



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2016년09월08일

(11) 등록번호 10-1656114

(24) 등록일자 2016년09월02일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

C09J 183/04 (2006.01) B05D 3/06 (2006.01)

C08J 3/28 (2006.01) C09J 5/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2011-7011855

(22) 출원일자(국제) 2009년10월29일

심사청구일자 2014년10월22일

(85) 번역문제출일자 2011년05월25일

(65) 공개번호 10-2011-0075034

(43) 공개일자 2011년07월05일

(86) 국제출원번호 PCT/US2009/062603

(87) 국제공개번호 WO 2010/056544

국제공개일자 2010년05월20일

(30) 우선권주장

61/109,211 2008년10월29일 미국(US)

61/109,213 2008년10월29일 미국(US)

(56) 선행기술조사문현

US20080187750 A1

(73) 특허권자

쓰리엠 이노베이티브 프로퍼티즈 컴파니

미국 55133-3427 미네소타주 세인트 폴 피.오.박스 33427 쓰리엠 센터

(72) 발명자

디터멘 마이클 디

미국 55133-3427 미네소타주 세인트 폴 포스트 오피스 박스 33427 쓰리엠 센터

퐁 사이몬 에스

미국 55133-3427 미네소타주 세인트 폴 포스트 오피스 박스 33427 쓰리엠 센터

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

양영준, 김영

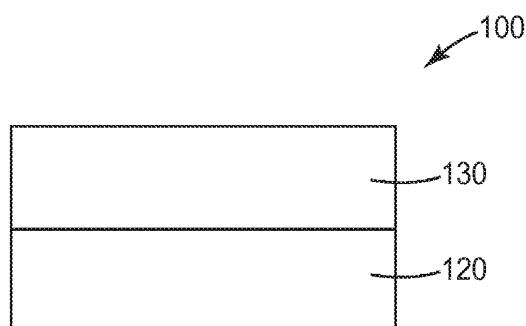
전체 청구항 수 : 총 5 항

심사관 : 양정화

(54) 발명의 명칭 피부에 순한 접착제

(57) 요 약

전자빔 및 감마 방사선 가교결합된 실리콘 젤 접착제가 개시된다. 비작용성 폴리 다이오르가노실록산 및 작용성 폴리 다이오르가노실록산 둘 모두가 사용된다. 접착제의 형성 방법, 및 그러한 접착제를 포함하는 의료 용품이 또한 개시된다.

대 표 도 - 도1

(72) 발명자

필리아트라울트 티모시 디

미국 55133-3427 미네소타주 세인트 폴 포스트 오
피스 박스 33427 쓰리엠 센터

리우 준강 제이

미국 55133-3427 미네소타주 세인트 폴 포스트 오
피스 박스 33427 쓰리엠 센터

조지 클레이튼 에이

미국 55133-3427 미네소타주 세인트 폴 포스트 오
피스 박스 33427 쓰리엠 센터

명세서

청구범위

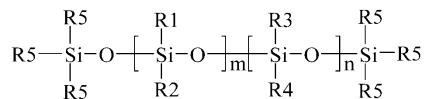
청구항 1

방사선 경화된 실리콘 젤을 포함하는 접착제이며,

상기 실리콘 젤은 가교결합된 폴리 다이오르가노실록산 물질 및 접착성 부여 수지를 포함하고,

상기 폴리 다이오르가노실록산 물질은 하기 화학식을 갖는 비작용화된 실리콘 물질인, 접착제.

[화학식 1]



상기 식에서,

R1, R2, R3, 및 R4는 알킬 기 및 아릴 기로 이루어진 군으로부터 독립적으로 선택되고,

R5는 알킬 기이고,

n 및 m은 정수이고,

m 또는 n 중 적어도 하나는 0이 아니고,

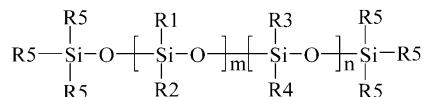
알킬 또는 아릴 기 중 하나 이상은 할로겐 치환기를 함유할 수 있다.

청구항 2

폴리 다이오르가노실록산 물질 및 접착성 부여 수지를 포함하는 조성물을 폴리 다이오르가노실록산 물질을 가교결합시키기에 충분한 선량(dose)으로 전자빔 조사 및 감마선 조사 중 적어도 하나에 노출시킴으로써 형성되며,

상기 폴리 다이오르가노실록산 물질은 하기 화학식을 갖는 비작용화된 실리콘 물질인, 접착제.

[화학식 1]



상기 식에서,

R1, R2, R3, 및 R4는 알킬 기 및 아릴 기로 이루어진 군으로부터 독립적으로 선택되고,

R5는 알킬 기이고,

n 및 m은 정수이고,

m 또는 n 중 적어도 하나는 0이 아니고,

알킬 또는 아릴 기 중 하나 이상은 할로겐 치환기를 함유할 수 있다.

청구항 3

제1항 또는 제2항에 있어서, 폴리 다이오르가노실록산 물질은 폴리 다이메틸실록산을 포함하는 접착제.

청구항 4

삭제

청구항 5

제1항 또는 제2항에 있어서, 폴리(다이메틸실록산-옥사미드) 선형 공중합체를 추가로 포함하는 접착제.

청구항 6

제1항 또는 제2항에 따른 접착제를 의료 기재에 접착시키는 단계, 및 상기 접착제를 사용하여 의료 기재를 생물학적 기재(biological substrate)에 접착시키는 단계를 포함하는, 의료 기재를 생물학적 기재에 접착시키는 방법.

청구항 7

삭제

청구항 8

삭제

청구항 9

삭제

청구항 10

삭제

청구항 11

삭제

청구항 12

삭제

청구항 13

삭제

청구항 14

삭제

청구항 15

삭제

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 출원은 미국 가특허 출원 제61/109,211호 (2008년 10월 29일자 출원), 및 미국 가특허 출원 제61/109,213호 (2008년 10월 29일자 출원)의 이득을 청구하며; 이를 둘 모두는 전체적으로 본 명세서에 참고로 포함된다.

[0002] 본 발명은 피부에 순한 접착제에 관한 것으로, 구체적으로는 실리콘 젤 접착제 및 그러한 접착제의 제조 방법에 관한 것이다. 그러한 방법에는 비작용성 실리콘을 비롯한 저분자량 실리콘의 전자빔 또는 감마선 경화가 포함된다.

발명의 내용

[0003] 간략하게는, 일 태양에서, 본 발명은 방사선 경화된 실리콘 젤을 포함하는 접착제를 제공한다. 실리콘 젤은 가

교결합된 폴리 다이오르가노실록산 물질을 포함한다.

[0004] 다른 태양에서, 본 발명은 폴리 다이오르가노실록산 물질을 포함하는 조성물을 폴리 다이오르가노실록산 물질을 가교결합시키기에 충분한 선량(dose)으로 전자빔 조사 및 감마선 조사 중 적어도 하나에 노출시킴으로써 형성되는 접착제를 제공한다.

[0005] 일부 실시 형태에서, 폴리 다이오르가노실록산 물질은 폴리 다이메틸실록산을 포함한다. 일부 실시 형태에서, 폴리 다이메틸실록산은 하나 이상의 실라놀 종결된 폴리 다이메틸실록산, 하나 이상의 비작용성 폴리 다이메틸실록산, 및 그 조합으로 이루어진 군으로부터 선택된다. 일부 실시 형태에서, 폴리 다이메틸실록산은 하나 이상의 비작용성 폴리 다이메틸실록산으로 이루어진다.

[0006] 일부 실시 형태에서, 접착제는 실리케이트 수지 접착성 부여제를 추가로 포함한다. 일부 실시 형태에서, 접착제는 폴리(다이메틸실록산-옥사미드) 선형 공중합체를 추가로 포함한다.

[0007] 일부 실시 형태에서, 폴리 다이오르가노실록산 물질은 25°C에서의 역학 점도(dynamic viscosity)가 1,000,000 MPa · sec 이하인 폴리 다이오르가노실록산 유체를 포함한다. 일부 실시 형태에서, 폴리 다이오르가노실록산 물질은 25°C에서의 동점도(kinematic viscosity)가 100,000 센티스토크 이하인 폴리 다이오르가노실록산 유체로 이루어진다.

[0008] 일부 실시 형태에서, 접착제는 사람 피부로부터의 180도 박리 접착력이 피부 박리 접착력 절차(Skin Peel Adhesion Procedure)에 따라 측정될 때 200 g/2.54 cm 이하이다.

[0009] 또 다른 태양에서, 본 발명은 의료 기재(medical substrate)에 접착된 본 발명의 임의의 실리콘 접착제의 층을 포함하는 의료 용품을 제공한다. 일부 실시 형태에서, 층은 두께가 20 내지 200 마이크로미터이다. 일부 실시 형태에서, 의료 기재는 종이, 중합체성 필름, 및 직포(woven cloth) 및 부직포 중 적어도 하나를 포함한다.

[0010] 추가의 태양에서, 본 발명은 의료 기재를 생물학적 기재(biological substrate)에 접착시키는 방법을 제공한다. 본 방법은 본 발명에 따른 접착제를 의료 기재에 접착시키는 단계, 및 접착제를 사용하여 의료 기재를 생물학적 기재에 접착시키는 단계를 포함한다. 일부 실시 형태에서, 생물학적 기재는 사람 피부이다.

[0011] 본 발명의 상기의 개요는 본 발명의 각각의 실시 형태를 설명하고자 하는 것은 아니다. 본 발명의 하나 이상의 실시 형태에 대한 상세 사항이 또한 하기의 상세한 설명에 기술된다. 본 발명의 다른 특징, 목적 및 이점은 하기의 상세한 설명과 특허청구범위로부터 명백하게 될 것이다.

도면의 간단한 설명

[0012] <도 1>

도 1은 본 발명의 일부 실시 형태에 따른 의료 용품을 도시하는 도면.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0013] 피부에의 접착을 위한, 실리콘 감압 접착제를 비롯한 감압 접착제(PSA)의 응용이 당업계에 알려져 있으며, 많은 예가 구매가능하다. 그러나, PSA의 몇몇 특성은 피부에의 접착을 위한 그 응용을 제한한다. 예를 들어, 너무 높은 수준의 접착 강도를 나타내는 PSA를 제거하는 동안에 피부 손상이 일어날 수 있다. 대안적으로, 접착 강도가 감소된다면, PSA는 유용할 수 있는 충분한 유지력이 부족할 수 있거나 또는 접착제의 용이한 응용을 가능하게 하는 실온 접착성(tackiness)을 잃게 될 것이다. 추가적으로, 피부와 비교하여 상대적으로 단단하거나 또는 비-순응성(non-conformable)인 PSA는 전형적으로 사용 중에 환자에게 상당한 불편함을 주게 된다. 또한, 심지어 피부에 대한 박리 접착력이 낮게 측정된 접착제도, 예를 들어 접착제가 모발과 얹히게 된다면 제거 중에 불편을 일으킬 수 있다.

[0014] 실리콘 젤 (가교결합된 폴리 다이메틸실록산 ("PDMS")) 물질은 유전체 충전제, 진동 댐퍼(damper) 및 흡터 조직 치유를 촉진시키기 위한 의료적 치료에 사용되어 왔다. 가볍게 가교결합된 실리콘 젤은 전통적인 접착성 부여된 실리콘 PSA와 비교하여 낮은 접착 강도 내지 중간 정도의 접착 강도를 갖는 연질의 접착성이고 탄성인 물질이다. 실리콘 젤은 전형적으로 실리콘 PSA보다 더 연질이며, 그 결과 피부에 접착될 때 덜 불편하다. 상대적으로 낮은 접착 강도와 중간 정도의 접착성의 조합은 실리콘 젤을 피부에 순한 접착제 응용에 적합하게 한다.

[0015] 실리콘 젤 접착제는 세지 않은 제거력과 함께 피부에 대한 우수한 접착력을 제공하며, 재부착됨(repositioned) 수 있는 능력을 갖는다. 구매가능한 실리콘 젤 접착제 시스템의 예에는 상표명 다우 코닝(Dow Corning) MG 7-

9850, 바커(WACKER) 2130, 블루스타(BLUESTAR) 4317 및 4320, 및 누실(NUSIL) 6345 및 6350으로 시판되는 제품이 포함된다.

[0016] 이러한 순한 피부 접착제는, 하이드로실릴화 촉매 (예를 들어, 백금 착물)의 존재 하에서, 비닐 종결된 폴리(다이메틸실록산) (PDMS)과 수소 종결된 PDMS 사이의 부가 경화 반응에 의해 형성된다. 비닐 종결된 PDMS 사슬 및 수소 종결된 PDMS 사슬은 그들의 특정 화학적 부분(moiety)으로 인해 '작용화된' 실리콘으로 불린다. 개별적으로, 그러한 작용성 실리콘들은 일반적으로 반응성이지 않지만; 그들은 함께 반응성 실리콘 시스템을 형성한다. 추가적으로, 실리케이트 수지 (접착성 부여제) 및 다수의 수소 작용기를 갖는 PDMS (가교결합제)는 젤의 접착 특성을 개질하도록 제형화될 수 있다.

[0017] 부가 경화 반응으로부터 생성되는 실리콘 젤 접착제는, 어느 정도의 자유 (가교결합되지 않은) PDMS 유체를 갖고 접착성 부여 수지를 거의 또는 전혀 갖지 않는 매우 약하게 가교결합된 폴리다이메틸실록산 네트워크(PDMS network)이다. 대조적으로, 접착성 부여 수지는 전형적으로 실리콘 PSA 중에 고수준 (45 내지 60 pph)으로 사용된다.

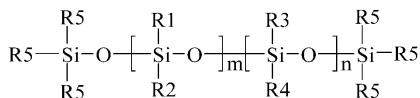
[0018] 실리콘 물질의 촉매 촉진된 경화 외에도, 유기 과산화물의 고온 분해로부터 형성되는 자유 라디칼이 실리콘 PSA 제형을 가교결합 또는 경화시킬 수 있음이 알려져 있다. 이러한 경화 기법은 경화 화학(curing chemistry)으로부터 필름 내에 남겨진 산성 잔류물로 인해 바람직하지 않은데, 이 산성 잔류물은 부식성이어서 피부 접촉에 적합하지 않다.

[0019] 일반적으로, 본 발명의 가교결합된 실록산 네트워크는 작용성 또는 비작용성 실리콘 물질로부터 형성될 수 있다. 이러한 젤 접착제는 폴리실록산 네트워크의 매우 낮은 유리 전이 온도 (Tg) 및 모듈러스(modulus)로 인해 탁월한 웨팅 특성(wetting characteristic)을 갖는다. 유동학적으로, 이러한 젤은 접합 형성 기간 (timescale)과 접합 파괴 기간에서 거의 동일한 저장 모듈러스를 나타내며, 그 결과 접착제를 박리에 의해 접착 해제(debond)시키는 데 상대적으로 낮은 힘 내지 중간 정도의 힘이 필요하게 된다. 이는 제거시 피부 외상이 최소한이거나 전혀 없게 된다. 추가적으로, 가교결합된 젤의 탄성 성질은 피부에의 착용(skin wear) 중에 모발 주위로의 접착제의 유동을 방지하며, 이는 제거 중에 통증이 생기는 경우를 추가로 감소시킨다.

[0020] 일반적으로, 실리콘 물질은 오일, 유체, 검(gum), 탄성중합체, 또는 수지, 예를 들어 잘 부서지는 고체 수지일 수 있다. 일반적으로, 보다 저분자량이며 보다 저점도인 물질은 유체 또는 오일로 불리는 반면, 보다 고분자량이며 보다 고점도인 물질은 검으로 불리지만; 이들 용어 사이에 엄격한 구별은 없다. 탄성중합체 및 수지는 검 보다 훨씬 더 높은 분자량을 가지며, 전형적으로 유동하지 않는다. 본 명세서에 사용되는 바와 같이, 용어 "유체" 및 "오일"은 25°C에서의 역학 점도가 1,000,000 MPa · sec 이하 (예를 들어, 600,000 MPa · sec 미만)인 물질을 말하는 반면, 25°C에서의 역학 점도가 1,000,000 MPa · sec 초과 (예를 들어, 10,000,000 MPa · sec 이상)인 물질은 "검"으로 불릴 것이다.

[0021] 일반적으로, 본 발명에 유용한 실리콘 물질은 폴리 다이오르가노실록산, 즉 폴리실록산 골격을 포함하는 물질이다. 일부 실시 형태에서, 비작용화된 실리콘 물질은 지방족 및/또는 방향족 치환기를 갖는 실록산 골격을 예시하는 하기의 화학식으로 표현되는 선형 물질일 수 있다:

[0022] [화학식 1]



[0023]

[0024] 여기서, R1, R2, R3, 및 R4는 알킬 기 및 아릴 기로 이루어진 군으로부터 독립적으로 선택되고, 각각의 R5는 알킬 기이고, n 및 m은 정수이고, m 또는 n 중 적어도 하나는 0이 아니다. 일부 실시 형태에서, 알킬 또는 아릴 기들 중 하나 이상은 할로겐 치환기, 예를 들어 불소를 함유할 수 있다. 예를 들어, 일부 실시 형태에서, 알킬 기들 중 하나 이상은 -CH₂CH₂C₄F₉일 수 있다.

[0025] 일부 실시 형태에서, R5는 메틸 기인데, 즉 비작용화된 폴리 다이오르가노실록산 물질은 트라이메틸실록시 기로 종결된다. 일부 실시 형태에서, R1 및 R2는 알킬 기이고, n은 0인데, 즉 이 물질은 폴리(다이알킬실록산)이다. 일부 실시 형태에서, 알킬 기는 메틸 기, 즉 폴리(다이메틸실록산) ("PDMS")이다. 일부 실시 형태에서, R1은 알킬 기이고, R2는 아릴 기이고, n은 0인데, 즉 이 물질은 폴리(알킬아릴실록산)이다. 일부 실시 형태에서, R1

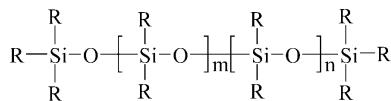
은 메틸 기이고, R₂는 폐닐 기인데, 즉 이 물질은 폴리(메틸페닐실록산)이다. 일부 실시 형태에서, R₁ 및 R₂는 알킬 기이고, R₃ 및 R₄는 아릴 기인데, 즉 이 물질은 폴리(다이알킬다이아릴실록산)이다. 일부 실시 형태에서, R₁ 및 R₂는 메틸 기이고, R₃ 및 R₄는 폐닐 기인데, 즉 이 물질은 폴리(다이메틸다이페닐실록산)이다.

[0026] 일부 실시 형태에서, 비작용화된 폴리 다이오르가노실록산 물질은 분지될 수 있다. 예를 들어, R₁, R₂, R₃, 및 /또는 R₄ 기들 중 하나 이상은 알킬 또는 아릴 (할로겐화된 알킬 또는 아릴을 포함함) 치환기 및 말단 R₅ 기를 갖는 선형 또는 분지형 실록산일 수 있다.

[0027] 본 명세서에 사용되는 바와 같이, "비작용기"는 탄소, 수소, 및 일부 실시 형태에서는 할로겐 (예를 들어, 불소) 원자로 이루어진 알킬 또는 아릴 기이다. 본 명세서에 사용되는 바와 같이, "비작용화된 폴리 다이오르가노실록산 물질"은 R₁, R₂, R₃, R₄, 및 R₅ 기가 비작용기인 것이다.

[0028] 일반적으로, 작용성 실리콘 시스템은 출발 물질의 폴리실록산 골격에 부착된 특정 반응성 기 (예를 들어, 수소, 하이드록실, 비닐, 알릴, 또는 아크릴 기)를 포함한다. 본 명세서에 사용되는 바와 같이, "작용화된 폴리 다이오르가노실록산 물질"은 화학식 2의 R 기들 중 적어도 하나가 작용기인 것이다.

[0029] [화학식 2]



[0030]

[0031] 일부 실시 형태에서, 작용성 폴리 다이오르가노실록산 물질은 R 기들 중 적어도 2개가 작용기인 것이다. 일반적으로, 화학식 2의 R 기들은 독립적으로 선택될 수 있다. 일부 실시 형태에서, 적어도 하나의 작용기는 하이드라이드 기, 하이드록시 기, 알콕시 기, 비닐 기, 에폭시 기, 및 아크릴레이트 기로 이루어진 군으로부터 선택된다.

[0032] 작용성 R 기들 외에도, R 기들은 비작용기, 예를 들어 알킬 또는 아릴 기 - 할로겐화된 (예를 들어, 플루오르화된) 알킬 및 아릴 기를 포함함 - 일 수 있다. 일부 실시 형태에서, 작용화된 폴리 다이오르가노실록산 물질은 분지될 수 있다. 예를 들어, R 기들 중 하나 이상은 작용성 및/또는 비작용성 치환기를 갖는 선형 또는 분지형 실록산일 수 있다.

[0033] 본 발명의 피부에 순한 접착제는 하나 이상의 폴리 다이오르가노실록산 물질 (예를 들어, 실리콘 오일 또는 유체)을 선택적으로 적절한 접착성 부여 수지와 조합하고, 생성된 조합물을 코팅하고, 전자빔 (E-빔) 또는 감마선 조사를 사용하여 경화시킴으로써 제조될 수 있다. 일반적으로, 접착제의 제형화에 유용한 임의의 공지된 첨가제가 또한 포함될 수 있다.

[0034] 포함된다면, 일반적으로, 임의의 공지된 접착성 부여 수지가 사용될 수 있으며, 예를 들어 일부 실시 형태에서는 실리케이트 접착성 부여 수지가 사용될 수 있다. 몇몇 예시적인 접착제 조성물에서, 복수의 실리케이트 접착성 부여 수지를 이용하여 원하는 성능을 달성할 수 있다.

[0035] 적합한 실리케이트 접착성 부여 수지는 하기 구조 단위 M (즉, 1가 R'3Si01/2 단위), D (즉, 2가 R'2Si02/2 단위), T (즉, 3가 R'Si03/2 단위), 및 Q (즉, 4차 Si04/2 단위), 및 그 조합으로 구성된 수지를 포함한다. 전형적이고 예시적인 실리케이트 수지는 MQ 실리케이트 접착성 부여 수지, MQD 실리케이트 접착성 부여 수지, 및 MQT 실리케이트 접착성 부여 수지를 포함한다. 이를 실리케이트 접착성 부여 수지는 대체로 수평균 분자량이 100 내지 50,000 g/몰, 예를 들어 500 내지 15,000 g/몰의 범위이며, 일반적으로 R' 기는 메틸 기이다.

[0036] MQ 실리케이트 접착성 부여 수지는 각각의 M 단위가 Q 단위에 결합되고, 각각의 Q 단위가 적어도 하나의 다른 Q 단위에 결합된 공중합체성 수지이다. Q 단위 중 몇몇은 단지 다른 Q 단위에만 결합된다. 그러나, 몇몇 Q 단위는 하이드록실 라디칼에 결합되어 HOSi03/2 단위 (즉, "TOH" 단위)를 생성함으로써, 실리케이트 접착성 부여 수지의 약간의 규모 결합된 하이드록실 함량을 차지한다.

[0037] MQ 수지 상의 규모 결합된 하이드록실기 (즉, 실라놀)의 수준은 실리케이트 접착성 부여 수지의 중량을 기준으로 1.5 중량% 이하, 1.2 중량% 이하, 1.0 중량% 이하, 또는 0.8 중량% 이하로 감소될 수 있다. 이는, 예를 들어 헥사메틸다이실라잔을 실리케이트 접착성 부여 수지와 반응시킴으로써 성취될 수 있다. 그러한 반응은, 예를 들어 트라이플루오로아세트산으로 촉매 작용될 수 있다. 대안적으로, 트라이메틸클로로실란 또는 트라이메

틸실릴아세트아미드를 실리케이트 접착성 부여 수지와 반응시킬 수 있으며, 이 경우 촉매는 필요하지 않다.

[0038] MQD 실리콘 접착성 부여 수지는 M, Q 및 D 단위를 갖는 삼원공중합체이다. 일부 실시 형태에서, D 단위의 메틸 R' 기 중 몇몇은 비닐(CH₂=CH-) 기 ("DVi" 단위)로 치환될 수 있다. MQT 실리케이트 접착성 부여 수지는 M, Q 및 T 단위를 갖는 삼원공중합체이다.

[0039] 적합한 실리케이트 접착성 부여 수지는 다우 코닝(Dow Corning; 예를 들어, DC 2-7066), 모멘티브 퍼포먼스 머티리얼즈(Momentive Performance Materials; 예를 들어, SR545 및 SR1000), 및 바커 케미 아게(Wacker Chemie AG; 예를 들어, 벨실(BELSIL) TMS-803)와 같은 공급원으로부터 구매가능하다.

[0040] 폴리실록산 물질, 존재한다면 접착성 부여 수지, 및 임의의 선택적인 첨가제가 코팅되고 경화되기 전에 임의의 매우 다양한 공지된 수단에 의해 조합될 수 있다. 예를 들어, 일부 실시 형태에서, 믹서, 블렌더, 밀(mill), 압출기 등과 같은 통상의 장비를 사용하여 다양한 성분들이 사전 블렌딩될 수 있다.

[0041] 일부 실시 형태에서, 물질은 용매 중에 용해되고, 코팅되고, 경화 전에 건조될 수 있다. 일부 실시 형태에서, 무용매 배합 및 코팅 공정이 사용될 수 있다. 일부 실시 형태에서, 무용매 코팅이 대량 실온에서 일어날 수 있다. 예를 들어, 일부 실시 형태에서, 물질은 동점도가 0.1 m²/s (100,000 센티스토크(cSt)) 이하, 예를 들어 0.05 m²/s (50,000 cSt) 이하일 수 있다. 그러나 일부 실시 형태에서, 예를 들어 보다 더 고분자량인 물질의 점도를 코팅하기에 더 적합한 값으로 감소시키기 위하여 압출과 같은 고온 용융 코팅 공정이 사용될 수 있다. 다양한 성분들이 다양한 조합물로 또는 개별적으로, 압출기의 하나 이상의 개별 포트를 통하여 함께 첨가되고, 압출기 내에서 블렌딩되고 (예를 들어, 용융 혼합되고), 압출되어 고온 용융 코팅된 조성물을 형성할 수 있다.

[0042] 그것이 어떻게 형성되는 지에 관계없이, 코팅된 조성물은 방사선 경화된다. 일부 실시 형태에서, 코팅은 E-빔 조사에의 노출을 통하여 경화될 수 있다. 일부 실시 형태에서, 코팅은 감마선 조사에의 노출을 통하여 경화될 수 있다. 일부 실시 형태에서, 전자빔 경화 및 감마선 경화의 조합이 사용될 수 있다. 예를 들어, 일부 실시 형태에서, 코팅은 전자빔 조사에의 노출에 의해 부분적으로 경화될 수 있다. 이어서, 코팅은 감마선 조사에 의해 추가로 경화될 수 있다.

[0043] E-빔 및 감마선 경화를 위한 다양한 절차가 잘 알려져 있다. 경화는 사용되는 특정 장비에 좌우되며, 당업자는 특정 장비, 기하학적 형상, 및 선속도뿐만 아니라 다른 잘 알려진 공정 파라미터를 위한 선량 보정 모델(dose calibration model)을 정의할 수 있다.

[0044] 구매가능한 전자빔 생성 장비는 용이하게 입수가능하다. 본 명세서에 기술된 실시예의 경우, 방사선 프로세싱은 모델 CB-300 전자빔 생성 장치 (에너지 사이언시스, 인크.(Energy Sciences, Inc.; 미국 매사추세츠주 월밍턴 소재)로부터 입수가능함)에서 수행되었다. 일반적으로, 지지 필름 (예를 들어, 폴리에스테르 테레프탈레이트 지지 필름)이 챔버를 통과한다. 일부 실시 형태에서, 라이너(예를 들어, 플루오로실리콘 이형 라이너(release liner))가 있는 양면("폐쇄된 면")을 갖는 비경화된 물질의 샘플이 지지 필름에 부착되고 약 6.1 m/min (20 ft/min)의 일정한 속도로 이송될 수 있다. 일부 실시 형태에서, 비경화된 물질의 샘플이 하나의 라이너에 적용될 수 있으며, 라이너가 없는 반대 표면("개방된 면")을 갖는다. 일반적으로 챔버는 특히 개방 면 경화일 때 샘플이 E-빔 경화되는 동안 불활성화된다 (예를 들어, 산소 함유 실내 공기가 불활성 기체, 예컨대 질소로 대체된다).

[0045] 비경화된 물질은 이형 라이너를 통하여 일 면으로부터 E-빔 조사에 노출될 수 있다. 단층 적층 접착제 유형의 테이프를 제조하는 경우, 전자빔을 통하여 1회 패스(pass)가 충분할 수 있다. 더 두꺼운 샘플은 접착제의 단면에 걸친 경화 구배(cure gradient)를 나타낼 수 있어, 비경화된 물질을 양 면으로부터 전자빔 방사선에 노출시키는 것이 바람직하도록 할 수 있다.

[0046] 구매가능한 감마선 조사 장비에는 의료 응용을 위한 제품의 감마선 조사 살균에 흔히 사용되는 장비가 포함된다. 일부 실시 형태에서, 그러한 장비는 본 발명의 피부에 순한 접착제를 경화 또는 부분적으로 경화시키는 데 사용될 수 있다. 일부 실시 형태에서, 그러한 경화는 반제품 또는 완제품, 예를 들어 테이프 또는 상처 드레싱을 위한 살균 공정과 동시에 일어날 수 있다.

[0047] 일부 실시 형태에서, 본 발명의 피부에 순한 접착제는 테이프, 상처 드레싱, 외과용 드레이프(surgical drape), IV 부위 드레싱, 인공 삽입물(prosthesis), 장루(ostomy) 또는 스토마(stoma) 파우치, 구강 패치, 또는 경피 패치와 같은 의료 용품을 형성하기에 적합하다. 일부 실시 형태에서, 접착제는 또한 의치(denture) 및 가발(hairpiece)을 비롯한 다른 의료 용품에 유용할 수 있다.

- [0048] 일부 실시 형태에서, 접착제는 점착성 부여제(예를 들어, MQ 수지), 충전제 안료, 점착력을 개선하기 위한 첨가제, 수분-증기 투과율을 개선하기 위한 첨가제, 약학적 제제, 화장품용 제제, 천연 추출물, 실리콘 왁스, 실리콘 폴리에테르, 친수성 중합체 및 유동 개질제를 포함하지만 이로 한정되지 않는 임의의 다양한 공지된 충전제 및 첨가제를 포함할 수 있다. 점착력을 개선하는 데, 특히 표면을 웨팅하는 데 사용되는 첨가제에는 폴리(에틸렌 옥사이드) 중합체, 폴리(프로필렌 옥사이드) 중합체 및 폴리(에틸렌 옥사이드 및 프로필렌 옥사이드)의 공중합체, 아크릴산 중합체, 하이드록시에틸 셀룰로오스 중합체, 실리콘 폴리에테르 공중합체, 예를 들어 폴리(에틸렌 옥사이드) 및 폴리다이오르가노시록산의 공중합체 및 폴리(프로필렌 옥사이드) 및 폴리다이오르가노시록산의 공중합체, 및 이들의 블렌드와 같은 중합체가 포함된다.
- [0049] 일부 실시 형태에서, 본 발명의 피부에 순한 접착제는 의료 기재를 생물학적 기재(예를 들어, 사람 또는 동물)에 접착시키기에 적합하다. 예를 들어, 일부 실시 형태에서, 본 발명의 피부에 순한 접착제는 의료 기재를 사람 및/또는 동물의 피부에 접착시키는 데 사용될 수 있다.
- [0050] 예시적인 의료 기재에는 중합체성 물질, 플라스틱, 천연 거대분자 물질(예를 들어, 콜라겐, 목재(wood), 코르크, 및 가죽(leather)), 종이, 직포 및 부직포, 금속, 유리, 세라믹, 및 복합재가 포함된다.
- [0051] 접착제 층의 두께는 특별히 제한되지 않는다. 일부 실시 형태에서 그 두께는 10 마이크로미터 이상이고, 일부 실시 형태에서는 20 마이크로미터 이상일 것이다. 일부 실시 형태에서 그 두께는 400 마이크로미터 이하이고, 일부 실시 형태에서는 200 마이크로미터 이하일 것이다.
- [0052] 사람 피부와 같은 생물학적 기재에 대한 박리 접착력은 매우 가변적임이 알려져 있다. 피부 유형, 신체 상의 위치 및 다른 인자들이 결과에 영향을 줄 수 있다. 일반적으로, 피부로부터의 박리 접착력의 평균값은 큰 표준 편차를 갖기 쉽다. 일부 실시 형태에서, 사람 피부에 대한 평균 박리 접착력은 $200 \text{ g}/2.54 \text{ cm}$ 미만이고, 일부 실시 형태에서는 $100 \text{ g}/2.54 \text{ cm}$ 미만일 수 있다.
- [0053] 예시적인 의료 용품(100)이 도 1에 도시되어 있다. 의료 용품(100)은 기재(120)의 제1 주표면과 관련된 실리콘 접착제(130)를 포함한다. 도시되지는 않았지만, 일부 실시 형태에서, 반대 표면 접착제(130)는 이형 라이너에 의해 보호될 수 있다. 일부 실시 형태에서, 의료 용품(100)은 자기 권취될 수 있으며, 접착제의 반대(노출) 표면이 기재(120)의 비코팅된 주표면과 접촉하게 될 것이다. 사용시, 접착제의 표면이 생물학적 기재, 예컨대 사람 피부에 적용되어 기재(120)를 생물학적 기재에 접착시킨다.
- [0054] [실시예]
- [0055] E-빔 경화 절차. E-빔 경화를 모델 CB-300 전자빔 생성 장치(에너지 사이언시스, 인크.(Energy Sciences, Inc.; 미국 매사추세츠주 월밍تون 소재)로부터 입수가능함)에서 수행하였다. 일반적으로, 지지 필름(예를 들어, 폴리에스테르 테레프탈레이트 지지 필름)은 상기 장치의 불활성화된 챔버를 통과하였다. 비경화된 물질의 샘플을 지지 필름에 부착시키고, 불활성화된 챔버를 통하여 약 $6.1 \text{ m}/\text{min}$ ($20 \text{ ft}/\text{min}$)의 일정한 속도로 이송하고 전자빔 조사에 노출시켰다.
- [0056] 감마 빔 경화 공정. 코발트-60 (Co-60)을 함유하는 일련의 중공 스테인리스강 관으로 이루어진 1.5 내지 3 백 만큐리(MCi)의 선원 강도(source strength)를 사용하여 감마선에 의한 조사를 달성하였다. 일반적으로, 다수 샘플의 선량 노출 도중에, 조사 챔버로부터 샘플을 회수하고 더 균일한 노출을 제공하도록 그들의 상대 위치를 뒤바꾸었다. 샘플을 조사 챔버 내로 이송하고, 원하는 선량을 달성하는 데 필요한 기간 동안 감마선에 노출시켰다. 총 흡수 선량은 0.2 내지 3 Mrad (2 내지 30 kGy)였으며, 선량률(dose rate)은 약 0.3 내지 0.5 Mrad/hr (3 내지 5 kGy/hr)였다.
- [0057] 박리 시험 절차. 아이매스(IMass) 2000 박리 시험기를 사용하여 박리 접착력을 측정하였다. 접착제 샘플을 1.3 cm (0.5 in)의 폭과 12.7 cm (5 in)의 길이로 길게 잘랐다. 이어서, 생성된 테이프를 2 kg (4.5 lb)의 경질 고무 롤러의 총 4회 패스를 이용하여 청결한 폴리프로필렌 패널(스탠다드 플라크 인크.(Standard Plaque Inc.; 미국 미시간주 멜빈데일 소재)로부터 입수됨)에 적용하였다. 시험 전에 실온(22°C) 및 50% 상대 습도에서 20분 동안 샘플을 에이징(aging)하였다. 이어서, 패널을 아이매스 2000 시험기의 베드 상에 장착하고, 테이프를 $30.5 \text{ cm}/\text{min}$ (12 in/min)의 속도로 180도 각도로 당겨서 떼어내었다. 결과를 gf (gram force)/ 1.27 cm (0.5 in) 단위로 측정하였으며, 이것을 $\text{g}/2.54 \text{ cm}$ 로 환산하였다.
- [0058] 접착성 시험 절차. 6 mm 직경의 폴리프로필렌 원통형 프로브(probe)를 구비한 티에이-엑스티 플러스(TA-XT Plus) 질감 분석기를 사용하여 접착성을 측정하였다. 접착제 샘플을 1.9 cm (0.75 in)의 폭과 10.2 cm (4 in)

의 길이로 길게 자르고, 10 mm 직경의 구멍(hole)들이 관통하고 있는 황동 바(brass bar)에 적층하여 프로브가 테이프의 접착제 면에 도달할 수 있게 하였다. 시험 파라미터는 다음과 같았다: 예비시험: 0.5 mm/sec, 시험 속도: 1.0 mm/sec, 예비시험 속도: 10.0 mm/sec, 인가력: 100 g, 접촉 시간: 5초, 촉발력(trigger force): 1 g, 및 이동 거리(withdraw distance): 3 mm.

[0059] 피부 박리 접착력 절차. 4명의 남성 및 2명의 여성 대상을 이 연구에 참가시켰다. 모든 대상의 등을 샘플 적용 전에 아이보리 비누(IVORY SOAP)를 사용하여 세척하였다. 접착제 샘플을 2.54 cm (1.0 in)의 폭과 7.62 cm (3 in)의 길이로 길게 잘랐다. 각 샘플의 장축이 지원자의 척추에 수직하게 배향되도록 위치결정된 대상의 등에 샘플을 놓았다. 샘플 물질들의 적용 순서는 각 대상에 대하여 무작위로 정하였다 (예를 들어, 윤번 배치). 샘플 물질들을 쓰리엠 디자인(3M design)의 2 kg (4.5 lb) 롤러를 사용하여 고정시켰다. 샘플들을 30.5 cm/min (12 in/min)의 속도에서 180도로 제거하였다. 로드셀(load cell)을 사용하여 gf 단위로 박리력을 측정하였다. 접착제 물질들의 초기 세트를 적용하고 즉시 제거하였다 ("T-0"). 샘플들의 추가 세트를 적용하고 제거 전에 72시간 동안 그냥 두었다 ("T-72").

[0060] 하기 실시예들에서 사용된 물질을 표 1에 요약하였다.

[0061] [표 1]

물질의 요약

물질	설명	공급원
TMS-803	MQ 접착성 부여 수지	바커 케미 아케
EL 중합체 NA	PDMS 접 (a)	바커 케미 아케
DC-200-A	다우 코닝 200 PDMS 유체 (0.005 m ³ /s (5000 cSt))	다우 코닝, 미국 미시건주 미들랜드 소재
DC-200-B	다우 코닝 200 PDMS 유체 (0.012 m ³ /s (12,500 cSt))	다우 코닝, 미국 미시건주 미들랜드 소재
DMS-S42	실라놀 작용성 PDMS 유체 (0.018 m ³ /s (18,000 cSt))	겔레스트, 인크.(Gelest, Inc.)
OHX-4070	말단 실라놀 작용성 PDMS 유체 (0.05 m ³ /s (50,000 cSt))	자이아미터(XIAMETER), 미국 미시건주 미들랜드 소재
SPOx	폴리(다이에틸실록산-옥사미드) 선형 탄성중합체	후술된 바와 같이 제조됨

(a) 동 접도는 보고되어 있지 않지만, 이 물질은 고점성 접이었다.

[0062]

SPOx의 제조. 실리콘 폴리옥사미드 (SPOx) 탄성중합체를 2개의 단계로 제조하였다. 제1 단계에서, 분자량이 25,000 g/몰인 α , ω -비스(아미노프로필) 폴리다이메틸실록산 다이아민을 다이에틸옥살레이트로 캡핑하여, α , ω -옥사미도 옥살레이트 에스테르로 캡핑된 전구체를 생성하였다. (α 는 그리스 문자 알파이고, ω 는 그리스 문자 오메가이다.) 미국 특허 제7,371,464호의 제조에 1의 일반적인 절차를 따름으로써 이러한 단계를 완료하였다. 다이에틸옥살레이트를 다이아민에 대하여 몰 과잉으로 사용하여 α , ω -옥사미도 옥살레이트 에스테르 캡핑된 전구체를 제공한다. 전구체들의 혼합물 대신에 상기에서 제조된 전구체만을 사용하였고 반응 시간이 4일이었던 것을 제외하고는, 미국 특허 제7,371,464호의 실시예 3의 일반적인 절차에 따라 에틸렌다이아민을 사용하여 실리콘 폴리옥사미드 탄성중합체가 되도록 이러한 전구체를 사슬-연장하였다. 전구체 대 에틸렌다이아민의 몰비가 1:1이었다. 경도를 측정하지 않고서, 물질을 재료를 순수한 그대로 사용하였다.

[0064]

실시예 1 내지 실시예 12. 고분자량 실리콘 검으로부터 용매계 코팅을 제조하였다. 표 2A에 나타낸 실시예 1 내지 실시예 12의 성분들을 25 중량%의 총 고형물로 틀루엔 중에 용해시켜 균질한 용액을 생성하였다. 이를 용액을 나이프 코터(knife coater)를 사용하여 스카치파르(SCOTCHPAR) PET 필름 (쓰리엠 컴퍼니로부터의 51 마이크로미터 폴리에틸렌 테레프탈레이트 필름) 상에 코팅하였다. 코팅을 10분 동안 70°C로 유지된 건조용 오븐 내에 놓음으로써 틀루엔을 제거하였다. 실시예 1 내지 실시예 12의 접착제의 건조 두께는 51 마이크로미터 (2 밀)였다. 샘플에 실플루(SILFLU) M50 MD07 이형 라이너 (이탈리아 베니스 소재의 실리코네이처, 인크.(Siliconature, Inc.)로부터 입수됨)를 적층하였다.

[0065]

[표 2A]

실시예 1 내지 실시예 12의 조성

실시예	증량부			
	EL 종합체 NA	SPOx 탄성종합체	DC-200-A PDMS 유체	TMS-803 MQ 점착성 부여제
1	40	20	40	0
2	57.5	7.5	30	5
3	42.5	12.5	30	15
4	70	0	30	0
5	70	0	25	5
6	70	0	10	20
7	60	0	40	0
8	60	0	35	5
9	60	0	15	25
10	50	0	35	15
11	50	0	25	35
12	50	0	15	35

[0066]

[0067]

이어서, 이들 샘플에 표 2B에 나타낸 바와 같이 3.5 J (220 keV)의 가속 전압의 전자빔 방사선 또는 감마 방사선을 조사하였다. 박리 점착력 및 프로브 점착성 특성을 측정하였으며, 이들은 또한 표 2B에 보고되어 있다.

[0068]

[표 2B]

실시예 1 내지 실시예 12의 경화된 샘플의 특성

실시예	방사선	선량 (Mrad)	박리력 (g/2.54 cm)	주석	프로브 점착성 (g)
1	E-빔	2	10	깔끔한 박리	119
		2.5	8	깔끔한 박리	89
2	E-빔	2	49	깔끔한 박리	128
		2.5	24	깔끔한 박리	91
3	E-빔	2	85	깔끔한 박리	119
		2.5	72	깔끔한 박리	115
4	E-빔	2	8	깔끔한 박리	126
		2.5	7	깔끔한 박리	64
5	E-빔	2	21	깔끔한 박리	131
		2.5	23	깔끔한 박리	129
6	E-빔	2	73	깔끔한 박리	142
		2.5	103	깔끔한 박리	104
7	E-빔	2	8	깔끔한 박리	114
		2.5	16	깔끔한 박리	86
8	E-빔	2	31	깔끔한 박리	192
		2.5	101	깔끔한 박리	151
9	E-빔	2	114	깔끔한 박리	143
		2.5	66	깔끔한 박리	142
	감마	0.2	--	옹집성 분리(cohesive split)	--
		2.5	11	깔끔한 박리	84
		3	11	깔끔한 박리	81
10	E-빔	2	60	깔끔한 박리	180
		2.5	91	깔끔한 박리	160
	감마	0.2	--	옹집성 분리	--
		2.5	18	깔끔한 박리	87
		3	14	깔끔한 박리	91
11	E-빔	2	91	깔끔한 박리	170
		2.5	108	깔끔한 박리	190
	감마	0.2	--	옹집성 분리	--
		2.5	15	깔끔한 박리	101
		3	14	깔끔한 박리	88
12	E-빔	2	94	깔끔한 박리	165
		2.5	168	깔끔한 박리	200
	감마	0.2	--	옹집성 분리	--
		2.5	24	깔끔한 박리	142
		3	54	깔끔한 박리	103

[0069]

[0070]

실시예 13 내지 실시예 16. 말단 실라놀 작용성 PDMS를 비롯한 저분자량 실리콘 오일 또는 유체로부터 무용매 코팅을 제조하였다. 이들 코팅이 작용성 PDMS를 포함하였지만, 이들은 상업적인 반응성 실리콘 시스템의 대표적인 것은 아니었다. 특히, 코팅이 말단 실라놀 기와 반응하는 작용기를 갖는 임의의 물질을 함유하지 않았기 때문에, 실시예 13 내지 실시예 16의 시스템에 대하여 화학적 가교결합은 일어나지 않을 것이다.

[0071]

표 3A에 나타낸 실시예 13 내지 실시예 16의 제형 성분들을 병에 첨가하고 적어도 48시간 동안 혼합하여 균질한

용액을 생성하였다. 이들 용액을 나이프 코터를 사용하여 스카치팩(SCOTCHPAK) PET 필름 상에 코팅하여 150 마이크로미터(6 밀) 두께의 필름을 생성하였다. 이들 샘플에 4.4 J (280 keV)의 가속 전압을 사용하여 전자빔 방사선을 조사하였다. 전자빔 선량과 측정된 박리 점착력 및 프로브 점착성 특성이 표 3B에 보고되어 있다.

[0072] [표 3A]

실시예 13 내지 실시예 16의 조성

실시예	증량부		
	DMS S42 PDMS 유체	DC-200-B PDMS 유체	TMS-803 MQ 점착성 부여제
13	100	0	0
14	95	0	5
15	45	50	5
16	28	67	5

[0073]

[표 3B]

실시예 13 내지 실시예 16의 전자빔 경화된 샘플의 특성

실시예	방사선	선량 (Mrad)	박리력 (g/2.54 cm)	프로브	
				주석	점착성 (g)
13	E-빔	7	26	깔끔한 박리	118
		8	6	깔끔한 박리	70
14	E-빔	6	87	깔끔한 박리	194
		7	60	깔끔한 박리	207
15	E-빔	8	53	깔끔한 박리	173
		9	33	깔끔한 박리	190
16	E-빔	9	53	깔끔한 박리	164
		10	18	깔끔한 박리	181

[0075]

실시예 17 내지 실시예 21. 저분자량 실리콘 오일 또는 유체로부터 무용매 코팅을 제조하였다. 이들 코팅은 비작용성 PDMS만을 포함하였다. 표 4A에 나타낸 실시예 17 내지 실시예 21의 제형 성분들을 병에 첨가하고 적어도 48시간 동안 혼합하여 균질한 용액을 생성하였다. 이들 용액을 나이프 코터를 사용하여 스카치팩 PET 필름 상에 코팅하여 150 마이크로미터(6 밀) 두께의 필름을 생성하였다. 이들 샘플에 4.4 J (280 keV)의 가속 전압을 사용하여 전자빔 방사선을 조사하였다. 전자빔 선량과 측정된 박리 점착력 및 프로브 점착성 특성이 표 4B에 보고되어 있다.

[0077] [표 4A]

실시예 17 내지 실시예 21의 조성

실시예	증량부			TMS-803 점착성 부여제
	DC-200-B (0.012 m³/s (12,500 cSt PDMS 유체))	DC-200-A (0.005 m³/s (5000 cSt PDMS 유체))		
17	100	0		0
18	98	0		2
19	95	0		5
20	91	0		9
21	64	31		5

[0078]

[표 4B]

실시예 17 내지 실시예 21의 경화된 샘플의 특성

실시예	방사선	선량 (Mrad)	박리력 (g/2.54 cm)	프로브	
				점착성 (g)	
17	E-빔	7	22	146	
18	E-빔	7	40	207	
19	E-빔	7	48	191	
20	E-빔	7	58	199	
21	E-빔	7	47	174	

[0080]

실시예 22 내지 실시예 24. 표 5A에 나타낸 실시예 22 내지 실시예 24의 제형 성분들을 병에 첨가하고 적어도 48시간 동안 혼합하여 균질한 용액을 생성하였다.

[0082]

[표 5A]

실시 예 22 내지 실시 예 24의 조성

실시 예	증량부		PDMS 유체 100부당 첨착성 부여제의 증량부
	OHX-4070 말단 실라늄 작용성 PDMS 유체 (0.05 m ³ /s (50,000 cSt))	TMS-803 MQ 첨착성 부여제	
22	87	13	10
23	77	23	15
24	69	31	20

[0083]

[0084] 이들 용액을 25 마이크로미터(1 밀) 하이트렐(Hytrel)TM 필름에 가열 적층된 폴리에스테르/셀룰로오스 아세테이트 직포로 이루어진 필름 상에 코팅하였다. 나이프 코터를 사용하여 코팅을 적용하여 다양한 두께의 필름을 생성하였다. 이들 샘플에 4.4 J (280 keV)의 가속 전압을 사용하여 전자빔 방사선을 조사하였다. 프로필렌 패널로부터 그리고 사람 피부로부터의 박리 첨착력을 시험하였으며, 그 결과가 전자빔 선량과 함께 표 5B에 보고되어 있다. 사람 피부에서의 시험과 관련된 높은 가변성으로 인해, 피부로부터의 박리력에 대한 표준 편차(st d.)가 또한 보고되어 있다.

[0085]

[표 5B]

실시 예 22 내지 실시 예 24의 경화된 샘플의 특성

실시 예	방사선	첨착제 두께 (마이크로미터)	E-빔 선량 (Mrad)	180도 박리 첨착력 (g/2.54 cm)			
				폴리프로필렌 패널	사람 피부 (T-0) 평균 표준 편차	사람 피부 (T- 72) 평균 표준 편차	
22	E-빔	130 (5 밀)	7	58	60 15	42 24	
		180 (7 밀)	7	65	62 11	57 20	
23	E-빔	75 (3 밀)	8	50	60 7	52 15	
		130 (5 밀)	8	75	66 12	54 21	
		180 (7 밀)	8	81	76 8	64 22	
24	E-빔	130 (5 밀)	8.5	79	83 12	63 25	
		180 (7 밀)	8.5	102	96 21	66 33	

[0086]

[0087] 비교를 위하여, 2개의 구매가능한 의료 접착제에 대하여 피부에 대한 T-0 및 T-72 180도 박리 첨착력을 시험하였다. 메피택(MEPITAC) 연질 실리콘 드레싱 테이프 (멘리케 헬스 케어(Molnlycke Health Care)로부터 입수가능함)는 사람 피부에 대한 T-0 박리 첨착력이 68 (+/- 12) g/2.54 cm였으며 사람 피부에 대한 T-72 박리 첨착력은 58 (+/- 23) g/2.54 cm였다. 마이크로포어(MICROPORE) 외파용 테이프 (쓰리엠 컴퍼니로부터 입수가능함)는 사람 피부에 대한 T-0 박리 첨착력이 65 (+/- 44) g/2.54 cm였으며 사람 피부에 대한 T-72 박리 첨착력은 145 (+/- 46) g/2.54 cm였다.

[0088]

일부 실시 형태에서, 본 발명의 실리콘 젤 접착제는 피부에 접착시키기에 특히 적합하다. 일반적으로, 본 발명의 접착제는 피부보다 더 낮은 표면 장력을 가지며, 따라서 접착제가 신속하게 그리고 광범위하게 웨팅될 수 있게 한다. 젤 접착제는 또한 가벼운 압력에 의해 강화될 때 낮은 변형 속도 하에서 떨쳐지며, 젤 접착제는 세기(intensity) 및 지속시간(duration)의 관점에서 원하는 수준의 첨착력을 전달하도록 하는 점탄성 특성을 갖는다.

[0089]

접착제는 가교결합된 폴리 다이메틸실록산이며, 그 특성은 기재에 신속하게 웨팅되고 과다한 유동 없이 기재에 순응하는 표면의 능력에 주로 기초한다. 변형 압력이 가해질 때 단지 작은 에너지 소산만이 일어난다. 그러한 접착제의 이점은 비외상적(traumatic) 제거이며, 예를 들어 피부 벗겨짐(skin stripping) 및 모발이나 피부의 아픈 당김(painful pulling)이 없다. 다른 특성은 접착제가 그의 유동 및 상피 세포의 부착을 제한하는 저점성 성분을 가지며, 따라서 접착제가 동일하거나 다른 피부 표면에 용이하게 제거되고 접착될 수 있다는 것이다.

[0090]

본 발명의 범위 및 취지를 벗어나지 않고도 본 발명의 다양한 수정 및 변경이 당업자에게 명백하게 될 것이다.

도면

도면1

