

明 細 書

発明の名称： 陥入爪による創傷を治療するための絆創膏構造体 技術分野

[0001] 本発明は、陥入爪による創傷を治療するための絆創膏構造体に関する。更に詳細には、本発明は、陥入爪による創傷を治療するために側爪甲縁に沿って指に装着される絆創膏構造体であって、(i) 陥入爪による創傷に密着するための創傷密着用の柔軟性表面を有する創傷密着部領域、及び(ii) 側爪甲縁を受け入れて側爪甲縁に沿って爪の長手方向にスライド可能なスライド溝を有するガイド部領域を有し、該絆創膏構造体は略ロッド状の形状を有し、該スライド溝は該絆創膏構造体の先端部から後端部の間の距離の少なくとも一部にわたって該絆創膏構造体の長手方向に延びており、該絆創膏構造体を指に装着すると、該創傷密着用の柔軟性表面が陥入爪による創傷の位置までガイドされる、ことを特徴とする絆創膏構造体に関する。本発明の絆創膏構造体を用いると、創傷密着部領域とガイド部領域との連携により、陥入爪の変形の程度や陥入爪による創傷の痛みの重症度に関わらず、爪の先端付近の陥入爪創傷だけでなく、従来技術では効果的・効率的な治療の難しかった、爪の根元付近の陥入爪創傷を確実に治療できるので、陥入爪による創傷を効果的・効率的に治療することができ、また、陥入爪による創傷の痛みを急速・大幅に緩和すること（即ち、即効的治療を行うこと）ができる。また、本発明の絆創膏構造体は、側爪甲縁（爪の側縁部）を押し上げる効果により、陥入爪を矯正する効果も発揮するので、陥入爪の矯正を補助する機能も有する。

背景技術

[0002] 爪の変形症には、「巻き爪」や「陥入爪」と称されるものがあり、これらの用語は屡々あまり区別無く用いられるが、一般的には、横方向に爪が巻いたようになる症状を「巻き爪」と称し、強く湾曲した爪の両端が皮膚・肉部（軟部組織）に食い込んだ状態になる症状を「陥入爪」と称することが多い

。本発明においては、以下、特にことわらない限り、患者の指に創傷や痛みをもたらす爪の変形症の総称として「陥入爪」という用語を用いる。陥入爪の場合、爪の成長にしたがって、爪の片方または両方の側縁部が爪溝内に深く食い込み、軟部組織（爪溝や爪床の肉）に刺さって炎症を起こし、疼痛や激痛を引きこす。陥入爪は重症化すると、炎症が爪の根元部分へと広がってゆき、痛みも激しくなる。主な発症原因としては圧迫、外傷、深爪、先天異常などが挙げられる。陥入爪は足親指に特に高頻度に起こる。陥入爪を直すための従来の方法としては、爪溝に陥入した爪側縁部を外科的手術により除去する方法、及び矯正具や矯正装置を用いる方法が知られている。矯正具や矯正装置を用いる方法については、たとえば、米国特許第4, 057, 055号公報（特許文献1）、特開平8-215227号公報（特許文献2）、特開2001-276104号公報（特許文献3）、特開2011-104231号公報（特許文献4）、特開2002-360619号公報（特許文献5）、WO2008-142880（特許文献6）や特許第5579913号公報（特許文献7）を参照できる。

[0003] しかし、外科的手術による方法は煩雑であり、また、手術により爪甲幅が恒久的に狭くなる。更に、外科的手術による方法では、軟部組織に食い込んだ爪を部分的に切断して除去するため、細菌感染の虞があるときには手術することが困難である。また、外科的手術により爪を部分的に切除して陥入爪を一時的に直したとしても、爪全体の巻き方向への屈曲性が矯正されていないため、手術後、陥入爪が再発する場合が少なくない。従って、陥入爪を直すための方法としては、外科的手術によらない方法、即ち、保存的方法が望ましいという考えが一般的になりつつある。

[0004] 特許文献1～7に記載される、矯正具や矯正装置を用いる方法のなかには、陥入爪（変形爪）自体はかなりうまく矯正できるものがある。しかし、特許文献1～7のうちのいずれの方法の場合も、陥入爪による創傷に対して直接的な治療効果を発揮するものではない。したがって、一般に、特許文献1～7のうちのいずれの方法でも、陥入爪による創傷を効果的・効率的に治療

し、また、その痛みを急速・大幅に緩和すること（即ち、即効的治療を行うこと）は不可能である。

[0005] 陥入爪による創傷を治療するための従来の方法としては、絆創膏類を該創傷に適用することを含む方法や、陥入爪の側縁部（側爪甲縁）を細長い金属体や樹脂体でカバーすることを含む方法などが知られている。絆創膏類を陥入爪による創傷に適用することを含む方法としては、たとえば、特開 2012-125527 号公報（特許文献 8）や特開 2013-81723 号公報（特許文献 9）を参照できる。陥入爪の側縁部を細長い金属体や樹脂体でカバーすることを含む方法としては、特開 2004-329646 号公報（特許文献 10）や米国特許出願公開第 US 2007/0287945 A1 号公報（特許文献 11）を参照できる。

[0006] 特許文献 8 や特許文献 9 に記載の方法において用いる絆創膏類は、傷当てパッド（創傷被覆用の部分）の位置が一般の救急絆創膏と若干異なる以外は通常の救急絆創膏と実質的に同じ構造を有するものである。特許文献 8 と特許文献 9 の図面からも明らかなように、特許文献 8 や特許文献 9 に記載の方法を用いると、陥入爪の先端に近い位置の創傷の治療は可能であるが、陥入爪の根元に近い部分の創傷の治療は実質的に不可能である。前記のように、陥入爪は重症化すると、炎症が爪の根元部分へと広がってゆき、痛みも激しくなるものであり、よって、陥入爪の根元付近の創傷の治療が実質的に不可能であるということは、重症化した陥入爪による創傷の治療が実質的に不可能であることを意味する。したがって、特許文献 8 や特許文献 9 に記載の方法によると、陥入爪による創傷を効果的・効率的に治療し、また、その痛みを急速・大幅に緩和すること（即ち、即効的治療を行うこと）は不可能である。

[0007] 特許文献 10（特開 2004-329646 号公報）には、C 字形の断面形状を有する、硬質材料からなる管体を含む「陥入爪治療具」が開示される。この陥入爪治療具は、陥入爪の側縁部（側爪甲縁）を C 字形断面形状の間隙部に挿入することにより指に装着する。この陥入爪治療具を指に装着する

と、陥入爪の側縁部が該管体で被覆されるので、陥入爪による創傷が軽度な場合には、時間の経過と共に該創傷の痛みにも多少の軽減がみられる。しかし、特許文献 10 の陥入爪治療具は、陥入爪による創傷を積極的に治療するための構造的な特徴を有さないもので、陥入爪による創傷に対して直接的な治療効果を発揮するものではなく、重症化した陥入爪による創傷の治療は実質的に不可能である。したがって、特許文献 10 の陥入爪治療具を用いても、陥入爪による創傷を効果的・効率的に治療し、また、その痛みを急速・大幅に緩和すること（即ち、即効的治療を行うこと）は不可能である。

[0008] 特許文献 11 に記載の方法の要旨は、陥入爪の側縁部に密着する側爪郭を指で横に押し動かして陥入爪の側縁部と創傷部位を露出させてから、陥入爪の側縁部を U 字断面を有する細長い軟質樹脂片（"protecting gutter" と称する部材）でカバーし、こうして陥入爪の側縁部と創傷部位との間を相互に隔離して、創傷の治癒を促がすというものである。しかし、この場合、まず、重症の陥入爪の場合には重度の炎症により創傷部位周辺がひどく腫脹している痛々しい状態であるため、陥入爪の側縁部に密着・圧迫する側爪郭を指で横に押し動かすことは大きな痛みを伴うものである。また、そのように側爪郭を横に無理に押し動かしても、露出する空間は非常に狭いので十分なスペースはできないうえ、膿やリンパ液などの体液が滲出してきて視野が確保できない場合も多いため、陥入爪の側縁部の全長（爪の長手方向で見て）にわたって上記軟質樹脂片を正確に確実に被せるのは、熟練施術者であっても容易なことではない。また、前記のように、陥入爪は重症化すると、炎症が爪の根元部分へと広がってゆき、痛みも激しくなるものである。そして、（陥入爪であるか否かに関わらず）爪の根元部分は後爪郭により覆われている。よって、特許文献 11 に記載の方法では、爪の根元付近では陥入爪の側縁部を該軟質樹脂片で確実にカバーするのは実質的に不可能であり、よって、爪の根元に近い部分の創傷（重症化した陥入爪による創傷）の治療は実質的に不可能である。したがって、特許文献 11 に記載の方法によると、陥入爪による創傷を効果的・効率的に治療し、また、その痛みを急速・大幅に緩和す

ること（即ち、即効的治療を行うこと）は不可能である。

先行技術文献

特許文献

[0009] 特許文献1：米国特許第4, 057, 055号公報

特許文献2：特開平8－215227号公報

特許文献3：特開2001－276104号公報

特許文献4：特開2011－104231号公報

特許文献5：特開2002－360619号公報

特許文献6：WO2008－142880公報

特許文献7：特許第5579913号公報

特許文献8：特開2012－125527号公報

特許文献9：特開2013－81723号公報

特許文献10：特開2004－329646号公報

特許文献11：米国特許出願公開第US2007／0287945A1号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0010] 前述したように、矯正具や矯正装置を用いる公知方法（陥入爪を矯正する方法）では、陥入爪による創傷に対して直接的な治療効果を発揮するものではないので、該創傷を効果的・効率的に治療して、その痛みを急速・大幅に緩和することは不可能である。また、前述したように、陥入爪による創傷を治療するために絆創膏類を該創傷に適用することを含む公知方法や、陥入爪の側縁部を細長い金属体や樹脂体でカバーすることを含む公知方法によっても、爪の根元に近い部分の創傷（重症化した陥入爪による創傷）の治療は実質的に不可能であり、したがって、陥入爪による創傷を効果的・効率的に治療して、その痛みを急速・大幅に緩和することは不可能である。こうして、このような従来技術の問題を解決し、陥入爪の変形の程度や陥入爪による創傷の痛みの重症度に関わらず、爪の先端付近の陥入爪創傷だけでなく、従来

技術では効果的・効率的な治療の難しかった、爪の根元付近の陥入爪創傷を確実に治療でき、陥入爪による創傷を効果的・効率的に治療することができ、また、陥入爪による創傷の痛みを急速・大幅に緩和すること（即ち、即効的治療を行うこと）ができる治療器具や治療方法が望まれていた。簡潔に言い換えれば、陥入爪の重症度に関わらず、また、陥入爪による創傷が爪の長手方向のどの位置にあるかに関わらず、陥入爪による創傷とその痛みの確実な即効的治療が可能な技術の開発が望まれていた。

課題を解決するための手段

[0011] このような状況下、本発明者が上記課題を解決するために鋭意研究を行った結果、陥入爪による創傷を治療するために側爪甲縁に沿って指に装着される絆創膏構造体であって、（i）陥入爪による創傷に密着するための創傷密着用の柔軟性表面を有する創傷密着部領域、及び（ii）側爪甲縁を受け入れて側爪甲縁に沿って爪の長手方向にスライド可能なスライド溝を有するガイド部領域を有し、該絆創膏構造体は略ロッド状の形状を有し、該スライド溝は該絆創膏構造体の先端部から後端部の間の距離の少なくとも一部にわたって該絆創膏構造体の長手方向に延びており、該絆創膏構造体を指に装着すると、該創傷密着用の柔軟性表面が陥入爪による創傷の位置までガイドされる、ことを特徴とする絆創膏構造体により上記課題を解決できることを見出した。特に、陥入爪による創傷に密着するための創傷密着用の柔軟性表面を有する創傷密着部領域（i）と側爪甲縁を受け入れて側爪甲縁に沿って爪の長手方向にスライド可能なスライド溝を有するガイド部領域（ii）とを組み合わせる独自の構造により、陥入爪の重症度に関わらず、また、陥入爪による創傷が爪の長手方向のどの位置にあるかに関わらず、創傷密着用の柔軟性表面を該創傷の位置まで確実にガイドすることができることを見出した。このような知見に基づき、本発明を完成するに至った。

発明の効果

[0012] 本発明の絆創膏構造体を用いると、陥入爪の重症度に関わらず、また、陥入爪による創傷が爪の長手方向のどの位置にあるかに関わらず、創傷密着用

の柔軟性表面を該創傷の位置まで確実にガイドすることができるので、爪の先端付近の陥入爪創傷だけでなく、従来技術では効果的・効率的な治療の難しかった、爪の根元付近の陥入爪創傷を確実に治療できるので、陥入爪による創傷を効果的・効率的に治療することができ、また、陥入爪による創傷の痛みを急速・大幅に緩和することができる。即ち、陥入爪の重症度に関わらず、また、陥入爪による創傷が爪の長手方向のどの位置にあるかに関わらず、陥入爪による創傷とその痛みの確実な即効的治療が可能となる。より具体的には、本発明の絆創膏構造体を指に装着すると、創傷の激しい痛みでもほぼ瞬時に又は数秒以内に大幅に緩和し、数分から数十分以内には痛みはほぼ完全に解消する。また、装着後に創傷治癒が急速に進み、通常、装着から約1週間～約10日以内のごく短期間で創傷治癒が完了する。一方、従来技術による治療法においては、陥入爪による創傷への即効的治療効果を発揮することができない（即ち、創傷の痛みが即座に消失しない）うえ、重症の創傷の場合は、長期間（約1か月～約2か月ほど）をかけて治療を行なっても創傷の十分な治癒が得られない場合が多く、また、創傷の十分な治癒を得るには約2か月～約3か月もの治療期間を要する場合が多いことが、当業界では周知である。

- [0013] 本発明の絆創膏構造体を用いると、たとえ、治療すべき創傷が爪の根元部分（後爪郭により覆われていて視認できない）に位置していても、創傷密着用の柔軟性表面を創傷まで確実にガイドすることができる。これは従来技術では不可能なことである。また、本発明の絆創膏構造体は、側爪甲縁（爪の側縁部）を押し上げる効果により、陥入爪を矯正する効果も発揮するので、陥入爪の矯正を補助する機能も有する。

図面の簡単な説明

- [0014] [図1a]本発明の絆創膏構造体における創傷密着部領域とガイド部領域の位置関係の1例を示す概略側面図である。

[図1b]本発明の絆創膏構造体における創傷密着部領域とガイド部領域の位置関係の他の1例を示す概略側面図である。

[図1c]本発明の絆創膏構造体における創傷密着部領域とガイド部領域の位置関係の更に他の1例を示す概略側面図である。

[図1d]本発明の絆創膏構造体における創傷密着部領域とガイド部領域の位置関係の更に他の1例を示す概略側面図である。

[図1e]本発明の絆創膏構造体における創傷密着部領域とガイド部領域の位置関係の更に他の1例を示す概略側面図である。

[図1f]本発明の絆創膏構造体における創傷密着部領域とガイド部領域の位置関係の更に他の1例を示す概略側面図である。

[図1g]本発明の絆創膏構造体における創傷密着部領域とガイド部領域の位置関係の更に他の1例を示す概略側面図である。

[図1h]本発明の絆創膏構造体における創傷密着部領域とガイド部領域の位置関係の更に他の1例を示す概略側面図である。

[図1i]本発明の絆創膏構造体における創傷密着部領域とガイド部領域の位置関係の更に他の1例を示す概略側面図である。

[図1j]本発明の絆創膏構造体における創傷密着部領域とガイド部領域の位置関係の更に他の1例を示す概略側面図である。

[図1k]本発明の絆創膏構造体における創傷密着部領域とガイド部領域の位置関係の更に他の1例を示す概略側面図である。

[図1l]本発明の絆創膏構造体における創傷密着部領域とガイド部領域の位置関係の更に他の1例を示す概略側面図である。

[図2]本発明の絆創膏構造体の1例を示す概略斜視図である。

[図3a]本発明の絆創膏構造体における創傷密着部領域とガイド部領域の位置関係の1例を示す、絆創膏構造体の長手方向を横切る方向の概略断面図である。

[図3b]本発明の絆創膏構造体における創傷密着部領域とガイド部領域の位置関係の他の1例を示す、絆創膏構造体の長手方向を横切る方向の概略断面図である。

[図3c]本発明の絆創膏構造体における創傷密着部領域とガイド部領域の位置

関係の更に他の 1 例を示す、絆創膏構造体の長手方向を横切る方向の概略断面図である。

[図3d]本発明の絆創膏構造体における創傷密着部領域とガイド部領域の位置関係の更に他の 1 例を示す、絆創膏構造体の長手方向を横切る方向の概略断面図である。

[図3e]本発明の絆創膏構造体における創傷密着部領域とガイド部領域の位置関係の更に他の 1 例を示す、絆創膏構造体の長手方向を横切る方向の概略断面図である。

[図3f]本発明の絆創膏構造体における創傷密着部領域とガイド部領域の位置関係の更に他の 1 例を示す、絆創膏構造体の長手方向を横切る方向の概略断面図である。

[図3g]本発明の絆創膏構造体における創傷密着部領域とガイド部領域の位置関係の更に他の 1 例を示す、絆創膏構造体の長手方向を横切る方向の概略断面図である。

[図3h]本発明の絆創膏構造体における創傷密着部領域とガイド部領域の位置関係の更に他の 1 例を示す、絆創膏構造体の長手方向を横切る方向の概略断面図である。

[図3i]本発明の絆創膏構造体における創傷密着部領域とガイド部領域の位置関係の更に他の 1 例を示す、絆創膏構造体の長手方向を横切る方向の概略断面図である。

[図3j]本発明の絆創膏構造体における創傷密着部領域とガイド部領域の位置関係の更に他の 1 例を示す、絆創膏構造体の長手方向を横切る方向の概略断面図である。

[図3k]本発明の絆創膏構造体における創傷密着部領域とガイド部領域の位置関係の更に他の 1 例を示す、絆創膏構造体の長手方向を横切る方向の概略断面図である。

[図3l]本発明の絆創膏構造体における創傷密着部領域とガイド部領域の位置関係の更に他の 1 例を示す、絆創膏構造体の長手方向を横切る方向の概略断面図である。

面図である。

[図3m]本発明の絆創膏構造体における創傷密着部領域とガイド部領域の位置関係の更に他の1例を示す、絆創膏構造体の長手方向を横切る方向の概略断面図である。

[図3n]本発明の絆創膏構造体における創傷密着部領域とガイド部領域の位置関係の更に他の1例を示す、絆創膏構造体の長手方向を横切る方向の概略断面図である。

[図3o]本発明の絆創膏構造体における創傷密着部領域とガイド部領域の位置関係の更に他の1例を示す、絆創膏構造体の長手方向を横切る方向の概略断面図である。

[図3p]本発明の絆創膏構造体における創傷密着部領域とガイド部領域の位置関係の更に他の1例を示す、絆創膏構造体の長手方向を横切る方向の概略断面図である。

[図3q]本発明の絆創膏構造体における創傷密着部領域とガイド部領域の位置関係の更に他の1例を示す、絆創膏構造体の長手方向を横切る方向の概略断面図である。

[図3r]本発明の絆創膏構造体における創傷密着部領域とガイド部領域の位置関係の更に他の1例を示す、絆創膏構造体の長手方向を横切る方向の概略断面図である。

[図4a]本発明の絆創膏構造体の全体形状の1例を示す概略側面図である。

[図4b]本発明の絆創膏構造体の全体形状の他の1例を示す概略側面図である。
。

[図4c]本発明の絆創膏構造体の全体形状の更に他の1例を示す概略側面図である。

[図4d]本発明の絆創膏構造体の全体形状の更に他の1例を示す概略側面図である。

[図4e]本発明の絆創膏構造体の全体形状の更に他の1例を示す概略側面図である。

[図4f]本発明の絆創膏構造体の全体形状の更に他の1例を示す概略側面図である。

[図4g]本発明の絆創膏構造体の全体形状の更に他の1例を示す概略側面図である。

[図4h]本発明の絆創膏構造体の全体形状の更に他の1例を示す概略側面図である。

[図5a]本発明の絆創膏構造体の1例を指に装着した状態における指と爪の長手方向を横切る方向での概略部分断面である。

[図5b]本発明の絆創膏構造体の他の1例を指に装着した状態における指と爪の長手方向を横切る方向での概略部分断面である。

[図5c]本発明の絆創膏構造体の更に他の1例を指に装着した状態における指と爪の長手方向を横切る方向での概略部分断面である。

[図6]ガイド部領域3のスライド溝3Aの断面形状の5つの例(a)～(e)を示す概略断面図である。

[図7a]創傷密着部領域のための軟質体として用いるチューブ体の側壁の少なくとも外側表面を多孔質化した状態を示す概略断面図である。

[図7b]図6aに示す創傷密着部領域(軟質体)をガイド部領域(硬質体)と結合して形成した構造体の概略断面図である。

[図7c]1つの材料の下層部分のみを多孔質化することにより、創傷密着部領域(軟質体)とガイド部領域(硬質体)とを一体的に形成して得た構造体の概略断面図である。

[図8]本発明の絆創膏構造体の1例を示す概略斜視図である。

[図9]本発明の絆創膏構造体の他の1例を示す概略斜視図である。

[図10]本発明の絆創膏構造体の更に他の1例を示す概略斜視図である。

[図11]本発明の絆創膏構造体の1例を指へ装着した状態を示す概略斜視図である。

[図12a]本発明の絆創膏構造体の1例(爪の先端縁部を受け入れるための伸長部分を有する)を示す概略斜視図である。

[図12b]図 1 2 a に示す絆創膏構造体を指に装着した状態を示す概略斜視図である。

[図13a]爪の両側の側縁部に沿って指に装着される 1 組の本発明の絆創膏構造体の 1 例（爪の先端縁部を受け入れるための伸長部分を有する）を示す概略斜視図である。

[図13b]図 1 3 a に示す 1 組の絆創膏構造体を指に装着した状態を示す概略斜視図である。

[図14a]実施例 1 の第 1 治療日における治療処置前の足指の写真である。

[図14b]実施例 1 の第 1 治療日における治療処置前の足指の写真である。

[図15a]実施例 1 の第 1 治療日における治療処置後の足指の写真である。

[図15b]実施例 1 の第 1 治療日における治療処置後の足指の写真である。

[図16a]実施例 1 の第 2 治療日における治療処置前の足指の写真である。

[図16b]実施例 1 の第 2 治療日における治療処置前の足指の写真である。

[図17a]実施例 1 の第 2 治療日における治療処置後の足指の写真である。

[図17b]実施例 1 の第 2 治療日における治療処置後の足指の写真である。

[図18a]実施例 1 の第 2 治療日の 7 日後における足指の写真である。

[図18b]実施例 1 の第 2 治療日の 7 日後における足指の写真である。

[図19a]実施例 2 の治療日における治療処置前の足指の写真である。

[図19b]実施例 2 の治療日における治療処置前の足指の写真である。

[図20a]実施例 2 の治療日における治療処置後の足指の写真である。

[図20b]実施例 2 の治療日における治療処置後の足指の写真である。

[図21a]実施例 2 の治療日の 7 日後に絆創膏構造体を取り外す前の足指の写真である。

[図21b]実施例 2 の治療日の 7 日後に絆創膏構造体を取り外す前の足指の写真である。

[図22a]実施例 2 の治療日の 7 日後に絆創膏構造体を取り外した後の足指の写真である。

[図22b]実施例 2 の治療日の 7 日後に絆創膏構造体を取り外した後の足指の写

真である。

[図23a]実施例3の治療日における治療処置前の足指の写真である。

[図23b]実施例3の治療日における治療処置前の足指の写真である。

[図24a]実施例3の治療日における治療処置後の足指の写真である。

[図24b]実施例3の治療日における治療処置後の足指の写真である。

[図25a]実施例3の治療日の7日後に絆創膏構造体を取り外す前の足指の写真である。

[図25b]実施例3の治療日の7日後に絆創膏構造体を取り外す前の足指の写真である。

[図26a]実施例3の治療日の7日後に絆創膏構造体を取り外した後の足指の写真である。

[図26b]実施例3の治療日の7日後に絆創膏構造体を取り外した後の足指の写真である。

発明を実施するための最良の形態

[0015] 本発明によれば、

陥入爪による創傷を治療するために側爪甲縁に沿って指に装着される絆創膏構造体であって、

(i) 陥入爪による創傷に密着するための創傷密着用の柔軟性表面を有する創傷密着部領域、及び

(ii) 側爪甲縁を受け入れて側爪甲縁に沿って爪の長手方向にスライド可能なスライド溝を有するガイド部領域を有し、

該絆創膏構造体は略ロッド状の形状を有し、該スライド溝は該絆創膏構造体の先端部から後端部の間の距離の少なくとも一部にわたって該絆創膏構造体の長手方向に延びており、

ただし、該絆創膏構造体を指に装着した状態で、指の根元側に位置する該構造体の端部をその先端部と定義し、指の先端側に位置する該構造体の端部をその後端部と定義し、

該絆創膏構造体を指に装着すると、該創傷密着用の柔軟性表面が陥入爪による創傷の位置までガイドされることを特徴とする絆創膏構造体
が提供される。

[0016] 次に、本発明の理解を容易にするために、本発明の基本的特徴及び好ましい諸態様を列挙する。

[0017] 1. 陥入爪による創傷を治療するために側爪甲縁に沿って指に装着される絆創膏構造体であって、

(i) 陥入爪による創傷に密着するための創傷密着用の柔軟性表面を有する創傷密着部領域、及び

(ii) 側爪甲縁を受け入れて側爪甲縁に沿って爪の長手方向にスライド可能なスライド溝を有するガイド部領域を有し、

該絆創膏構造体は略ロッド状の形状を有し、該スライド溝は該絆創膏構造体の先端部から後端部の間の距離の少なくとも一部にわたって該絆創膏構造体の長手方向に延びており、

ただし、該絆創膏構造体を指に装着した状態で、指の根元側に位置する該構造体の端部をその先端部と定義し、指の先端側に位置する該構造体の端部をその後端部と定義し、

該絆創膏構造体を指に装着すると、該創傷密着用の柔軟性表面が陥入爪による創傷の位置までガイドされることを特徴とする絆創膏構造体。

[0018] 2. 創傷密着部領域が軟質体よりなり、ガイド部領域が硬質体よりなることを特徴とする前項 1 に記載の構造体。

[0019] 3. 創傷密着部領域のための軟質体が、ハイドロゲル体、ガーゼ、織布、不織布、脱脂綿体、ゴム体、発泡ポリウレタン体、スポンジ体、繊維体、可撓性の高い樹脂体、及び多孔質構造及び／又は凹凸構造により体液を吸収し且つ貯留する特性を有する材料体よりなる群から選ばれ、そして、

ガイド部領域のための硬質体が、可撓性の低い樹脂体、可撓性の低い金属体、硬質パルプ体、ガラス体、石材体、及びセラミック体よりなる群から選ばれることを特徴とする前項 2 に記載の構造体。

[0020] 4. 創傷密着部領域が体液を吸収し且つ貯留する特性を有することを特徴とする前項 1 又は 2 に記載の構造体。

[0021] 5. 該絆創膏構造体の指への装着を容易にするための取っ手を更に有することを特徴とする前項 1 ～ 4 のいずれかに記載の構造体。

[0022] 6. 該絆創膏構造体の後端部から該絆創膏構造体の長手方向を横切る方向に延びる伸長部分を更に有し、該伸長部分は、該絆創膏構造体を指に装着した際に爪の先端縁部を受け入れる溝を有することを特徴とする前項 1 ～ 5 のいずれかに記載の構造体。

[0023] 以下、本発明について添付の図面に参照して詳細に説明する。

[0024] 本発明の絆創膏構造体は、陥入爪による創傷を治療するために側爪甲縁に沿って指に装着される絆創膏構造体であって、

(i) 陥入爪による創傷に密着するための創傷密着用の柔軟性表面を有する創傷密着部領域、及び

(ii) 側爪甲縁を受け入れて側爪甲縁に沿って爪の長手方向にスライド可能なスライド溝を有するガイド部領域を有する。

[0025] 本発明において、「絆創膏構造体」という用語は、陥入爪による指の創傷に密着して治療効果を発揮するための創傷密着用の柔軟性表面を有する構造領域と、創傷密着用の柔軟性表面を陥入爪創傷にガイドするための構造領域とを有する構造体を意味する。本発明において、「絆創膏構造体」という用語は、たとえば、「医療用パッド構造体」などと言い換えることもできる。本発明において、「創傷」という用語は、体表組織及び／又はその周辺組織の損傷及び／又は病変を意味する。本発明における「創傷」は、炎症及び／又は体液滲出を伴うものでもよいし、伴わないものでもよい。本発明の絆創膏構造体は、陥入爪による創傷だけでなく、他の原因による体表組織及び／

又はその周辺組織の損傷（たとえば、熱傷、火傷、打撲傷、擦過傷）や病変の治療に用いることもできる。

[0026] 本発明の絆創膏構造体は、そのいかなる部分（本体部分、及び／又は、本体部分からの張り出し部分）についても、絆創膏構造体を患者の指や爪に保持するための粘着性表面を有してもよいし、有しなくてもよい。本発明の絆創膏構造体を側爪甲縁に沿って指に装着すると、爪の側縁部（側爪甲縁）とそれと隣接する創傷部位との間に配置され、ガイド部領域（ii）のスライド溝が爪の側縁部を受け入れた状態であり、且つ、創傷密着部領域（i）の創傷密着用の柔軟性表面が創傷部位に密着した状態で安定するので、該構造体を患者の指や爪に保持するための粘着性表面を有しても有しなくても、本発明の絆創膏構造体は患者の指に安定に保持される。

[0027] 本発明の絆創膏構造体においては、たとえば、ガイド部領域（ii）のスライド溝が爪の側縁部（側爪甲縁）を受け入れて側爪甲縁に沿って爪の長手方向（即ち、側爪甲縁の延びる方向）にスライドすることにより、及び／又は、ガイド部領域（ii）のスライド溝が爪の側縁部（側爪甲縁）を受け入れて爪の長手方向を横切る方向にスライドすることにより、創傷密着部領域（i）の創傷密着用の柔軟性表面を創傷部位に確実にガイドする機能を有する。（ガイド部領域（ii）のスライド溝は、その機能の観点から、「ガイド溝」と称することもできる。）

[0028] 本発明の絆創膏構造体においては、創傷密着部領域（i）の創傷密着用の柔軟性表面は、ガイド部領域（ii）のスライド溝の働きにより、陥入爪による創傷部位まで確実にガイドされ、創傷部位に密着して安定に保持され、創傷への治癒促進効果や治療効果を発揮するものである。このように、本発明においては、創傷密着部領域（i）とガイド部領域（ii）との連携により優れた効果が発揮される。

[0029] 本発明の絆創膏構造体は略ロッド状の形状を有し、該スライド溝は該絆創膏構造体の先端部から後端部の間の距離の少なくとも一部にわたって該絆創膏構造体の長手方向に延びており、

ただし、該絆創膏構造体を指に装着した状態で、指の根元側に位置する該構造体の端部をその先端部と定義し、指の先端側に位置する該構造体の端部をその後端部と定義する。

[0030] 本発明の絆創膏構造体の基本的な諸態様においては、本発明の絆創膏構造体の本体部分は、概ね、略ロッド状（すなわち、ロッド状、円柱状、円錐状、角柱状、角錐状やそれらに類似の形状）の全体形状を有している。しかし、本発明の絆創膏構造体は、陥入爪創傷を治療するための器具であるので、治療器具としての性能と安全性が最優先に考慮されるべきである。したがって、本発明の絆創膏構造体の実施態様の形状としては、特定の形状には特にこだわる必要はない。望ましくは、絆創膏構造体を適用する個々の症例に応じて、性能と安全性の観点、及び、経済性の観点から、最も適した形状で作製するべきである。

[0031] 本発明の絆創膏構造体においては、創傷密着部領域（i）とガイド部領域（ii）の相互の位置関係は、治療すべき創傷の位置や状態や治療の要求事項に応じて様々な選択肢の中から選択することができる。

[0032] 本発明の絆創膏構造体における創傷密着部領域（i）とガイド部領域（ii）の相互の位置関係の代表例の概略側面図を図1a～図1lに示す。図1a～図1lにおいて、参照番号1は絆創膏構造体を示し、参照番号1Aは絆創膏構造体の先端部を示し、参照番号1Bは絆創膏構造体の後端部を示し、参照番号2は創傷密着部領域（i）を示し、参照番号3はガイド部領域（ii）を示し、参照番号3Aはガイド部領域（ii）のスライド溝（破線で示す）を示す。

[0033] 図1aの態様においては、創傷密着部領域2は絆創膏構造体1の先端部1Aから後端部1Bの間の距離の全部にわたって延びており、ガイド部領域3のスライド溝3Aは絆創膏構造体1の先端部1Aから後端部1Bの間の距離の全部にわたって絆創膏構造体1の長手方向に連続的に延びている。

[0034] 図1bの態様においては、創傷密着部領域2は絆創膏構造体1の先端部1Aから後端部1Bの間の距離の全部にわたって延びており、ガイド部領域3

のスライド溝 3 A は絆創膏構造体 1 の先端部 1 A から後端部 1 B の間の距離のほとんど全部（先端部 1 A 側末端部分と後端部 1 B 側末端部分を除いた部分）にわたって絆創膏構造体 1 の長手方向に連続的に延びている。

[0035] 図 1 c の態様においては、創傷密着部領域 2 は絆創膏構造体 1 の先端部 1 A から後端部 1 B の間の距離の全部にわたって延びており、ガイド部領域 3 のスライド溝 3 A は絆創膏構造体 1 の先端部 1 A から後端部 1 B の間の中間領域を除いた部分（先端部 1 A 付近の領域と後端部 1 B 付近の領域）にわたって絆創膏構造体 1 の長手方向に延びている。図 1 c に示されるように、ガイド部領域 3 は断続的に存在してもよい（つまり複数のセクションに分かれていてもよい）。

[0036] 図 1 d の態様においては、創傷密着部領域 2 は絆創膏構造体 1 の先端部 1 A から後端部 1 B の間の距離の全部にわたって延びており、ガイド部領域 3 のスライド溝 3 A は絆創膏構造体 1 の先端部 1 A から後端部 1 B の間の中間領域のみにわたって絆創膏構造体 1 の長手方向に延びている。

[0037] 図 1 e の態様においては、創傷密着部領域 2 は絆創膏構造体 1 の先端部 1 A から後端部 1 B の間の距離の全部にわたって延びており、ガイド部領域 3 のスライド溝 3 A は絆創膏構造体 1 の先端部 1 A から後端部 1 B の間の先端部 1 A 側の領域のみにわたって絆創膏構造体 1 の長手方向に延びている。

[0038] 図 1 f の態様においては、創傷密着部領域 2 は絆創膏構造体 1 の先端部 1 A から後端部 1 B の間の距離の全部にわたって延びており、ガイド部領域 3 のスライド溝 3 A は絆創膏構造体 1 の先端部 1 A から後端部 1 B の間の後端部 1 B 側の領域のみにわたって絆創膏構造体 1 の長手方向に延びている。

[0039] 図 1 g の態様においては、絆創膏構造体 1 の先端部 1 A 側の領域がガイド部領域 3 のみで構成され、絆創膏構造体 1 の後端部 1 B 側の領域が創傷密着部領域 2 のみで構成されており、ガイド部領域 3 のスライド溝 3 A は絆創膏構造体 1 の先端部 1 A から後端部 1 B の間の先端部 1 A 側の領域のみにわたって絆創膏構造体 1 の長手方向に延びている。

[0040] 図 1 h の態様においては、絆創膏構造体 1 の後端部 1 B 側の領域がガイド

部領域 3 のみで構成され、絆創膏構造体 1 の先端部 1 A 側の領域が創傷密着部領域 2 のみで構成されており、ガイド部領域 3 のスライド溝 3 A は絆創膏構造体 1 の先端部 1 A から後端部 1 B の間の後端部 1 B 側の領域のみにわたって絆創膏構造体 1 の長手方向に延びている。

[0041] 図 1 i の態様においては、絆創膏構造体 1 の先端部 1 A から後端部 1 B の間の中間領域がガイド部領域 3 のみで構成され、絆創膏構造体 1 の先端部 1 A 付近の領域と後端部 1 B 付近の領域が創傷密着部領域 2 のみで構成されており、ガイド部領域 3 のスライド溝 3 A は該中間領域のみにわたって絆創膏構造体 1 の長手方向に延びている。

[0042] 図 1 j の態様においては、創傷密着部領域 2 は絆創膏構造体 1 の先端部 1 A から後端部 1 B の間の距離の全部にわたって延びており、ガイド部領域 3 のスライド溝 3 A は絆創膏構造体 1 の先端部 1 A から後端部 1 B の間の距離のほとんど全部（先端部 1 A 側末端部分と後端部 1 B 側末端部分を除いた部分）にわたって絆創膏構造体 1 の長手方向に連続的に延びている。

[0043] 図 1 k の態様においては、創傷密着部領域 2 は絆創膏構造体 1 の先端部 1 A から後端部 1 B の間の中間領域を除いた部分（先端部 1 A 付近の領域と後端部 1 B 付近の領域）にわたって延びており、ガイド部領域 3 のスライド溝 3 A は絆創膏構造体 1 の先端部 1 A から後端部 1 B の間の距離のほとんど全部（先端部 1 A 側末端部分と後端部 1 B 側末端部分を除いた部分）にわたって絆創膏構造体 1 の長手方向に連続的に延びている。

[0044] 図 1 l の態様においては、創傷密着部領域 2 は絆創膏構造体 1 の先端部 1 A から後端部 1 B の間の距離の全部にわたって延びており、ガイド部領域 3 のスライド溝 3 A は絆創膏構造体 1 の先端部 1 A から後端部 1 B の間の中間領域のみにわたって絆創膏構造体 1 の長手方向に延びているが、若干の傾きを持っている。

[0045] 図 1 a ～図 1 l に例示されるように、本発明の絆創膏構造体 1 においては、創傷密着部領域 2 とガイド部領域 3 の相互の位置関係の自由度が高く、治療すべき創傷の位置や状態や治療の要求事項などについての様々な条件に柔

軟に対応できるので、陥入爪による創傷を効果的・効率的・即効的に治療することができる。本発明の絆創膏構造体 1 における創傷密着部領域 2 とガイド部領域 3 の相互の位置関係は図 1 a ～図 1 i に例示されるものに限定されず、本発明の目的が達成できる限り、更に多様な位置関係を用いることができる。

[0046] 本発明の絆創膏構造体を指に装着した後の時点において創傷密着部領域 2 とガイド部領域 3 とが各々の機能を発揮し得る状態である限り、本発明の絆創膏構造体の指への装着の前と後のいずれの時点においても、創傷密着部領域 2 とガイド部領域 3 の相互の位置関係や両者の形状は特に限定されない。また、たとえば、本発明の絆創膏構造体を指に装着する際に創傷密着部領域 2 とガイド部領域 3 の相互の位置関係や両者の形状が変化してもよいし、変化しなくてもよい。

[0047] 本発明の絆創膏構造体を指に装着すると、ガイド部領域 3 のスライド溝 3 A の働きにより、該創傷密着用の柔軟性表面が陥入爪による創傷の位置までガイドされる。本発明の優れた効果が得られる限り、本発明の絆創膏構造体を指に装着する方法は特に限定されない。指への装着方法は、陥入爪の状態や、陥入爪による創傷の状態、患者の指や爪の形など、個々の症例に応じて適宜選択することができる。たとえば、本発明の絆創膏構造体を指に装着する方法の 1 つの態様においては、絆創膏構造体 1 の先端部 1 A を指の先端側から側爪甲縁（爪の側縁部）に沿って挿入し、スライド溝 3 A を側爪甲縁に沿って爪の根本方向にスライドさせることにより、創傷密着部領域 2 の創傷密着用の柔軟性表面を陥入爪による創傷の位置までガイドすることができる。本発明の絆創膏構造体を指に装着する方法の他の 1 つの態様においては、本発明の絆創膏構造体の長手方向に延びるスライド溝 3 A を指の側縁部側から側爪甲縁（爪の側縁部）にはめ込むように挿入し（この際、スライド溝 3 A が、スライド溝 3 A と爪の長手方向を横切る方向に若干スライドする）、そして所望により更に、スライド溝 3 A を側爪甲縁に沿って爪の根本方向や先端方向にスライドさせることにより、創傷密着部領域 2 の創傷密着用の柔

軟性表面を陥入爪による創傷の位置までガイドすることができる。本発明の絆創膏構造体を指に装着する際に行い得る主な動作の例としては、（１）スライド溝３Ａを側爪甲縁に沿って爪の根本方向又は爪の先端方向にスライドさせる動作、（２）スライド溝３Ａを、スライド溝３Ａと爪の長手方向を横切る方向にスライドさせる動作、及び、（３）スライド溝３Ａを爪の厚み方向に動かす動作、の３種類の動作を挙げることができる。これらの動作は、必要に応じて、又は、所望により、自由に組み合わせて用いることができる。本発明の絆創膏構造体を指に装着する際、装着後、又は取り外す際には、必要に応じて、又は、所望により、絆創膏構造体を指及び／又は爪の３次元のいずれの方向に動かしてもよい。

[0048] 本発明の絆創膏構造体を側爪甲縁に沿って指に装着すると、爪の側縁部（側爪甲縁）とそれと隣接する創傷部位との間に配置され、ガイド部領域３のスライド溝３Ａが爪の側縁部を受け入れた状態であり、且つ、創傷密着部領域２の創傷密着用の柔軟性表面が創傷部位に密着した状態で安定に保持される。

[0049] 図２は本発明の絆創膏構造体の１例の概略斜視図である。図２に示す絆創膏構造体１は、陥入爪による創傷に密着するための創傷密着用の柔軟性表面２Ａを有する創傷密着部領域２、及び側爪甲縁（爪の側縁部）を受け入れて側爪甲縁に沿って爪の長手方向にスライド可能なスライド溝３Ａを有するガイド部領域３を有する。図２に示す絆創膏構造体１は略ロッド状の全体形状とＣ字形の断面形状を有し、スライド溝３Ａ（Ｃ字形の内側空間）は絆創膏構造体１の先端部から後端部の間の距離の全部にわたって絆創膏構造体１の長手方向に延びている。

[0050] 本発明においては、絆創膏構造体１を指に装着した状態で、指の根元側に位置する該構造体１の端部をその先端部と定義し、指の先端側に位置する該構造体１の端部をその後端部と定義する。したがって、仮に、たとえば、図２の右側に位置する絆創膏構造体１の端部を指の先端側から側爪甲縁（爪の側縁部）に沿って挿入して爪の根元方向にスライドさせて装着する場合、該

端部が絆創膏構造体 1 の先端部 1 A とみなされ、他の端部が後端部 1 B とみなされる。いうまでもなく、図 2 の左側に位置する絆創膏構造体 1 の端部を指の先端側から側爪甲縁（爪の側縁部）に沿って挿入して爪の根元方向にスライドさせて装着する場合、該端部が絆創膏構造体 1 の先端部 1 A とみなされ、他の端部が後端部 1 B とみなされる。絆創膏構造体 1 の両端部のいずれを先端部 1 A または後端部 1 B とするかは、状況に応じて自由に選択することができる。

[0051] 本発明の絆創膏構造体は種々の断面形状を有することができる。本発明の絆創膏構造体の長手方向を横切る方向の断面に創傷密着部領域 2 とガイド部領域 3 の両方が現れる場合における創傷密着部領域 2 とガイド部領域 3 の相互の位置関係の代表例を示す概略断面図を図 3 a ～図 3 r に示す。

[0052] 図 3 a の態様においては、創傷密着部領域 2 とガイド部領域 3 の両方が C 字形の断面形状を有し、相互に密着している。

[0053] 図 3 b の態様においては、ガイド部領域 3 が C 字形の断面形状を有し、創傷密着部領域 2 が概ね C 字形の断面形状を有し、創傷密着部領域 2 がガイド部領域 3 の長手方向に延びる 2 つの縁部分 3 B をカバーする 2 つの縁部分 2 B を有し、創傷密着部領域 2 とガイド部領域 3 は相互に密着している。

[0054] 図 3 c の態様においては、ガイド部領域 3 が C 字形の断面形状を有し、創傷密着部領域 2 の断面形状が 2 つの略円弧形状からなり、創傷密着部領域 2 とガイド部領域 3 は相互に密着している。

[0055] 図 3 d の態様においては、ガイド部領域 3 が C 字形の断面形状を有し、創傷密着部領域 2 が略円弧状の断面形状を有し、創傷密着部領域 2 とガイド部領域 3 は相互に密着している。

[0056] 図 3 e の態様においては、創傷密着部領域 2 とガイド部領域 3 の両方が U 字形の断面形状を有し、相互に密着している。

[0057] 図 3 f の態様においては、創傷密着部領域 2 とガイド部領域 3 の両方が J 字形の断面形状を有し、相互に密着している。

[0058] 図 3 g の態様においては、創傷密着部領域 2 とガイド部領域 3 の両方が L

字形の断面形状を有し、相互に密着している。

- [0059] 図 3 h の態様においては、ガイド部領域 3 が L 字形の断面形状を有し、創傷密着部領域 2 が C 字形の断面形状を有し、創傷密着部領域 2 とガイド部領域 3 は上下の 2 点で結合しているが、相互間に間隙 G を有する。
- [0060] 図 3 i の態様においては、ガイド部領域 3 が C 字形の断面形状を有し、創傷密着部領域 2 が C 字形の断面形状を有し、創傷密着部領域 2 とガイド部領域 3 は上下の 2 点で結合しているが、相互間に間隙 G を有する。
- [0061] 図 3 j の態様においては、ガイド部領域 3 が略円弧状の断面形状を有し、創傷密着部領域 2 が C 字形の断面形状を有し、創傷密着部領域 2 とガイド部領域 3 は上下の 2 点で結合しているが、相互間に間隙 G を有する。
- [0062] 図 3 k の態様においては、創傷密着部領域 2 とガイド部領域 3 の両方が略円弧状の断面形状を有し、相互に密着している。
- [0063] 図 3 l の態様においては、創傷密着部領域 2 とガイド部領域 3 の両方が略円弧状の断面形状を有し、相互に密着している。
- [0064] 図 3 m の態様においては、ガイド部領域 3 の断面形状が 2 つの略円弧形状からなり、創傷密着部領域 2 が略円弧状の断面形状を有し、創傷密着部領域 2 とガイド部領域 3 が相互に密着している。
- [0065] 図 3 n の態様においては、創傷密着部領域 2 とガイド部領域 3 の両方が長方形の断面形状を有し、相互に密着している。
- [0066] 図 3 o の態様においては、ガイド部領域 3 が L 字形の断面形状を有し、創傷密着部領域 2 がハート形の断面形状を有し、創傷密着部領域 2 がガイド部領域 3 の全体に密着して覆っている。
- [0067] 図 3 p の態様においては、ガイド部領域 3 が L 字形の断面形状を有し、創傷密着部領域 2 が円形の断面形状を有し、創傷密着部領域 2 がガイド部領域 3 の全体に密着して覆っている。
- [0068] 図 3 q の態様においては、ガイド部領域 3 が略 L 字形の断面形状を有し、創傷密着部領域 2 とガイド部領域 3 が相互に密着しており、創傷密着部領域 2 の一部がガイド部領域 3 の開口部を通して反対側（スライド溝 3 A の側）

に突き出ている。

[0069] 図3 rの態様においては、ガイド部領域3がシグマ（ Σ ）字形の断面形状を有し、創傷密着部領域2がL字形の断面形状を有し、創傷密着部領域2とガイド部領域3が相互に密着している。

[0070] 上記間隙Gは、気密及び／又は液密に、密閉されていてもよいし、密閉されていなくてもよい。また、間隙Gは、流体（たとえば、水、体液、液状薬剤、空気、不活性ガスなど）、ゼリー状物質、粉粒体、及び／又は、創傷密着部領域2として使用できる軟質体（後述）の1種又は2種以上などを収容していてもよい。

[0071] 創傷密着部領域2の厚みは特に限定されないが、一般には0.01～10.0mmの範囲内であり、好ましくは0.05～5.0mmの範囲内であり、より好ましくは0.1～3.0mmの範囲内である。ガイド部領域3の厚みは特に限定されないが、一般には0.01～8.0mmの範囲内であり、好ましくは0.05～4.0mmの範囲内であり、より好ましくは0.1～2.0mmの範囲内である。間隙Gの厚みは特に限定されないが、一般には0.1～5.0mmの範囲内であり、好ましくは0.2～3.0mmの範囲内であり、より好ましくは0.3～2.0mmの範囲内である。

[0072] 本発明の絆創膏構造体は、絆創膏構造体の長手方向を横切る方向の断面形状が長手方向において同じであってもよいし、異なってもよい。絆創膏構造体の長手方向において断面形状が異なる場合は、たとえば、図3 a～図3 rに示す種々の断面形状の2つ以上の組み合わせを有してよい。本発明の絆創膏構造体の長手方向を横切る方向の断面形状は図3 a～図3 rに例示されるものに限定されず、本発明の目的が達成できる限り、更に多様な断面形状を用いることができる。

[0073] 本発明の絆創膏構造体を指に装着した後の時点において創傷密着部領域2とガイド部領域3とが各々の機能を発揮し得る状態である限り、本発明の絆創膏構造体の指への装着の前と後のいずれの時点においても、本発明の絆創膏構造体の長手方向を横切る方向の断面における創傷密着部領域2とガイド

部領域 3 の相互の位置関係や両者の形状は特に限定されない。また、本発明の絆創膏構造体を指に装着する際に、該断面における創傷密着部領域 2 とガイド部領域 3 の相互の位置関係や両者の形状が変化してもよいし、変化しなくてもよい。

[0074] 本発明の絆創膏構造体は種々の全体形状を有することができる。本発明の絆創膏構造体の全体形状の代表例の概略側面図を図 4 a～図 4 h に示す。

[0075] 図 4 a の態様においては、絆創膏構造体 1 の形状は長手方向において直径が変化しない略ロッド状である。

[0076] 図 4 b の態様においては、絆創膏構造体 1 の形状は、長手方向において後端部 1 B から先端部 1 A に向かって直径が減少する略ロッド状である。（言い換えれば、後端部 1 B から先端部 1 A に向かってのテーパを有する形状である。）

[0077] 図 4 c の態様においては、絆創膏構造体 1 の形状は、先端部 1 A 側末端部分が先端に向かって長手方向において直径が減少する略ロッド状である。（言い換えれば、先端部 1 A がテーパを有する形状である。）

[0078] 図 4 d の態様においては、絆創膏構造体 1 の形状は、長手方向において先端部 1 A から後端部 1 B に向かって直径が減少する略ロッド状である。（言い換えれば、先端部 1 A から後端部 1 B に向かってのテーパを有する形状である。）

[0079] 図 4 e の態様においては、絆創膏構造体 1 の形状は、後端部 1 B 側末端部分が先端に向かって長手方向において直径が減少する略ロッド状である。（言い換えれば、後端部 1 B がテーパを有する形状である。）

[0080] 図 4 f の態様においては、絆創膏構造体 1 の形状は、先端部 1 A 側末端部分と後端部 1 B 側末端部分の両方が各々の先端に向かって長手方向において直径が減少する略ロッド状である。（言い換えれば、先端部 1 A と後端部 1 B の両方がテーパを有する形状である。）

[0081] 図 4 g の態様においては、絆創膏構造体 1 の形状は、先端部 1 A 側末端部分と後端部 1 B 側末端部分の両方に球状の膨らみを有する略ロッド状である

。（言い換えれば、ダンベル形状である。）

[0082] 図4 hの態様においては、絆創膏構造体1の形状は、先端部1 Aと後端部1 Bの間の中間領域に球状の膨らみを有する略ロッド状である。

[0083] 本発明の絆創膏構造体1の指への装着のし易さの観点からは、一般に、絆創膏構造体1の先端部1 Aがテーパーを有する態様、即ち、たとえば、図4 b、図4 c、図4 fに示されるような態様が好ましい場合が多い。しかし、装着のし易さは必ずしも先端部1 Aの形状だけで決まるものではなく、治療すべき創傷の位置（爪の長手方向での）や状態、絆創膏構造体1に用いられる材料、絆創膏構造体1の指への装着を行う施術者の主観など、さまざまな要因とも関連する。したがって、絆創膏構造体1の全体形状は総合的判断に基づいて適宜選択すればよい。しかし、絆創膏構造体1がどのような全体形状を有する場合でも、陥入爪の治療に関する通常の知識と経験を有する施術者であれば、患者の指に容易に正しく装着し、陥入爪による創傷に対する即効的治療を簡単に施すことができる。

[0084] 本発明の絆創膏構造体の全体形状は図4 a～図4 hに例示されるものに限定されず、本発明の目的が達成できる限り、更に多様な全体形状を用いることができる。たとえば、本発明の絆創膏構造体は指への装着の前後のいずれにおいても、扁平形状やプレート形状やシート形状であってもよい。

[0085] 本発明の絆創膏構造体の1例を指に装着した状態における指と爪の長手方向を横切る方向での概略部分断面を図5 aに示す。図5 aに示す態様では、陥入爪Nを有する指Fの先端側から側爪甲縁（爪の側縁部）Nsに沿って装着した絆創膏構造体が、爪の側縁部Nsとそれと隣接する創傷部位Fi（二点鎖線で示す）との間に配置され、ガイド部領域3のスライド溝3 Aが爪の側縁部Nsを受け入れた状態であり、且つ、創傷密着部領域2の創傷密着用の柔軟性表面2 Aが創傷部位Fiに密着した状態で安定している。

[0086] 本発明の絆創膏構造体の他の1例を指に装着した状態における指と爪の長手方向を横切る方向での概略部分断面を図5 bに示す。図5 bに示す態様では、図5 aに示す態様と同様の構造に加えて、創傷密着部領域2が、創傷部

位 F i の影響で生じた肉芽 F g を覆って保護するための張り出し部分 2 C を有している。

[0087] 本発明の絆創膏構造体の更に他の 1 例を指に装着した状態における指と爪の長手方向を横切る方向での概略部分断面を図 5 c に示す。図 5 c に示す態様では、図 5 a に示す態様と同様の構造に加えて、絆創膏構造体を指に保持するための張り出し部分 1 E を有している。張り出し部分 1 E は、指の形状と形状変化に追従できる可撓性を有することが好ましい。張り出し部分 1 E は、たとえば、指に密着するための部分に粘着性表面を有するテープやシートで構成することができる。

[0088] 図 5 a の概略部分断面と図 5 b の概略部分断面と図 5 c の概略部分断面においては、創傷密着部領域 2 とガイド部領域 3 の両方が現れているが、陥入爪による創傷の治療のためには、治療すべき創傷部位 F i に創傷密着部領域 2 の創傷密着用の柔軟性表面 2 A が密着すればよい。したがって、本発明の絆創膏構造体を指に装着した状態における指と爪の長手方向を横切る方向でのあらゆる断面において創傷密着部領域 2 とガイド部領域 3 の両方が現れていてもよいが、その必要性はなく、いずれか 1 方だけが現れていてもよい。たとえば、図 1 a に示す態様においては絆創膏構造体の先端部 1 A から後端部 1 B の間の全長にわたって創傷密着部領域 2 とガイド部領域 3 の両方が延びているので、図 1 a に示す態様の絆創膏構造体を指に装着すると、指と爪の長手方向を横切る方向でのあらゆる断面において、必然的に創傷密着部領域 2 とガイド部領域 3 の両方が現れる。また、たとえば、図 1 c に示す態様においては絆創膏構造体の先端部 1 A から後端部 1 B の間の中間領域には創傷密着部領域 2 は存在するが、ガイド部領域 3 は存在しないので、図 1 c に示す態様の絆創膏構造体を指に装着すると、指と爪の長手方向を横切る方向での該中間領域での断面においては創傷密着部領域 2 だけが現れる。また、たとえば、図 1 i に示す態様においては絆創膏構造体の先端部 1 A から後端部 1 B の間の中間領域にはガイド部領域 3 は存在するが、創傷密着部領域 2 は存在しないので、図 1 i に示す態様の絆創膏構造体を指に装着すると、指

と爪の長手方向を横切る方向での該中間領域での断面においてはガイド部領域3だけが現れる。

[0089] 本発明の絆創膏構造体においては、創傷密着部領域2が軟質体よりなり、ガイド部領域3が硬質体よりなることが好ましい。創傷密着部領域2のための軟質体の例としては、ハイドロゲル体、ガーゼ、織布、不織布、脱脂綿体、ゴム体、発泡ポリウレタン体、スポンジ体、繊維体、可撓性の高い樹脂体、及び多孔質構造及び／又は凹凸構造により体液を吸収し且つ貯留する特性を有する材料体よりなる群から選ばれるものなどが挙げられる。ガイド部領域3のための硬質体の例としては、可撓性の低い樹脂体、可撓性の低い金属体、硬質パルプ体、ガラス体、石材体、及びセラミック体よりなる群から選ばれるものなどが挙げられる。

[0090] 本発明の絆創膏構造体を構成する材料について、以下に詳しく説明する。

[0091] 創傷密着部領域2の創傷密着用の柔軟性表面2Aは陥入爪による指の創傷に密着して治癒促進効果及び／又は治療効果を発揮するためのものである。本発明において「柔軟性表面」は、「治癒促進効果及び／又は治療効果を発揮する表面」と言い換えることができる。したがって、創傷密着部領域2を構成する材料は、通常の絆創膏や医療用パッドなど、いわゆる創傷被覆材（ドレッシング材）と少なくとも同じ程度の可撓性や柔軟性や軟質性やクッション性や体液吸収・貯留性を有することが好ましい。（本発明において、「体液吸収・貯留性」とは体液を吸収し且つ貯留する特性を意味する。）本発明の目的を達成できる限り、創傷密着部領域2を構成する材料は特に限定されないが、通常は、軟質体であることが好ましい。本発明において「軟質体」とは、可撓性、柔軟性、軟質性、クッション性、及び体液吸収・貯留性よりなる群から選ばれる少なくとも1種の性質を有し、陥入爪による指の創傷に密着して治癒促進効果及び／又は治療効果を発揮する材料体を意味する。通常の絆創膏や医療用パッドなど、いわゆる創傷被覆材（ドレッシング材）として有効に使用されている材料体は、全て本発明における「軟質体」として使用可能である。創傷密着部領域2のための好ましい軟質体の例としては

、ハイドロゲル体、ガーゼ、織布、不織布、脱脂綿体、ゴム体（天然ゴム体及び合成ゴム体）、ポリウレタン体、発泡ポリウレタン体、スポンジ体（天然スポンジ体及び人工スポンジ体）、紙体（植物繊維やその他の繊維を膠着させて製造した可撓性の高いシート体）、繊維体、植物繊維体、樹脂繊維体、ガラス繊維体、炭素繊維体、金属繊維体、可撓性の高い樹脂体、及び可撓性の高い金属体が挙げられる。好ましい軟質体の更なる例としては、多孔質構造及び／又は（細かい溝などの）凹凸構造に基づく体液吸収・貯留性を有する材料体が挙げられる。体液吸収・貯留性を有するこのような材料体は、通常、毛細管現象を示す材料体である。

[0092] これらの軟質体は単独で用いてもよいし、複数種類を組み合わせ用いてもよい。たとえば、創傷密着部領域 2 が上記軟質体の少なくとも 2 種類からなる積層構造を有し、最外層が創傷密着用の柔軟性表面 2 A を提供するものでもよい。創傷密着部領域 2 としての該積層構造における各層の厚みは、一般には 0.01 ~ 10.0 mm の範囲内であり、好ましくは 0.05 ~ 5.0 mm の範囲内であり、より好ましくは 0.1 ~ 3.0 mm の範囲内である。本発明の目的を達成できる限り、創傷密着部領域 2 は、無孔構造を有してもよいし、有孔構造を有してもよい。創傷密着部領域 2 及び創傷密着部領域 2 のための軟質体は、多孔質構造及び／又は（細かい溝などの）凹凸構造を有してもよく、また、多孔質構造及び／又は（細かい溝などの）凹凸構造に基づく体液吸収・貯留性を有してもよい。多孔質構造と凹凸構造の詳細については後述する。

[0093] 創傷密着部領域 2 のための軟質体は、材料体の種類を問わず、体液を吸収し且つ貯留する特性を有することが好ましい。該軟質体が体液を吸収し且つ貯留する特性を有すると、創傷との柔軟な密着性が高くなり、また、創傷を体液により湿潤環境下に保つことができるので、創傷を治癒する効果が高くなる。該軟質体が体液を吸収し且つ貯留する特性を有するためには、たとえば、該軟質体が毛細管現象を示す材料体であるか、または吸水能の高い分子構造を有する材料体であればよい。

[0094] 毛細管現象を示す材料体の例としては、多孔質構造体、凹凸構造体（たとえば、単数又は複数の細かい溝を有する構造体）、繊維体、繊維集合体、織布、不織布、及びメッシュ体が挙げられる。毛細管現象を示す材料体としての多孔質構造体の例としては発泡ポリウレタン体が挙げられ、発泡ポリウレタン体を有する市販される好適な創傷被覆材（ドレッシング材）の例としては、医療業界で一般に「ポリウレタンフォーム・ドレッシング材」として周知の製品、たとえば、英国の Smith & Nephew の日本法人であるスミス・アンド・ネフュー ウンド マネジメント株式会社 製の「ハイドロサイト」（Hydrosite）（登録商標）が挙げられる。また、合成樹脂とセルロースなどからなる多孔質構造体（具体的にはメッシュシートと不織布シート）を含む、市販される好適な創傷被覆材の例として、日本国の株式会社瑞光メディカル製の「プラスモイスト」（Plusmoist）（登録商標）が挙げられる。

[0095] 吸水能の高い分子構造を有する材料体は医療業界で数多く知られており、本発明では、便宜的に、それらを総称して「ハイドロゲル体」と称する。本発明において「ハイドロゲル体」という用語は、いわゆる「湿潤療法」において湿潤環境の形成に用いられる、親水性及び／又は吸水性を示す分子構造を有する全ての高分子体類を総称するものである。水や体液を吸収し且つ貯留する能力の大きさ（つまり、より大量の水や体液を、より安定に吸収し且つ貯留できる能力）という観点ではハイドロゲル体が好ましい。ハイドロゲル体は水や体液により膨潤する特性を有する。また、ハイドロゲル体は膨潤率（％）が非常に高い（約 110～約 1,000％）（上記膨潤率は、（ゲルの膨潤後の体積／ゲルの膨潤前の体積）×100の計算式で得られる値として定義される）。ハイドロゲル体の膨潤率（％）は非常に高いので、創傷密着部領域 2 として、膨潤していない状態のハイドロゲル体を用いると、絆創膏構造体 1 の指への装着時に創傷密着部領域 2 の厚みが小さくても、装着後に体液を吸収して膨潤することにより体積が大幅に増加して、創傷への密着度が高くなり、また、側爪甲縁（爪の側縁部）を押し上げて陥入爪を矯正する効果が高くなる。理想的な湿潤環境を提供して創傷治癒効果を高めると

いう観点からは、創傷密着部領域 2 の材料としてはハイドロゲル体が特に好ましい。

[0096] 創傷密着部領域 2 の材料としてハイドロゲル体を使用する場合、使用の方法や態様は特に限定されず、適宜選択することができる。たとえば、絆創膏構造体 1 の指への装着前の時点で、創傷密着部領域 2 としてのハイドロゲル体は、膨潤していない状態であってもよいし、膨潤した状態であってもよい。創傷密着部領域 2 としてハイドロゲル体を用いる場合、創傷密着部領域 2 の前記した厚み範囲は、膨潤後の値を指す。

[0097] 絆創膏構造体 1 の指への装着前の時点で、創傷密着部領域 2 としてのハイドロゲル体が膨潤していない状態である場合には、その時点では創傷密着部領域 2 が創傷密着用の柔軟性表面 2 A として機能する表面を実質的に有さない場合があり得るが、そのような絆創膏構造体 1 の指への装着後にハイドロゲル体が体液を吸収して膨潤することにより、創傷密着用の柔軟性表面 2 A が十分に生成される。したがって、本発明においては、創傷密着部領域 2 の創傷密着用の柔軟性表面 2 A は、絆創膏構造体 1 の指への装着前の時点で必ずしも存在する必要は無く、絆創膏構造体 1 の指への装着後に生成すればよい。絆創膏構造体 1 の指への装着前の時点と後の時点のいずれについても、創傷密着部領域 2 としてのハイドロゲル体を膨潤させるためには、体液を用いてもよいし、体液以外の水性液体を用いてもよいし、非水性液体（たとえばエタノール）を用いてもよい。

[0098] ハイドロゲル体は、通常の絆創膏や医療用パッドなどの創傷被覆材（ドレッシング材）において広く使用されている。市販される好適な医療用ハイドロゲル体の例としては、医療業界で一般に「ハイドロコロイド・ドレッシング材」として周知の製品、たとえば、アメリカ合衆国の ConvaTec Inc. の日本法人であるコンバテック ジャパン株式会社 製の「デュオアクティブ」（Duactive）（登録商標）、デンマーク国の Coloplast A/S の日本法人であるコロプラス株式会社 製の「コムフィール」（Comfeel）（登録商標）、アメリカ合衆国の 3M Company の日本法人であるスリーエム ジャパン株式会社

製の「テガダーム」(Tegaderm) (登録商標)、及び日本国の日東メディカル株式会社製の「アブソキュア」(Absocure) (登録商標)が挙げられる。市販される好適な医療用ハイドロゲル体の更なる例としては、医療業界で一般に「ハイドロポリマー・ドレッシング材」として周知の製品、たとえば、アメリカ合衆国のJohnson & Johnsonの日本法人であるジョンソン・エンド・ジョンソン株式会社製の「ティエール」(Tielle) (登録商標)が挙げられる。市販される好適な医療用ハイドロゲル体の更なる例としては、医療業界で一般に「繊維性ドレッシング材」や「ハイドロファイバードレッシング材」として周知の製品、たとえば、英国のSmith & Nephewの日本法人であるスミス・アンド・ネフュー ウンド マネジメント株式会社製の「デュラファイバー」(Durafiber) (登録商標)が挙げられる。市販される好適な医療用ハイドロゲル体の更なる例としては、医療業界で一般に「ハイドロジェル・ドレッシング材」として周知の製品、たとえば、英国のSmith & Nephewの日本法人であるスミス・アンド・ネフュー ウンド マネジメント株式会社製の「イントラサイト コンフォーマブル ドレッシング」(Intrasite Conformable Dressing) (登録商標)が挙げられる。市販される好適な医療用ハイドロゲル体の更なる例としては、医療業界で一般に「アルギン酸塩ドレッシング材」として周知の製品、たとえば、アメリカ合衆国のConvaTec Inc.の日本法人であるコンバテック ジャパン株式会社製の「カルトスタット」(Kaltostat) (登録商標)、及び日本国のアルケア株式会社製の「ソーブサン」(Sorbsan) (登録商標)が挙げられる。(上記に例示した市販される医療用ハイドロゲル体のうち、「イントラサイト コンフォーマブル ドレッシング」(登録商標)以外のものは、いずれも、初期状態では膨潤しておらず、創傷への適用後に、創傷から滲出する体液で膨潤するタイプである。「イントラサイト コンフォーマブル ドレッシング」(登録商標)は、水で膨潤させたハイドロゲル(ゼリー状)を不織布ガーゼに含浸させてなるドレッシング材であり、即ち、初期状態で膨潤しているタイプである。)

[0099] 本発明の目的を達成できる限り、創傷密着部領域2の形状は特に限定され

ない。しかし、一般には、たとえば、図3 a～図3 rに示される創傷密着部領域2と類似の断面を有する形状でよい。本発明の絆創膏構造体を指に装着した後の時点において創傷密着部領域2とガイド部領域3とが各々の機能を発揮し得る状態である限り、たとえば、創傷密着部領域2がガイド部領域3の全体を覆っていてもよい（図3 oと図3 p参照）。また、創傷密着部領域2は、たとえば、ガイド部領域3における縁部分や角部分の一部又は全部など、本発明の絆創膏構造体1の指への装着中や装着後に指の肉部（軟部組織）に比較的鋭い角度で接触する可能性のある部分の一部又は全部のみを覆うように配置されていてもよい（図9参照）。創傷密着部領域2を作製する方法も特に限定されない。用いる素材や所望の形状に応じた公知の加工方法を適宜選択することができる。公知の加工方法の例としては、樹脂などを用いる場合は、成形（射出成形、圧縮成形など）、折り曲げ、機械的加工、レーザー光線による加工などが挙げられる。セラミックなどを用いる場合は、所望の形状に焼結する方法、機械的加工、レーザー光線による加工などが挙げられる。金属などを用いる場合も公知の方法（ダイカスト法、プレス法、砂型鑄物法、鍛造法、機械的加工、レーザー光線による加工、粉末冶金法など）などを用いることができる。また、コーティング法を用いてもよい。3Dプリンターによる造形（積層造形法）を用いてもよいし、3Dプロッターによる造形（切削造形法）を用いてもよい。

[0100] 創傷密着部領域2の表面形状は、本発明の目的を達成できる限り、特に限定されない。創傷密着部領域2の表面形状の例としては、平面形状、曲面形状、球面形状、凹凸形状、規則的形状、不規則的形状、及びこれらの組み合わせが挙げられる。

[0101] 創傷密着部領域2の縁部分の形状は、本発明の目的を達成できる限り、特に限定されない。創傷密着部領域2の縁部分の形状の例としては、直線形状、曲線形状、円弧形状、規則的形状、不規則的形状、波打つ形状、ジグザグ形状、及びこれらの組み合わせが挙げられる。

[0102] 好ましい軟質体としての金属繊維体や可撓性の高い金属体の金属の例とし

ては、生体に有害なものでなければ特に制限がなく、たとえば、アルミニウム、銀、銅、金、白金、パラジウム、インジウム、イリジウム、鉄、錫、コバルト、クロム、ニッケル、チタン、及びそれらの合金などが挙げられる。上記の合金の例としては、銀合金、金銀パラジウム合金、金合金、陶材焼付け用合金、コバルトクロム合金、ニッケルクロム合金、及びチタン合金などが挙げられる。

[0103] 好ましい軟質体としての可撓性の高い樹脂体の例としては、合成樹脂材料（以下、屢々「プラスチック材料」と称する）からなるチューブ体や、該チューブ体の側壁を長手方向に切り開いてC字形状やU字形状や円弧形状（半円弧形状等）や略円弧形状（略半円弧形状等）やL字形状の断面を有するように加工して得られる材料体が挙げられる。本発明の開発過程における本発明者の意外な知見によると、本発明の絆創膏構造体においては、プラスチック材料からなる該チューブ体やそれを上記のように加工して得られる材料体からなる創傷密着部領域2は、単にそれ自身の可撓性を発揮するだけではなく、ガイド部領域3との間の物理的・力学的な相互作用により、治療すべき創傷に対して、絆創膏構造体全体としては創傷密着部領域2それ自体に内在するのよりも優れた可撓性・柔軟性・軟質性・クッション性を発揮するものである。

[0104] 上記チューブ体を構成するプラスチック材料の例としてはポリカーボネート、ABS樹脂（アクリロニトリルブタジエンスチレン共重合体）、ポリエチレン、ポリプロピレン、ポリエチレンテレフタレート、酢酸ビニル、ポリ塩化ビニル、ウレタン系樹脂、ナイロン、ナイロンエラストマー、ポリアミド、酢酸テニテ（tenite acetate）、シリコーンゴム、シリコーン樹脂、フッ素樹脂（ポリテトラフルオロエチレンなど）、アクリル系樹脂、ポリエーテルサルホン樹脂（PES）、ポリフェニルサルホン樹脂（PPSU）、及び一般に医療分野で生体に適用するために使用される高分子体類全般が挙げられる。これらはそれぞれ単独で用いてもよいし、組み合わせて用いてもよい。より具体的な例としては、米国BASF Corporationから入手可能なスチレンー

ブタジエンブロック共重合体（SBC）であるStyrolux（登録商標）684 D、米国Cryo Industriesから入手可能なアクリルベースの多重ポリマーであるCryo（登録商標）R40（アクリルベース）、米国SABIC Innovative Plasticsから入手可能なポリカーボネートであるLexan KR01、米国Chevron Phillips Chemical Companyから入手可能なスチレン-ブタジエン共重合体（SBC）であるK-resin（登録商標）、日本国の電気化学工業株式会社から入手可能なメチルメタクリル酸ブタジエンスチレンターポリマーであるTP-UXS（MMBS）（商品名）、韓国Samsung Cheil Industriesから入手可能なアクリロニトリルブタジエンスチレン樹脂（ABS）であるStarex（登録商標）5010、カナダ国NOVA Chemicalsから入手可能なスチレンメチルメタクリル酸ポリマー（SMMS）であるZylar（登録商標）220及びNas（登録商標）30、及び米国Toray Resin Companyから入手可能なアクリロニトリルブタジエンスチレンであるToyolac 920（透明なABS）が挙げられる。2種類以上の樹脂を混合して用いる例としては、ABS樹脂とポリカーボネートとの混合物が挙げられる。

[0105] 上記チューブ体のサイズは本発明の目的を達成できる限り特に限定されないが、外直径が0.8～10mm、内直径が0.5～5mmの範囲が好ましい。プラスチック材料からなるチューブ体としては、医療分野で広く用いられている医療用点滴チューブを好適に用いることができる。医療用点滴チューブとして非常に多くの製品が市販されている。市販の医療用点滴チューブの好ましい例としては、たとえば、日本国のニプロ株式会社製の「ニプロ輸液セット」に含まれるチューブ類、日本国のテルモ株式会社製の「ポンプ用輸液セット」に含まれるチューブ類、及び日本国の株式会社ジェイ・エム・エス製の「エクステンションチューブ」製品類などが挙げられる。また、市販されていない特別仕様の医療用プラスチックチューブを入手することを所望する場合は、たとえば、医療用器具の委託製造業者に依頼することができる。そのような医療用器具の委託製造業者の例としては、日本国の株式会社ハギテックなどが挙げられる。

[0106] プラスチック材料からなるチューブ体（又は該チューブ体の側壁を長手方向に切り開いてC字形状やU字形状などの断面を有するように加工して得られる該材料体）を創傷密着部領域2のための軟質体として用いる場合は、創傷密着用の柔軟性表面2Aとなる部分に柔軟性と体液吸収・貯留性を向上するための加工を施すことが好ましい。このような加工により、創傷との柔軟な密着性が高くなり、また、創傷を体液により湿潤環境下に保つことができるので、創傷を治癒する効果が高くなる。柔軟性と体液吸収・貯留性を向上するための加工の例としては、チューブ体の側壁の少なくとも外側表面を多孔質化すること、及びチューブ体の側壁の少なくとも外側表面に、単数又は複数の細かい溝などの凹凸構造を形成することが挙げられる。多孔質化する場合には、孔の深さは0.1mm以上であることが好ましい。孔の直径は、好ましくは0.02～4.0mmの範囲であり、より好ましくは0.05～1.5mmの範囲であり、より好ましくは0.1～0.5mmの範囲である。孔同士の間隔は0.1～2.0mmの範囲が好ましい。孔の配置は規則的でもよいし、ランダムでもよい。チューブ体の側壁中に延びる孔の形状は直線状でもよいし、曲線状でもよい。孔はチューブ体の側壁を貫通してもよいし、貫通しなくてもよい。体液吸収・貯留性を発揮できる限り、孔の詳細は特に限定されない。体液吸収・貯留性を発揮できる限り、孔は連続気孔でもよいし、非連続気孔（閉気孔）でもよいし、連続気孔と非連続気孔の組み合わせでもよい。細かい溝を形成する場合には、溝の深さは0.1mm以上であることが好ましい。溝の幅は、好ましくは0.02～4.0mmの範囲であり、より好ましくは0.05～1.5mmの範囲であり、より好ましくは0.1～0.5mmの範囲である。溝の長さは0.1～10.0mmの範囲が好ましく、溝同士の間隔は0.1～2.0mmの範囲が好ましい。溝の配置は規則的でもよいし、ランダムでもよい。溝は交差してもよいし、交差しなくてもよい。溝は直線でもよいし、曲線でもよい。溝はチューブ体の側壁を貫通してもよいし、貫通しなくてもよい。体液吸収・貯留性を発揮できる限り、細かい溝などの凹凸構造の詳細は特に限定されない。多孔質化の方法

は特に限定されず、公知の方法を用いることができる。公知の多孔質化方法の例としては、相分離法、抽出法、化学的処理法、延伸法、照射エッチング法（中性子線やレーザー光線を用いる）、融着法、発泡法、表面処理、針状体を押し込むことによる穿孔、及びこれらを組み合わせた方法が挙げられる。細かい溝などの凹凸構造を形成する方法は特に限定されず、公知の方法（成形による形成法、レーザー光線による形成法、ナイフによる形成法、ダイシングによる形成法、エッチングによる形成法など）を用いることができる。

[0107] 創傷密着部領域2のための軟質体として用いるチューブ体（又は該チューブ体の側壁を長手方向に切り開いてC字形状やU字形状などの断面を有するように加工して得られる該材料体）の側壁の少なくとも外側表面を多孔質化した状態の概略断面図を図7aに示す。図7aの垂直方向がチューブ体側壁の厚み方向である。図7aにおいて破線で示される部分が孔部である。図7bは、図7aに示す創傷密着部領域2（軟質体）をガイド部領域3（硬質体）と結合して形成した構造体を示す。図7cは、1つの材料の下層部分（水平に延びる二点鎖線より下の部分）のみを多孔質化することにより、創傷密着部領域2（軟質体）とガイド部領域3（硬質体）とを一体的に形成して得た構造体を示す。図7a～図7cに示す態様においては、多孔質化を、細かい溝などの凹凸構造を形成する方法で代替することもできる。

[0108] 好ましい軟質体としての、多孔質構造及び／又は凹凸構造に基づく体液吸収・貯留性を有する材料体については、その材質は特に限定されない。この材料体の材質の例としては、樹脂、ゴム、金属、硬質パルプ、木材、植物繊維、セルロース、ガラス、石材、セラミックなど、周知の種々の材質が挙げられる。該多孔質構造の場合、孔の深さは0.1mm以上であることが好ましい。孔の直径は、好ましくは0.02～4.0mmの範囲であり、より好ましくは0.05～1.5mmの範囲であり、より好ましくは0.1～0.5mmの範囲である。孔同士の間隔は0.1～2.0mmの範囲が好ましい。孔の配置は規則的でもよいし、ランダムでもよい。材料体中に延びる孔の

形状は直線状でもよいし、曲線状でもよい。孔は材料体を貫通してもよいし、貫通しなくてもよい。体液吸収・貯留性を発揮できる限り、孔の詳細は特に限定されない。体液吸収・貯留性を発揮できる限り、孔は連続気孔でもよいし、非連続気孔（閉気孔）でもよいし、連続気孔と非連続気孔の組み合わせでもよい。該凹凸構造は、たとえば、単数又は複数の細かい溝でよく、溝の深さは0.1 mm以上であることが好ましい。溝の幅は、好ましくは0.02～4.0 mmの範囲であり、より好ましくは0.05～1.5 mmの範囲であり、より好ましくは0.1～0.5 mmの範囲である。溝の長さは0.1～10.0 mmの範囲が好ましく、溝同士の間隔は0.1～2.0 mmの範囲が好ましい。溝の配置は規則的でもよいし、ランダムでもよい。溝は交差してもよいし、交差しなくてもよい。溝は直線でもよいし、曲線でもよい。溝は材料体を貫通してもよいし、貫通しなくてもよい。体液吸収・貯留性を発揮できる限り、溝などの凹凸構造の詳細は特に限定されない。多孔質化の方法は特に限定されず、公知の方法を用いることができる。公知の多孔質化方法の例としては、相分離法、抽出法、化学的処理法、延伸法、照射エッチング法（中性子線やレーザー光線を用いる）、融着法、発泡法、表面処理、針状体を押し込むことによる穿孔、及びこれらを組み合わせた方法が挙げられる。細かい溝などの凹凸構造を形成する方法は特に限定されず、公知の方法（成形による形成法、レーザー光線による形成法、ナイフによる形成法、ダイシングによる形成法、エッチングによる形成法など）を用いることができる。

- [0109] 本発明の絆創膏構造体において、ガイド部領域3のスライド溝3Aは、たとえば、爪の側縁部（側爪甲縁）を受け入れて側爪甲縁に沿って爪の長手方向にスライドすることを含む動作などを行うことにより、創傷密着部領域2の創傷密着用の柔軟性表面2Aを創傷部位に確実にガイドするものである。したがって、ガイド部領域3を構成する材料は、上記目的にかなう堅牢性及び／又は剛性を有するものである。本発明の目的を達成できる限りガイド部領域3を構成する材料は特に限定されないが、通常は、硬質体であることが

好ましい。本発明において「硬質体」とは、低可撓性、低柔軟性及び低軟質性よりなる群から選ばれる少なくとも1種の性質を有し、創傷密着部領域2の創傷密着用の柔軟性表面2Aを創傷部位に確実にガイドできる堅牢性及び／又は剛性を発揮する材料体を意味する。ガイド部領域3のための好ましい硬質体の例としては、可撓性の低い樹脂体、可撓性の低い金属体、硬質パルプ体、木材体、ガラス体、石材体、セラミック体、ガラス繊維体、炭素繊維体、及び金属繊維体が挙げられる。これらの硬質体は単独で用いてもよいし、複数種類を組み合わせ用いてもよい。たとえば、ガイド部領域3が上記硬質体の少なくとも2種類からなる積層構造を有し、最外層がスライド溝3Aを提供するものでもよい。ガイド部領域3としての該積層構造における各層の厚みは、一般には0.01～5.0mmの範囲内であり、好ましくは0.05～2.0mmの範囲内であり、より好ましくは0.1～1.0mmの範囲内である。本発明の目的を達成できる限り、ガイド部領域3は、無孔構造を有してもよいし、有孔構造を有してもよい。ガイド部領域3及びガイド部領域3のための硬質体は、多孔質構造及び／又は（細かい溝などの）凹凸構造を有してもよく、また、多孔質構造及び／又は（細かい溝などの）凹凸構造に基づく体液吸収・貯留性を有してもよい。多孔質構造と凹凸構造の詳細については、創傷密着部領域2に関連して上記したことが当てはまる。

[0110] 本発明の目的を達成できる限り、好ましい硬質体としての可撓性の低い樹脂体は特に限定されない。たとえば、プラスチック材料からなる種々の構造体を用いることができる。そのようなプラスチック材料の例としては、ポリカーボネート、ABS樹脂（アクリロニトリルブタジエンスチレン共重合体）、ポリエチレン、ポリプロピレン、ポリエチレンテレフタレート、酢酸ビニル、ポリ塩化ビニル、ウレタン系樹脂、ナイロン、ナイロンエラストマー、ポリアミド、酢酸テニテ（tenite acetate）、シリコーンゴム、シリコーン樹脂、フッ素樹脂（ポリテトラフルオロエチレンなど）、アクリル系樹脂、ポリエーテルサルホン樹脂（PES）、ポリフェニルサルホン樹脂（PPSU）、及び一般に医療分野で生体に適用するために使用される高分子体類全般

が挙げられる。これらはそれぞれ単独で用いてもよいし、組み合わせて用いてもよい。より具体的な例としては、米国BASF Corporationから入手可能なスチレンーブタジエンブロック共重合体（SBC）であるStyrolux（登録商標）684D、米国Cryo Industriesから入手可能なアクリルベースの多重ポリマーであるCryo（登録商標）R40（アクリルベース）、米国SABIC Innovative Plasticsから入手可能なポリカーボネートであるLexan KRO1、米国Chevron Phillips Chemical Companyから入手可能なスチレンーブタジエン共重合体（SBC）であるK-resin（登録商標）、日本国の電気化学工業株式会社から入手可能なメチルメタクリル酸ブタジエンスチレンターポリマーであるTP-UXS（MMBS）（商品名）、韓国Samsung Cheil Industriesから入手可能なアクリロニトリルブタジエンスチレン樹脂（ABS）であるStarex（登録商標）5010、カナダ国NOVA Chemicalsから入手可能なスチレンメチルメタクリル酸ポリマー（SMMS）であるZylar（登録商標）220及びNas（登録商標）30、及び米国Toray Resin Companyから入手可能なアクリロニトリルブタジエンスチレンであるToyolac 920（透明なABS）が挙げられる。2種類以上の樹脂を混合して用いる例としては、ABS樹脂とポリカーボネートとの混合物が挙げられる。

- [0111] 好ましい硬質体としての可撓性の低い樹脂体の例としては、好ましい軟質体としての可撓性の高い樹脂体の例として上記したのと同じ材料体、即ち、プラスチック材料からなるチューブ体や、該チューブ体の側壁を長手方向に切り開いてC字形状やU字形状や円弧形状（半円弧形状等）や略円弧形状（略半円弧形状等）やL字形状の断面を有するように加工して得られる材料体が挙げられる。このチューブ体の材質やサイズ、及び好ましい市販品の例についても、好ましい軟質体としての可撓性の高い樹脂体の例として上記したチューブ体に関連して上述したのと同じである。創傷密着部領域2（軟質体）とガイド部領域3（硬質体）の両方を同じ種類の材料体で構成することができる理由は、上記のように、本発明の開発過程における本発明者の意外な

知見によると、本発明の絆創膏構造体においては、プラスチック材料からなる該チューブ体やそれを上記のように加工して得られる材料体からなる創傷密着部領域 2 は、単にそれ自身の可撓性を発揮するだけではなく、ガイド部領域 3 との間の物理的・力学的な相互作用により、治療すべき創傷に対して、絆創膏構造体全体としては創傷密着部領域 2 それ自体に内在するのよりも優れた可撓性・柔軟性・軟質性・クッション性を発揮するためである。したがって、創傷密着部領域 2（軟質体）とガイド部領域 3（硬質体）の両方を同じ種類の材料体で構成しても、治療すべき創傷に対して、絆創膏構造体全体としては創傷密着部領域 2 それ自体に内在するのよりも優れた可撓性・柔軟性・軟質性・クッション性を発揮する。可撓性・柔軟性・軟質性・クッション性を向上させる観点からは、創傷密着部領域 2（軟質体）とガイド部領域 3（硬質体）の両方を同じ種類の材料体で構成する場合は、創傷密着部領域 2 とガイド部領域 3 の相互の位置関係は、たとえば図 3 h と図 3 i、図 3 j に示されるように、相互の間に間隙 G が設けられるようにすることが好ましい。間隙 G の詳細については前記の通りである。

[0112] 好ましい硬質体としての金属繊維体及び可撓性の低い金属体の金属の例としては、生体に有害なものでなければ特に制限がなく、たとえば、アルミニウム、銀、銅、金、白金、パラジウム、インジウム、イリジウム、鉄、錫、コバルト、クロム、ニッケル、チタン、及びそれらの合金などが挙げられる。上記の合金の例としては、銀合金、金銀パラジウム合金、金合金、陶材焼付け用合金、コバルトクロム合金、ニッケルクロム合金、及びチタン合金などが挙げられる。

[0113] 本発明の目的を達成できる限り、ガイド部領域 3 の形状は特に限定されない。しかし、一般には、たとえば、図 3 a ～図 3 r に示されるガイド部領域 3 と類似の断面を有する形状でよい。ガイド部領域 3 を作製する方法も特に限定されない。用いる素材や所望の形状に応じた公知の加工方法を適宜選択することができる。公知の加工方法の例としては、樹脂などを用いる場合は、成形（射出成形、圧縮成形など）、折り曲げ、機械的加工、レーザー光線

による加工などが挙げられる。セラミックなどを用いる場合は、所望の形状に焼結する方法、機械的加工、レーザー光線による加工などが挙げられる。金属などを用いる場合も公知の方法（ダイカスト法、プレス法、砂型鋳物法、鍛造法、機械的加工、レーザー光線による加工、粉末冶金法など）などを用いることができる。また、コーティング法を用いてもよい。３Ｄプリンターによる造形（積層造形法）を用いてもよいし、３Ｄプロッターによる造形（切削造形法）を用いてもよい。

[0114] ガイド部領域３の表面形状は、本発明の目的を達成できる限り、特に限定されない。ガイド部領域３の表面形状の例としては、平面形状、曲面形状、球面形状、凹凸形状、規則的形状、不規則的形状、及びこれらの組み合わせが挙げられる。

[0115] ガイド部領域３の縁部分の形状は、本発明の目的を達成できる限り、特に限定されない。ガイド部領域３の縁部分の形状の例としては、直線形状、曲線形状、円弧形状、規則的形状、不規則的形状、波打つ形状、ジグザグ形状、及びこれらの組み合わせが挙げられる。

[0116] ガイド部領域３のスライド溝３Ａの形状は、本発明の目的を達成できる限り、特に限定されない。スライド溝３Ａの断面形状は、たとえば、図３ａ～図３ｒに示されるような形状でよい。また、スライド溝３Ａの断面形状の更なる例としては、図６の（ａ）～（ｅ）に示される形状が挙げられる。図６の（ｅ）に示す態様においては、スライド溝３Ａの底部の二点鎖線で示す部分が高い可撓性を有し、ガイド部領域３が、スライド溝３Ａの長手方向の軸に沿って矢印の方向に折り曲げ（ピボット）可能になっている。また、所望により、ガイド部領域３が、スライド溝３Ａの長手方向の軸を横切る方向の軸に沿って折り曲げ（ピボット）可能になっていてもよい。ガイド部領域３がこのように折り曲げ可能であると、絆創膏構造体１の構造的自由度が増すので、絆創膏構造体１の指への装着方法の自由度や、適用可能な症例の幅が更に大きくなる。ガイド部領域３を折り曲げ（ピボット）可能なものとして構成する場合は、創傷密着部領域２もそれに追従して折り曲げ（ピボット）

可能なものとして構成する。

- [0117] ガイド部領域3のスライド溝3Aの延びる形状は、本発明の目的を達成できる限り、特に限定されない。スライド溝3Aの延びる形状の例としては、直線形状、曲線形状、円弧形状、規則的形状、不規則的形状、波打つ形状、ジグザグ形状、及びこれらの組み合わせが挙げられる。
- [0118] 創傷密着部領域2とガイド部領域3のいずれについても、その一部又は全部がセルロースからなることができる。セルロースは、一般的なセルロースでもよいし、ナノセルロースでもよいし、一般的なセルロースとナノセルロースの組み合わせでもよい。ナノセルロースの例としては、セルロースナノファイバー（CNF）（幅：約4～約100nm、長さ：約5 μ m以上）、セルロースナノクリスタル（CNC）（幅：約10～約50nm、長さ：約100～約1000nm）、及び、バクテリアルナノセルロース（BNC）（微生物により産生されるナノセルロース）が挙げられる。
- [0119] 本発明の目的を達成できる限り、創傷密着部領域2とガイド部領域3を相互に結合する方法は特に限定されない。公知の結合方法を用いることができる。結合方法の例としては、接着、溶着、溶接、嵌合などが挙げられる。また、たとえば、図7cに示すように、1つの材料の下層部分（水平に延びる二点鎖線より下の部分）のみを多孔質化することにより、創傷密着部領域2（軟質体）とガイド部領域3（硬質体）とを一体的に形成することもできる。（上記のように、図7a～図7cに示す態様においては、多孔質化を、細かい溝などの凹凸構造を形成する方法で代替することもできる。）また、たとえば、1つの材料の全体に多孔質構造及び／又は（細かい溝などの）凹凸構造を与える（但し、該材料として、多孔質構造及び／又は凹凸構造を与えてもガイド部領域3として機能できる堅牢性及び／又は剛性を有する硬質体を用いる）ことにより、創傷密着部領域2（軟質体）とガイド部領域3（硬質体）とを一体的に形成することもできる。（多孔質構造と凹凸構造の詳細については、創傷密着部領域2とガイド部領域3に関連して上記したことが当てはまる。）また、たとえば、創傷密着部領域2を形成する材料が液体（

即ち、溶液、分散体、溶融体など）で提供される場合は、該液体をガイド部領域 3 の所望の個所にコーティングして乾燥又は固体化させることにより、創傷密着部領域 2 とガイド部領域 3 を相互に結合することができる。創傷密着部領域 2 とガイド部領域 3 の少なくとも 1 つが、相互の結合に有効な粘着性を有する場合は、その粘着性を利用して相互に結合してもよい。3D プリンターによる造形（積層造形法）及び／又は 3D プロッターによる造形（切削造形法）を用いて、創傷密着部領域 2 とガイド部領域 3 とを一体的に形成してもよい。

[0120] 創傷密着部領域 2 とガイド部領域 3 を相互に接着する際に使用する接着剤としては、公知の接着剤を使用することができる。公知の接着剤の例としては、日本国の東亜合成株式会社製「アロンアルファ」（登録商標）などが挙げられる。また、特に好ましい接着剤の例としては、医療用の接着剤である日本国の東亜合成株式会社製アロンアルファ A 「三共」（登録商標）が挙げられる。また、たとえば一般的に付け爪を自爪に接着する際に利用される所謂「ネイルグルー」と称される接着剤を使用することができる。また、ネイルグルーと共に、接着時間を短縮するためにアクティベーター（硬化促進剤）を使用しても良い。ネイルグルーの具体例としては、「ibd 5second ネイルグルー」（日本国の株式会社シンワコーポレーション製）等が挙げられ、アクティベーターの具体例としては、「MITHOS アクティベーター」（日本国の株式会社シンワコーポレーション製）等が挙げられる。

[0121] 本発明の絆創膏構造体 1 の 1 つの態様の概略斜視図を図 8 に示す。図 8 に示す絆創膏構造体 1 においては、ガイド部領域 3 が C 字形の断面形状を有し、ガイド部領域 3 の両末端部の外側表面に創傷密着部領域 2 が配置されている。図 8 に示すように、本発明の絆創膏構造体は絆創膏構造体 1 の指への装着を容易にするための取っ手 1C を有してもよい。

[0122] 本発明の絆創膏構造体 1 の他の 1 つの態様の概略斜視図を図 9 に示す。図 9 に示す絆創膏構造体 1 は、ガイド部領域 3 の長手方向に延びる 1 つの縁部分とその両端の角部分にのみ（即ち、本発明の絆創膏構造体 1 の指への装着

中や装着後に指の肉部（軟部組織）に比較的鋭い角度で接触する可能性のある部分にのみ）創傷密着部領域 2 が配置されている以外は図 8 に示す絆創膏構造体 1 と同じ構造を有している。

[0123] 本発明の絆創膏構造体 1 の更に他の 1 つの態様の概略斜視図を図 10 に示す。図 10 に示す絆創膏構造体 1 においては、ガイド部領域 3 が J 字形の断面形状を有し、ガイド部領域 3 の 1 箇所の外側表面に創傷密着部領域 2 が配置されている。図 10 に示す絆創膏構造体 1 も絆創膏構造体 1 の指への装着を容易にするための取っ手 1 C を有している。図 10 に示す態様では、取っ手 1 C が本体部分と一体的に形成されていて、両者の境界が明確ではない。

[0124] 上述した以外にも、本発明の絆創膏構造体 1 は様々な形状をとることができる。本発明の目的が達成できる限り、本発明の絆創膏構造体 1 の指への装着の前と後のいずれの時点においても、創傷密着部領域 2 とガイド部領域 3 の相互の位置関係や両者の形状は特に限定されない。また、たとえば、本発明の絆創膏構造体を指に装着する際に創傷密着部領域 2 とガイド部領域 3 の相互の位置関係や両者の形状が変化してもよいし、変化しなくてもよい。たとえば、本発明の絆創膏構造体 1 の 1 つの態様においては、ガイド部領域 3 が開口部を有する枠体状構造を有し、創傷密着部領域 2 の少なくとも一部が該開口部を覆うように位置しており、絆創膏構造体 1 を指に装着する際に創傷密着部領域 2 の該少なくとも一部が応力を受けて該開口部を通過して反対側に露出してもよい。

[0125] 本発明の絆創膏構造体 1 は指に簡単に装着することができる。本発明の優れた効果が得られる限り、本発明の絆創膏構造体 1 を指に装着する方法は特に限定されない。指への装着方法は、陥入爪の状態や、陥入爪による創傷の状態、患者の指や爪の形など、個々の症例に応じて適宜選択することができる。本発明の絆創膏構造体 1 を指に装着する方法の 1 例においては、絆創膏構造体 1 の先端部 1 A を指 F の先端側から側爪甲縁 N s に沿って挿入し、ガイド部領域 3 のスライド溝 3 A を側爪甲縁（爪の側縁部）N s に沿って爪 N の根本方向にスライドさせることにより、創傷密着部領域 2 の創傷密着用の

柔軟性表面 2 A を陷入爪による創傷 F i の位置までガイドする（図 5 a、図 5 b、図 5 c を参照）。本発明の絆創膏構造体 1 を用いると、たとえ、治療すべき創傷 F i が爪の根元部分（後爪郭により覆われていて視認できない）に位置していても、創傷密着用の柔軟性表面 2 A を創傷 F i まで確実にガイドすることができる。これは従来技術では不可能なことである。また、本発明の絆創膏構造体は、側爪甲縁（爪の側縁部）を押し上げる効果により、陷入爪を矯正する効果も発揮するので、陷入爪の矯正を補助する機能も有する。

[0126] 1 つの指に装着する本発明の絆創膏構造体 1 の数は特に限定されない。1 つの指に対して、本発明の絆創膏構造体 1 を 2 つ以上同時に用いてもよく、この場合、該 2 つ以上同時に用いられる絆創膏構造体 1 が左右 2 つの側爪甲縁（爪の側縁部）のうちの 1 つの側のみに存在してもよいし、2 つの側爪甲縁（爪の側縁部）に分かれて存在してもよい。1 つの側爪甲縁（爪の側縁部）に存在する絆創膏構造体 1 の数は特に限定されない。1 つの指に対して本発明の絆創膏構造体 1 を 2 つ以上同時に用いる場合に、該 2 つ以上の絆創膏構造体 1 のうちの少なくとも 2 つを相互に接合してもよい。該少なくとも 2 つの絆創膏構造体 1 を相互に接合する方法は特に限定されない。たとえば、別途の橋かけ用部材などを介して接着剤などで相互に接合してもよいし、橋かけ用部材などを介さず、直接的に接合してもよい。

[0127] 絆創膏構造体 1 の 1 例を指へ装着した状態を図 11 に示す。絆創膏構造体 1 の指への装着後、所望により、絆創膏構造体 1 を爪に接着してもよい。また、絆創膏構造体 1 の指への装着後、所望により、取っ手 1 C を切断してもよい。また、爪の幅方向（つまり爪の長手方向を横切る方向）の湾曲の曲率よりも小さい曲率の湾曲形状を取っ手 1 C に持たせるか、または、取っ手 1 C を平板形状としておき、絆創膏構造体 1 の指への装着後に取っ手 1 C を爪の上側表面に接着すると、取っ手 1 C が板バネのように機能して、側爪甲縁（爪の側縁部）を引き上げる応力を与えるので、陷入爪を矯正する機能を大きく発揮する。

[0128] 陥入爪が爪の側縁部（側爪甲縁）ではなく爪の先端縁部に生じている場合は、本発明の絆創膏構造体 1 を爪の先端縁部に沿って装着してよい。陥入爪が爪の側縁部（側爪甲縁）と爪の先端縁部の両方に生じている場合は、本発明の絆創膏構造体 1 の少なくとも 2 つを爪の側縁部と爪の先端縁部の両方に沿って装着してよい。

[0129] 絆創膏構造体 1 の指への装着後に、絆創膏構造体 1 を爪に接着する際や、取っ手 1 C を爪の上側表面に接着する際に使用する接着剤としては、公知の接着剤を使用することができる。公知の接着剤の例としては、日本国の東亜合成株式会社製「アロンアルファ」（登録商標）などが挙げられる。また、特に好ましい接着剤の例としては、医療用の接着剤である日本国の東亜合成株式会社製アロンアルファ A 「三共」（登録商標）が挙げられる。また、たとえば一般的に付け爪を自爪に接着する際に利用される所謂「ネイルグルー」と称される接着剤を使用することができる。また、ネイルグルーと共に、接着時間を短縮するためにアクティベーター（硬化促進剤）を使用しても良い。ネイルグルーの具体例としては、「ibd 5second ネイルグルー」（日本国の株式会社シンワコーポレーション製）等が挙げられ、アクティベーターの具体例としては、「MITHOS アクティベーター」（日本国の株式会社シンワコーポレーション製）等が挙げられる。

[0130] 絆創膏構造体 1 が、図 1 d、図 1 f、図 1 h、図 1 i、図 1 l に示されるような、先端部 1 A 側の比較的大きな領域が創傷密着部領域 2（たとえば脱脂綿体やスポンジ体）のみで構成されている態様の場合は、先端部 1 A 側の部位の可撓性・柔軟性・軟質性が非常に高いことがある。このような態様の絆創膏構造体 1 の装着の際には、たとえば、まず先端部 1 A 側（たとえば脱脂綿体やスポンジ体）を指 F の先端側から側爪甲縁 N s に沿って詰め込むように挿入し（図 5 a などを参照）、その後ろからガイド部領域 3（硬質体）で先端部 1 A 側を爪の根元方向に更に押し込むようにして装着する。

[0131] 絆創膏構造体 1 が、図 1 d、図 1 e、図 1 g、図 1 i、図 1 l に示されるような、後端部 1 B 側の比較的大きな領域が創傷密着部領域 2（たとえば脱

脂綿体やスポンジ体)のみで構成されている態様の場合は、後端部1B側の部位の可撓性・柔軟性・軟質性が非常に高いことがある。このような態様の絆創膏構造体1の装着の際には、ガイド部領域3(硬質体)が後端部1B側(たとえば脱脂綿体やスポンジ体)よりも前方に位置しているので、たとえば、ガイド部領域3(硬質体)を指Fの先端側から側爪甲縁Nsに沿って先に挿入し(図5aなどを参照)、このガイド部領域3(硬質体)で後端部1B側(たとえば脱脂綿体やスポンジ体)を爪の根元方向に牽引するようにして装着する。

[0132] 図12aに示されるように、本発明の絆創膏構造体の1つの態様においては、絆創膏構造体1の後端部1Bから絆創膏構造体1の長手方向を横切る方向に延びる伸長部分1Dを更に有し、該伸長部分1Dは、絆創膏構造体1を指に装着した際に爪の先端縁部を受け入れる溝(図示しない)を有する。この態様においても取っ手1Cを有してよく、図12aにおいては取っ手1Cを二点鎖線で示す。伸長部分1Dを有するこの態様の絆創膏構造体1を指に装着した状態の概略図を図12bに示す。伸長部分1Dの構造や機能には特に限定がなく、本体部分と同じ構造や機能を有してもよいし、有さなくてもよい。たとえば、伸長部分1Dが創傷密着部領域2を有してもよいし、有さなくてもよい。伸長部分1Dの溝は単に爪の先端縁部を受け入れるだけの機能を有するだけでもよい。いずれにしても、伸長部分1Dは爪の先端縁部を受け入れるので、指に装着した絆創膏構造体1がより安定に保持される。

[0133] 図13aに示されるように、本発明の絆創膏構造体の1つの態様においては、爪の両側の側爪甲縁(爪の側縁部)に沿って指に装着される1組の絆創膏構造体1であって、該1組の絆創膏構造体1の各々の後端部1Bの間を橋かけするように該1組の絆創膏構造体1の長手方向を横切る方向に延びる橋かけ伸長部分1Daを更に有し、該伸長部分1Daは、該1組の絆創膏構造体1を指に装着した際に爪の先端縁部を受け入れる溝(図示しない)を有する。この態様においては取っ手1Ca(該1組の絆創膏構造体1の間を橋かけする形状の)を有してよく、図13aにおいては取っ手1Caを二点鎖線

で示す。橋かけ伸長部分 1 D a を有するこの態様の 1 組の絆創膏構造体 1 を指に装着した状態の概略図を図 1 3 b に示す。橋かけ伸長部分 1 D a の構造や機能には特に限定がなく、本体部分と同じ構造や機能を有してもよいし、有さなくてもよい。たとえば、橋かけ伸長部分 1 D a が創傷密着部領域 2 を有してもよいし、有さなくてもよい。橋かけ伸長部分 1 D a の溝は単に爪の先端縁部を受け入れるだけの機能を有するだけでもよい。いずれにしても、橋かけ伸長部分 1 D a は爪の先端縁部を受け入れるので、指に装着した 1 組の絆創膏構造体 1 がより安定に保持される。

[0134] 本発明の絆創膏構造体のサイズは特に限定されない。サイズは、治療すべき創傷のある指のサイズ、爪のサイズ（特に側爪甲縁（爪の側縁部）の長さ）、治療すべき創傷の位置や状態や治療の要求事項などに基づき適宜選択することができる。しかし、一般に、本発明の絆創膏構造体の長手方向に沿って測定されるサイズは、0.5～120mmの範囲内であり、絆創膏構造体の適用可能性をより高める観点から、好ましくは2.0～60mmの範囲内であり、より好ましくは3.0～20mmの範囲内である。本発明の絆創膏構造体の長手方向を横切る方向に沿って測定されるサイズは、一般に、0.5～120mmの範囲内であり、絆創膏構造体の適用可能性をより高める観点から、好ましくは2.0～60mmの範囲内であり、より好ましくは3.0～20mmの範囲内である。（上記サイズはいずれも、取っ手 1 C や伸長部分 1 D を除いた本体部分のサイズである。ただし、たとえば、図 1 0 に示す態様のように、取っ手 1 C が本体部分と一体的に形成されていて、両者の境界が明確でない場合は、取っ手 1 C を含むサイズと考えてもよい。）本発明の絆創膏構造体の厚み（即ち、本発明の絆創膏構造体の長手方向と該長手方向を横切る方向の両方に直角な方向に沿って測定されるサイズ）は、一般に、0.1～30mmの範囲内であり、絆創膏構造体の適用可能性をより高める観点から、好ましくは1.0～20mmの範囲内であり、より好ましくは2.0～15mmの範囲内である。本発明の絆創膏構造体の厚みは、均一でもよいし、不均一でもよい。

[0135] 所望により、本発明の絆創膏構造体の創傷密着部領域2とガイド部領域3よりなる群から選ばれる少なくとも1つに創傷の治癒に貢献する薬剤を適用してもよい。適用方法としては、塗布や含浸など公知の方法が利用できる。そのような薬剤の例としては、無機系抗菌剤（スルファジアジン銀（SSD）など）、抗生剤、爪の栄養剤（たとえば、水溶性ケラチン、ビタミンH）が挙げられる。しかし、そのような薬剤を併用しなくても、本発明の絆創膏構造体を用いると、陥入爪による創傷を効果的・効率的・即効的に治療することができる。

[0136] 本発明の絆創膏構造体を指に装着すると、創傷の激しい痛みでもほぼ瞬時に又は数秒以内に大幅に緩和し、数分から数十分以内には痛みはほぼ完全に解消する。また、装着後に創傷治癒が急速に進み、通常、装着から約1週間～約10日以内のごく短期間で創傷治癒が完了する。一方、従来技術による治療法においては、陥入爪による創傷への即効的治療効果を発揮することができない（即ち、創傷の痛みが即座に消失しない）うえ、重症の創傷の場合は、長期間（約1か月～約2か月ほど）をかけて治療を行っても創傷の十分な治癒が得られない場合が多く、また、創傷の十分な治癒を得るには約2か月～約3か月もの治療期間を要する場合が多いことが、当業界では周知である。

[0137] 以下に、実施例を挙げて本発明をさらに詳しく説明するが、これは本発明の範囲を限定するものではない。

実施例 1

[0138] 図10に示すような形状を有する絆創膏構造体を用いて、24歳の女性患者（左第一足指に陥入爪を有する）に対して陥入爪創傷の治療を行なった。

[0139] 1. 絆創膏構造体の材質と寸法

絆創膏構造体の創傷密着部領域2の材質としてはハイドロゲルシート（日本国のコンバテック ジャパン株式会社 製の「デュオアクティブ ET」（登録商標））（膨潤前の厚み：0.7mm）を用い、ガイド部領域3の材質としてはABS樹脂を用いた。ガイド部領域3の厚み：0.5mm。（用いた

ハイドロゲル シートは、初期状態では膨潤しておらず、創傷への適用後に、創傷から滲出する体液で膨潤するタイプである。) 創傷密着部領域 2 とガイド部領域 3 の相互の接着には、医療用の接着剤である日本国の東亜合成株式会社 製のアロンアルファ A 「三共」 (登録商標) を用いた。絆創膏構造体の長手方向に沿って測定されるサイズは、10 mm であった。絆創膏構造体の長手方向を横切る方向に沿って測定されるサイズ (取っ手 1 C を含む) は、14 mm であり、このうち、創傷密着部領域 2 の存在する部分のサイズは 8 mm であった。

[0140] 2. 治療方法

絆創膏構造体の先端部を爪の先端側から側爪甲縁に沿って挿入し、スライド溝 3 A を側爪甲縁に沿って爪の根本方向にスライドさせることにより、創傷密着部領域 2 の創傷密着用の柔軟性表面 2 A を陥入爪による創傷の位置までガイドした。絆創膏構造体の全体が爪先端 (フリーエッジ) よりも奥に達するまで押し込んだ。次に、ガイド部領域 3 及び取っ手 1 C と爪の上側表面との間に接着剤 (日本国の東亜合成株式会社製「アロンアルファ」 A 「三共」 (登録商標)) を流し込み、絆創膏構造体を爪の上側表面に接着・固定した。

上記装着操作を第 1 治療日に行った。第 1 治療日の 7 日後 (第 2 治療日) に絆創膏構造体を取り外し、再度上記と同じ装着操作を行なって、絆創膏構造体を交換した。第 2 治療日の 6 日後に、患者の入浴中に絆創膏構造体が自然に外れ、その翌日 (第 2 治療日の 7 日後) に本発明者が足指を観察して、完治を確認した。

[0141] 3. 治癒の経過の詳細

第 1 治療日における治療処置 (絆創膏構造体の装着) 前の足指の写真を図 14 a と図 14 b に示す。大きな肉芽形成、発赤、腫脹、及び疼痛が認められた。歩行困難であった。

[0142] 第 1 治療日における治療処置 (絆創膏構造体の装着) 後の足指の写真を図 15 a と図 15 b に示す。絆創膏構造体の装着直後に疼痛が消失し、歩行が

改善した。

第2治療日（第1治療日の7日後）における治療処置（絆創膏構造体の交換）前の足指の写真を図16aと図16bに示す。この時点で約80%程度の治癒が認められた。疼痛は無く、歩行も正常であった。

第2治療日（第1治療日の7日後）における治療処置（絆創膏構造体の交換）後の足指の写真を図17aと図17bに示す。

第2治療日の7日後における足指の写真を図18aと図18bに示す。若干の腫脹が残る以外は完治していた。第2治療日の2～3日後（即ち、第1治療日の9～10日後）には完治していたものと推定される。

実施例 2

[0143] 実施例1におけるのと実質的に同様の絆創膏構造体を用いて、20歳の女性患者（左第一足指に陥入爪を有する）に対して、実施例1の第1治療日と同様の操作により陥入爪創傷の治療を行なった。

治療日の7日後に本発明者が足指を観察して、完治を確認した。

[0144] （治癒の経過の詳細）

治療日における治療処置（絆創膏構造体の装着）前の足指の写真を図19aと図19bに示す。著しい疼痛、内出血、炎症、及び肉芽形成が認められた。歩行困難であった。

治療日における治療処置（絆創膏構造体の装着）後の足指の写真を図20aと図20bに示す。絆創膏構造体の装着直後に疼痛が消失し、歩行が改善した。

治療日の7日後に絆創膏構造体を取り外す前の足指の写真を図21aと図21bに示す。

治療日の7日後に絆創膏構造体を取り外した後の足指の写真を図22aと図22bに示す。完治していた。

実施例 3

[0145] 実施例1におけるのと実質的に同様の絆創膏構造体を用いて、27歳の女性患者（左第一足指に陥入爪を有する）に対して、実施例1の第1治療日と

同様の操作により陥入爪創傷の治療を行なった。但し、実施例 3 の患者は左第一足指の両側の側爪甲縁（爪の側縁部）により指の両側に創傷を有していたので、互いに線対称の形状（言い換えれば互いに鏡像関係にある形状）を有する 2 個（1 対）の絆創膏構造体を用いた。該 1 対の絆創膏構造体を 1 つずつ指の両側に装着して、接着剤で爪の上側表面に接着・固定し、その際、両者の取っ手 1 C を爪の上側表面で互いに重ね合わせて、接着剤で相互に接着・固定した。

治療日の 7 日後に本発明者が足指を観察して、ほぼ完治を確認した。

[0146] （治癒の経過の詳細）

治療日における治療処置（絆創膏構造体の装着）前の足指の写真を図 2 3 a と図 2 3 b に示す。爪の欠損、著しい疼痛、内出血、炎症、腫脹、及び肉芽形成が認められた。歩行困難であった。

治療日における治療処置（絆創膏構造体の装着）後の足指の写真を図 2 4 a と図 2 4 b に示す。絆創膏構造体の装着直後に疼痛が消失し、歩行が改善した。

治療日の 7 日後に絆創膏構造体を取り外す前の足指の写真を図 2 5 a と図 2 5 b に示す。

治療日の 7 日後に絆創膏構造体を取り外した後の足指の写真を図 2 6 a と図 2 6 b に示す。ほぼ完治していた。炎症所見がほぼ消失し、肉芽部分の上皮化がほぼ完成していた。後は数日以内に自然治癒により完治することが明らかであった。

比較例 1

[0147] 創傷密着部領域 2 を有しない以外は実施例 1 におけるのと同様の構造を有する器具を用いて、4 5 歳の男性患者（左第一足指に陥入爪を有する）に対して、実施例 1 の第 1 治療日と同様の操作により陥入爪創傷の治療を行なった。治療前の陥入爪創傷の状態は実施例 1 とほぼ同様であった。定期的（約 1 週間ごと）に器具の交換と患部の消毒を行ない、約 2 か月間にわたって治療を継続した。

[0148] (治癒の経過の詳細)

治療開始から約2か月後の時点での治癒の程度は約50%程度であった。まだ歩行困難であった。器具の最初の装着(治療開始)から約1週間後には疼痛が若干緩和したが、疼痛は消失せず、約2か月後の時点でも疼痛が認められた。

産業上の利用可能性

[0149] 本発明の絆創膏構造体を指に装着すると、ガイド部領域3のスライド溝3Aの働きにより、創傷密着部領域2の創傷密着用の柔軟性表面2Aが陥入爪による創傷の位置まで確実にガイドされる。本発明の絆創膏構造体を用いると、創傷密着部領域2とガイド部領域3との連携により、陥入爪の変形の程度や陥入爪による創傷の痛みの重症度に関わらず、爪の先端付近の陥入爪創傷だけでなく、従来技術では効果的・効率的な治療の難しかった、爪の根元付近の陥入爪創傷を確実に治療できるので、陥入爪による創傷を効果的・効率的に治療することができ、また、陥入爪による創傷の痛みを急速・大幅に緩和すること(即ち、即効的治療を行うこと)ができる。また、本発明の絆創膏構造体は、側爪甲縁(爪の側縁部)を押し上げる効果により、陥入爪を矯正する効果も発揮するので、陥入爪の矯正を補助する機能も有する。

符号の説明

- [0150] 1 絆創膏構造体
- 1 A 絆創膏構造体の先端部
- 1 B 絆創膏構造体の後端部
- 1 C 絆創膏構造体の取っ手の1例
- 1 C a 絆創膏構造体の取っ手の他の1例
- 1 D 絆創膏構造体の後端部から長手方向を横切る方向に延びる伸長部分の1例
- 1 D a 絆創膏構造体の後端部から長手方向を横切る方向に延びる伸長部分の他の1例
- 1 E 絆創膏構造体を指に保持するための張り出し部分

- 2 創傷密着部領域
- 2 A 創傷密着用の柔軟性表面
- 2 B 創傷密着部領域がガイド部領域の長手方向に延びる 2 つの縁部分をカバーする 2 つの縁部分
- 2 C 肉芽を覆って保護するための張り出し部分
- 3 ガイド部領域
- 3 A スライド溝
- 3 B ガイド部領域の長手方向に延びる 2 つの縁部分
- F 患者の指
- F i 陥入爪による創傷
- F g 創傷の影響で生じた肉芽
- G 創傷密着部領域とガイド部領域との間の間隙
- N 爪
- N s 側爪甲縁（爪の側縁部）

請求の範囲

[請求項1] 陥入爪による創傷を治療するために側爪甲縁に沿って指に装着される絆創膏構造体であって、

(i) 陥入爪による創傷に密着するための創傷密着用の柔軟性表面を有する創傷密着部領域、及び

(ii) 側爪甲縁を受け入れて側爪甲縁に沿って爪の長手方向にスライド可能なスライド溝を有するガイド部領域を有し、

該絆創膏構造体は略ロッド状の形状を有し、該スライド溝は該絆創膏構造体の先端部から後端部の間の距離の少なくとも一部にわたって該絆創膏構造体の長手方向に延びており、

ただし、該絆創膏構造体を指に装着した状態で、指の根元側に位置する該構造体の端部をその先端部と定義し、指の先端側に位置する該構造体の端部をその後端部と定義し、

該絆創膏構造体を指に装着すると、該創傷密着用の柔軟性表面が陥入爪による創傷の位置までガイドされることを特徴とする絆創膏構造体。

[請求項2] 創傷密着部領域が軟質体よりなり、ガイド部領域が硬質体よりなることを特徴とする請求項1に記載の構造体。

[請求項3] 創傷密着部領域のための軟質体が、ハイドロゲル体、ガーゼ、織布、不織布、脱脂綿体、ゴム体、発泡ポリウレタン体、スポンジ体、繊維体、可撓性の高い樹脂体、及び多孔質構造及び／又は凹凸構造により体液を吸収し且つ貯留する特性を有する材料体よりなる群から選ばれ、そして、

ガイド部領域のための硬質体が、可撓性の低い樹脂体、可撓性の低い金属体、硬質パルプ体、ガラス体、石材体、及びセラミック体よりなる群から選ばれることを特徴とする請求項2に記載の構造体。

[請求項4] 創傷密着部領域が体液を吸収し且つ貯留する特性を有することを特

徴とする請求項 1 又は 2 に記載の構造体。

[請求項5] 該絆創膏構造体の指への装着を容易にするための取っ手を更に有することを特徴とする請求項 1 ～ 4 のいずれかに記載の構造体。

[請求項6] 該絆創膏構造体の後端部から該絆創膏構造体の長手方向を横切る方向に延びる伸長部分を更に有し、該伸長部分は、該絆創膏構造体を指に装着した際に爪の先端縁部を受け入れる溝を有することを特徴とする請求項 1 ～ 5 のいずれかに記載の構造体。