の物理的条件を同時に満足する微細周期構造を形成する必要がある。つまり、ロータス効果を発現するのとは逆のアスペクト比を金型表面に形成するため、加工方法に逆転の発想が必要である。本研究者らは、転写後のアスペクト比 (a/b 比 < 2) を実現するために、アスペクト比が 1 で、かつ型取り (転写) 後も同じアスペクト比が得られる 2 軸方向 (クロス状) の V 溝加工を採用した。この場合、微細周期構造の自由度としては、アスペクト比ではなくピッチ (b/b) と溝深さ (b/b) が設計パラメータとなる (図 2-3(b/b))。図 2-3(b/b) には、実際に試作した金型表面の加工パターンを示した。20 mm 角金型を組込金型とし、既設金型に組込んで組込射出成形することで、10 mm 角 (厚さ 1 mm) 成形テストピースを試作した。

数 μm オーダーの加工を施すには、金属の被加工面はそれよりも 2 桁ほど低い十 nm オーダーの平面度や表面粗さ (面の肌) とする被加工面の面出し (前処理) が必要である。面出しと微細周期構造の加工を別の方法 (加工機) で行ってしまうと、十 nm オーダーの平面度の実現は不可能である。面出し加工と切削溝加工を同一の平板溝加工機で行うために、まず母材 (SKD11 相当品、日立金属工具鋼㈱SLD、安定化処理有り、硬さ 58.0 HRC) の被加工面に無電解(Ni-P)メッキでニッケル皮膜を厚さ 100 μm ほど析出させた後、平板溝加工機を用いた切削加工で十 nm オーダーの平坦化処理を行い、被加工物を固定したままバイトを交換して、 10 μm ピッチの切削溝加工を施した。副次的には、ニッケル皮膜のアモルファス構造を熱処理により結晶化し、耐摩耗性も向上させた。なお、本技術では、金型表面の撥水性を付与したい一部に無電解メッキ処理するだけなので、メッキ液による環境負荷は最小限に抑えられている。金型では、ごく限られた所望の部分のみに、意図的に超撥水性を付与することが非常に容易で、大量生産にも向いている。

今回は、周期性の影響を考察するためにブラスト加工金型を、ピッチ幅の成形への影響を考察するために 2 軸レーザー加工金型 (x 方向ピッチ: $0.8 \mu m$, y 方向ピッチ: $0.4 \mu m$) を試作した.

樹脂には 100% ポリ乳酸 (ユニチカ㈱, テラマック, TE-2000) を用いた。40 ton の成形機を用い, 速度 33%, 圧力 30%とした。成形温度条件は、材料メーカーでは金型温度 10-30 °C, シリンダー温度 180-210 °C を推奨しているが、試行錯誤の結果、金型温度 30 °C, ノズル温度 : 230 °C, 前部温度 235 °C, 中部温度 230 °C, 後部温度 225 °C とした。

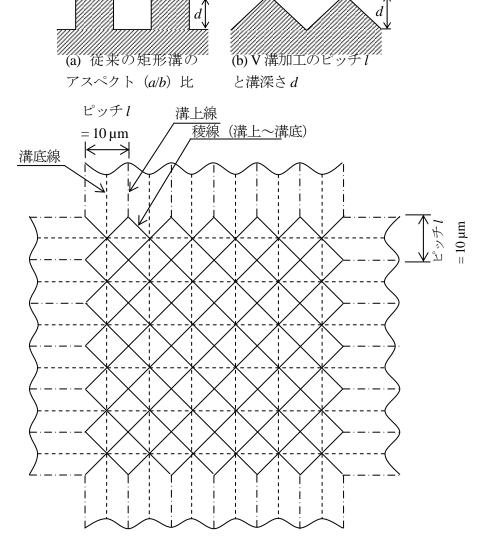


図 2-3 V 溝加工における微細周期構造の自由度 l と d

接触角により静的撥水性を求めた.接触角の測定には、マイクロスコープ (VH-E500、キーエンス、 \times 50) と画像解析ソフトウェア (Image J、フリーソフトウェア) を用いた. 母材表面の表面粗さが接触角に与える影響を除くために、微細構造の加工前の母材表面は、中心線平均粗さ $Ra=0.05~\mu m$ に磨き加工したものを用いた (表 2-2). 表面粗さの測定には、3 次元表面粗さ計 (SV-3000M4、(株ミツトヨ) を用いた. 接触角の初期値は、金型鋼 (SKD11 相当品) で 78.1° 、Ni-P メッキで 52.0° であった (表 2-3). 両者の差は、材質の表面自由エネルギーの影響と考えられた.

非周期構造 (ブラスト加工) では、 $Ra=0.21~\mu m$ よりも粗い加工は困難であったが、接触角が 17.9°向上した (表 2-2, 2-3). 周期構造の接触角は、小ピッチ条件 ($l=0.4-0.8~\mu m$, 2 軸レーザー加工) では 57.4°、大ピッチ条件($l=10~\mu m$, 2 軸切削加工) では 43.7 と大きく向上した.

成形品では、小ピッチ (l=0.4-0.8 μ m, 2 軸レーザー加工) では、接触角は低下した。これは、流動性の低いバイオマスプラスチックのため、微細周期構造が十分に転写されなかったためと考えられた。一方、周期構造の大ピッチ (l=10 μ m, 2 軸切削加工) では、接触角はさらに 14.4°向上し、加工前と比べると 58.1°向上した。2 軸切削加工金型による成形品の表面写真 (図 2-4) から、所望の成形が実現できていることが確認された。

表 2-2 各加工方法の表面粗さの測定結果

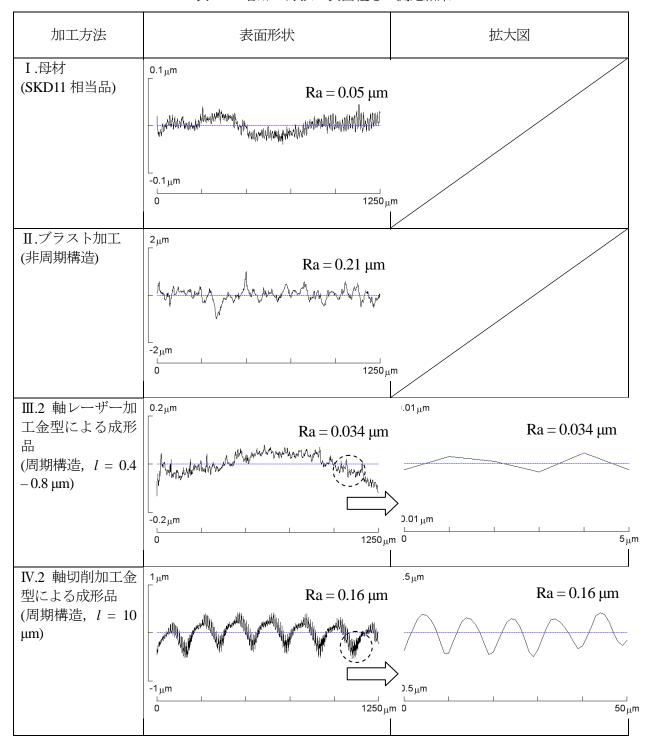


表 2-3 金型と樹脂成形品の接触角 (静的撥水性)

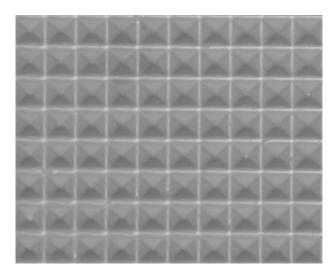


図 2-4 2 軸切削加工金型による成形品の表面写真 (× 2,000, 周期構造, l = 10 μm)

2 軸切削加工による微細周期構造を採用することで、バイオマスプラスチックにおいても、成形品の任意の表面の撥水性を 58°も向上できることを示すことができた. この金型技術をフィルム加工等へ応用すれば、貼るだけで撥水性を付与できるシートの開発も可能である. この新技術は、国内特許出願した(発明の名称:金型、その製造方法、金型を用いた樹脂成形体の製造方法並びにその製造方法によって製造された樹脂成形体,出願日:2010年9月21日,出願番号:特願2010-211444).

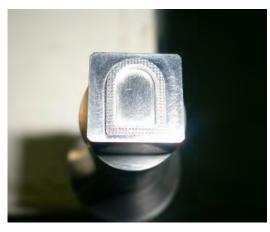
将来は、微細周期構造による超撥水性の発現により、洗濯をしなくてすむような衣類、極微量の液体を扱う医療用チップ (ラボ・オン・チップ; Lab-on-chip)、洗浄の必要が無い窓や建築材料、雨粒を弾き飛ばす自動車の窓、液体の輸送抵抗の減少による省エネルギー化等、様々な産業分野で技術革新をもたらすことが期待される。

2.2.2 高機能検査チップの成形

1) 新素材 (ポレオレフィン) の唾液採取シートの一体化

唾液採取部材に従来用いられてきた糖鎖構造のセルロースは、タンパクと非酵素的に結合する ため、ここでは「課題 1 唾液の高機能採取部材開発」で開発したタンパク吸着がない新素材 (ポ リオレフィン) を用いた.

唾液採取部の工程数を簡素化するために、唾液採取部材の基材部へのはめ込み形状を考慮した設計として、溶着圧力の制御が容易なサーボモータ加圧超音波ウェルダー (F2200C-20/CS20-SP、ソニックス社、米国、販売:コスモシステム(株)を本予算で購入し、基材部と唾液採取部材を一体化した新しい「唾液採取シート」を試作した。超音波ウェルダーの溶着ヘッドを試作し(図 2-5)、サンプルを試作した(図 2-6). 採取性能は、「課題 1 唾液の高機能採取部材開発」で評価し、良好な特性を実証できた。





(a) ウェルダーの溶着ヘッド

(b) ウェルダーの溶着ヘッドの台座

図 2-5 唾液採取シートの一体化のために試作した超音波ウェルダーの溶着ヘッド



図 2-6 超音波ウェルダーで一体化された唾液採取シートの写真 (上側)

2) バイオマスプラスチック製本体の成形

バイオマスプラスチックを用いることによる充填の不具合 (ウェルド) や唾液転写のばらつき等が危惧されたため、「課題 3 バイオマスプラスチック成形技術」において、100%ポリ乳酸を用いた場合の熱流体解析をもとに射出成形条件を検討し、その結果をふまえてバイオマスプラスチック製検査チップのハウジングを、3D-CAD で設計した。市販の唾液アミラーゼモニター (ニプロ株) を用いて分析性能を評価する必要があるため、3 次元磁気式位置計測システム (LIBERTY240/8-8 SYSTEM、ポヒマス社、米国、販売:極東貿易(株) を用いて、試作したハウジングの外形の形状寸法を測定、評価し、ニプロ製アミラーゼ検査チップ (図 2-7) と同一寸法になるよう、金型および成形条件の調整を行った。

新素材 (ポレオレフィン) の唾液採取シートと組み合わせ, 高機能検査チップとして完成した (図 2-8). ハウジングの成形に用いるバイオマスプラスチックには, ユニチカ㈱の TDA-2070M (30%ポリ乳酸+ABS70%のポリマーアロイ) と TE-2000 (100%ポリ乳酸) の 2 種類を選択した.

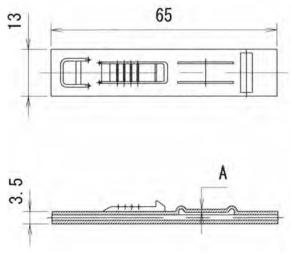




図 2-7 2 検査チップのハウジング外形の形状 寸法

図 2-8 試作したバイオマスプラスチック製の 高機能検査チップの外観

唾液アミラーゼモニター (ニプロ(株)) を用い、健常成人から採取した唾液を用いて、従来製品 (ニプロ製検査チップ) 試作品 (バイオマスプラスチック製検査チップ) の唾液アミラーゼ活性の測定結果を比較した. その結果、両者の決定係数は 100%ポリ乳酸で $R^2=0.967$ (y=0.714 x-47.343)、30%ポリ乳酸で $R^2=0.981$ (y=1.009 x-3.292) となり、良好な相関性を実証できた (図 2-9).

つまり、新たに試作した検査チップへの置き換えで、カーボンオフセット、高い衛生環境の実現と、タンパク吸着による絶対値の変動を改善できることが示された.

試作品は、ニプロ㈱へ機能評価を依頼し、 従来製品と同等以上の性能を有しているとの 回答も得ている.

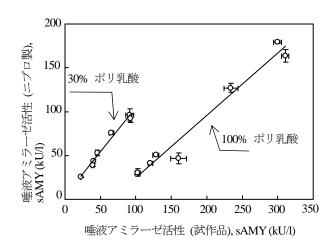


図 2-9 従来製品 (ニプロ製検査チップ) と試作品 (バイオマスプラスチック製検査チップ) の相関性の評価結果 (100%ポリ乳酸: TE-2000, 30%ポリ乳酸: TDA-2070M)

本検討により、新しい高機能検査チップでは、以下の7工程に集約・簡素化できることとなった.

- ①基材部に用いるプラスチックシートの打ち抜き工程
- ②ハウジングの射出成形
- ③基材部と唾液採取部材の超音波溶着工程
- ④両面テープとアミラーゼ試験紙の張付け工程
- ⑤アミラーゼ試験紙 (検査紙) の切出し工程
- ⑥ハウジングへのアミラーゼ試験紙の貼付け工程
- ⑦シートの挿入:完成

2.2.3 バイオマプラスチックのメリット

事業化の視点から、バイオマスプラスチックを用いるメリットについて、川下企業と検討した結果、 以下の事項が明らかとなった.

■メリット

- 焼却によるダイオキシン発生をゼロにできる
- ・バイオマスプラスチックを用いた世界初の医療機器となる
- ・バイオマスプラ (BP) マーク (日本バイオプラスチック協会による,有機資源(植物等)由来物質をプラスチック構成成分として所定量以上含む製品であることの認証)を取得し、環境への配慮を消費者にアピールできる
- ・カーボンオフセットによる CO₂排出量の削減 (排出権取引)

■デメリット

・原材料費の上昇 (通常, 2-3 倍)

■BPマークを取得するためのコスト試算

年間使用量:検査チップのハウジング重量2g×50万個/年=1,000kg

原材料費:ポリプロピレン単価 300円/kg×1,000kg=30 万円. 30 万円 /50万個 = 0.6 円/個ポリ乳酸25%混入時のコスト上昇:ポリプロピレン単価 300円/kg×1,000kg×0.75=22.5 万円. ポリ乳酸単価 600円/kg×1,000kg×0.25=15 万円. (22.5 万円 +15 万円)/50万個 = 0.75 円/個. すなわち, 25% のコスト上昇となる.

2.2.4 成果

本課題への取り組みで得られた成果をまとめると、以下の事項が挙げられる.

- 1) 表面の微細周期構造で撥水性を付与する金型技術を開発した. バイオマスプラスチックを用いて 試作した樹脂成形品で接触角を 58°も向上でき、撥水性を大幅に向上できた. この新技術は、国内 特許出願した(発明の名称:金型、その製造方法、金型を用いた樹脂成形体の製造方法並びにその製 造方法によって製造された樹脂成形体、出願日:2010年9月21日, 出願番号:特願2010-211444).
- 2) 検査チップの成形:採取部への被測定物質の吸着がない新素材を超音波溶着し一体化することで、 両面テープと手作業が不要にし、工程数の 30%削減によるコストダウンと、高い衛生環境の確保を 実現した.また、バイオマスプラスチック (100%ポリ乳酸) を採用した高機能検査チップの試作に 成功し、焼却によるダイオキシン発生ゼロ、CO₂ 排出量の削減を可能とするプラスチック成形技術 を構築できた.

2.3生分解性プラスチック成形技術の開発(大翔産業体)、岩手大学

生分解性プラスチック成形技術として、以下の3つの課題について、取り組んできた. 1. 生分解性プラスチックはまだ一般的に使用されている樹脂ではないため、樹脂の様々な物性値が知られていないのが現状である. このため、射出成形解析を行うための樹脂物性を把握することが必要であった. 2. 生分解性プラスチックを用いた場合の成形性や金型の設計を行うため、金型内の樹脂の熱流動解析を行い、流動特性を明確化することが必要である. 3. 樹脂の流動解析結果を検証するため生分解性プラスチックの代表として選択したバイオマスプラスチック (100%ポリ乳酸) を用いた実成形を行うことなどである.

2.3.1 樹脂物性の把握

2.3.1.1 生分解性プラスチックの DSC 計測

以下の図に本事業により、導入した高感度示差走査熱量計(DSC6220)を用いて行った生分解性プラスチック(ポリ乳酸 100%: TE-2000 およびポリ乳酸 30%+ABS 樹脂 70%: TDA-2070M)の DSC 測定結果を示す。図 3-1(a)は TE-2000、図 3-1(b)には TDA-2070M を示す。TDA-2070M は単に重量%による単純混合試料のため、テスト成形の際に溶融化して成形したランナーを送付してもらい、それを切断してサンプルとしたものである。いずれの図も下部の線が DSC データであり、上部の線は DDSC データ(DSC の変化率)となっている。対比サンプルは空気の入ったアルミ容器であり、DSC データは試料の温度変化を対比サンプルの温度変化とあわせるのに必要な加熱量を表し、試料樹脂の溶融状態への移行と潜熱量の計測が可能となっている。図 3-1 から TE-2000 は 160℃程度で溶融し始め、173℃程度が融点とわかる。また、TDA-2070M は TE-2000 に比較して 5℃程度低く、155程度で融け始め、167℃程度が融点となっている。

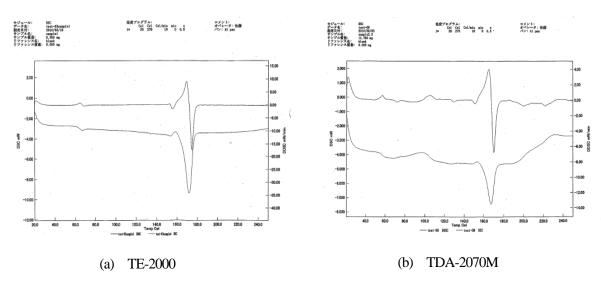


図 3-1 生分解性プラスチックの DSC データ

図 3-2 には高感度示差走査熱量計(DSC6220)システムを示した. また 2 種の樹脂を図 3-3 に示す. 今回導入した樹脂の一般物性について下表に示す. 樹脂はユニチカ (株) のポリ乳酸 100%: TE-2000 およびポリ乳酸 30%+ABS 樹脂 70%: TDA-2070M とした. 一般物性は TE-2000 を示す.





図3生分解性プラスチ

チック

左: TDA-2070M

右:TE-2000

図 3-2 高感度示差走查熱量計(DSC6220)システム

表1 TE-2000 の一般物性

特 性		試験法 (ISO)		単位	TE-2000	TE-1030	TE-1070
					標準・透明	耐衝擊	柔軟
	引張応力	_	527	MPa	63	51	34
機	引張破壊歪	_	527	%	4	176	200 <
械	曲げ強さ		178	MPa	106	77	50
的	曲げ弾性率	_	178	GPa	4.3	2.6	1.4
L	シャルピー衝撃強さ	ノッチ付き	179	kJ/m²	1.6	2.3	5.6
熱		0.45MPa	75	°C	58	51	54
的	刊生だれが温没	1.82MPa	75	°C	56	49	48
他	成形収縮率	3mmt	_	%	0.3~0.5	0.3~0.5	0.3~0.5
成	シリンダー温度			°C	180~210	180~210	180~210
形	金型温度	_	_	°C	10~30	10~30	10~30

2.3.1.2 生分解性プラスチックの溶融粘度計測

射出成形解析のおける充填過程で特に流動解析を行うため、溶融状態での樹脂の粘度データが必要になる。射出成形解析ソフトウェアとして代表的な 3D-TIMON でもポリ乳酸の樹脂データは見当たらなかった。このため、金型技術研究センター所有の溶融樹脂粘度計測装置(CEAST 社、Smart RHEO 2000 Twin Bore)を用いて溶融粘度の計測を行った。図 3-4 に溶融樹脂粘度計測装置を、図 3-5 に TE-2000 の溶融樹脂の粘度を示した。溶融温度を 3 水準 180 で、185 で、200 でとし、ダイス径 ϕ 1.0,L=5mm,20mm の場合のせん断速度に対する粘度を測定した。粘度測定を行い、3D-



図 3-4 溶融樹脂粘度計測装置

TIMON 上の Deta-Base に登録した、粘度変化を図 3-5 に示した.

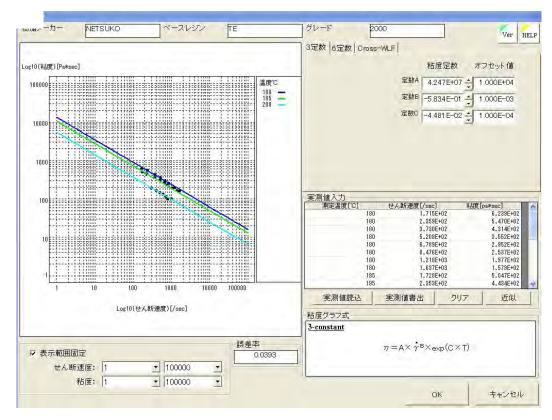


図 3-5 ポリ乳酸 (TE-2000) の粘度特性

また、その他物性については、材料供給メーカーであるユニチカを通して調査収集を行った.

2.3.2 樹脂流動解析

ポリ乳酸について樹脂データを 3D-TIMON に TE-2000 として登録し、流動解析を行った. 流動解析については(1) 唾液採取用チップホルダー, (2)歯間ブラシ, (3) 採血針ホルダーおよびホルダースプリングの 3 種について行った. 以下に解析に関する結果を示す.

2.3.2.1 唾液採取用チップホルダー

図 3-6, 図 3-7 にチップホルダーa/b-1 および 2 の解析モデルを示した。3 次元実体モデルとして表面、裏面の両面を示す。なお、解析に用いた樹脂は、ポリ乳酸の樹脂データを用いた。充填温度を 200°C、金型温度を 30°Cとした。

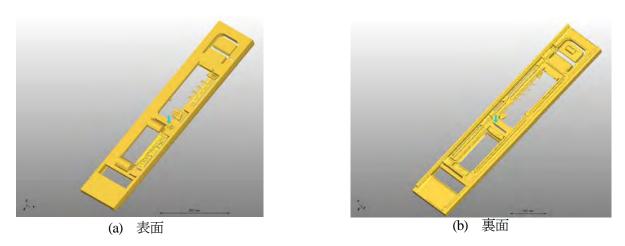


図3-6 チップホルダーa/b-1 の解析モデル

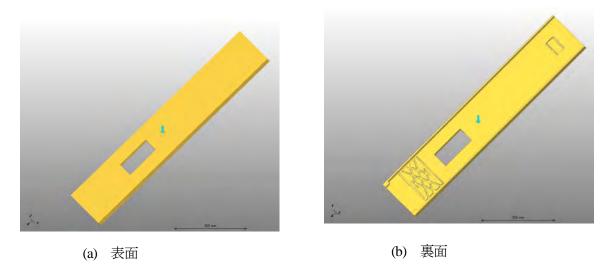


図3-7 チップホルダーa/b-2の解析モデル

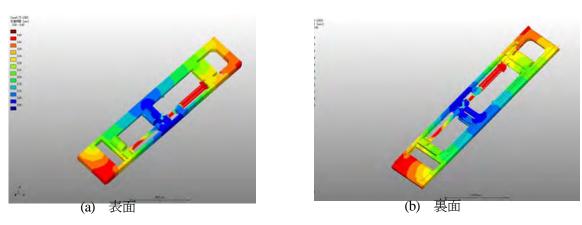


図 3-8 チップホルダ-a/b-1 の充填時間

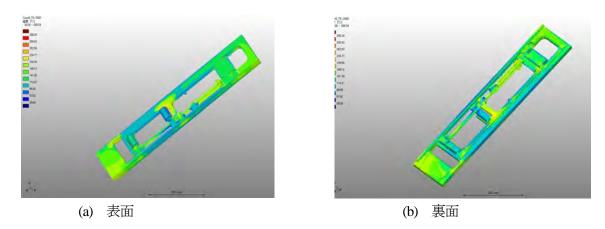
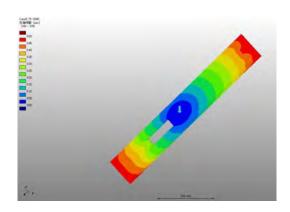


図 3-9 チップホルダ- a/b-1 の充填完了時温度分布



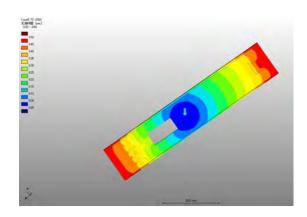
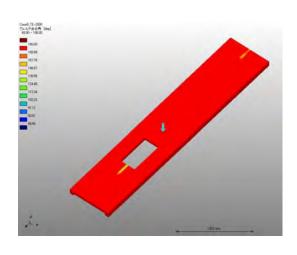
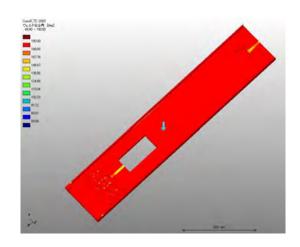


図 3-10 チップホルダ- a/b-2 の充填時間

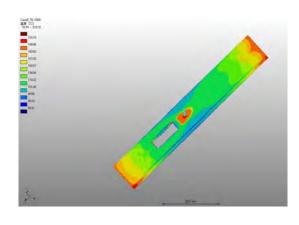


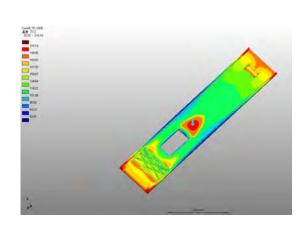


(b) 裏面

(a) 表面

図 3-11 チップホルダ-a/b-2 のウェルド会合角





(a) 表面

(b) 裏面

図 3-12 チップホルダ- a/b-2 の温度分布

図 3-8 にチップホルダーa/b-1 の充填時間を示した. 充填時間は樹脂が全体に充填する時間については,一般的な値として 0.5s とした. 図 3-9 にはチップホルダーa/b-1 のウェルド会合角として樹脂が流動する際のまわり込による強度の弱い部分の発生を図中の黄色の線で示している.

図 3-10 にチップホルダーa/b-2 の充填時間を示した。図 3-11 にはチップホルダーa/b-2 のウェルド 会合角を示した。図 3-12 には充填完了時の温度分布を示した。なお,チップホルダーa/b-2 の注入点は,1 点ゲートとし図のモデルの背面中央部に設定した。

樹脂流動的には、1 点ゲートであるため図 3-11 からわかるようにチップホルダーa/b-2 の開口部の 反対側にウェルドができ、強度の弱そうな部分は見られるものの、樹脂が全体に充填する様子が見られ、ポリ乳酸を用いても成形上問題は無いように思われた.

2.3.2.2 歯間ブラシ

図 3-13 に歯間ブラシの解析モデルを示した. 図中の緑の部分は樹脂を導入するランナーに相当する. ベージュの部分が製品部に相当する. 図 3-14 には樹脂の充填時間, 図 3-15 にはウェルド会合角, 図 3-16 には充填時の圧力分布, 図 3-17 には充填時の温度分布を示している. 1 点ゲートによる注入ではあるが,形状の単純性から特に問題なく充填できることが予想された・

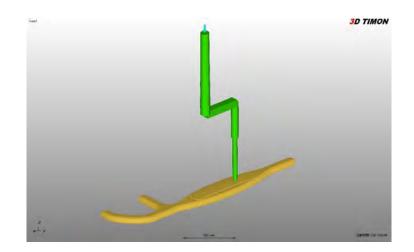


図 3-13 歯間ブラシの解析モデル

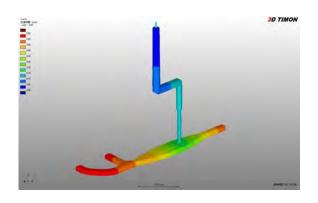


図 3-14 バイオマス歯間ブラシの充填時間

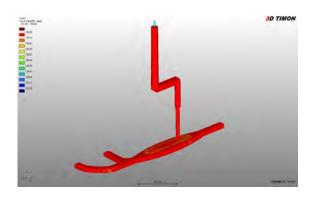
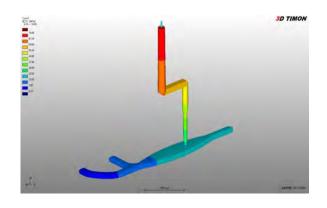


図3-15 バイオマス歯間ブランのウェルド会合角



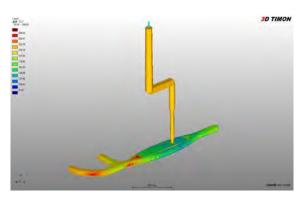


図 3-16 バイマス歯間ブラシの圧力分布

図 3-17 バイオマス歯間ブラシの温度分布

2.3.2.3 採血針ホルダーおよびホルダースプリング

採血針ホルダーおよびホルダースプリングについて、TE-2000 を用いて流動解析を行った. 図 3-18 に採血針ホルダー,図 3-19 にホルダースプリング部分の寸法概略図を示す.

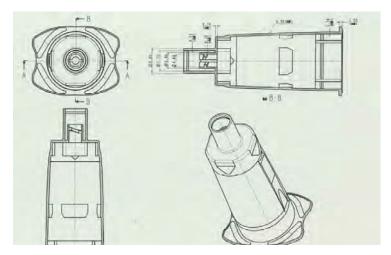


図 3-18 採血針ホルダー の概略図

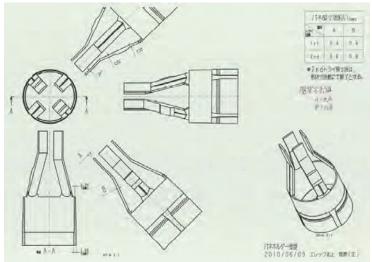
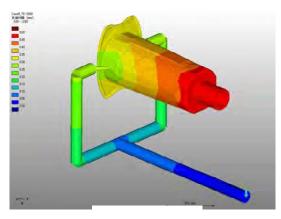
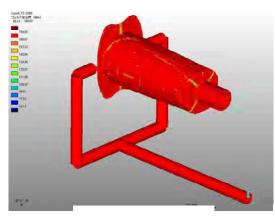


図 3-19 ホルダースプリング の概略図

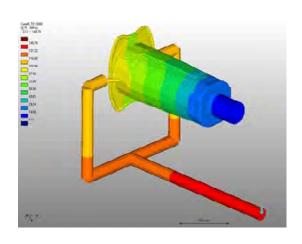
解析結果を以下の図に示す。樹脂注入温度は 200°C, 金型温度 30°Cとした。図 3-20 には採血針ホルダーの解析結果を示した。(a)充填時間,(b)ウェルド会合角,(c)充填時圧力分布,(d)充填時温度分布を示す。製品部の深さおよび金型温度が 30°Cと低いため,製品の抜けおよび充填性が心配されたが,2 点ゲートを用いることで,ウェルドは現れるものの小さく抑えることができ,ポリ乳酸を用いても充填は可能と思われた。



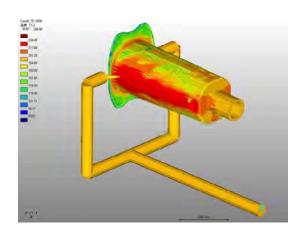
(a) 充填時間



(b) ウェルド会合角

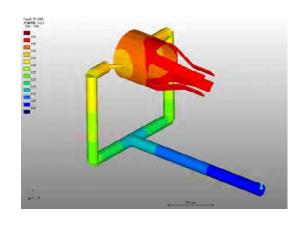


(c)充填時圧力分布

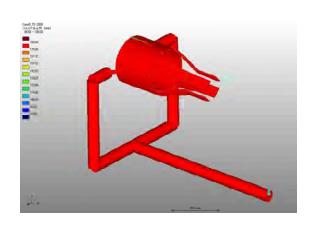


(d)充填時温度分布

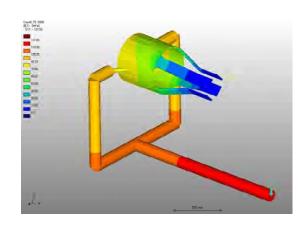
図3-20 採血針ホルダーの流動解析結果

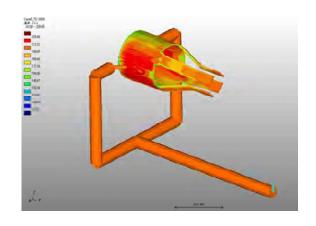


(a)充填時間



(b)ウェルド会合角





(c) 充填時圧力

(d) 充填時温度分布

図 3-21 ホルダースプリングの流動解析結果

図 3-21 にはホルダースプリングの解析結果を示した. (a)充填時間, (b)ウェルド会合角, (c)充填時圧力分布, (d)充填時温度分布を示す. スプリング部分の厚さが 0.3mm と薄いこと, および金型温度が 30℃と低いため, スプリング部分の充填性が心配されたが, 解析的には充填可能となった. 実成形において未充填の場合も出たが, 金型温度を上げることなどで対応可能であった. また, 2 点ゲートを用いることで, ウェルドを抑えることができた.

2.3.3 生分解性プラスチック (100% ポリ乳酸) を用いた実成形

流動解析と並行して、採血針ホルダーに関して生分解性プラスチックとして 100%ポリ乳酸 (TE-2000) を用いた製品試作をエレック北上 (岩手県北上市) にて金型設計・製造・試作成形まで行った. 図 3-22 には射出成形機を用いて成形中の様子を示した.



図 3-22 射出成形機を用いた実成形 成形温度条件 樹脂注入温度 200℃, 金型温度 30℃



(a) 上面からの写真



(b) 正面からの写真





図 3-24 実成形したホルダースプリング

図 3-23 実成形した採血針ホルダー

図 3-23, 図 3-24 にポリ乳酸を用いて実成形した採血針ホルダーとホルダースプリングの写真を示した. ポリ乳酸を用いた実際の成型品は、この樹脂の生来の色として、透明性に加えて、若干黄色みがかっているものが見られたが、全体的には透明性が確保されていた。また、樹脂の特徴でもある硬さが感じられるものとなった。スプリング部分の厚さが $0.3 \mathrm{mm}$ と薄い割には強度的には強く、十分なバネ性が確保されていた。量産性を考慮する場合の改良点としてポリ乳酸の場合、50 % %に低温側の軟化点があり、ランナーの樹脂溜まりが大きいと固化までの時間がかかり、サイクルタイムが長くなるなどについて改良する余地が見出された。

2.3.4 成果

以上のことをまとめ、成果として以下の3点を挙げる.

- (1) DSC 測定 (S I I ナノテクノロジー (株) DSC6220) および流動粘度測定装置 (Ceast SmartRHEO2000) および調査により、流動解析に必要な TE-2000 の諸物性が把握できた.
- (2) 3D-TIMON(東レ)を用いた樹脂流動解析により、充填における流動過程、ウェルドの位置、 圧力分布、充填時温度分布など流動特性を把握できた。これにより実成形のための条件および 成形時の注意点などを調査することができた。
- (3) TE-2000 を用いて実成形を行い、岩手県内企業であるエレック北上(岩手県北上市)で採血針ホルダーおよびホルダースプリングの製品製造技術を獲得し、製造を可能とした.

2.4 携帯電話・輸送機器用部品等への展開(大翔産業株式会社, 国立大学法人岩手大学)

血液や唾液などの生体サンプルが付着した医療用具は、感染性産業廃棄物に相当するが、これらは環境省の処理マニュアルで全てが焼却処分を義務付けられているわけではなく、材質や汚染の程度により適切な処理をすることが義務付けられている。しかし、実情は廃棄コストなどの理由から、焼却処分されている割合が圧倒的に多い。プラスチック製医療用具は、過去 10 年間に渡って毎年 10%以上の成長を遂げており、感染性産業廃棄物もその勢いで年々増大している。その結果、焼却による二酸化炭素排出量の増大は、社会問題となっている。これは、医療用途に限られたことではなく、携帯電話・輸送機器用部品など産業用途でも同じ問題を抱えており、カーボンオフセットを図るなど、製造・廃棄における環境負荷を低減する方策が求められている。

そこで、新規技術である生分解性プラスチックによる一体成型技術を携帯電話・輸送機器用部品への展開を検討することで、医療分野以外への有効活用を図り、低環境負荷という観点から、技術応用の可能性を広げることを目指した.

2.4.1 ニーズ調査と試作対象の決定

本事業で開発した「複数素材の一体成型技術」を活かせる具体的なニーズについて、研究推進会議に参画した企業にヒアリングを実施した. 提案のあった具体的シーズは表 4-1 の通りである. 事業期間および予算等を鑑みることで、アミラーゼ検査チップ、採血針ホルダー、歯間ブラシを試作対象とした. このうち、アミラーゼ検査チップ、採血針ホルダーについては、2.1 および 2.2 に記載するため、ここでは歯間ブラシの試作について報告する.

バイオマスプラ 製品名 採取部材 一体成形 個数/年 有望性 アミラーゼ検査チップ \bigcirc \bigcirc \bigcirc 0 30万 採血針ホルダー \bigcirc \bigcirc 3億 \bigcirc × 歯間ブラシ 0 0 0 百万 × 歯間ブラシ \bigcirc \bigcirc 百万 \bigcirc × リップスティック・ケース 十万 0 X コルチゾール検査チップ 未定 \bigcirc \bigcirc \bigcirc 消化管創傷潰瘍保護フィルム 十万 0 X X X タンポン 百万 0 X \circ Χ 空気清浄機部材 1万 0 X X 介護用おむつ 千 X X X

表 4-1 企業へのヒアリング結果

2.4.2 歯間ブラシの試作形状

ライオン製クリニカダブルフロスを参考に、試作する歯間ブラシの形状を 3D-CAD により設計した. 本試作では、バイオマスプラスチック製歯間ブラシ(柄とフロス)の一体成形を目的としたため、試作形状は、片側のみにフロスを取り付ける、よりシンプルな形状とした.

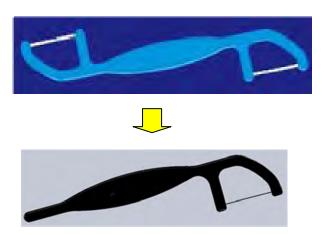


図4-1 歯間ブラシの試作形状の決定(上段:クリニカダブルフロス,下段:試作形状)

2.4.3 樹脂選定

歯間ブラシの材料を表 4-2 に示す。試作した柄の材料には、ユニチカ㈱の TE-2000 (100%ポリ乳酸) と TDA-2070M (30%ポリ乳酸+ABS70%のポリマーアロイ) の 2 種類を用いた。また、フロスには、同社のポリ乳酸 100% 樹脂に、撚り加工を施したものを用いた。

表 4-2 歯間ブラシの材料

	ライオン製クリニカダ ブルフロス	試作品 1 PLA 100	試作品 2 PLA30
柄	ポリスチレン(PS)	TE-2000 (ポリ乳酸 100%)	TDA-2070M (ポリ乳酸 30% + ABS 70% アロイ)
フロス (マイクロスコー プ倍率×100)	ポリエチレンテレフタ レート(PET)	ポリ乳酸 100%	

2.4.4 金型設計

樹脂流動解析ソフトウェア (東レ, 3D TIMON) を用いて,充填性等を確認した後に,歯間ブラシの金型設計を行った (詳細については, 2.3 章を参照). また,この成形は,図 4-3 に示すように,フロスを装着した置き駒を金型に設置することで一体成形を行う.

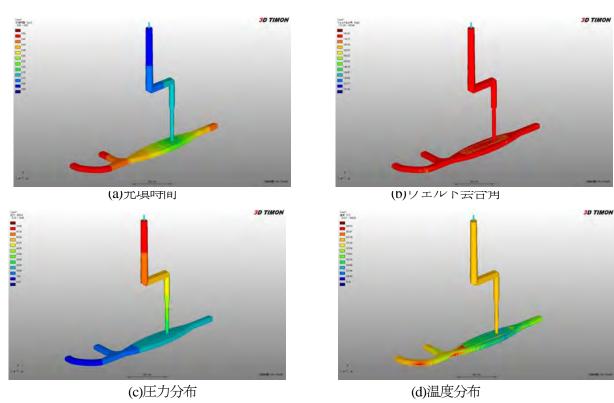


図 4-2 充填解析における樹脂流動解析の一例

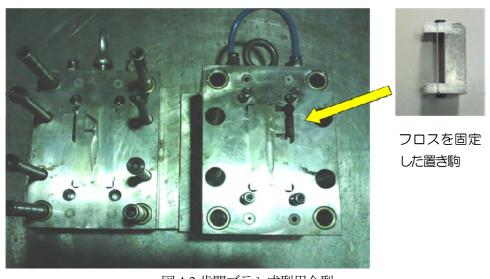


図 4-3 歯間ブラシ成型用金型

2.4.5 試作した歯間ブラシ

試作成形した歯間ブラシの外観を以下に示す. 3 次元磁気式位置計測システム (LIBERTY240/8-8 SYSTEM, ポヒマス社, 米国, 販売:極東貿易㈱) を用いて外形寸法を計測, 評価することで, 特に ゆがみや変形がないことを確認した. また, 試作品 1 (PLA100) は, ライオン製クリニカダブルフ ロスと比較すると硬い感触となったが、持ちやすさ等に関しては特に大きな違いは見られなかった。

試作品 1 (PLA100) は、柄、フロスともにポリ乳酸 100%を使用しており、日本バイオプラスチッ ク協会が認定するグリーンプラマークの対象品となる. また, 試作品 2 (PLA30) は, 柄の材料に ABS アロイを使用したものの、ポリ乳酸の含有率からバイオマスプラマークの認証対象となる.

表 4-3 試作した歯間ブラシの外観

	ライオン製クリニカダブ ルフロス	試作品 1 PLA 100	試作品 2 PLA30	
柄	ポリスチレン(PS)	ポリ乳酸 100%	ポリ乳酸 30% + ABS 70% アロイ	
フロス	ポリエチレンテレフタレ ート(PET)	ポリ乳酸 100%	ポリ乳酸 100%	
外観				
日本バイオプ ラスチック協 会の認証	-	グリーンプラマーク	バイオマスプラマーク	

2.4.6 機能評価

川下企業から提示された歯間ブラシの要求仕様(フロスの抜け強度 10N) を満足するか確認する ため、以下のような評価実験を実施した.

フロス部の中点に、アイコーエンジニアリング製デジタルプッシュプルゲージ (RX-10、最大荷重 100 N, 最少表示荷重 0.01 N) のフックをひっかけ、フロスが柄から抜ける、あるいは、フロスが断 裂するまで水平に引っ張った際の最大力を測定した(図44).また、この引張試験は、

- ①柄固定(柄の中心部を固定)
- ②先端固定(柄の先端から 5mm の箇所を固定)
- の2条件で実施した(図45). 各条件に用いた歯間ブラシの本数は10本とした.





フック (直径3mm)

図 4-4 測定装置

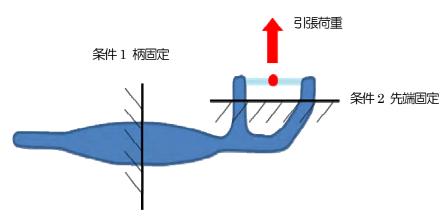
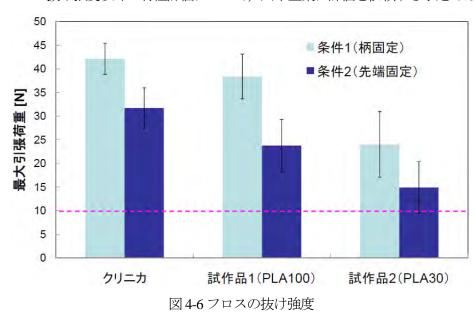


図 4-5 実験条件

歯間ブラシの機能評価の結果を図 4-6 に示す. 試作の過程で、撚り加工を施さないフロスでの試作評価も行ったが、抜け強度が 5N 前後と要求仕様を満足することができなかった. これに対して、撚り加工を施した試作品 1,2 は、ともに要求仕様の 10Nを十分に満足する結果となり、フロス強度の改善が確認された. 特に、ポリ乳酸 100%樹脂のみを用いた試作品 1 については、ライオン製クリニカダブルフロスとほぼ同等のフロス抜け強度を有し、川下企業の要求仕様を満足することができた. 今後は、フロスの抜け強度以外の特性評価について、川下企業に評価を依頼する予定である.



- 37 -

2.4.7 成果

本課題への取り組みで得られた成果をまとめると、以下の事項が挙げられる.

- 1) 産業用部品への展開として、ポリ乳酸樹脂を用いた 100%バイオマスプラスチック製歯間ブラシ (日本バイオプラスチック協会グリーンプラマークの認証対象) を一体成形し、ライオン製クリニカダブルフロスと同等の強度があることを実験的に確認した.
- 2)環境負荷低減 (カーボンオフセット) と、部品点数の削減・低コスト化を同時に実現する、バイオマスプラスチックの一体成形技術を確立した.

今後は、川下企業からの評価結果をフィードバックするとともに、生体適合性や安全性など、実 用化に向けた評価・改善を加える予定である.

第3章 全体総括

医療現場では、高い衛生環境を確保するため、使い捨て式の医療用具が多用されており、医療用具のコストの削減が求められている。また、環境負荷を低減する観点から、非石油由来の材質の使用や、 廃棄による環境負荷が小さい材質を導入する必要がある。

本研究開発では、使い捨て式医療用具のうち、幅広い検査項目に利用できる汎用性の高い高機能検査チップを、環境負荷の小さい材質のみで、低コストで衛生的に生産可能とする技術を開発した。検査項目の多くはタンパク質であるが、採取部材に吸着しやすいため、前処理なしでは分析できない被測定物質が多い。そのため、極微量な検体を採取し前処理なしで測定できる高機能検査チップを開発した。また、環境負荷の観点から高機能検査チップを 100%ポリ乳酸 (バイオマスプラスチック) で成形し、一体成形加工により低コスト化を図った。更に、金型表面の微細周期構造を、ミクロンレベルで制御すること (ロータス効果) で、撥水性を付与するプラスチック成形技術を構築した。これらの新規技術を、採血針ホルダーや歯間ブラシなど産業用プラスチック部品にも展開し、環境負荷低減(カーボンオフセット) と、一体成形による部品点数の削減・低コスト化を同時に実現した。