



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 697 36 116 T2 2006.11.09**

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) EP 0 934 593 B1

(21) Deutsches Aktenzeichen: 697 36 116.0

(86) PCT-Aktenzeichen: PCT/US97/19572

(96) Europäisches Aktenzeichen: 97 948 134.8

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: WO 1998/019311

(86) PCT-Anmeldetag: 28.10.1997

(87) Veröffentlichungstag

der PCT-Anmeldung: 07.05.1998

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: 11.08.1999

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: 14.06.2006

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: 09.11.2006

(51) Int Cl.⁸: **H01B 1/00 (2006.01)**

H01B 1/04 (2006.01)

H01B 1/06 (2006.01)

A61B 5/04 (2006.01)

A61K 9/14 (2006.01)

H01B 1/12 (2006.01)

A61K 9/10 (2006.01)

A61N 1/04 (2006.01)

C09J 9/02 (2006.01)

(30) Unionspriorität:

738651 28.10.1996 US

(84) Benannte Vertragsstaaten:

BE, DE, ES, FR, GB, IT, NL, SE

(73) Patentinhaber:

Ballard Medical Products, Draper, Utah, US

(72) Erfinder:

PERRAULT, J., James, Vista, CA 92083, US

(74) Vertreter:

Grünecker, Kinkeldey, Stockmair & Schwanhäusser, 80538 München

(54) Bezeichnung: **ELEKTRISCH LEITENDE SELBSTKLEBENDE HYDROGELE**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingeleitet, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung

Gebiet der Erfindung

[0001] Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf elektrisch leitende, adhäsive Hydrogele, besonders auf elektrisch leitende, adhäsive Hydrogele, die zur Verwendung als mit der Haut in Verbindung stehende elektrische Verbindungen für medizinische Geräte geeignet sind.

Hintergrund

[0002] Derzeit werden elektrisch leitende, adhäsive, feste Hydrogele oder flüssige Gele auf medizinischem Gebiet verwendet, um eine elektrische Verbindung zur Haut einer Testperson bereitzustellen, um elektrische Signale in die und/oder aus der Testperson zu leiten (z.B. zur diagnostischen Anwendung und/oder zur Anwendung bei der Überwachung) und/oder um einen elektrischen Impuls in die Testperson zu leiten (z.B. zur Behandlung und/oder vorbeugenden Anwendung). Die derzeitigen Hydrogele und flüssigen Gele sind jedoch unter verschiedenen Gesichtspunkten unzulänglich.

[0003] US Patent Nr. 5.525.556 beschreibt ein amphoteres Hydrogel zur Verwendung in medizinischen Geräten und medizinische Geräte, die das Hydrogel verwenden. Es sind darin verschiedene medizinische Geräte, die auf der Haut anhaften können, beschrieben.

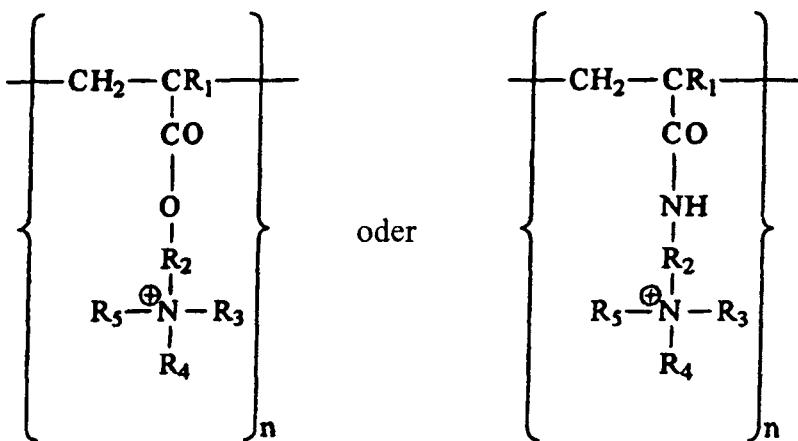
[0004] Probleme der früheren Hydrogele beinhalten Probleme mit ihrer Adhäsionskraft und/oder Kohäsionskraft (d.h. sie haften nicht ausreichend auf der Haut an und/oder sie sind nicht ausreichend kohäsiv, um eine leichte Entfernung zuzulassen und/oder sie haften aneinander selbst an, so dass sie physikalisch getrennt werden müssen (z.B. durch einen als Trennschicht wirkenden Film), um eine Trennbarkeit zu gewährleisten (d.h. keine direkten Anordnungen Oberfläche auf Oberfläche (Gel auf Gel))). Siehe, z.B. Gilman, et al., U.S. Patent Nr. 5.402.884 (ein Verpackungssystem, das elektrische Kommunikation zwischen zwei Hydrogelteilen bereitstellt, aber noch die Trennung der beiden Hydrogelteilen erfordert). Zusätzliche Probleme mit früheren Hydrogelen beinhalten Probleme mit dem ausreichenden Befeuchten der Haut im Kontakt mit dem Hydrogel, und daher Probleme damit, den elektrischen Widerstand der Haut ausreichend herabzusetzen, was dadurch häufig zu einem Aufheizen bis hin zu einer Hautverbrennung auf die elektrische Stimulation hin führt. Siehe z.B. E. McAdams, „Surface Biomedical Electrode Technology“ Int'l Med. Device & Diagnostic Indus. pp. 44-48 (Sept./Okt. 1990). Weitere Probleme mit früheren Hydrogelen beinhalten Probleme damit, um Hautbehaarung herum ausreichend zu benetzen und daher Probleme damit, ausreichend Kontakt mit der Haut herzustellen (d.h., dass dies zu ungenügendem elektrischen Kontakt führt), was damit häufig zu einer verminderten Wirksamkeit der Defibrillation und zu vermehrtem Auftreten von Erhitzen bis hin zu einer Hautverbrennung auf die elektrische Stimulation hin führt, und/oder Probleme damit, dass eine Vorbereitung der Hautoberflächen vor der Verwendung erforderlich ist, was damit zu einer Verlangsamung der Geschwindigkeit der Maßnahmen führt. Es wurde erkannt, dass ein anderes Problem mit früheren Hydrogelen darin besteht, dass elektrische Impulse, die durch sie hindurch auf einen Patienten übertragen werden, zur Hydrolyse des Gels führen, und dass dieses Problem mit medizinischen Stimulationsgeräten, die zur Defibrillation und/oder als kardiale Schrittmacher benutzt werden, verschlimmert wird, weil diese Arten von Stimulationsgeräten üblicherweise höhere Spannungen und Stromflüsse an den Patienten abgeben, was die Geschwindigkeit der Hydrolyse steigert. Zum Beispiel gibt ein Defibrillationsgerät üblicherweise bis zu 5.000 Volt bei einer maximalen Stromstärke von 60 Ampere an den Patienten ab und ein kardialer Schrittmacher gibt üblicherweise bis zu 300 Volt bei einer maximalen Stromstärke von 0,2 Ampere an den Patienten ab.

[0005] Flüssige Gele weisen ähnliche Probleme auf und haben das zusätzliche Problem, dass sie eine vorgegebene Form infolge ihres flüssigen Zustands nicht über die Zeit beibehalten, was ihre Benutzerfreundlichkeit und Lagerfähigkeit beeinträchtigt und haben Probleme damit, dass sie infolge ihres Mangels an Kohäsionskraft noch mehr Zeit für die Säuberung benötigen.

[0006] Daher wird ein neues Hydrogel, das zur Verwendung im Kontakt mit der Haut und mit medizinischen Geräten verwendbar ist und das diese Probleme angeht und löst, erforderlich.

Zusammenfassung der Erfindung

[0007] Eine Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ist ein elektrisch leitendes, adhäsives, kationisches Acrylathydrogel, umfassend etwa 15-60 Gewichtsprozent eines vernetzten kationischen Acrylatpolymers und Wasser, wobei das Polymer eine der folgenden Formeln hat:



wobei:

R₁ Wasserstoff ist,

R₂ (CH₂)₃ oder CH₂CH₂ ist,

R₃, R₄ und R₅ Wasserstoff oder CH₃ sind und

n eine Zahl größer als 50.000 ist.

[0008] Die elektrisch leitenden, adhäsiven, kationischen Acrylathydrogele der vorliegenden Erfindung sind zur Verwendung als Haftmittel im Kontakt mit der Haut geeignet (d.h. sie sind nicht reizend, sind ausreichend feucht, um die Haut reichlich zu benetzen und an ihr zu haften und sind ausreichend kohäsiv, um sich leicht entfernen zu lassen) und sind gute elektrische Leiter, die zum Beispiel zur Verwendung in medizinischen Einweggeräten geeignet sind (d.h. sie haben ausreichend Kontakt mit der Haut und benetzen sie ausreichend, um elektrischen Strom passieren zu lassen, ohne das Hydrogel oder die Haut wesentlich nachteilig zu beeinflussen).

[0009] Die vorliegenden Hydrogele haben im Vergleich mit anderen leitenden Hydrogelen einzigartige und verbesserte Eigenschaften. Genauer sind die vorliegenden Hydrogele kräftiger, sowohl adhäsiv (d.h. in Bezug auf das Anhaften auf der Haut der Testperson) als auch kohäsiv (d.h. Kohäsionskraft des Gels beim Entfernen von der Haut der Testperson oder beim Trennen von zwei Hydrogelkomponenten, die in direktem Kontakt miteinander stehen) als frühere Hydrogele. Auch benetzen die vorliegenden Hydrogele im Vergleich mit früheren Hydrogelen die Hautoberfläche, auf die sie aufgetragen werden, wirksamer und zureichender und es wird daher erwartet, dass sie den elektrischen Widerstand der Hautoberflächen wirksamer und zureichender senken, was zur Produktion von weniger Hitze und zu einer niedrigeren Inzidenz von Verbrennungen nach dem Durchgang von elektrischem Strom in eine Testperson führt.

[0010] Zusätzlich benetzen die vorliegenden Hydrogele wirksamer um Hautbehaarung herum, und stellen daher den Kontakt mit der Haut wirksamer und zureichender her (d.h., um einen zureichenderen elektrischen Kontakt herzustellen), was erwartungsgemäß zu einer erhöhten Wirksamkeit der Defibrillation, zu geringerer Hitzeproduktion und zu einer verminderten Verbrennung der Hautoberflächen der Testperson führt. Auch benötigen die vorliegenden Hydrogele im Wesentlichen keine Vorbereitung der Haut vor der Verwendung (d.h. kein vorausgehendes Scheren, Rasieren oder Anrauen der Haut erforderlich) und sind daher leichter und schneller einzusetzen als frühere Hydrogele.

[0011] Die leitenden, adhäsiven, kationischen Acrylathydrogele der vorliegenden Erfindung umfassen kationische Acrylate und werden bevorzugt durch radikalische Polymerisation in Gegenwart von Wasser gebildet (bevorzugt durch Ultravioletthärtung mit einem Initiator und einem multifunktionalen Vernetzungsmittel). Die vorliegenden Hydrogele beinhalten bevorzugt auch ein Puffersystem, um dabei zu helfen, eine Verfärbung und/oder Hydrolyse der Hydrogele zu verhindern, und/oder ihre Haltbarkeit zu verbessern. Es können den vorliegenden Hydrogelen entweder vor oder nach dem Härteln auch andere Zusätze zugegeben werden (d.h. Leitfähigkeitsverbesserer, Arzneimittel, Befeuchtungsmittel, Weichmacher, etc.). Die Eignung solcher Zusatzstoffe hängt im Allgemeinen von der beabsichtigten Endverwendung der Hydrogele ab.

[0012] Es ist daher eine Hauptaufgabe der vorliegenden Erfindung, neue, für den Hautkontakt geeignete, leitende, adhäsive, kationische Acrylathydrogele, die aus kationischen Acrylaten hergestellt werden, bereitzustellen.

[0013] Es ist auch eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung, neue, für den Hautkontakt geeignete, leitende,

adhäsive, kationische Acrylathydrogele, die aus den Acrylestern von quaternären Chloriden und von quaternären Sulfaten hergestellt werden, bereitzustellen.

[0014] Es ist eine andere Aufgabe der vorliegenden Erfindung, neue, für den Hautkontakt geeignete, leitende, adhäsive, kationische Acrylathydrogele, die aus den Acrylamiden von quaternären Chloriden hergestellt werden, bereitzustellen.

[0015] Es ist eine weitere Aufgabe der vorliegenden Erfindung, neue, für den Hautkontakt geeignete, leitende, adhäsive, kationische Acrylathydrogele, die durch radikalische Polymerisation von kationischen Acrylaten in Gegenwart von Wasser hergestellt werden, bereitzustellen.

[0016] Es ist eine zusätzliche Aufgabe der vorliegenden Erfindung, neue, für den Hautkontakt geeignete, leitende, adhäsive, kationische Acrylathydrogele, die durch radikalische Polymerisation von kationischen Acrylaten in Gegenwart von Wasser durch Ultraviolett-Härtung mit einem Initiator und einem multifunktionalen Vernetzungsmittel (z.B. Di- oder Triacrylat-Vernetzungenmittel etc.) gebildet werden, bereitzustellen.

[0017] Es ist eine andere Aufgabe der vorliegenden Erfindung, neue, für den Hautkontakt geeignete, leitende, adhäsive, kationische Acrylathydrogele, die aus kationischen Acrylaten hergestellt werden und die ein Puffersystem im Hydrogel beinhalten, bereitzustellen.

[0018] Es ist eine weitere Aufgabe der vorliegenden Erfindung, neue, für den Hautkontakt geeignete, leitende, adhäsive, kationische Acrylathydrogele, die wesentlich gegen Verbrennungen einer Testperson nach oder in Folge von elektrischer Stimulation durch dieselben hindurch schützen, bereitzustellen.

[0019] Es ist noch eine andere Aufgabe der vorliegenden Erfindung, neue, für den Hautkontakt geeignete, leitende, adhäsive, kationische Acrylathydrogele, die aus kationischen Acrylaten hergestellt werden und die in einer Anordnung Oberfläche auf Oberfläche (d.h. Hydrogel auf Hydrogel) ohne abgrenzende Schicht dazwischen physikalisch angeordnet und/oder gelagert werden können und noch leicht trennbar bleiben, bereitzustellen.

[0020] Andere Aufgaben und Merkmale der vorliegenden Erfindung werden aus der Betrachtung der folgenden Beschreibung in Verbindung mit den beiliegenden Ansprüchen deutlich werden.

Ausführliche Beschreibung der bevorzugten Ausführungsform

[0021] Wie oben dargelegt ist, bezieht sich die vorliegende Erfindung auf leitende und adhäsive, kationische Acrylathydrogele, die dazu geeignet sind, elektrische Signale und/oder Stimuli zwischen medizinischen Geräten und Hautoberflächen einer Testperson zu koppeln (d.h. dazu geeignet, elektrischen Strom durchzuleiten und dazu geeignet, Kontakt mit Hautoberflächen herzustellen, um elektrischen Strom durchzuleiten). Die vorliegenden Hydrogele haben vorzugsweise spezifische Widerstände (oder spezifische Durchgangswiderstände) von weniger als etwa 20.000 Ω cm bei 10 Hz, haben bevorzugter spezifische Widerstände von weniger als etwa 10.000 Ω cm bei 10 Hz und haben noch bevorzugter spezifische Widerstände von weniger als etwa 2.500 Ω cm bei 10 Hz, wobei spezifischer Widerstand (oder spezifischer Durchgangswiderstand) definiert ist als gleich mit:

Widerstand (Ω) x Fläche (cm^2)

Dicke (cm)

[0022] Wie oben auch erläutert ist, umfassen die Hydrogele der vorliegenden Erfindung kationische Acrylate, deren Beispiele Acrylester von quaternären Chloriden und/oder Sulfaten und/oder Acrylamide von quaternären Chloriden beinhalten, aber nicht darauf beschränkt sind.

[0023] Man nahm bisher an, dass kationische Acrylate weniger wirksame Haftmittel für Hautkontakt ergeben, vielleicht infolge der Vorstellung, dass negativ geladene Polymere besser an der Haut haften würden oder weniger hautreizend wären. Vom Anmelder der vorliegenden Erfindung wurde jedoch entdeckt, dass kationische Acrylathydrogele, die kationische Acrylate (d.h. positiv geladene Polymere) umfassen, viele positive Merkmale, die den gegenwärtig (und früher) eingesetzten Hydrogelen im Wesentlichen fehlen, aufweisen.

[0024] Insbesondere sind die vorliegenden kationischen Acrylathydrogele sowohl adhäsiv (d.h. der Haut einer Testperson entfernbare anhaftend) als auch kohäsiv (d.h. sauber von der Haut einer Testperson entfernbare)

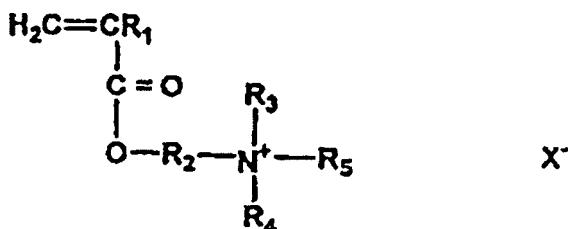
kräftiger als frühere Hydrogele. Auch benetzen die vorliegenden kationischen Acrylathydrogele im Vergleich mit früheren Hydrogelen die Hautoberfläche einer Testperson, auf die sie aufgebracht werden, wirksamer und zureichender und senken daher erwartungsgemäß den elektrischen Widerstand der Hautoberfläche wirksamer und zureichender, was zu einer geringeren Hitzeproduktion und zu einer niedrigeren Inzidenz von Verbrennungen nach elektrischer Stimulation führt. Zusätzlich benetzen die vorliegenden Hydrogele wirksamer um Hautbehaarung herum, und stellen daher den Kontakt mit der Haut einer Testperson zureichender her (d.h., um einen zureichenderen elektrischen Kontakt herzustellen), was erwartungsgemäß zu einer erhöhten Wirksamkeit der Defibrillation, zu einem geringeren Aufheizen und zu einer vermindernden Verbrennung der Hautoberflächen führt und üblicherweise keine Vorbereitung der Hautoberfläche vor der Verwendung erfordert. Es wurde auch beobachtet, dass die vorliegenden Hydrogele nicht hautreizend sind.

[0025] Außerdem sind die vorliegenden Hydrogele bakterizid, fungizid, und unempfindlich gegen Probleme durch Abbau infolge einer Strahlungsexposition zu Sterilisationszwecken.

[0026] Ein anderer Vorteil der vorliegenden Hydrogele, der bei früheren Hydrogelen nicht beobachtet wird, besteht darin, dass die vorliegenden Hydrogele im Wesentlichen ohne abgrenzende Schicht dazwischen im Kontakt Oberfläche auf Oberfläche (d.h. Hydrogel auf Hydrogel) angeordnet und gelagert werden können und noch leicht trennbar bleiben. Wie oben angedeutet ist, neigen frühere Hydrogele dazu, zu konfluieren wenn sie in direkten Anordnungen Oberfläche auf Oberfläche (d.h. ohne abgrenzende Schichten) gelagert werden, was eine Trennung schwierig bis unmöglich macht.

[0027] Die bevorzugte chemische Formel für kationische Acrylate, die für die vorliegende Erfindung geeignet sind, ist in Gleichung 1 dargestellt, wobei R, Wasserstoff ist, R₃, R₄ und R₅ Wasserstoff oder Methylgruppen sind, R₂(CH₂)₃ oder CH₂CH₂ ist und wobei X⁻ ein Anion ist. Das bevorzugte Verfahren zum Herstellen solcher kationischen Acrylate, die für die vorliegende Erfindung geeignet sind, ist unten beschrieben.

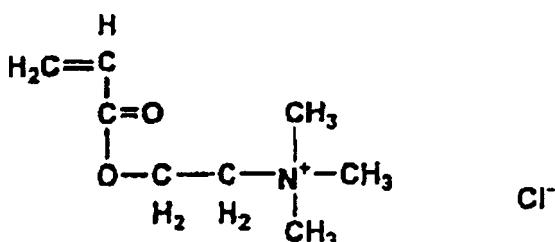
GLEICHUNG 1



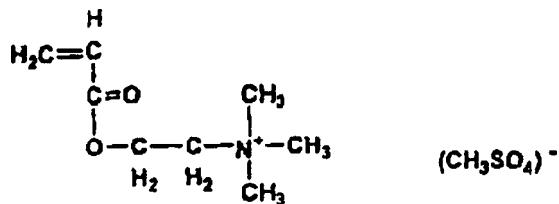
[0028] Das vorliegende Hydrogel beinhaltet zwischen etwa 15-60 Gewichtsprozent Polymer, bevorzugter zwischen etwa 20-50 Gewichtsprozent Polymer und noch bevorzugter zwischen etwa 25-40 Gewichtsprozent Polymer, wobei der Rest Wasser ist. Das vorliegende Hydrogel schließt vorzugsweise auch ausreichend Puffer ein, um den pH-Wert des Hydrogels in einem Bereich von etwa 4,0-5,5 zu halten. Es können auch andere Zusätze zugefügt werden.

[0029] Bestimmte Beispiele spezieller kationischer Acrylate, von denen der Erfinder festgestellt hat, dass sie derzeit kommerziell leicht erhältlich sind, sind in den Gleichungen 2, 3 und 4 gezeigt, die jeweils Acryloyloxyethyltrimethylammoniumchlorid, das von CPS Chemical Co. (New Jersey) oder von Allied Colloid (U.K.) leicht erhältlich ist, Acryloyloxyethyltrimethylammoniummethylsulfat, das auch leicht von CPS Chemical Co. oder von Allied Colloid erhältlich ist, und Acrylamidopropyltrimethylammoniumchlorid, das leicht von Stockhausen (Deutschland) erhältlich ist, zeigen. Das bevorzugte Verfahren zum Herstellen dieser speziellen Beispiele ist unten ausführlich beschrieben.

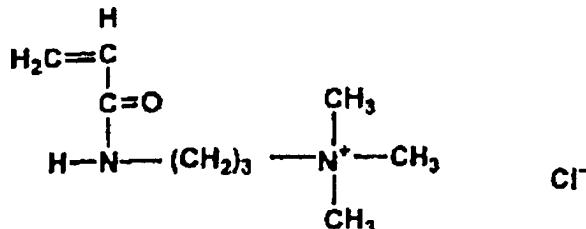
GLEICHUNG 2



GLEICHUNG 3



GLEICHUNG 4



[0030] Die kationischen Acrylathydrogele, die für die vorliegende Erfindung geeignet sind, werden bevorzugt durch in-situ radikalische Polymerisation eines wasserlöslichen Monomers (wie zum Beispiel die oben gezeigten) in Gegenwart von Wasser gebildet, bevorzugt durch Ultraviolett-Härtung mit Initiator(en) und multifunktionalen Vernetzungsmittel(n). Zum Beispiel werden ein entsprechendes Acrylatmonomer (wie in Gleichung 1 gezeigt), Wasser, wahlweise zusätzlicher Leiter (z.B. Salz, zum Beispiel Natriumchlorid, Kaliumchlorid etc.), Initiator oder Katalysator (z.B. 1-Hydroxycyclohexylphenylketon etc.) und multifunktionales Vernetzungsmittel (z.B. Methylenbisacrylamid etc.) zusammengegeben, in eine Gussform gefüllt und ultravioletter Strahlung ausgesetzt, wie es im Stand der Technik bekannt ist. Das Resultat ist ein für die vorliegende Erfindung geeignetes kationisches Acrylathydrogel, das einigermaßen klar in der Farbe, viskos und bei der Berührung klebrig ist. Das Hydrogel pflegt auf der Haut einer Testperson ausreichend adhäsiv und noch ausreichend kohäsiv zu sein, um sich leicht von der Haut der Testperson entfernen und von sich selbst trennen zu lassen.

[0031] Wie oben erwähnt ist, beinhalten die vorliegenden Hydrogele vorzugsweise ein Puffersystem, um das Kontrollieren des pH-Wertes zu unterstützen, um das Verhindern von Verfärbungen zu unterstützen und/oder um das Verhindern von Abbau infolge der ausgedehnten Gegenwart von Wasser zu unterstützen (d.h. das Verhindern von Hydrolyse zu unterstützen). Puffer werden, wenn überhaupt, der Mischung bevorzugt vor dem Härteten zugegeben. Geeignete Puffer beinhalten zum Beispiel, sind aber nicht beschränkt auf Natriumkaliumtartrat und/oder Natriumdihydrogenphosphat, die beide kommerziell von zum Beispiel Aldrich Chemical Co., Inc. leicht erhältlich sind. Die Verwendung eines Puffersystems mit dem vorliegenden Hydrogel wird bevorzugt, um das Hydrogel mit einer für den kommerziellen Einsatz geeigneten Haltbarkeitsdauer (d.h. eine Haltbarkeit von mehr als einem Jahr) ohne Verfärbung auszustatten.

[0032] Zusätzlich unterstützt die Verwendung von Puffern auch das Verhindern von elektrochemischer Verbrennung einer Testperson, indem das Verhindern von pH-Änderungen oder Verschiebungen beim Durchleiten von Strom durch ein Paar von Hydrogelelektroden gefördert wird. Üblicherweise wird in älteren Systemen beim Durchleiten von Strom durch ein Paar von Hydrogelelektroden eine Elektrode saurer (d.h. ihr pH-Wert sinkt), während die andere Elektrode basischer wird (d.h. ihr pH-Wert steigt). Dieses Problem der Verschiebung des pH-Wertes herrscht besonders dann vor, wenn über eine lange Zeitspanne (z.B. über 1 Stunde) Strom durch solche Elektroden geleitet wird, wie zum Beispiel während eines Behandlungsverfahrens, in dessen Rahmen das Herz eines Patienten stimuliert wird. Die bevorzugte Verwendung eines Puffersystems, wie es in der vorliegenden Erfindung empfohlen wird, fördert das Abpuffern solcher pH-Änderungen beim Durchleiten von Strom, und ermöglicht damit die Verwendung der aus dem vorliegenden Hydrogel hergestellten Elektroden über lange Spannen (z.B. über 24 Stunden) ohne elektrochemische Verbrennung.

[0033] Es wird daher bevorzugt, dass Puffer im Hydrogel enthalten ist, um das kationische Polymer zu stabilisieren, um Hydrolyse des Hydrogels zu verhindern und um pH-Verschiebungen infolge des Durchgangs von Gleichstrom durch das Hydrogel zu vermeiden. Puffer helfen auch dabei, Korrosion von Metallleitern zu verhindern und sind auch selbst Leitfähigkeitsverbesserer. Einige Puffer verhindern auch ein unerwünschtes Vergilben des Hydrogels. Die bevorzugte Menge des Puffers liegt vorzugsweise zwischen der Menge, die erforderlich ist, um die Monomerlösung innerhalb eines bevorzugten pH-Bereichs, zum Beispiel etwa 4,0-5,5 zu halten, und der größtmöglichen Menge, welche die Monomerlösung innerhalb eines solchen bevorzugten pH-Be-

reichs hält.

[0034] Wie oben auch erwähnt ist, können andere Zusätze entweder vor oder nach dem Härteln in die vorliegenden Hydrogele aufgenommen werden (d.h. Leitfähigkeitsverbesserer, Arzneimittel, Befeuchtungsmittel, Weichmacher etc.). Die Eignung solcher Zusatzstoffe hängt im Allgemeinen von der beabsichtigten Endverwendung des jeweiligen Hydrogels ab.

[0035] Die Zugabe von Leitfähigkeitsverbesserern kann bevorzugt werden, obwohl das Hydrogel der vorliegenden Erfindung ein in Wasser ionisch dissoziierter Polyelektrolyt und daher leitfähig ist. Im Gebrauch kann eine geringere vorgegebene Menge des Polyelektrolyts (und eine entsprechend niedrigere Viskosität) in Situationen wie zum Beispiel, wenn das Hydrogel um Brustbehaarung herum benetzen muss, erwünscht sein. In solchen Fällen kann die Zugabe eines Leitfähigkeitsverbesserers nützlich sein.

[0036] Bevorzugte Leitfähigkeitsverbesserer sind Salze wie zum Beispiel Kaliumchlorid und Natriumchlorid. Diese Salze werden bevorzugt, weil der menschliche Körper diese Salze zum Leiten benutzt. Obwohl Chloride dazu neigen, die Polymerisation von anionischen Polyelektrolyten zu verlangsamen, wurde entdeckt, dass eine Erhöhung der Chloridkonzentrationen die Polymerisationsreaktionen der vorliegenden kationischen Polyelektrolyte fördert. Zusätzliche Beispiele von Salzen, die geeignet sein können, sind Lithiumchlorid, Lithiumperchlorat, Ammoniumchlorid, Calciumchlorid und/oder Magnesiumchlorid. Es können auch andere Chloridsalze, Jodsalze, Bromidsalze und/oder Haloidsalze geeignet sein.

[0037] Es können andere Salze wie zum Beispiel die Salze schwächer organischer Säuren vorzuziehen sein. Diese Salze sind mit dem menschlichen Körper und mit der Chemie der vorliegenden Hydrogelinnovation kompatibel und können dort als Leitfähigkeitsverbesserer eingesetzt werden, wo die bevorzugten Chloridsalze Metallkomponenten aus Aluminium und/oder rostfreiem Stahl, die zum Koppeln des Hydrogels an medizinisches Gerät verwendet werden, beeinträchtigen (d.h. korrodieren) können. Beispiele von Salzen, die geeignet sein können, umfassen Natriumcitrat und Magnesiumacetat.

[0038] Während, wie oben erwähnt ist, die Verwendung eines Leitfähigkeitsverbesserers optional ist, liegt die Menge des Leitfähigkeitsverbesserers in einem Hydrogel vorzugsweise im Bereich zwischen null und etwa einer Menge, welche die Leitfähigkeit des Hydrogels verbessern wird und zum Beispiel im Bereich von etwa 0-15 Gewichtsprozent liegen kann.

[0039] Wie oben erwähnt ist, werden bevorzugt Initiatoren für die Polymerisation der vorliegenden Hydrogele verwendet. Beispiele von Initiatoren, die verwendet werden können, beinhalten zum Beispiel IRGACURE® 184 (1-Hydroxycyclohexylphenylketon) und DA-ROCURE® 1173 (α -Hydroxy- α,α -dimethylacetophenon), die beide von der Ciba-Geigy Corp. kommerziell erhältlich sind. Diese UV Katalysatoren werden bevorzugt, weil sie nicht vergilbend sind. Es werden andere Initiatoren, die das bevorzugte wasserhelle und wasserklare Erscheinungsbild der vorliegenden Hydrogele bewahren, bevorzugt. Wie auch immer, zusätzliche Beispiele von Initiatoren (die Photoinitiatoren oder thermische Initiatoren sein können) können Benzoylperoxid, Azobisisobutyronitril, Di-t-butylperoxid, Bromylperoxid, Cumylperoxid, Lauroylperoxid, Isopropylpercarbonat, Methylethylketonperoxid, Cyclohexanperoxid, t-Butylhydroperoxid, Di-t-amylperoxid, Dicumylperoxid, t-Butylperbenzoat, Benzoinalkylether (wie zum Beispiel Benzoin, Benzoinisopropylether und Benzoinisobutylether), Benzophenone (wie zum Beispiel Benzophenon und Methyl-o-benzoylbenzoat), Acetophenone (wie zum Beispiel Acetophenon, Trichloracetophenon, 2,2-Diethoxyacetophenon, p-t-Butyltrichloracetophenon, 2,2-Dimethoxy-2-phenylacetophenon und p-Dimethylaminoacetophenon), Thioxanthone (wie zum Beispiel Xanthon, Thioxanthon, 2-Chlorthioxanthon und 2-Isopropylthioxanthon), Benzyl-2-ethylanthrachinon, Methylbenzoylformiat, 2-Hydroxy-2-methyl-1-phenylpropan-1-on, 2-Hydroxy-4'-isopropyl-2-methylpropiophenon, α -Hydroxyketon, Tetramethylthiurammonosulfid, Allyldiazonium-Salz und Kombinationen von Campherchinon und Ethyl-4-(N,N-dimethylamino)benzoat beinhalten. Andere Initiatoren können zum Beispiel in Berner et al., „Photo Initiators – An Overview“, J. Radiation Curing (April 1979), pp. 2-9 gefunden werden.

[0040] Die Menge des Initiators liegt vorzugsweise im Bereich von etwa 0,02-2,0 Gewichtsprozent, basierend auf der Gesamtmenge des Monomers und bevorzugt im Bereich von etwa 0,05-0,5 Gewichtsprozent, basierend auf der Gesamtmenge des Monomers.

[0041] Parameter des UV-Härtens zum Erreichen gewünschter Eigenschaften des Polymers sind Fachleuten gut bekannt. Ein Initiator für die vorliegenden Zwecke pflegt zu funktionieren, indem er ausgewählte Wellenlängen des UV-Lichts absorbiert und in freie Radikale zerfällt, um die Polymerisation zu initiieren. Die Wellenlängen und die zu härtende Fläche bestimmen die Ausführung der im Härtungsprozess eingesetzten UV Birne.

Eine Inhibition der Polymerisation infolge von gelöstem Sauerstoff, Monomer-Schutzmitteln oder anderen Komponenten kann durch Änderung der Leistung, durch Taktung und/oder durch Verwendung von katalytischen Beschleunigungsmitteln durchbrochen werden. Für eine gute Biokompatibilität wird es bevorzugt, dass die Menge des (nach Polymerisation) verbleibenden Monomers weniger als etwa 3 % beträgt.

[0042] Wie oben auch erwähnt ist, werden bevorzugt Vernetzungsmittel verwendet, um die vorliegenden Hydrogele zu vernetzen. Beispiele von multifunktionalen Vernetzungsmitteln, die eingesetzt werden können, beinhalten zum Beispiel Methylenbisacrylamid und Diethylenglycoldiacrylat, die beide zum Beispiel von Polysciences, Inc. Warrington, Pennsylvania, kommerziell erhältlich sind. Zusätzliche Beispiele von Vernetzungsmitteln, die für eine Verwendung in der vorliegenden Erfindung akzeptabel sind, beinhalten Ethylenglycoldiacrylat, Triethylenglycolbismethacrylat, Ethylenglycolbismethacrylat, Ethylenglycoldimethacrylat, Bisacrylamid, Triethylenglycolbisacrylat, 3-3'-Ethylidenbis(N-vinyl-2-pyrrolidon), Trimethylopropantrimethacrylat, Glyceroltrime-thacrylat, Polyethylenglycoldimethacrylat und andere Polyacrylat- und Polymethacrylatester.

[0043] Die Menge des Vernetzungsmittels liegt vorzugsweise im Bereich vom etwa 0,02-2,0 Gewichtsprozent, basierend auf der Gesamtmenge des Monomers und bevorzugter im Bereich von etwa 0,05-0,5 Gewichtsprozent, basierend auf der Gesamtmenge des Monomers.

[0044] Wir werden uns nun speziellen beispielhaften Ausführungsformen von kationischen Acrylathydrogelen der vorliegenden Erfindung zuwenden.

Beispiel 1

1. 40,1 % Monomer (80 % Acryloyloxyethyltrimethylammoniumchlorid in Wasser),
2. 40,1 % Elektrolyt (10 % Kaliumchlorid in Wasser),
3. 11,8 % Vernetzungslösung (0,5 % Methylenbisacrylamid in Wasser),
4. 2,4 % Katalysatorlösung (3 % Hydroxycyclohexylphenylketon in Isopropylalkohol),
5. 5,6 % Puffer (Natriumdihydrogenphosphat-Monohydrat, Pulver).

[0045] Diese Ausgangsmaterialien wurden in der oben angegebenen Reihenfolge gemischt und unter einer Fusion Systems 600 W Dauer-UV-Lampe gestellt. Die Temperatur betrug 50°C und der pH-Wert 4,2. Die folgende Tabelle gibt die Daten der UV-Bestrahlung wieder:

Wellenlänge	Gesamtdosis (J/cm ²)	Peakintensität (W/cm ²)
UVA (320 – 390 nm)	19	1,8
UVB (280 – 320 nm)	6,5	0,6
UVC (250 – 260 nm)	0,3	0,03
UVV (395 – 445 nm)	9,0	0,8

[0046] Das resultierende Gel hatte gute Adhäsiv- und Kohäsivkraft mit wenig Rest. Es hatte viskoelastische Eigenschaften und eine für eine Benetzung um dichte Brustbehaarung herum ausreichende chemische Affinität, wenn es über 5,1 mm (200 mils (Tausendstel eines Inch)) dick aufgetragen wurde. Das resultierende Gel wurde untersucht und erfüllte beim Testen auf Biokompatibilität und elektrische Eigenschaften die von der Association for the Advancement of Medical Instrumentation (AAMI) entwickelten und vom American National Standards Institute anerkannten Normen.

Beispiel 2

1. 42,0 % Monomer (80 % Acryloyloxyethyltrimethylammoniumchlorid in Wasser),
2. 52,5 % Elektrolyt (10 % Kaliumchlorid in Wasser),
3. 4,2 % Vernetzungslösung (1 % Methylenbisacrylamid in Wasser),
4. 0,3 % Katalysatorlösung (3 % Hydroxycyclohexylphenylketon in Dimethylsulfoxid),
5. 1,0 % Puffer (Natriumdihydrogenphosphat, Pulver).

[0047] Diese Ausgangsmaterialien wurden in der oben angegebenen Reihenfolge gemischt.

[0048] Der pH-Wert betrug 4,2. Die folgende Tabelle gibt die Daten der UV-Bestrahlung wieder:

Wellenlänge	Gesamtdosis (J/cm ²)	Peakintensität (W/cm ²)
UVA (320 – 390 nm)	5	2
UVB (280 – 320 nm)	2	0,7
UVC (250 – 260 nm)	0,15	0,05
UVV (395 – 445 nm)	2,2	1

[0049] Das resultierende Gel war stark adhäsiv und kohäsiv mit wenig Rest.

Beispiel 3

1. 46,7 % Monomer (80 % Acryloyloxyethyltrimethylammoniummethylsulfat in Wasser),
2. 41,5 % Elektrolyt (5 % Aluminiumkaliumsulfat-Dodecahydrazin in Wasser),
3. 10,4 % Vernetzungslösung (1 % Methylenbisacrylamid in Wasser),
4. 0,4 % Katalysatorlösung (3 % Hydroxycyclohexylphenylketon in Dimethylsulfoxid),
5. 1,0 % Puffer (50 % Natriumhydroxid in Wasser).

[0050] Diese Ausgangsmaterialien wurden in der oben angegebenen Reihenfolge gemischt. Der pH-Wert betrug 5,5. Die UV-Bestrahlung ist dieselbe, die oben für Beispiel 2 verwendet wurde (siehe Tabelle oben). Das resultierende Gel hatte gute Adhäsiv- und Kohäsivkraft.

Beispiel 4

1. 28,7 % Monomer (80 % Acryloyloxyethyltrimethylammoniumchlorid in Wasser),
2. 61,0 % Elektrolyt (20 % Kaliumchlorid in Wasser),
3. 9,0 % Vernetzungslösung (0,5 % Methylenbisacrylamid in Wasser),
4. 0,3 % Katalysatorlösung (3 % Hydroxycyclohexylphenylketon in Dimethylsulfoxid),
5. 1,0 % Puffer (Kaliumnatriumtartrat, Pulver).

[0051] Diese Ausgangsmaterialien wurden in der angegebenen Reihenfolge gemischt. Der pH-Wert betrug 5,5. Die folgende Tabelle gibt die Daten der UV-Bestrahlung wieder:

Wellenlänge	Gesamtdosis (J/cm ²)	Peakintensität (W/cm ²)
UVA (320 – 390 nm)	9,0	2
UVB (280 – 320 nm)	2,5	0,7
UVC (250 – 260 nm)	0,15	0,05
UVV (395 – 445 nm)	4,8	1

Das resultierende Gel war weich, sehr elastisch und bei Berührung feucht. Die adhäsiven und kohäsiven Werte waren hinreichend, um beim Entfernen keine Reste zu hinterlassen. Bei einer Dicke von 5,1 mm (200 mils) konnte das Material um Brustbehaarung herum benetzen und die Haut befeuchten. Die Fähigkeit des Gels, die Haut zu befeuchten, wurde mit anderen, derzeit erhältlichen Gelen verglichen.

[0052] Die folgende Tabelle gibt die Anzeigen, die mit einem Nova DPM Meter eine Minute nach der Entfernung des aufgeführten Gels von der Haut aufgenommen wurden, wieder. Das Maß besteht aus Nova Leitfähigkeitseinheiten der Verbesserung gegenüber einem trockenen, dicht abschließenden Gewebestück.

GEL	VERBESSERUNG (Nova Leitfähigkeitseinheiten)
Physio Control Quik Combo	23
3M Defib Pads	24
Beispiel 4	263

[0053] Mehrere verschiedene Paare von Hydrogelelektroden, welche die Hydrogele der obigen Beispiele umfassten, wurden auf ihre elektrischen Leistungsmerkmale hin untersucht. Jede Elektrode der getesteten Paare hatte eine Fläche von etwa 90 cm² und eine Dicke von etwa 0,4 cm. Wie in der Tabelle unten dargestellt ist, funktionierten die Hydrogele gut.

TEST	ELEKTRODENPAAR HYDROGEL				
	DF39 SPEC (max.)	Beispiel 1 Gel mit Sn Elektrode	Beispiel 2 Gel mit Sn Elektrode	Beispiel 3 Gel, polierte Al Elektrode	Beispiel 4 Gel mit Sn Elektrode
Gleichstrom-Offset-Spannung	100 mV	2,2 mV	0,4 mV	6,2 mV	0,3 mV
Wechselstrom-Kleinsignal-Impedanz bei 10 Hz	2000 Ω	12 Ω	1 Ω	30 Ω	1 Ω
Rauschen	150 µV	2 µV	0 µV	0 µV	0 µV
Gleichstrom-Großsignal-Impedanz	2 Ω	0,2 Ω	0,2 Ω	0,4 Ω	0,1 Ω
Effektive Erholung nach Defibrillation:					
4 sec.	400 mV	-126 mV	-97 mV	+59 mV	+9,4 mV
60 sec.	300 mV	-57 mV	-42 mV	-23 mV	+1,7 mV
Ruhestrom Maximum:					
Gleichstrom-Offset Unterschied zu t=0	100 mV	-6,0 mV	1,9 mV	5,3 mV	0,5 mV
	100 mV	1,5 mV	-0,5 mV	7,5 mV	-0,7 mV

Beispiel 5

1. 47,0 % Monomer (80 % Acryloyloxyethyltrimethylammoniummethsulfat in Wasser),
2. 51,97 % Elektrolyt (5 % Aluminiumkaliumsulfat-Dodecahydrat in Wasser),
3. 0,02 % Vernetzungsmittel (Diethylenglycoldiacrylat),
4. 0,01 % Katalysator (Darocure® 1173),
5. 1,0 % Puffer (50 % Natriumhydroxid in Wasser).

[0054] Durch Mischen der Komponenten in der oben angegebenen Reihenfolge wurde eine Lösung hergestellt. Die UV-Bestrahlung ist dieselbe, wie in Beispiel 4 angegeben ist. Der pH-Wert betrug 5,5 und die Temperatur beim Härteln war 50°C. Das resultierende Gel hatte gute Adhäsiv- und Kohäsivkraft mit minimalem Rest. Die Verwendung dieses Vernetzungsmittels und dieses Katalysators sparte Zeit, weil es sich um Flüssigkeiten handelte, die sich leicht in der Monomerlösung lösten.

Beispiel 6

1. 37,1 % Monomer (60 % Acrylamidopropyltrimethylammoniumchlorid in Wasser),
2. 37,1 % Elektrolyt (10 % Kaliumchlorid in Wasser),
3. 23,9 % Vernetzungslösung (0,5 % Methylenbisacrylamid in Wasser),
4. 1,5 % Katalysatorlösung (3 % Hydroxycyclohexylphenylketon in Dimethylsulfoxid),
5. 0,4 % Puffer (Zitronensäure, Pulver).

[0055] Mit Ausnahme des Katalysators, der nicht direkt in Wasser löslich ist, wurden diese Ausgangsmaterialien als Lösungen in Wasser gekauft oder in Lösung gebracht. Das Verfahren und die Ergebnisse sind dieselben wie in Beispiel 1. Der pH-Wert betrug 4,5. Das resultierende Gel wurde untersucht und erfüllte beim Testen auf Biokompatibilität und elektrische Eigenschaften die Normen der AAMI.

[0056] Ein Paar von Hydrogelelektroden, welches das Gel aus Beispiel 6 umfasste, wurde auf seine elektrischen Leistungsmerkmale hin untersucht. Jede Elektrode der getesteten Paare hatte eine Fläche von etwa 90 cm² und eine Dicke von etwa 0,4 cm. Wie in der Tabelle unten dargestellt ist, funktionierte das Hydrogel gut.

TEST	ELEKTRODENPAAR HYDROGEL	
	DF39 SPEC (max.)	Beispiel 6 Gel mit Sn Elektrode
Gleichstrom-Offset-Spannung	100 mV	-5,0 mV
Wechselstrom-Kleinsignal-Impedanz bei 10 Hz	2000 Ω	9 Ω
Rauschen	150 µV	1 µV
Gleichstrom-Großsignal-Impedanz	2 Ω	0,2 Ω
Effektive Erholung nach Defibrillation:		
4 sec.	400 mV	-61 mV
60 sec.	300 mV	-24 mV
Ruhestrom Maximum:		
Gleichstrom-Offset	100 mV	10,5 mV
Unterschied zu t=0	100 mV	-8,7 mV

[0057] Es ist in Bezug auf die oben beschriebenen Initiatoren (oder Katalysatoren) bekannt, dass tertiäre Amine in der Vergangenheit als Beschleunigungsmittel eingesetzt wurden, um das Beschleunigen oder Härtens eines Hydrogels zu unterstützen. Es ist jedoch ein Problem mit der Verwendung von tertiären Aminen, dass sie sich störend auf Ultraviolettuntersuchungen des resultierenden Hydrogels (d.h. Untersuchungen zum Ermitteln des Prozentsatzes von verbleibendem Monomer) auswirken, weil solche tertiären Amine ultraviolettes Licht absorbieren. Vom Erfinder der vorliegenden Erfindung wurde entdeckt, dass die Verwendung von Dimethylsulfoxid als Beschleunigungsmittel nicht nur das Beschleunigen des Härtens fördert, sondern sich auch nicht störend auf Ultraviolettuntersuchungen des resultierenden Hydrogels auswirkt.

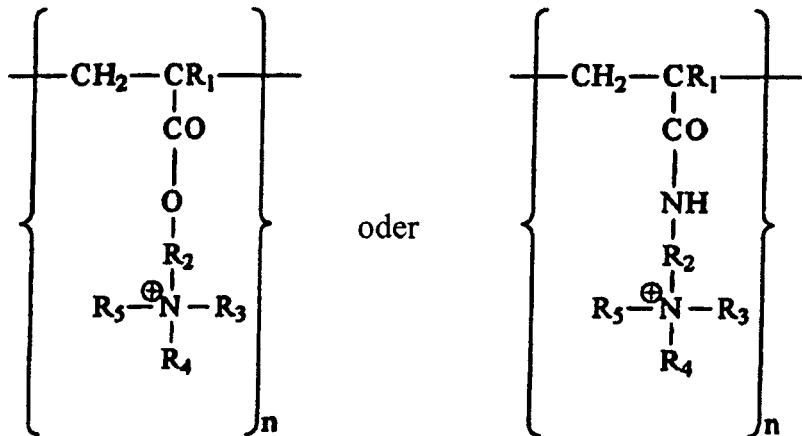
[0058] Die Hydrogele der vorliegenden Erfindung sind besonders geeignet zur Verwendung in elektronischen Medizingeräten wie zum Beispiel Sensor-Elektroden, die zum Registrieren oder Überwachen (z.B. für EKG (Elektrokardiogramm), EEG (Elektroenzephalogramm) und/oder EMG (Elektromyogramm) eingesetzt werden oder wie Stimulationselektroden, die eingesetzt werden, um eine Testperson zu stimulieren (z.B. zur transkutanen elektrischen Nervenstimulation, zur Wundheilung, zur Muskelstimulation (z.B. zur physikalischen Therapie), zum externen kardialen Stimulieren, zur Defibrillation) oder wie elektrochirurgische und/oder Ablations-Erdungselektroden oder wie Elektrotransport-Elektroden (z.B. zur Iontophorese oder Elektrophorese von Arzneimitteln in eine Testperson). Die Hydrogele der vorliegenden Erfindung können den hohen Spannungen und Stromstärken der Defibrillation und kardialen Stimulation standhalten.

[0059] Ein Problem mit früheren Geräten dieser Art besteht darin, dass die verwendeten Hydrogele nicht mit Aluminium oder Edelstahl kompatibel waren (d.h. das Hydrogel würde zur Korrosion eines solchen Metalles, mit dem es in Berührung kommt, führen) oder das Hydrogel erfüllte, wenn es das Metall nicht angriff, beim Testen auf Biokompatibilität und elektrische Eigenschaften nicht die von der Association for the Advancement of Medical Instrumentation (AAMI) entwickelten und vom American National Standards Institute anerkannten Normen. Daher kamen in früheren akzeptablen Geräten mit Hydrogel Zinnelektroden oder andere Metallelektroden zum Einsatz. Jedoch wird die Verwendung von Aluminiumelektroden bevorzugt, weil solche Elektroden strahlendurchlässig sind und sich daher nicht störend auf Röntgenuntersuchungen einer Testperson, die solche Elektroden trägt, auswirken, wohingegen Elektroden aus Zinn oder anderen Metallen solche Untersuchungen störend beeinflussen. Die Hydrogele der vorliegenden Erfindung stellen eine Familie von Hydrogelen, die keine Chloride (z.B. siehe Beispiel 3 oben) enthalten und daher chemisch mit Aluminiumelektroden und/oder Edelstahlelektroden, die mit dem Hydrogel in Kontakt kommen, kompatibel sind, dar.

[0060] Es sollte auch angemerkt werden, dass, obwohl die obigen speziellen Beispiele besondere bevorzugte Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung veranschaulichen, ein Ersetzen der spezifischen Komponenten dieser Beispiele mit Materialien, wie sie hier offengelegt werden und im Stand der Technik bekannt sind, vorgenommen werden kann, ohne vom Umfang der vorliegenden Erfindung abzuweichen. Somit können, obwohl Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung gezeigt und beschrieben worden sind, verschiedene Modifikationen vorgenommen werden, ohne vom Umfang der vorliegenden Erfindung abzuweichen, und es ist beabsichtigt, dass alle solchen Modifikationen und Äquivalente abgedeckt werden.

Patentansprüche

1. Elektrisch leitendes, adhäsives, kationisches Acrylathydrogel, umfassend etwa 15-60 Gewichtsprozent eines vernetzten kationischen Acrylatpolymers und Wasser, wobei das Polymer eine der folgenden Formeln hat:



wobei:

R_1 Wasserstoff ist;

R_2 $(CH_2)_3$ oder CH_2CH_2 ist;

R_3 , R_4 und R_5 Wasserstoff oder CH_3 sind und n eine Zahl größer als 50.000 ist.

2. Hydrogel nach Anspruch 1, wobei das Polymer von einem Monomer, welches ausgewählt ist aus der Gruppe bestehend aus Acrylestern von quaternären Chloriden, Acrylestern von quaternären Sulfaten und Acrylamiden von quaternären Chloriden, abgeleitet ist.

3. Hydrogel nach Anspruch 1 oder Anspruch 2, umfassend etwa 20-50 Gewichtsprozent eines vernetzten kationischen Acrylatpolymers.

4. Hydrogel nach Anspruch 1 oder Anspruch 2, umfassend etwa 25-40 Gewichtsprozent eines vernetzten kationischen Acrylatpolymers.

5. Hydrogel nach einem der Ansprüche 1 bis 4, weiter umfassend etwa 0-10 Gewichtsprozent eines Puffers.

6. Hydrogel nach Anspruch 5, wobei der Puffer ausgewählt ist aus der Gruppe bestehend aus Natriumdi-hydrogenphosphat und Natriumtartrat.

7. Hydrogel nach einem der Ansprüche 1 bis 6, weiter umfassend etwa 0-15 Gewichtsprozent eines Leitfähigkeitsverbesserers.

8. Hydrogel nach Anspruch 7, wobei der Leitfähigkeitsverbesserer ausgewählt ist aus der Gruppe bestehend aus Salz, Kaliumchlorid, Natriumchlorid und Aluminiumkaliumsulfat-Dodecahydrat.

9. Hydrogel nach einem der Ansprüche 1 bis 8, wobei $R_2 = CH_2CH_2$ und $R_3 = R_4 = R_5 = CH_3$.

10. Hydrogel nach einem der Ansprüche 1 bis 8, wobei $R_2 = (CH_2)_3$ und $R_3 = R_4 = R_5 = CH_3$.

11. Hydrogel nach einem der Ansprüche 1 bis 8, wobei das Polymer von Acryloyloxyethyltrimethylammoniumchlorid abgeleitet ist.
12. Hydrogel nach einem der Ansprüche 1 bis 8, wobei das Polymer von Acryloyloxyethyltrimethylammoniummethylsulfat abgeleitet ist.
13. Hydrogel nach einem der Ansprüche 1 bis 8, wobei das Polymer von Acrylamidopropyltrimethylammoniumchlorid abgeleitet ist.
14. Hydrogel nach einem der Ansprüche 1 bis 13, das durch radikalische Polymerisation in Gegenwart von Wasser gebildet wird.
15. Hydrogel nach einem der Ansprüche 1 bis 13, wobei das Polymer durch Ultraviolett-Härtung in Gegenwart eines Initiators und eines Vernetzungsmittels gebildet wird.
16. Hydrogel nach Anspruch 15, wobei der Initiator ausgewählt ist aus der Gruppe bestehend aus 1-Hydroxy-cyclohexyl-phenylketon und α -Hydroxy- α,α -dimethylacetophenon.
17. Hydrogel nach Anspruch 15 oder Anspruch 16, wobei das Vernetzungsmittel ausgewählt ist aus der Gruppe bestehend aus Methylenbisacrylamid und Diethylenglycoldiacrylat.
18. Elektrode, umfassend ein leitendes, adhäsives, kationisches Acrylathydrogel nach einem der Ansprüche 1 bis 17.
19. Elektrodenpaar, wobei jede Elektrode des Paars ein leitendes, adhäsives, kationisches Acrylathydrogel nach einem der Ansprüche 1 bis 17 umfasst und wobei jede Elektrode so gelagert werden kann, dass sich das Hydrogel ohne abgrenzende Schicht dazwischen in vollständigem und lückenlosem Kontakt mit dem Hydrogel der anderen Elektrode des Paars befindet und wobei die Elektroden voneinander trennbar bleiben.

Es folgt kein Blatt Zeichnungen